

Aus der Klinik für Unfallchirurgie, Orthopädie und Plastische Chirurgie
(Direktor Prof. Dr. med. W. Lehmann)
Medizinische Fakultät der Universität Göttingen

**Vergleich der anatomischen Achsen zur
Ausrichtung der femoralen Komponente mit
einer navigierten durch Bandspannung
bestimmten funktionellen Rotationsachse in der
Kniegelenksendoprothetik am Leichenmodell**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizinischen Fakultät der
Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Matthias Otto Vincent Pietzka

aus

Göttingen

Göttingen 2020

Dekan:	Prof. Dr. W. Brück
Referent/in:	PD Dr. T. A. Walde
Ko-Referent/in:	PD Dr. J. Kowallick
Drittreferent/in:	Prof. Dr. M. Oppermann
Datum der mündlichen Prüfung:	25.05.2021

Hiermit erkläre ich, die Dissertation mit dem Titel "Vergleich der anatomischen Achsen zur Ausrichtung der femoralen Komponente mit einer navigierten durch Bandspannung bestimmten funktionellen Rotationsachse in der Kniegelenksendoprothetik am Leichenmodell" eigenständig angefertigt und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

Göttingen, den

.....

(Unterschrift)

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	IV
Abkürzungsverzeichnis	V
1 Einleitung	1
1.1 Anatomie des Kniegelenks	1
1.2 Biomechanik und Funktionelle Anatomie des Kniegelenks	3
1.2.1 Die Extension-Flexion im Kniegelenk	3
1.2.2 Der Bogen zwischen 20° und 120°	4
1.2.3 Der Bogen von 20° Beugung bis zur vollen Streckung	6
1.2.4 Der Bogen zwischen 120° und 160°	6
1.3 Arthrose	7
1.3.1 Allgemeines	7
1.3.2 Gonarthrose	8
1.3.2.1 Ätiologie	9
1.3.2.2 Pathogenese	9
1.3.2.3 Diagnostik	10
1.3.3 Kosten und Ausblick	11
1.4 Therapie der Gonarthrose	11
1.4.1 Konservative Therapie der Gonarthrose	12
1.4.2 Operative Therapie	14
1.4.2.1 Arthroskopische Verfahren	14
1.4.2.2 Gelenknahe Osteotomien und unikompartimentelle Schlittenprothese	14
1.4.2.3 Kniegelenktotalendoprothese (bikondylärer Ober- flächenersatz)	16
1.5 Zahlen	17
1.6 Ausblick	18
1.7 Gründe des Prothesenversagens	19
1.7.1 Femorale Fehlrotation	19

1.8	Achsen zur Rotationsausrichtung der femoralen Komponente.....	20
1.8.1	Anatomische Achsen zur Bestimmung der femoralen Rotation in der Kniegelenktotalendoprothetik	20
1.8.2	Funktionelle Rotationsachse.....	21
1.9	Navigation in der Endoprothetik des Kniegelenks	22
1.10	Ziel der Studie.....	22
2	Material und Methodik	23
2.1	Körperspender.....	23
2.2	Ausschlusskriterien	24
2.3	Computertomographie.....	24
2.3.1	Prä- und postoperatives CT	24
2.4	Operationstechnik.....	25
2.5	Auswertung der Achsen in Abhängigkeit von der Flexions- Extensionsachse	29
2.6	Statistische Analysen	32
3	Ergebnisse	33
4	Diskussion.....	37
5	Zusammenfassung	45
6	Literaturverzeichnis.....	46

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Kreuz- und Kollateralbänder des Kniegelenks. Ansicht von ventral und medial	1
Abbildung 2: Kreuz- und Kollateralbänder des Kniegelenks. Ansicht von medial und lateral	2
Abbildung 3: Mögliche Einteilung der Flexionsbögen im Kniegelenk	4
Abbildung 4: Axialer Schnitt durch das Kniegelenk.....	5
Abbildung 5: Lebenszeitprävalenz der Arthrose	8
Abbildung 6: Lebenszeitprävalenz der Arthrose nach Body-Mass-Index.....	8
Abbildung 7: Präoperative, radiologische Diagnostik.....	15
Abbildung 8: Postoperative, radiologische Kontrolle	15
Abbildung 9: Prothesentypen.....	17
Abbildung 10: Anzahl der Knie-Endoprothesen-Erstimplantationen in Deutschland (2009-2014)	17
Abbildung 11: Fehlermechanismus und prozentualer Anteil der Patienten	19
Abbildung 12: CT axial rechtes Kniegelenk	21
Abbildung 13: Mechanische Achse der unteren Extremität zwischen 5° und 125° Flexion	27
Abbildung 14: Blick auf die Femurkondylen nach Resektion des vorderen Kreuzbandes.....	27
Abbildung 15: Vier-in-eins-Sägeblock	29
Abbildung 16: Bestimmung der posterioren Rotationszentren	30
Abbildung 17: Präoperative Bestimmung der anatomischen Achsen	31
Abbildung 18: Postoperatives axiales CT Knie rechts	31
Abbildung 19: Absolute Winkelabweichung der einzelnen Achsen zur FEA	33
Abbildung 20: Tendenz der Achsen zur Außen- oder Innenrotation.....	35

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Ursachen der sekundären Arthrose	7
Tabelle 2:	Endogene und exogene Risikofaktoren für die Entstehung einer Gonarthrose	9
Tabelle 3:	Radiologische Klassifizierung der Arthrose nach Kellgren und Lawrence	10
Tabelle 4:	Modifiziertes Stufenschema der konservativen Therapie der Gonarthrose	14
Tabelle 5:	Übersicht der Körperspender	24
Tabelle 6:	Tukey`s multiple comparison test.....	36

Abkürzungsverzeichnis

AP	Anterior-posterior
aTEA	<i>transepiondyl</i>
AU	Arbeitsunfähigkeit
BMI	<i>Body-Mass-Index</i>
CR	<i>cruciate retaining</i>
CT	Computertomographie
EPRD	Endoprothesenregister Deutschland
FEA	Flexions-Extensionsachse
fRA	funktionelle Rotationsachse
KI	Konfidenzintervall
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
Max	Maximum
Min	Minimum
NSAR	nichtsteroidale Antirheumatika
OSG	oberes Sprunggelenk
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
PE	Polyethylen
PKA	posteriore Kondylenachse
PRP	<i>platelet-rich plasma</i>
PS	<i>posterior stabilized</i>
sTEA	<i>surgical transepicondylar axis</i>
WOMAC-Score	Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index

1 Einleitung

1.1 Anatomie des Kniegelenks

Das Kniegelenk (*Articulatio genus*) stellt das größte Gelenk des menschlichen Körpers dar. Aufgrund seines komplexen Aufbaus und der besonderen Belastung als Teil der unteren Extremität ist es sehr verletzungsanfällig und möglichen Degenerationen mit schmerzhaften Veränderungen ausgesetzt (Stukenborg-Colsman 2009). Femur, Tibia, Fibula und Patella bilden darüber hinaus die knöchernen Anteile des Kniegelenks. Das Patellofemorale-, das mediale Femorotibial- und das laterale Femorotibialgelenk verkörpern hierbei die drei Gelenkkompartimente. Im Femorotibialgelenk artikulieren demnach die beiden konvexen Femurkondylen mit den Tibiakondylen. Diese sind medial konkav und lateral konvex ausgebildet. Die Menisken gleichen zudem diese Inkongruenz der Gelenkflächen aus. Im Patellofemoralgelenk artikulieren zusätzlich die Rückfläche der Patella und die *Facies patellaris* des Femurs miteinander.

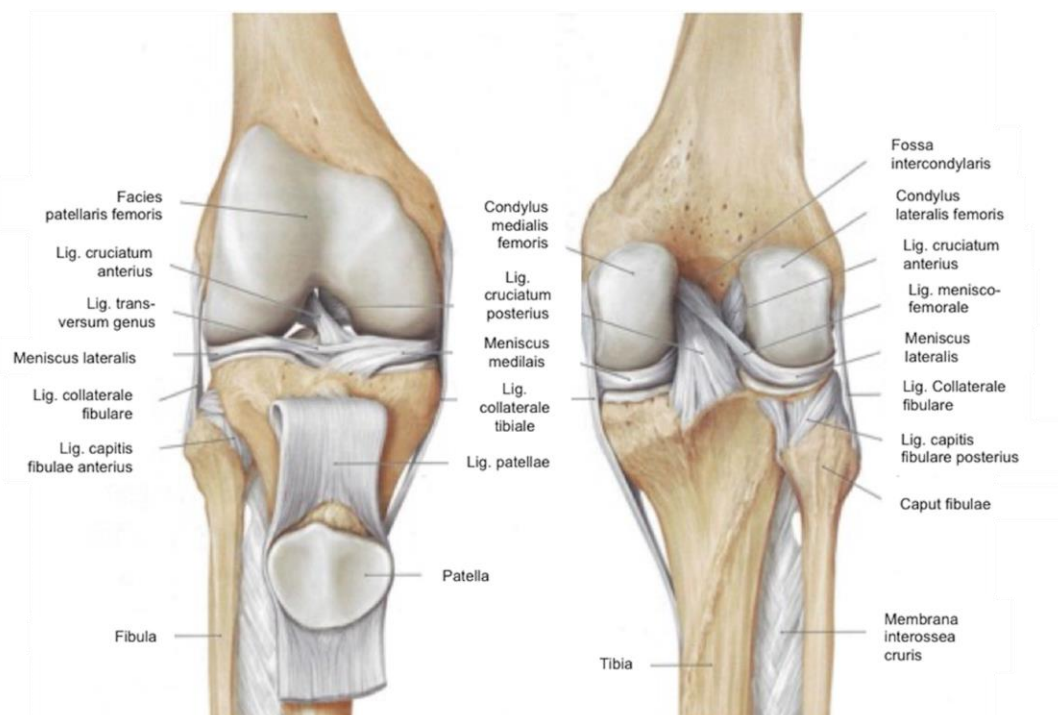


Abbildung 1: Kreuz- und Kollateralbänder des Kniegelenks. Ansicht von ventral und medial (Schünke et al. 2005). Mit freundlicher Genehmigung des Georg Thieme Verlags.

Die Ligamente des Kniegelenks können in eine Gruppe der außen liegenden (extraartikulären) und eine Gruppe der innen liegenden (intraartikulären) Bänder auf-

geteilt werden (Morrigl 2009). Zu ersteren zählen das *Ligamentum collaterale mediale*, das dem medialen *Epikondylus femoris* entspringt und 7 cm bis 8 cm unterhalb des Tibiaplateaus an der *Facies medialis tibiae* inseriert (Schünke et al. 2005), sowie das *Ligamentum collaterale laterale*, das im *Epikondylus lateralis femoris* seinen Ausgangspunkt findet und zum *Caput fibulae* zieht. Das *Ligamentum patellae* zieht überdies vom unteren Patellapol zur *Tuberositas tibiae* an der Tibiavorderkante. Das *Ligamentum popliteum obliquum* reicht hingegen vom Hinterrand des Tibiakopfes zum lateralen Oberrand der *Fossa intercondylaris* sowie zur Rückfläche des Femurs. Ferner verläuft das *Ligamentum popliteum arcuatum* vom Fibulakopf nach kraniomedial über den Ansatz des *Musculus popliteus* hinweg und fixiert diesen an der Gelenkkapsel.

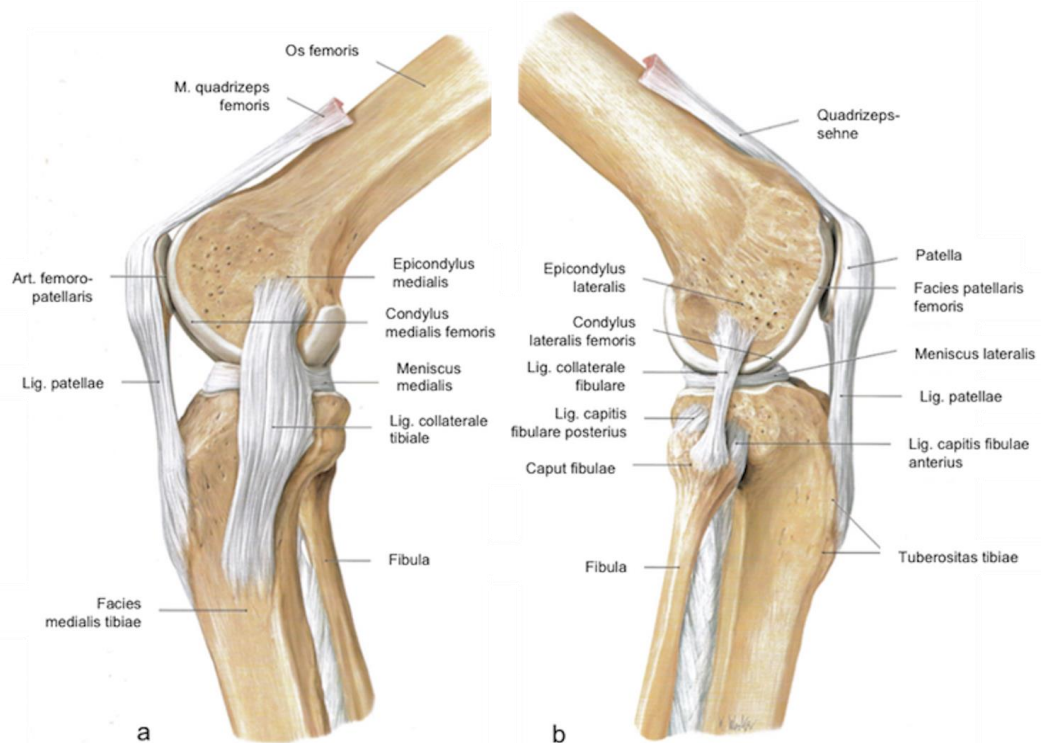


Abbildung 2: Kreuz- und Kollateralbänder des Kniegelenks. Ansicht von medial und lateral (Schünke et al. 2005). Mit freundlicher Genehmigung des Georg Thieme Verlags.

Die *Ligamenta cruciata anterior* und *posterius* zählen zu den intraartikulär gelegenen Bändern. Das vordere Kreuzband zieht dabei von der *Area intercondylaris anterior tibiae* zur dorsalen Innenfläche des lateralen Femurkondylus. Des Weiteren setzt das hintere Kreuzband, von der lateralen Fläche des medialen Femurkondylus kommend, an der *Area intercondylaris posterior* an. Es reicht im Übrigen teilweise über den dorsalen Rand des Tibiaplateaus.

Befindet sich das Kniegelenk in Streckung, sind beide Kollateralbänder gespannt. Wird es gebeugt, nähern sich Ursprung und Ansatz aufgrund einer Verkleinerung des Krümmungsradius an und die Kollateralbänder entspannen sich. Sie stabilisieren das Kniegelenk entsprechend in der Frontalebene (Schünke et al. 2005). Zu dessen Festigung in jeder Stellung dienen die Kreuzbänder. Somit sind verschiedene Bereiche davon in unterschiedlichen Positionen angespannt. In Extension werden die medialen Anteile beider Kreuzbänder beansprucht. Der laterale Anteil des vorderen Kreuzbandes spannt sich im Gegensatz dazu in Flexion an. Der selbe Vorgang findet im Hinblick auf den medialen Anteil des vorderen sowie des gesamten hinteren Kreuzbandes bei Flexion und Innenrotation statt (Schünke et al. 2005).

1.2 Biomechanik und Funktionelle Anatomie des Kniegelenks

Die Form und Bewegung des Femurs und der Tibia im artikulierenden Kniegelenk sind Gegenstand der anatomischen Beschreibung sowie Diskussion seit 1836. „*Das Kniegelenk ist ein Mechanismus ganz eigentümlicher Art, welcher bewirkt, dass die ineinander gelenkten Knochen in der gestreckten Lage, in welcher das Bein zum Stützen dient, in ihrer Bewegung gegen einander weit beschränkter sind, als in der Beugung*“ (Weber und Weber 1836). Die Gebrüder Weber beschreiben demnach erstmals die Bewegung im Knie als Rollen und Gleiten (Wetz und Jacob 2001).

1.2.1 Die Extension-Flexion im Kniegelenk

Die wesentliche Bewegung im Kniegelenk ist die Extensions- und Flexionsbewegung. Der resultierende Extensions-Flexionsbogen kann in diesem Kontext in drei Segmente unterteilt werden (Freeman und Pinskerova 2003). In jedem davon ist die Artikulation zwischen Femur und Tibia verschieden. Die Segmente lassen sich unter anderem durch ihr Bewegungsausmaß unterscheiden. Demzufolge beschreibt ein Abschnitt den Bereich zwischen 20° Flexion und voller Extension (Hyperextension), der nächste den Raum zwischen 20° und 120° Flexion und der letzte die Zone zwischen 120° bis zur vollen Flexion um 145° bis 160° (Freeman und Pinskerova 2003).

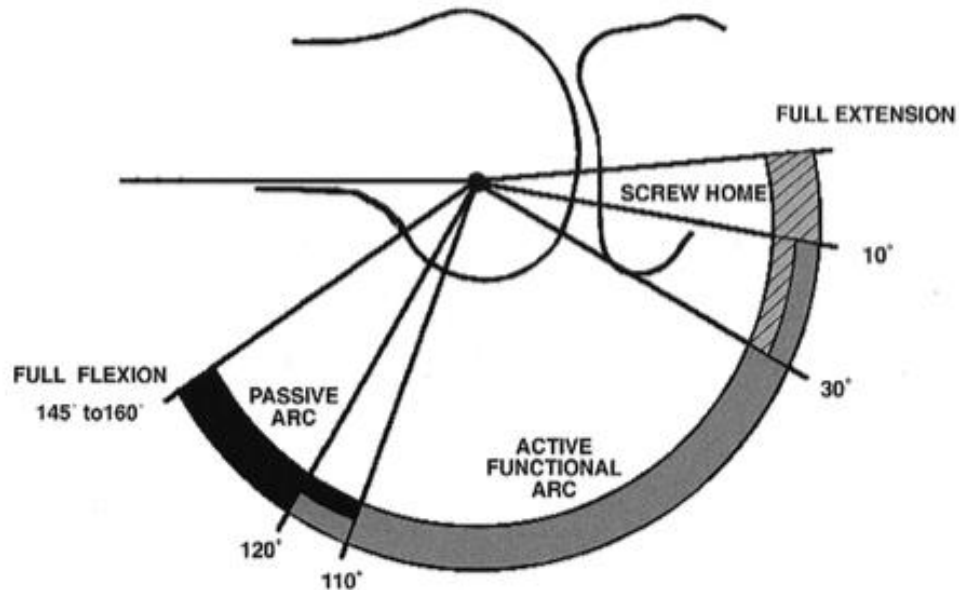


Abbildung 3: Mögliche Einteilung der Flexionsbögen im Kniegelenk (Freeman und Pinskerova 2003). Mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlags.

1.2.2 Der Bogen zwischen 20° und 120°

Dieser Bewegungsbogen steht über die gesamte Strecke unter muskulärer Kontrolle. Während der Bewegung innerhalb dieses Bogens sind die beiden femoralen Oberflächen in dem Bereich, in dem sie mit der Tibia artikulieren, kreisförmig und besitzen einen Radius von circa 22 mm in der sagittalen Schicht. Aufgrund dessen kann die anteriore-posteriore Bewegung der Kondylen anhand des Abstands des Zentrums der beiden Kreise zur posterioren tibialen Gelenkflächengrenze gemessen werden (Iwaki et al. 2000; Johal et al. 2005; Pinskerova et al. 2000). In solchen durchgeführten Messungen konnte gezeigt werden, dass sich der mediale Kondylus während der Flexions-Extensionsbewegung kaum von anterior nach posterior oder umgekehrt bewegt (Iwaki et al. 2000). Somit wird dem medialen Femurkondylus, vermutlich in Verbindung mit dem Hinterhorn des medialen Meniskus, eine stabilisierende Funktion während der Flexion zugeschrieben. Allerdings ist dies lediglich relativ, da man den medialen Kondylus in 90° Beugung durch passive Innen- und Außenrotation dennoch etwas anterior-posterior bewegen kann (Hill et al. 2000).

Im Gegensatz zum medialen Femurkondylus bewegt sich der laterale während der Flexion und durch IR in 90° Beugstellung nach posterior. Dies geschieht durch ein Rollen oder Gleiten bzw. der Kombination aus beidem (Hill et al. 2000). Die

anteriore-posteriore Bewegung wird zudem durch eine Mitbewegung des lateralen Meniskus begleitet. Durch die Kombination der ortskonstanten Stellung des medialen Femurkondylus und der posterioren Bewegung des lateralen Femurkondylus entsteht eine Außenrotation des Femurs bzw. Innenrotation der Tibia während der Flexion.

Da die beiden Femurkondylen während der Beugung von 20° bis 120° kreisförmig sind, können die Mittelpunkte der Kreise als Flexions-Extensionsachse (FEA) beschrieben werden. Betrachtet man diese Punkte von außen, verläuft die FEA lateral durch den Epikondylus im Ansatzbereich des lateralen Kollateralbands und medial circa 13 mm posterior sowie distal des Epikondylus (Freeman und Pinskerova 2003). Da die Flexion auch von einer longitudinalen Rotation begleitet wird, kommt es zum „Roll-Gleit-Mechanismus“ des lateralen Femurkondylus (Pinskerova et al. 2000).

Das *Lig. collaterale fibulare* und das *Lig. collaterale tibiale* entspannen sich während der Beugung. In voller Streckung und Außenrotation ist das mediale Kollateralband hingegen angespannt, in voller Streckung und Innenrotation das laterale Kollateralband (Schünke et al. 2005).

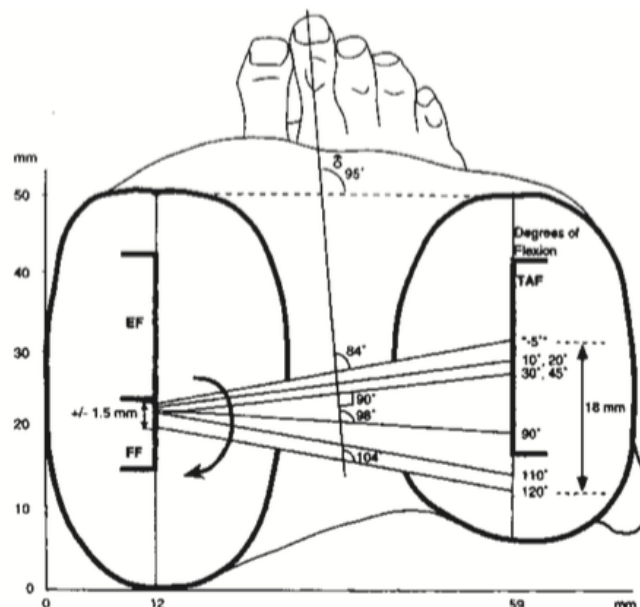


Abbildung 4: Axialer Schnitt durch das Kniegelenk. Die transversalen Linien repräsentieren die Verbindungsachse der Zentren der posterioren lateralen und medialen Femurkondylen in verschiedenen Positionen, von voller Extension bis zu 120° Flexion. Ihr Schnittpunkt beschreibt den Durchtrittspunkt der longitudinalen Achse während der Beugung (Freeman und Pinskerova 2003). Mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlags.

1.2.3 Der Bogen von 20° Beugung bis zur vollen Streckung

Dieser Bereich der Kniegelenksbewegung wird auch als Screw-Home-Mechanismus beschrieben (Andriacchi et al. 1986). Dieser besitzt wenig Bedeutung im täglichen Leben und wird vorzugsweise bei Tätigkeiten im Einbeinstand oder bestimmten Sportarten verwendet. Im Bereich zwischen 30° und 10° Flexion wechselt die FEA des medialen Femurkondylus von ihrem zuvor beschriebenen hinteren zu einem vorderen Oberflächenkreis mit einem größeren Radius von ± 30 mm, lateral bleibt sie hingegen gleich (Iwaki et al. 2000; Johal et al. 2005; Kurosawa et al. 1985).

Da der laterale Femurkondylus nach vorne rollt, während der mediale Kondylus zwischen 20° Flexion und der vollen Streckung gleitet, kommt es zu einer Innenrotation des Femur, dem sogenannten Screw-Home-Mechanismus (Freeman und Pinskerova 2003).

Durch die angespannte posteriore Gelenkkapsel, die gespannten Kollateralbänder und durch das vordere Kreuzband erlangt das Kniegelenk darüber hinaus in der vollen Streckung seine höchste Stabilität. Während der Vorwärtsbewegung des lateralen Femurkondylus spannt sich das laterale Kollateralband immer weiter und limitiert demzufolge das Vorwärtsrollen des lateralen Femurkondylus.

1.2.4 Der Bogen zwischen 120° und 160°

Dieser Bereich der Beugung kann ausschließlich passiv genutzt werden. Die Muskulatur ermöglicht eine Beugung der Tibia lediglich bis 120°, danach bedarf es einer äußeren Kraft, um mehr Flexion zu erreichen. Dies tritt beim Knien oder Hocken auf. Die maximale Beugung ist durch das Weichteilgewebe entsprechend limitiert. Auf der medialen Seite rollt der Femurkondylus auf dem Hinterhorn des Innenmeniskus nach oben und hinten (Nakagawa et al. 2000). Es besteht also eine Subluxation des medialen tibiofemorales Gelenks, da die Gelenkoberfläche des medialen Femurkondylus ausschließlich Kontakt zum medialen Meniskus hat, jedoch nicht mehr zur tibialen Gelenkfläche. Der laterale Femurkondylus bewegt sich zusätzlich weiter nach hinten, bis er posterior der Tibia liegt. Auch hier kommt es zu einer Subluxation des tibiofemorales Gelenks und das Hinterhorn des Außenmeniskus luxiert über die posteriore tibiale Gelenkfläche. Durch das Rollen auf das Hinterhorn des Innenmeniskus hebt sich der mediale Femurkondylus um ca. 2

mm, während der laterale um dieselbe Höhe abfällt. Dies führt zu einer dezenten Valgusstellung in der vollen Beugung (Freeman und Pinskerova 2003).

1.3 Arthrose

1.3.1 Allgemeines

Die Arthrose wird als eine degenerative Zerstörung des Gelenkknorpels bezeichnet. Häufig ist sie von Schädigungen der benachbarten Strukturen, wie Bänder, Muskeln, Kapseln und Knochen begleitet (Rabenberg 2013). Es erfolgt überdies eine Differenzierung zwischen primären (ohne eindeutige Ursache) und sekundären Arthrosen (Hackenbroch 2002). Letztere gelten als Folge von angeborenen oder erworbenen Erkrankungen und Verletzungen (Altman 1995).

Tabelle 1: Ursachen der sekundären Arthrose nach Hackenbroch (2002)

Angeborene Form- und Funktionsstörungen	Fehlstellung (z. B. Varus/Valgus)
	Fehlbildung (z. B. Hüftdysplasie)
Erworbene Erkrankungen	metabolisch
	- Rachitis
	- Hämochromatose
	- Chondrokalzinose
	endokrinologisch
	- Akromegalie
	- Hyperparathyreoidismus
	- Hyperurikämie
Aseptische Knochennekrose	
Anderweitige Ursachen	posttraumatisch
	durch Rheuma bedingt
	nach Operationen

Die Arthrose gilt als häufigste Gelenkerkrankung des Menschen (Woolf et al. 2012). Sehr oft sind Schulter-, Hüft- und Kniegelenke, allerdings auch Finger- und Wirbelgelenke betroffen (Hackenbroch 2002). Die Lebenszeitprävalenz an einer Arthrose zu erkranken lag 2010 bei Frauen um ca. 25 %, bei Männern um ca. 16,6 %. Mit zunehmendem Alter kommt es des Weiteren zu einer deutlichen Steigerung

der Lebenszeitprävalenz (Rabenberg 2013). Arthrosezeichen in mindestens einem Gelenk zeigen insofern alle über 75-Jährigen.

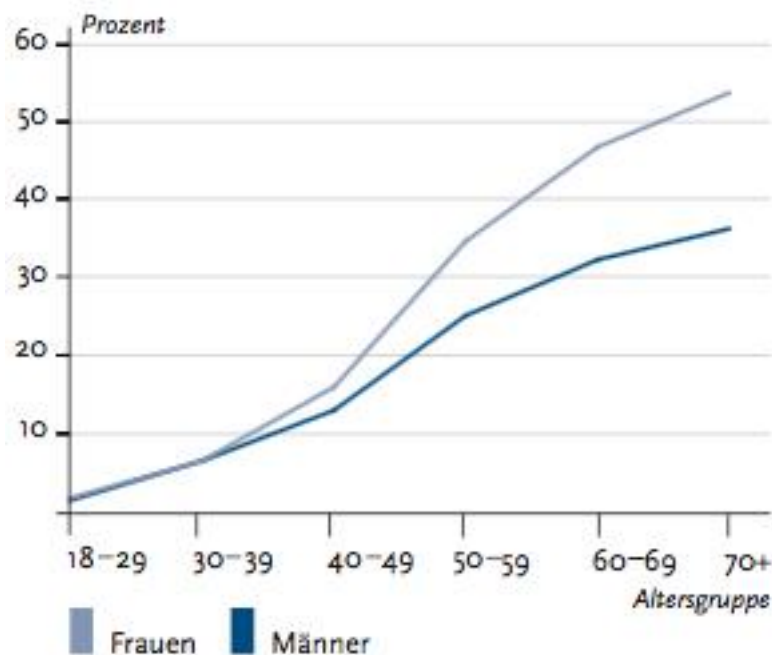


Abbildung 5: Lebenszeitprävalenz der Arthrose (Rabenberg 2013). Mit freundlicher Genehmigung des Robert Koch-Instituts.

Bei den über 65-Jährigen zeigen bereits mehr als 50 % radiologische Zeichen einer Arthrose im Bereich des Kniegelenks. Bei den unter 45-Jährigen kommt im Übrigen bei mehr Männern als Frauen eine Gonarthrose vor. Dies ändert sich ab dem 55. Lebensjahr. Hier tritt die Gonarthrose verstärkt bei Frauen auf (Peyron 1986). Insgesamt konnte nachgewiesen werden, dass übergewichtige Menschen ein höheres Risiko für die Entwicklung einer Gonarthrose haben als normalgewichtige Kontrollgruppen. Ferner weisen Frauen ein höheres Arthroserisiko in jeder BMI-Kategorie auf (Rabenberg 2013).

Ab dem 65. Lebensjahr leiden ca. 10 % bis 13 % der Bevölkerung an einer symptomatischen Gonarthrose (Gross et al. 2005).

Abbildung 6: Lebenszeitprävalenz der Arthrose nach Body-Mass-Index (BMI). Nach Definition der Weltgesundheitsorganisation (WHO). Datenbasis: GEDA 2010 (RKI 2012)

1.3.2 Gonarthrose

Als Gonarthrose wird der degenerative, nichtentzündliche Destruktionsprozess des Kniegelenks bezeichnet. Typische klinische Anzeichen der frühen Gonarthro-

se sind der sog. Anlaufschmerz mit Besserung bei zunehmender Gehstrecke. Im weiteren Verlauf sind rezidivierende Begleitsynovitiden mit Ergussbildung üblich. Zusätzlich treten zunehmende Schmerzen unter Belastung, allerdings gleichermaßen in Ruhestellung, z. B. nachts, auf. Häufig kommt es nun zu einer zunehmenden Bewegungseinschränkung des Kniegelenks mit Instabilität und Fehlstellung. Den Ersatz eines schmerzhaften Gelenkes durch Implantation einer Kniegelenksprothese stellt die chirurgische Therapieoption dar. Insgesamt kann man zwischen der primären Gonarthrose und einer sekundären Gonarthrose unterscheiden (Rheumatologie 2007), wie bereits auf Seite 7 beschrieben.

1.3.2.1 Ätiologie

Einerseits ist bei der idiopathischen (primären) Gonarthrose der Entstehungsmechanismus unklar. Das Alter gilt jedoch als Risikofaktor (Diehl et al. 2013). Weitere Gefahrenpotenziale werden unter anderem in endogen und exogen unterteilt (siehe Tabelle 2) (Michael et al. 2010). Die sekundäre Gonarthrose ist andererseits meist durch eine Achsabweichung der Beinachse und durch Folgen von Traumen gekennzeichnet. Hinzukommen muskuläre Dysbalancen mit daraus resultierenden Fehlstellungen, rheumatoide oder bakterielle Arthritiden, Osteochondrosis dissecans, Osteonekrosen, Dysplasien des Gelenks und Chondromatosen (Stöve 2018).

Tabelle 2: Endogene und exogene Risikofaktoren für die Entstehung einer Gonarthrose nach Michael et al. (2010)

Endogen	Exogen
Alter	Makrotrauma
Geschlecht	Repetitive Mikrotraumen
Gene	Erhöhtes Körpergewicht
Ethnische Herkunft (vor allem Kaukasier)	Rezidivierende Gelenkeingriffe
Postmenopausale Umstellung	Lifestylefaktoren (Alkohol, Nikotin)

1.3.2.2 Pathogenese

Die primäre Gonarthrose wird durch eine Aktivierung von entzündlichen und katabolen Kaskaden offensichtlich. Diese führen letztendlich zu einer Zerstörung des Knorpels (Madry et al. 2011). Durch die Freisetzung von proinflammatorischen Zytokinen, wie TNF- α , IL-1 β , Prostaglandinen oder Degradationsprodukten der extrazellulären Matrix, kommt es zu einer pathologischen Veränderung der Gen-

expression innerhalb der Chondrozyten und somit zu einem gestörten Gleichgewicht innerhalb des Gelenkknorpels. Es führt demnach zu einer Verschiebung in eine katabole Stoffwechsellage (Orth und Madry 2016). Zellalterung und Apoptose sind darüber hinaus Folgen eines gesteigerten Abbaus der extrazellulären Knorpelmatrix (Madry et al. 2011).

1.3.2.3 Diagnostik

Zur Diagnostik der Gonarthrose zählen neben der Anamnese mit einer typischen Beschreibung von Anlaufschmerz, Schmerz unter Belastung und Steifigkeit, in Spätstadien auch Nacht- und Ruheschmerz, die klinische Untersuchung und radiologische Bildgebung. In der klinischen Untersuchung sollte neben dem Erguss, die Beweglichkeit und Bandstabilität bewertet werden. Zusätzlich gilt es den Patienten auf mögliche Beifehlstellungen zu überprüfen. Die Röntgenbilder des betroffenen Kniegelenkes in zwei Ebenen und die Patella-Tangentialaufnahme zählen überdies zur radiologischen Standardbildgebung. Mittels einer sog. Rosenberg-Aufnahme kann der Kniegelenksspalt unter Belastung beurteilt und somit eine Aussage zum Knorpelstatus getroffen werden. Anhand der Ganzbeinaufnahme ist es weiter möglich, über die Beinachse in der Frontalebene eine Aussage zu treffen.

Zur röntgenologischen Klassifikation der Arthrose hat sich die Einteilung nach Kellgren und Lawrence bewährt (siehe Tabelle 3) (Kellgren und Lawrence 1957).

Tabelle 3: Radiologische Klassifizierung der Arthrose nach Kellgren und Lawrence (1957)

Stadium	
I	Geringe subchondrale Sklerosierung. Keine Osteophyten. Keine Gelenkspaltverschmälerung.
II	Geringe Gelenkspaltverschmälerung. Beginnende Osteophytenbildung. Angedeutete Unregelmäßigkeit der Gelenkfläche.
III	Ausgeprägte Osteophytenbildung. Gelenkspaltverschmälerung. Deutliche Unregelmäßigkeit der Gelenkfläche.
IV	Ausgeprägte Gelenkspaltverschmälerung bis zur vollständigen Destruktion. Deformierung/Nekrose der Gelenkpartner.

Als weiteres diagnostisches Werkzeug kann eine Kernspintomographie des Kniegelenkes durchgeführt werden. Mit dieser lässt sich ein mögliches Ausmaß des Knorpelschadens und – wenn vorhanden – ein subchondrales Knochenmarks-

ödem als Ausdruck von erhöhter Belastung darstellen. Des Weiteren können die Integrität der Menisken und Kreuzbänder mitbeurteilt werden.

1.3.3 Kosten und Ausblick

Laut Statistischem Bundesamt betragen die Ausgaben für Arthroseerkrankungen im Jahr 2006 7,62 Milliarden Euro (RKI 2007). Dabei trug die Altersgruppe der 65- bis 84-Jährigen den höchsten Kostenanteil mit 4,3 Milliarden Euro. Insgesamt entfielen ca. 4,3 Milliarden Euro auf den stationären und teilstationären Bereich sowie ca. 2,5 Milliarden Euro auf den ambulanten Sektor. Diesen direkten Kosten in der Behandlung der Arthrose stehen die indirekten Kosten gegenüber.

Dazu zählen Arbeitsunfähigkeit, Frühberentung und Invalidität (Rabenberg 2013). Somit waren im Jahre 2011 252.573 Arbeitsunfähigkeitsfälle aufgrund der Diagnose Arthrose in der Gruppe der Pflichtmitglieder ohne Rentner zu verschulden. Davon sind ausschließlich 114.975 AU-Fälle einer Gonarthrose zuzuweisen. Die Zahl der Arbeitsunfähigkeitstage betrug 2011 wegen Arthrose 10.702.166 Tage, auch hier mit dem größten Anteil im Bereich der Gonarthrose mit insgesamt 4.971.052 (Rabenberg 2013).

4809 Berentungen wegen einer Minderung der Erwerbsfähigkeit aufgrund der Erstdiagnose einer Arthrose zeigen zudem die Daten der Deutschen Rentenversicherung aus dem Jahr 2015. Damit stellen sie einen Anteil von 2,8 % aller Frühberentungen des Jahres (Deutsche Rentenversicherung Bund 2016). Ebenso weisen hier die Gonarthrosen mit 1,4% aller Frühberentungen den größten Anteil der Arthrosen auf.

In Anbetracht der demographischen Veränderungen sowie der damit verbundenen Zunahme altersassoziiertes Gelenkerkrankungen und -verletzungen ist von einer insgesamt steigenden Zahl an Implantationen von Kniegelenktotalendoprothesen, Revisions- bzw. Wechseleingriffen auszugehen (Rabenberg 2013).

1.4 Therapie der Gonarthrose

Verschiedene Behandlungsstrategien, je nach Schweregrad der Gonarthrose, bieten sich zur Therapie an. Grundsätzlich wird zwischen einer konservativen und einer operativen Therapieform unterschieden. Ferner kann diese einzeln oder

ebenso als Stufenkonzept zur Anwendung kommen. In den Endstadien der Gonarthrose ist hingegen ausschließlich die Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese zielführend (Diehl et al. 2013).

1.4.1 Konservative Therapie der Gonarthrose

Konservative Therapieansätze sollen ein Fortschreiten der Knorpeldegeneration verhindern bzw. verzögern und eine Linderung der Beschwerden des Patienten erzielen. Dabei gilt es, eine gute Gelenkfunktion möglichst lange zu erhalten.

Da es ungeachtet intensiver Bemühungen bisher keine heilende Therapie der Erkrankung gibt, steht zu Beginn die ausführliche Aufklärung des Patienten über den Verlauf der Erkrankung und das Aufzeigen von Möglichkeiten, den Krankheitsverlauf selbst zu beeinflussen. Hierzu zählen mechanische Überlastungen zu verringern, Zwangshaltungen zu vermeiden und eine Gewichtsreduktion einzuleiten. Dass bereits mit einer Gewichtsreduktion um 5 kg Körpergewicht die Beschwerdesymptomatik der Gonarthrose bei übergewichtigen Frauen um 50 % gelindert werden kann, bestätigte die Framingham-Studie (Felson et al. 1992).

Einen weiteren wichtigen Baustein der konservativen Therapie bilden Physiotherapie und physikalische Therapie. Zu ihnen zählen medizinische Trainingstherapie, manuelle Therapie, Kälte- und Wärmetherapie, Elektro- und Magnetfeldtherapie. Ihr Ziel ist die Kräftigung und Dehnung der Muskulatur, eine Verbesserung der Durchblutung, eine antiphlogistische Wirkung, die Anhebung der Schmerzschwelle und eine Anregung des Stoffwechsels (Pollard et al. 2008).

Auch die Akupunktur zeigt einen positiven Einfluss bezüglich der Funktionsverbesserung und der Schmerzreduktion (Cao et al. 2012).

Speziell bei den unikompartimentellen Arthrosen des Kniegelenks haben orthopädietechnische Versorgungen ihren Stellenwert. Hier soll unter Verwendung von Orthesen und speziellen Schuhzurichtungen eine Verlagerung der Gelenkkraft zum weniger belasteten Kompartiment stattfinden (Reeves und Bowling 2011).

Für die medikamentösen Therapien stehen eine Vielzahl an Präparaten zur Verfügung. Dabei sind vor allem die topisch und oral anzuwendenden NSAR, die oralen Chondroprotektiva und die intraartikulären Infiltrationstherapien mit Kortikoiden sowie der Hyaluronsäure zu nennen. Sie alle sollen zur Schmerzreduktion führen.

Insbesondere um systemische Nebenwirkungen durch NSAR zu vermeiden bzw. zu reduzieren, gilt es eine Nahrungsergänzungstherapie in Betracht zu ziehen. In mehreren Studien konnte bei lediglich geringen systemischen Nebenwirkungen die Wirksamkeit dieser oralen Chondroprotektiva bewiesen werden (Steinwachs und Guhlke-Steinwachs 2016). Neben der intraartikulären Injektionsbehandlung mit Kortikosteroiden gelang es ebenso der wiederholten Injektionsbehandlung durch Hyaluronsäure eine signifikante Verbesserung der Schmerzsymptomatik auch ein Jahr nach Beendigung der Therapie zu erzielen (Navarro-Sarabia et al. 2011).

Neuere Ansätze durch Infiltration von PRP (*platelet-rich plasma*) und aus den Thrombozyten gewonnene Wachstumsfaktoren zeigen in einer aktuellen Metaanalyse eine Verbesserung der Patientensymptomatik im WOMAC-Score (Riboh et al. 2016). Jedoch kann bei umso geringerer Studienzahl hieraus keine Evidenz abgeleitet werden (Steinwachs und Guhlke-Steinwachs 2016).

Tabelle 4: Modifiziertes Stufenschema der konservativen Therapie der Gonarthrose nach Pendleton et al. (2000)

1.	Nichtmedikamentöse Therapie	Gewichtsreduktion Orthopädische Hilfsmittel Physiotherapie und physikalische Therapie
2.	Periartikulär wirkende Substanzen	z. B. Salben
3.	Paracetamol als erstes Mittel, ggf. auch als Langzeitmedikament Bei aktivierter Gonarthrose initial NSAR	
4.	Bei Unverträglichkeit von Paracetamol und NSAR Gabe von Opioiden	
Bei aktivierter Gonarthrose mit Erguss können als Begleittherapie intraartikuläre Injektionen mit Kortikoiden durchgeführt werden.		
Als symptomatische Therapie bei beginnender Gonarthrose Injektionen mit Hyaluronsäure als Alternative zu Kortikoiden.		

1.4.2 Operative Therapie

Vor einer möglichen operativen Therapie sollten die Indikationskriterien genau geprüft werden. Hierzu zählen Leidensdruck, Schmerzen, Ätiologie der Arthrose, Verlauf und Stadium der Krankheit, andere Gelenkerkrankungen, Begleiterkrankungen, Alter und Allgemeinzustand des Patienten, sozialer Status, Arbeitssituation, Aktivitätsgrad und *Compliance* des Patienten (Stöve 2018).

Man kann darüber hinaus zwischen arthroskopischen Verfahren, Korrekturosteotomien und den gelenkersetzenden Operationen unterscheiden. Ziel aller Methoden ist die Beschwerdelinderung und Verbesserung der Gelenkfunktion.

1.4.2.1 Arthroskopische Verfahren

Zu den arthroskopischen Verfahren zählen eine Gelenklavage, Beseitigung von mechanischen Irritationen, die Synovektomie und Weichteileingriffe zur verbesserten Patellaführung. Jedoch kann hierdurch kein signifikanter Therapieerfolg erzielt werden (Moseley et al. 2002). Somit sind diagnostische Arthroskopien des Kniegelenkes bei Arthrose seit dem 1.4.2016 nicht mehr Leistung der gesetzlichen Krankenversicherung. (Gemeinsamer Bundesausschuss 2016).

1.4.2.2 Gelenknahe Osteotomien und unikompartimentelle Schlittenprothese

Gelenknahe Korrekturosteotomien haben ihre Domäne vor allem bei unikompartimentellen Arthrosen des Kniegelenks bei gleichzeitiger Fehlstellung. Ziel soll eine

Umstellung der Beinachse in einer oder auch mehreren Ebenen des Raumes sein. Mögliche Korrektorebenen sind unter anderem die frontale (varisierend/valgierend), die sagittale (extendierend/flektierend) und die transversale Ebene (rotierend/derotierend) (Günther et al. 2009). Die Osteotomien sind des Weiteren insbesondere bei vorbestehenden extraartikulären Fehlstellungen am Femur und oder der Tibia indiziert (Lobenhoffer und Agneskirchner 2014).

Bei der unikompartimentellen Arthrose mit intraartikulärer Fehlstellung und einem Patientenalter über 55 Jahre sollte über die Implantation eines unikondylären Oberflächenersatzes diskutiert werden. Die Indikationen zur Implantation eines unikondylären Oberflächenersatzes sind zudem die unikompartimentelle Gonarthrose (medial oder lateral) mit guter Bandführung und intaktem kontralateralen Kompartiment, ein höheres Patientenalter (> 55 Jahre), eine redressierbare Deformität in der gehaltenen Aufnahme in 20°-Beugung und ein guter Bewegungsumfang (Lobenhoffer und Agneskirchner 2014).



Abbildung 7: Präoperative, radiologische Diagnostik. Ganzbeinstandaufnahme (a) und AP-Aufnahme (b) mit deutlicher medialer Gonarthrose



Abbildung 8: Postoperative, radiologische Kontrolle. Ganzbeinstandaufnahme (a) und AP-Aufnahme (b) mit implantierter unikompartimenteller Schlittenprothese

Die Pangonarthrose, Fehlstellungen der Beinachse > 15°, Beugekontrakturen und jüngere Patienten (< 55 Jahre) sind im Gegensatz dazu Kontraindikation zur Im-

plantation einer unikondylären Schlittenprothese. Übergewicht scheint ferner keinen Einfluss auf den Erfolg einer Osteotomie oder einer unikondylären Schlittenprothese zu haben (Floerkemeier et al. 2014).

1.4.2.3 Kniegelenktotalendoprothese (bikondylärer Oberflächenersatz)

Führen konservative und gelenkerhaltende Maßnahmen zu keiner bleibenden, signifikanten Beschwerdelinderung und liegen Kontraindikation zu den o. g. operativen Therapieoptionen vor, besteht die Indikation zur Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese. Als Totalendoprothese werden im Übrigen die bi-/trikompartimentellen (bikondylär) Endoprothesen bezeichnet. Hiervon sind die gekoppelten Totalendoprothesen zu unterscheiden.

Der bikondyläre Oberflächenersatz besteht überdies aus drei Komponenten: dem femoralen Schild, dem Inlay und dem Tibiaplateau. Beim Prothesendesign kann zwischen einer hinteren kreuzbanderhaltenden, nicht geführten *cruciate retaining* (CR) und einer teilgeführten kreuzbandersetzenden *posterior stabilized* (PS) Kniegelenktotalendoprothese differenziert werden. Durch den bikondylären Oberflächenersatz gilt es das mediale und laterale tibio-femorale Kompartiment entsprechend zu ersetzen. Bei entsprechender Indikation besteht die Möglichkeit eines retropatellaren Ersatzes. Die Implantation kann manuell oder unter Zuhilfenahme eines Navigationssystems erfolgen. Jedoch sollte keine höhergradige Insuffizienz des extraartikulären Bandapparates vorliegen. Die Art, Ausdehnung und Lage des Gelenkschadens, der Zustand des Bandapparates, das Ausmaß der zu erwartenden Knochenresektion und das Alter des Patienten empfiehlt sich zusätzlich in die Planung der richtigen Prothese miteinzubeziehen (Kohn und Rupp 1999). Hochgradige Seitenbandinstabilitäten, die Insuffizienz des Streckapparates und eine neuromuskuläre Instabilität stellen darüber hinaus Kontraindikationen für einen bikondylären Oberflächenersatz dar, da das postoperative Ergebnis mit der Integrität der extrartikulären Bänder korreliert (Kohn und Rupp 1999). Dabei und bei hochgradigen Deformitäten empfiehlt sich der Einsatz von geführten Prothesen (siehe Abbildung 9).

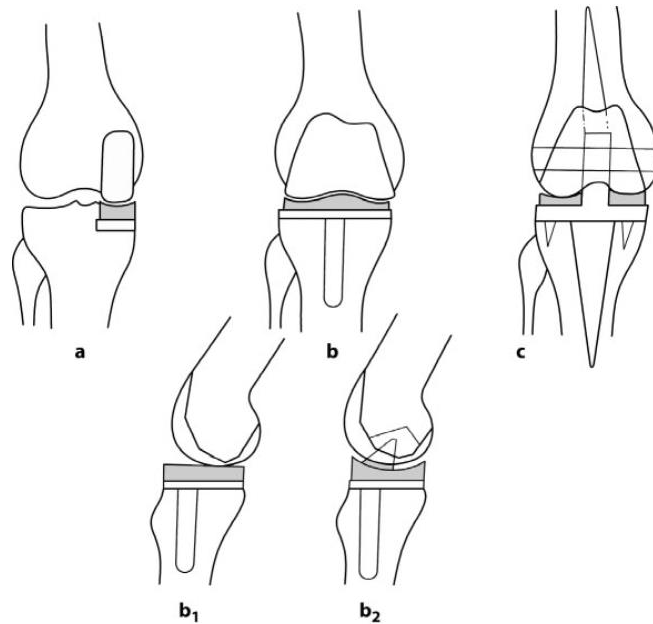


Abbildung 9: Prothesentypen. (a) unikondyläre Schlittenprothese; (b) bikondyläre Prothese, (b1) ungekoppelt, (b2) teilgekoppelt; (c) gekoppelte, achsgeführte Prothese aus Kohn und Rupp (1999). Mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlags.

1.5 Zahlen

Im Jahr 2014 wurden in Deutschland insgesamt ca. 130.000 Kniegelenktotalendoprothesen-Erstimplantationen durchgeführt. Nach einem Abfall der Implantationszahlen stieg deren Anzahl erstmals seit 2009 wieder an, jedoch liegt diese weiterhin 12,5 % unter dem Maximalwert von 2009. (AQUA 2015a).

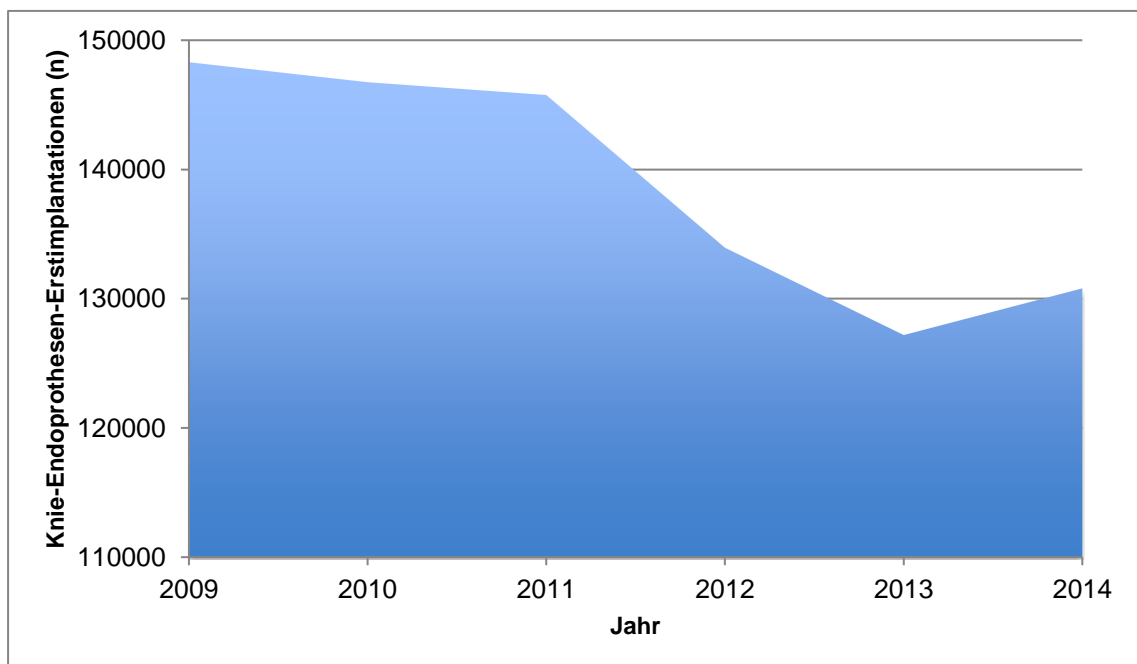


Abbildung 10: Anzahl der Knie-Endoprothesen-Erstimplantationen in Deutschland (2009-2014) (AQUA 2015a)

In 12.781 Fällen kam unter anderem ein Navigationssystem zur Anwendung. Dies entspricht einem Anteil von 9,77 %.

Die Altersverteilung der Patienten zum Zeitpunkt der Implantation blieb über die letzten Jahre gleich und verzeichnet ihre größte Gruppe bei den 70- bis 79-Jährigen.

Wechseloperationen waren im Jahr 2014 bei 17.551 Fällen notwendig. Dies zeigt eine Zunahme um 36,3 % im Vergleich zu 2009 (AQUA 2015b). Ein weiterer Anstieg in den nächsten Jahren wird erwartet. Ursachen können einerseits die Implantationssteigerungen der letzten 20 Jahre, andererseits die exaktere Diagnostik bei schmerzhafter Knieendoprothese, aus der anschließend eine Wechselindikation hergeleitet wird, sein (Matziolis und Rohner 2015).

1.6 Ausblick

Einen Schritt zur Qualitätssicherung stellt die Einführung von zertifizierten Endoprothesenzentren dar. Diese sollen seit 2012 zu einer Erhöhung der Patientensicherheit und Verbesserung der Versorgungsqualität beitragen.

Hinzu kommt die Implementierung eines Endoprothesenregisters Deutschland (EPRD). Seine Aufgabe ist es, seit 2010 erstmals die sog. Standzeiten von Knie- und Hüftgelenktotalendoprothesen deutschlandweit zu erfassen. Diese Daten enthalten den Implantations- und Explantationszeitpunkt sowie den Prothesentyp. Durch eine Verknüpfung mit einer Produktdatenbank kann demzufolge frühzeitig auf Fälle mit auffallend kurzer Prothesenstandzeit hingewiesen werden. Des Weiteren gilt es durch diese gewonnenen Daten die Leistungsfähigkeit der einzelnen Prothesen zu dokumentieren (Grothaus et al. 2015). Dies soll infolge einer regelmäßigen Rückmeldung an die Leistungserbringer zu verbesserten Klinikabläufen und somit zu einer Erhöhung der Patientensicherheit sowie der Verbesserung des Qualitätsmanagements führen. 310 von 1.200 deutschen Krankenhäusern, die endoprothetische Operationen an Hüfte und Knie durchführen, sind überdies im EPRD angemeldet (Stand Mai 2015). Jedoch werden lediglich ca. 12 % der erfolgten Operationen dokumentiert. Über einen direkten Kontakt zu den Mitarbeitern der teilnehmenden Krankenhäuser durch Halbjahresberichte, Anwenderkonferenzen und monatliche Rückmeldungen zu den gelieferten Daten sollen diese zu einer vollständigen Dokumentation motiviert werden (Grothaus et al. 2015).

1.7 Gründe des Prothesenversagens

Gemessen an der Schmerzlinderung und der Verbesserung der Beweglichkeit ist die Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese eine erfolgreiche Operation. Standzeiten von bis zu 15 Jahren bei über 90 % der Patienten konnten gezeigt werden (Agneskirchner und Lobenhoffer 2003). Eine postoperative Patientenzufriedenheit von 81 % bis 92 % wird ferner in verschiedenen Studien dokumentiert (Baker et al. 2007; Robertsson et al. 2000). Allerdings fehlen zur Zeit valide Instrumente zur Erhebung der Patientenzufriedenheit und eine begrenzte Anzahl von Publikationen erschwert zusätzlich die Vergleichbarkeit (Schulze und Scharf 2013).

Ungeachtet der guten Langzeitergebnisse muß bei einigen Patienten eine Wechseloperation im frühen bis mittelfristigen Intervall stattfinden. Gründe für eine Revisionsoperation im frühen Intervall nach Erstimplantation sind Infektionen, Komponentenlockerung, Instabilität, Arthrofibrose, Fehlpositionierung der Prothesenkomponenten und periprothetische Frakturen (Sharkey et al. 2002).

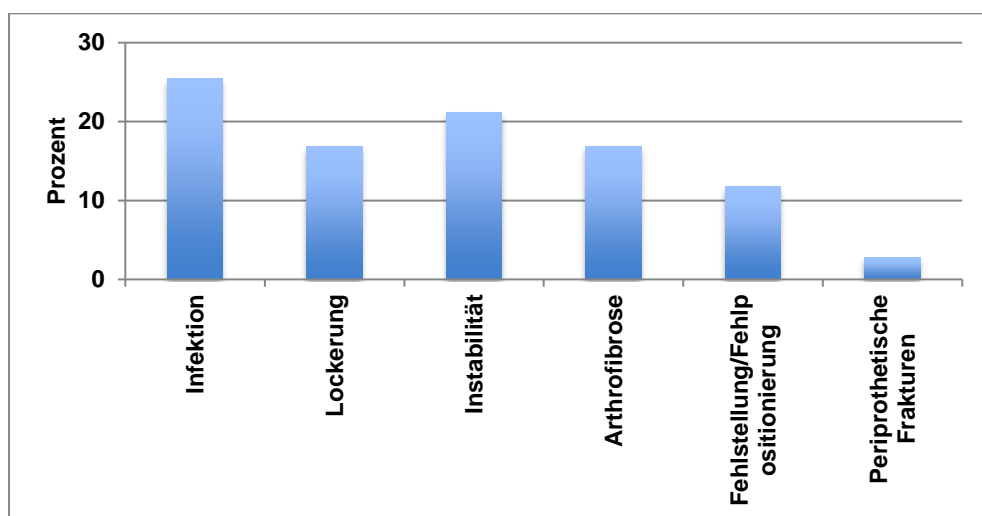


Abbildung 11: Fehlermechanismus und prozentualer Anteil der Patienten nach Sharkey et al. (2002)

1.7.1 Femorale Fehlrotation

Wie bereits in Kapitel 1.7 beschrieben, zählen besonders die Instabilität und die Fehlpositionierung der Prothesenkomponenten zu Gründen der frühen Revisionsoperation.

Eine Möglichkeit der Fehlpositionierung stellt zudem die femorale Fehlrotation dar. Bei der rotatorischen femoralen Fehlpositionierung kommt es zu einer erhöhten

einseitigen Anspannung des Seitenbandapparates mit konsekutiver kontralateraler Instabilität. Aufgrund der erhöhten Bandspannung kann es zu einer schmerzhaft reduzierten Beugefähigkeit des operierten Kniegelenks führen (Graichen et al. 2007; Insall et al. 2002; Mulhall et al. 2006). Zusätzlich besteht die Gefahr, dass eine schmerzhafte Patellaführung im Sinne eines sog. Patellamaltrackings bis hin zu Subluxationen auftritt (Stöckl et al. 2004). Aus den genannten Faktoren könnte eine verminderte Patientenzufriedenheit resultieren, da diese direkt mit der Gelenkfunktion korreliert ist (Miner et al. 2003). Die einseitig erhöhte Bandspannung verursacht des Weiteren möglicherweise eine erhöhte Druck- und Scherbelastung am PE-Inlay. Als Folge zählt die Entstehung eines erhöhten Polyethylenabriebs, der im weiteren Verlauf zur sog. aseptischen Komponentenlockerung und insofern ebenfalls zu einer Revisionsoperation führen kann. Dieses Risiko besteht allerdings vielmehr im Spätintervall (Sharkey et al. 2002).

Um eine optimale Rotationsausrichtung der femoralen Komponente zu erreichen, werden im Folgenden verschiedene Achsen beschrieben und angewendet.

1.8 Achsen zur Rotationsausrichtung der femoralen Komponente

Eines der wesentlichen Ziele in der Kniegelenktotalendoprothetik stellt die Erzeugung eines parallelen bandbalancierten Beugespalts dar (Hofmann et al. 2003). Mehrere anatomische Achsen zur intraoperativen Bestimmung der femoralen Rotationsausrichtung werden in diesem Zusammenhang beschrieben. Dies sind neben der Whiteside-Linie die anatomische und chirurgische transepikondyläre Achse (aTEA, sTEA) sowie die posteriore Kondylenachse (PKA). Neben diesen anatomischen Achsen erfolgt eine genauere Erläuterung mittels Navigation einer bestimmten funktionellen Rotationsachse (fRA).

1.8.1 Anatomische Achsen zur Bestimmung der femoralen Rotation in der Kniegelenktotalendoprothetik

Von Whiteside wurde die sogenannte „*AP axis method*“ beschrieben. Diese Achse ist als eine Gerade im rechten Winkel zu der von anterior nach posterior verlaufenden Trochlearlinie definiert (Arima et al. 1995). Als aTEA wird darüber hinaus die Verbindung zwischen den knöchernen Vorsprüngen des medialen und latera-

len Kondylus femoris bezeichnet (Asano et al. 2005). Ebenfalls von diesem ausgehend zieht die sTEA zum Sulcus unterhalb des medialen knöchernen Vorsprungs (Berger et al. 1993). Als weitere Achse bildet die PKA eine Tangente entlang der beiden posterioren Kondylen (siehe Abbildung 12) (Luo 2004).

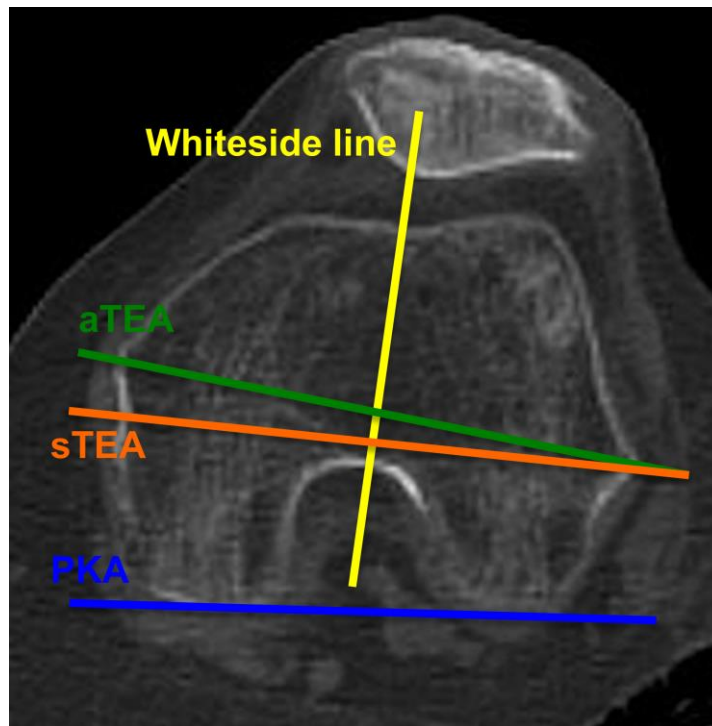


Abbildung 12: CT axial rechtes Kniegelenk. aTEA = anatomische transepikondyläre Achse, sTEA = chirurgische transepikondyläre Achse, PKA = posteriore Kondylenachse

1.8.2 Funktionelle Rotationsachse

Die Bestimmung der sog. funktionellen femoralen Rotationsausrichtung erfolgt in der Tibia-first-Technik unter Anwendung der *imageless navigation* (Walde et al. 2010). Nach erfolgter Resektion der Tibia und des distalen Femurs wird ein Bandspanner in das Kniegelenk im 90° flektierten Knie eingebracht und seitengleich medial sowie lateral aufgespannt. Die funktionelle femorale Rotationsachse (fRA) wird überdies in Relation zum tibialen Sägeschnitt als Parallele dazu ermittelt und im weiteren operativen Verlauf als Rotationsachse der femoralen Komponente verwendet (Walde et al. 2010).

1.9 Navigation in der Endoprothetik des Kniegelenks

Um den Komplikationen der Fehlimplantation der Komponenten zu begegnen, wurde die navigierte Implantationstechnik entwickelt. Zunächst gab es eine CT-basierte Navigation. Hier erfolgte präoperativ die Anfertigung einer Computertomographie des Kniegelenkes, die mit den intraoperativ erhobenen Daten abgeglichen und somit die Resektion bestimmt werden konnte (Jenny 2006). Im weiteren Verlauf wurde die *imageless* oder CT-freie Navigation entwickelt. Hier gilt es die benötigten Daten direkt intraoperativ, anhand von definierten Knochenpunkten und Funktionsanalysen, zu gewinnen und demzufolge die Implantation zu unterstützen. Diese intraoperative Übertragung der Daten erfolgt dabei über eine Infrarotkamera, die an einen Computer angeschlossen ist. Sie erfasst drei Referenzlokatoren (tibialer, femoraler und mobiler Referenzlokator), die mit Reflektorkugeln versehen sind, sodass ihre genaue Lage im Raum erkannt werden kann.

Mit beiden Methoden ist unter anderem eine hohe Genauigkeit bezüglich der Ausrichtung in der frontalen Ebene zu erreichen (Bäthis et al. 2003). In den letzten Jahren hat sich bei den beiden Navigationstechniken zudem die *imageless navigation* durchgesetzt.

1.10 Ziel der Studie

Im Rahmen dieser Studie soll an einem Leichenmodell ein Vergleich verschiedener Achsen zur intraoperativen Rotationsausrichtung der femoralen Komponente in der Kniegelenksendoprothetik durchgeführt werden. Es gilt hierbei die sogenannten anatomischen Achsen und die funktionelle bandspannungsbestimmte Rotationsachse (fRA) der Flexions-Extensions-Achse (FEA) gegenüberzustellen. Laut Literatur stellt letztere die optimale, intraoperativ allerdings nicht zu bestimmende, Achse zur femoralen Rotationsausrichtung dar.

Anhand der Ergebnisse dieser Studie soll eine direkte Empfehlung für den klinischen Alltag in der Kniegelenktotalendoprothetik gegeben werden.

2 Material und Methodik

2.1 Körperspender

In der vorliegenden Arbeit wurden insgesamt 13 Körperspender operiert. Jeder davon hatte zu Lebzeiten seine Einwilligung zur Körperspende gegeben. Deren Rechte wurden durch das Anatomische Institut gewahrt und die Leichen verblieben zu jeder Zeit in der Obhut der Anatomie. Die Körperspender hatten daher bereits zu Lebzeiten eine letztwillige Verfügung unterzeichnet (Wortlaut: „Hiermit stelle ich meinen Körper nach meinem Ableben der Universitätsmedizin Göttingen für wissenschaftliche Zwecke zu Verfügung“). Vor Studienbeginn wurde zusätzlich ein positives Votum der Ethikkommission der Universitätsmedizin Göttingen zur Studiendurchführung unter der Antragsnummer 24/07/13 eingeholt.

Die navigierten Implantationen der Kniegelenktotalendoprothesen erfolgten in der Zeit von November 2014 bis Dezember 2015. Die Körperspender wurden in diesem Kontext, bevor sie Teil unserer Studie wurden, von uns, bezüglich vor Studienbeginn festgelegter und unten aufgeführter Ausschlusskriterien, begutachtet. Dies geschah zeitnah nach dem Versterben der Körperspender. Insofern lag zwischen Tod und Implantation maximale eine Woche, in der die Körperspender bei 4°C aufbewahrt wurden.

Tabelle 5: Übersicht der Körperspender

Körperspender	Weiblich	Männlich	Alter in Jahren	Gewicht in kg	Arthrosegrad nach Kellgren und Lawrence	
					Rechts	Links
Nr. 1	1		69	57	2	1
Nr. 2	1		77	61	2	2
Nr. 3		1	71	90	4	3
Nr. 4	1		75	75	1	2
Nr. 5		1	75	85	2	2
Nr. 6		1	83	100	3	2
Nr. 7	1		87	70	2	1
Nr. 8	1		81	65	1	3
Nr. 9		1	74	95	2	1
Nr. 10	1		79	80	2	4
Nr. 11		1	89	87	2	2
Nr. 12	1		85	79	3	1
Nr. 13	1		80	71	2	4
Summe	8	5				
Mittelwert gesamt			78,9	78,1	2,15	2,15
Mittelwert weiblich			79,1	69,8	1,87	2,25
Mittelwert männlich			79	91,4	2,6	2

2.2 Ausschlusskriterien

Ausschlusskriterien waren klinisch nicht korrigierbare Achsabweichungen im Sinne einer extraartikulären Varus- oder Valgusfehlstellung. Das Vorhandensein einer Kniegelenktotalendoprothese und eine klinisch verminderte Beweglichkeit im Sinne einer Arthrofibrose bzw. Gelenksteifigkeit waren zusätzliche für den Ausschluss entscheidende Merkmale.

2.3 Computertomographie

2.3.1 Prä- und postoperatives CT

Für die Studie wurde bei jedem Körperspender jeweils eine prä- und postoperative Computertomographie im Sinne einer Rotations-Computertomographie der unteren Extremitäten durchgeführt.

Zur Datenerfassung galt es im Übrigen ein Spiral-CT zu verwenden (Somatom, Definition Flash 2 x 64 Zeilen DE, Erlangen, Germany). Drei Akquisitionspunkte (Hüfte, Knie, OSG) wurden dabei im *scout view* definiert. Zu jedem Untersu-

chungs niveau wurden 0,75 mm Schichten sowie transversale, koronare und sagittale multiplanare Rekonstruktionen im Knochenalgorithmus in 2 mm Schichtführung akquiriert. Die Lagerung und Fixierung der unteren Extremität erfolgte in Neutralnull-Stellung, um etwaigen Bewegungen vorzubeugen. Zur Vermeidung von Messfehlern aufgrund einer unterschiedlichen prä- und postoperativen Lagerung wurde den Körperspendern darüber hinaus ein Kirschner-Draht vor Operationsbeginn als Referenzachse in den Femurschaft platziert. Somit waren eine exakte Bestimmung und ein Vergleich der jeweiligen Achsen prä- und postoperativ gewährleistet.

Anhand des präoperativ durchgeführten CTs bzw. des *scout views* erfolgte die Festlegung des Arthrosegrads entsprechend der Klassifikation nach Kellgren und Lawrence.

2.4 Operationstechnik

Die Implantation der Kniegelenktotalendoprothesen erfolgte in navigierter Technik mittels PiGalileo TKR light® Navigationssystem der Firma Smith & Nephew GmbH. Mit diesem sog. *imageless system* wird der Operateur in der Ausrichtung der einzelnen Komponenten anhand knöcherner Landmarken und verschiedener Achsen im Kniegelenk unterstützt. Hierfür werden zu Operationsbeginn stationäre Referenzlokatoren an Tibia und Femur positioniert. Ein mobiler Lokator dient des Weiteren zur Ermittlung verschiedener knöcherner Landmarken. Die Lokatoren sind unter anderem jeweils mit Reflektorkugeln ausgestattet. Ferner erfolgt die intraoperative Datenübertragung über eine Infrarotkamera, die an einen Computer angeschlossen ist. Die Genauigkeit des Navigationssystems wird zudem in der Operationsanleitung des Herstellers mit +/- 2 mm (Operationsanleitung PiGalileo TKR Light® 2006) angegeben.

Im ersten Schritt erfolgt der operative Zugang zum Kniegelenk. Hierzu wird eine sog. *midline incision* als der Standardzugang in der Kniegelenktotalendoprothetik über das Kniegelenk gesetzt. Nach Präparation des subkutanen Gewebes gilt es das Kniegelenk über eine parapatellare mediale Arthrotomie zu öffnen. Unter Schonung des *M. vastus medialis* wird der Schnitt anschließend nach proximal in der Quadricepssehne und nach distal zur medialen *Tuberositas tibiae* verlängert, somit kann die Patella nach lateral evertiert werden.

Es folgt die Platzierung des stationären femoralen Referenzlokators über den zuvor beschriebenen Zugang am ventralen, distalen Femur. Der tibiale Referenzlokator wird hierbei mittels zweier, kleiner Stichinzisionen an der distalen Tibia befestigt.

Im nächsten Schritt erfolgt die Registrierung der Extremität. Dazu wird zunächst das Femur erfasst. Zu Beginn gilt es dabei das Rotationszentrum der Hüfte zu ermitteln. Die Bestimmung der mechanischen Femurachse wird durch die Registrierung des sog. distalen Durchstoßpunktes mittels mobilen Referenzlokators abgeschlossen. Im Anschluss werden verschiedene knöcherne Punkte gemäß Protokoll am distalen Femur mithilfe eines mobilen Referenzlokators abgegriffen und durch das Navigationssystem registriert. Die femorale Registrierung gilt es durch die Bestimmung verschiedener anatomischer Rotationsachsen (sTEA, Whiteside Linie und PKA) abzuschließen.

Nun erfolgt die Registrierung verschiedener Knochenpunkte an der Tibia durch den mobilen Referenzlokator. Zur Ermittlung der mechanischen tibialen Achse wird zunächst der zentrale Punkt im Bereich der *Eminentia intercondylaris* registriert. Es folgt die Ermittlung der tiefsten Punkte der medialen und lateralen Gelenkfläche zur späteren Bestimmung der tibialen Resektionstiefe. Danach wird die tibiale Rotation ermittelt und registriert. Zur abschließenden Bestimmung der mechanischen tibialen Achse werden die distale Fibulaspitze und die prominenteste Erhebung des medialen Malleolus durch den mobilen Referenzlokator registriert.

Nach abgeschlossener Registrierung wird ein Funktionsdiagramm hinsichtlich der Extension und Flexion des Kniegelenks bei gleichzeitiger Darstellung der Varus- und Valgusabweichung erstellt. Hierzu gilt es das zu operierende Bein durch den Operateur aus der vollen Extension in die Flexion zu bringen (siehe Abbildung 13).

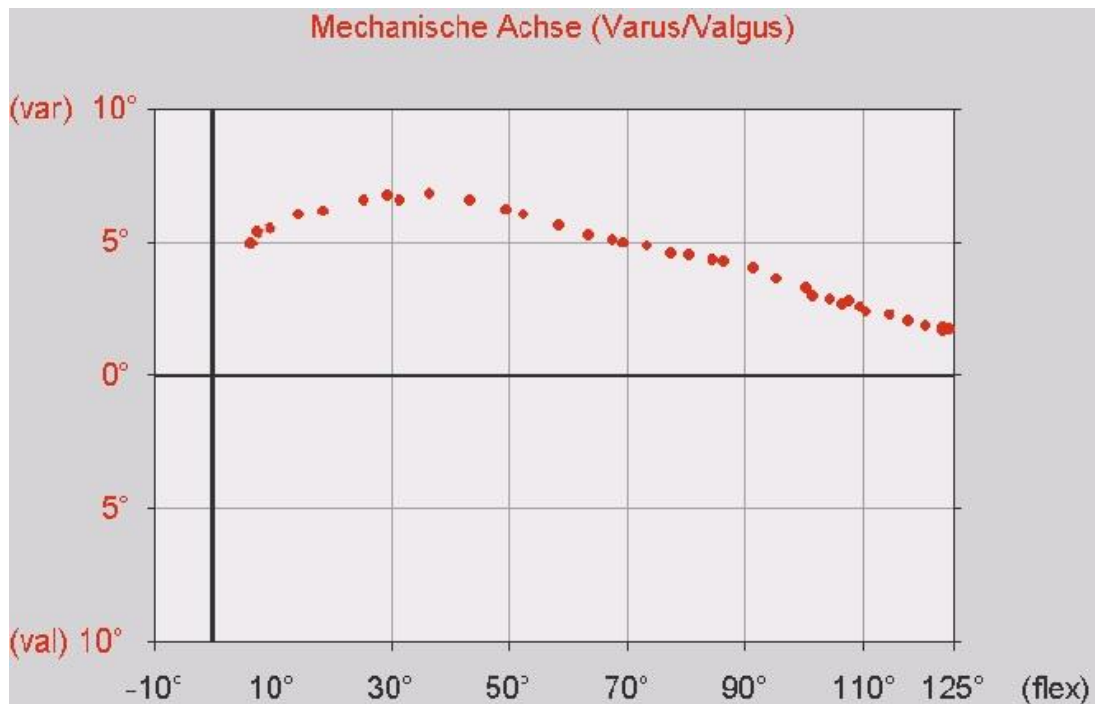


Abbildung 13: Mechanische Achse der unteren Extremität zwischen 5° und 125° Flexion

In der vorliegenden Studie erfolgte die Implantation der Kniegelenktotalprothesen in der sog. tibia-first-Technik. Dabei wird nach der abgeschlossenen Registrierung mit der Präparation bzw. Vorbereitung der tibialen Seite begonnen.

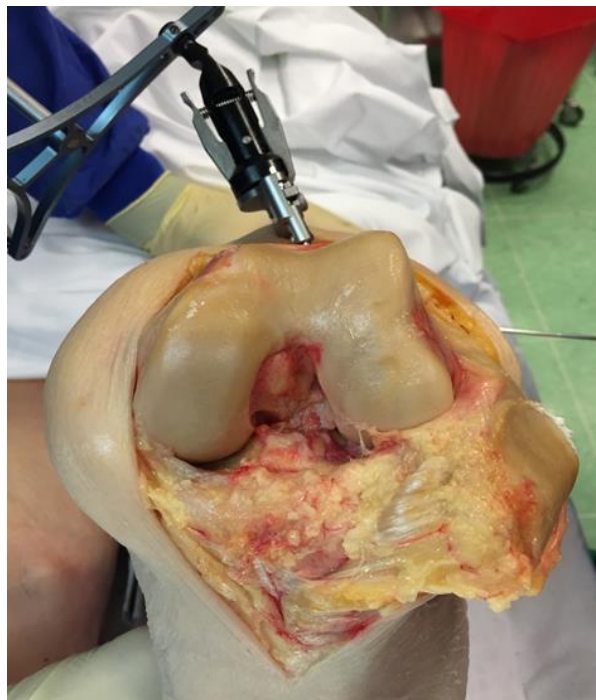


Abbildung 14: Blick auf die Femurkondylen nach Resektion des vorderen Kreuzbandes. Im oberen Bildabschnitt Anschnitt des femoralen Referenzlokators

Dazu wird der tibiale Sägeblock navigiert kontrolliert an der proximalen Tibia befestigt. Bei der anschließenden navigationsgestützten Feinjustierung werden der tibiale Slope, die tibiale Resektionshöhe, die tibiale Rotation und die Valgus- oder Varusabweichungen über den Monitor angezeigt. Diese können vor der tibialen Resektion mittels entsprechender Stellschrauben am Sägeblock entsprechend der Daten vom Navigationssystem navigiert kontrolliert korrigiert bzw. nachjustiert werden. Nach der durchgeführten tibialen Resektion gilt es die Qualität des Sägeschnitts durch das Navigationsgerät zu registrieren.

Analog zur Tibia erfolgt auch am Femur zunächst die navigationsgestützte Positionierung des distalen Sägeblocks. Nach dessen Feinjustierung anhand von Navigation wird der distale femorale Schnitt ausgeführt. Die Registrierung davon findet durch das System analog zum tibialen Sägeschnitt statt.

Die im folgenden beschriebenen Vorgehen ermittelte femorale Rotationsachse wird als funktionelle Rotationsachse (fRA) bezeichnet. Dazu gilt es zunächst die sog. Femurgrößenlehre in 90° Flexion des Kniegelenks unter Referenz zu den posterioren Kondylen auf der distalen femoralen Resektionsfläche zu fixieren. Der mobile Referenzlokator wird nun an der Femurgrößenlehre befestigt. Dementsprechend können alle Veränderungen u. a. bezüglich der femoralen Rotation durch das System erfasst und registriert werden. Ein Bandspanner wird im Anschluss in den Beugespalt eingesetzt und seitengleich mit 60 N bis 80 N aufgespannt. Durch verschiedene Stellschrauben an der Femurgrößenlehre kann nun eine Feinjustierung bezüglich der Rotation und der anterioren-posterioren Positionierung vorgenommen werden. Dabei ist eine Rotationskorrektur Innen-/Außenrotation von bis zu 6° möglich. Der Zielwert stellt hierbei die Parallelität zum tibialen Sägeschnitt dar, um einen parallelen, bandbalancierten Beugespalt zu erreichen. Nach der Feinjustierung der Größenlehre werden die beiden Bohrlöcher für den sog. Vier-in-eins-Sägeblock angebracht. Nach dem Entfernen dieser wird der Sägeblock aufgesetzt, fixiert und die vier Resektionen durchgeführt (Abbildung 15).

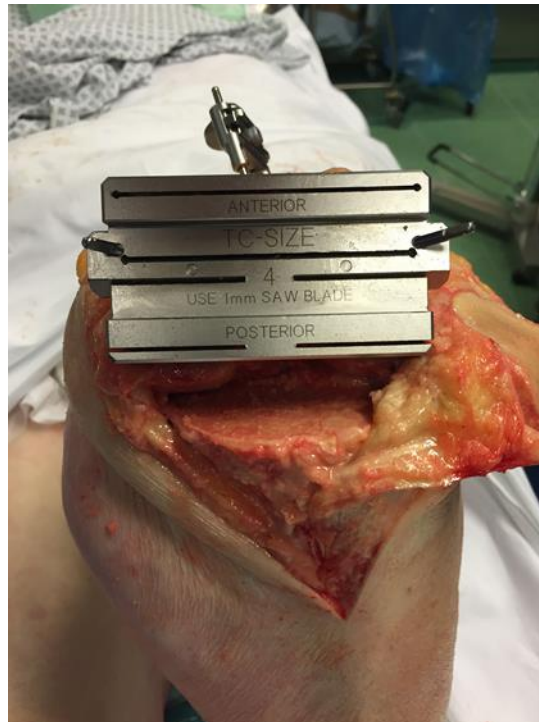


Abbildung 15: Vier-in-eins-Sägeblock

Sind die Probeimplantate eingebracht, wird eine neuerliche Funktionsanalyse analog zur präoperativen Funktionsanalyse durchgeführt. Die Implantate werden abschließend wieder entfernt, um ein artefaktfreies postoperatives CT zur genauen Ermittlung der funktionellen Rotationsachse (fRA) durchführen zu können.

2.5 Auswertung der Achsen in Abhängigkeit von der Flexions-Extensionsachse

Der Vergleich der anatomischen Achsen mit der Flexions-Extensionsachse (FEA) wurde anhand des präoperativen CTs durchgeführt. Die Gegenüberstellung der funktionellen Rotationsachse (fRA) und der Flexions-Extensionsachse (FEA) erfolgte darüber hinaus am postoperativen CT. Zur Sicherstellung einer genauen, artefaktfreien Messung wurden die eingebrachten Prothesenkomponenten vor der Durchführung des postoperativen CTs entfernt. Die Messungen fanden unter Verwendung von der *Centricity PACS Software* in der Version 10.1 (General Electric Healthcare, Chicago, USA) statt.

Im präoperativen CT erfolgte die Bestimmung der FEA durch die Festlegung der Rotationszentren des medialen und lateralen Femurkondylus. Diese wurden in der jeweiligen sagittalen Schnittebene entsprechend des größten anterioren-posterio-

ren Kondylendurchmessers bestimmt. Demnach konnten die beiden Rotationszentren mittels einer entsprechenden Zielfunktion der *Centricity PACS Software* in die axiale Schnittebene übertragen und der Winkel zur Drahtachse (DA) festgelegt werden. Letztere wurde durch einen in beiden distalen Femora eingebrachten Kirschner-Draht festgelegt und diente der Vergleichbarkeit der prä- und postoperativen Daten.

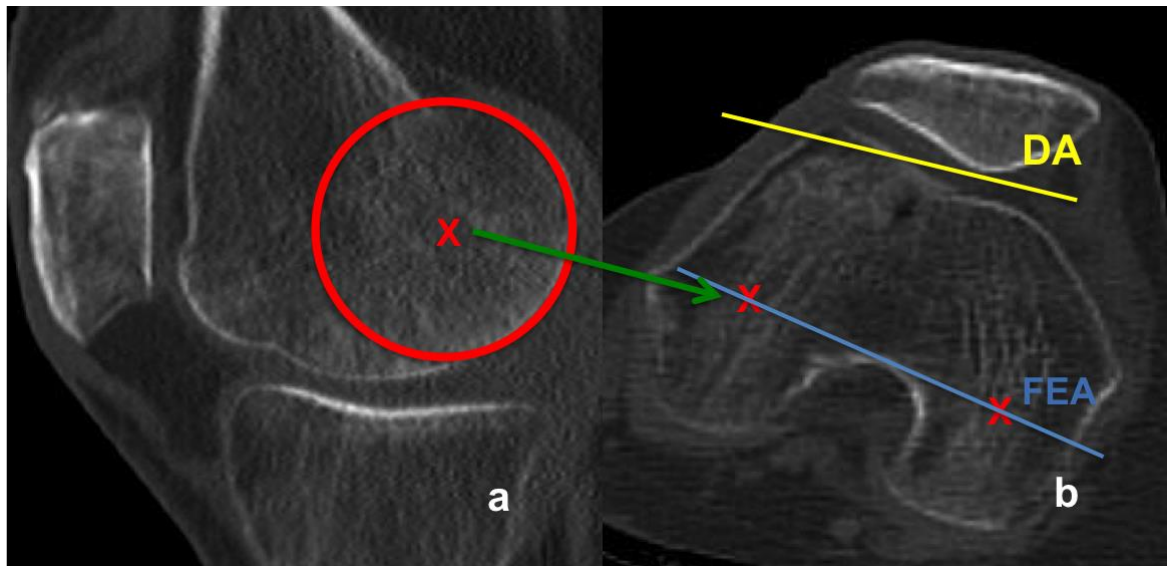


Abbildung 16: (a) Bestimmung der posterioren Rotationszentren X und (b) Übertragung in die axiale Schnittebene. X = posteriore Rotationszentren, DA = Drahtachse und FEA = Flexions-Extensionsachse

Zur Messung der einzelnen Winkel erfolgte zunächst die Bestimmung einer axialen Schnittebene, in der die anatomischen Achsen (aTEA, sTEA, PKA) entsprechend ihrer knöchernen Landmarken eingezeichnet werden konnten. Zum Vergleich galt es die FEA entsprechend ihres Winkels zur Drahtachse in die jeweilige Schnittebene zu übertragen und einzuzeichnen. Im präoperativen CT wurden unter anderem die einzelnen Winkel der aTEA, sTEA, PKA und FEA zu dieser Achse bestimmt.

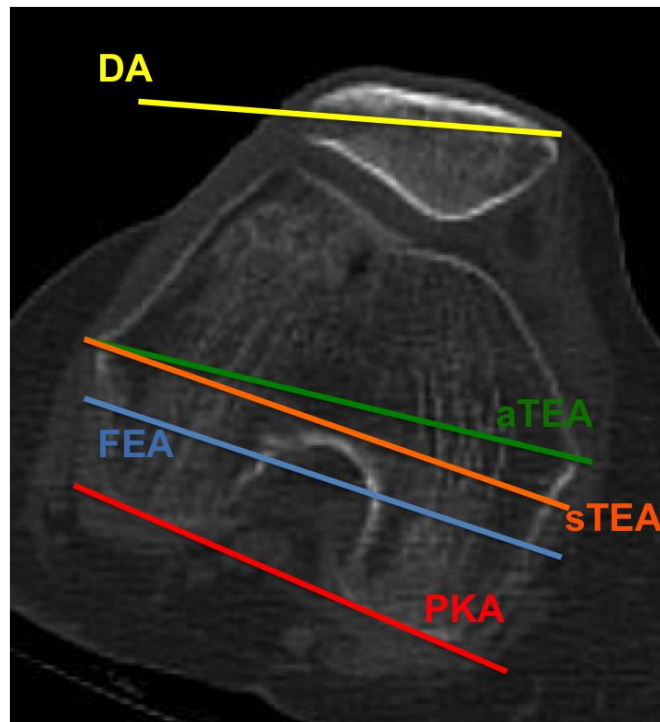


Abbildung 17: Präoperative Bestimmung der anatomischen Achsen. DA = Drahtachse, aTEA = anatomische transepikondyläre Achse, sTEA = chirurgische transepikondyläre Achse, FEA = Flexions-Extensionsachse und PKA = posteriore Kondylenachse

Nach Entfernung der Probekomponenten erfolgte die Festlegung der funktionellen Rotationsachse (fRA) in der postoperativen CT, entsprechend der dorsalen Resektionsfläche am Femur. Zusätzlich galt es den Winkel zur Drahtachse (DA) zu messen.

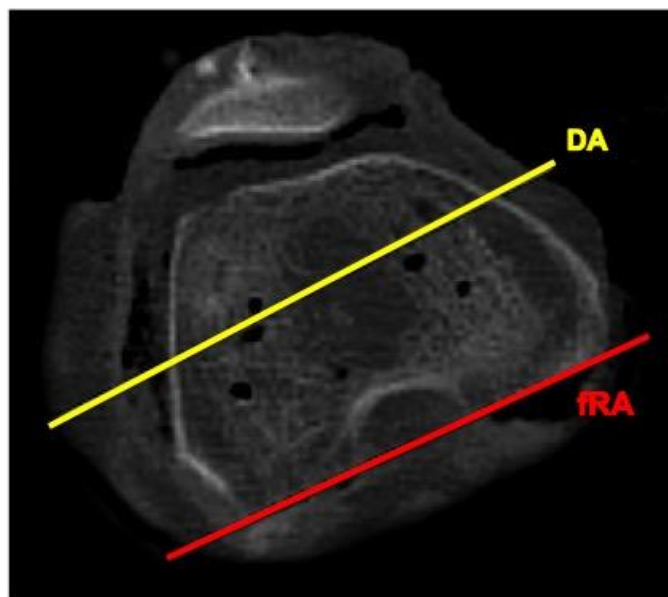


Abbildung 18: Postoperatives axiales CT Knie rechts. DA = Drahtachse und fRA = funktionelle Rotationsachse

Demzufolge konnten die einzelnen Achsen bzw. ihre Winkel untereinander und besonders die der aTEA, sTEA, PKA und der funktionellen Rotationsachse (fRA) mit der Flexions-Extensionsachse (FEA) verglichen werden.

Die FEA wurde als physiologische Flexions-Extensionsachse bestimmt und somit gleich Null gesetzt. Bei Achsabweichungen in die Außenrotation galt es überdies den jeweiligen Winkel mit einem positiven Vorzeichen zu versehen, bei Achsabweichungen in die Innenrotation im Gegensatz dazu entsprechend mit einem negativen Vorzeichen.

2.6 Statistische Analysen

Die statistischen Analysen wurden mit GraphPad Prism (Version 5.04, GraphPad Software, Inc. San Diego, CA) durchgeführt.

Für jeden Parameter innerhalb einer experimentellen Gruppe galt es die Gaußsche Normalverteilung mittels Kolmogorov-Smirnov-, D'Agostino-, Pearson-Omnibus- und Shapiro-Wilk-Test zu prüfen. Die Daten wurden als normal verteilt betrachtet, sobald sie einen der Normalitätstests bestanden hatten.

Im Anschluss erfolgte die Durchführung eines Stichproben-t-Tests für normalverteilte Variablen. Die Daten werden des Weiteren als Mediane und Interquartilbereiche in Box-plots sowie als Mittelwerte und Standardabweichungen in Tabellen dargestellt.

P-Werte < 0.05 galt es zudem als signifikant zu bewerten.

Die Tabellen und Grafiken wurden zusätzlich mittels Microsoft® Excel® 2008 für Mac, Version 12.3.6 (130206) erstellt.

3 Ergebnisse

Bei insgesamt 13 Körperspendern wurden insgesamt 26 Kniegelenkstotalendoprothesen anhand der oben dargestellten Technik implantiert. Davon waren acht Frauen und fünf Männer. Das Alter der Körperspender lag im Durchschnitt bei 78,9 Jahren und das Gewicht bei 78,1 kg. Bei 6 von 26 Kniegelenken lag im Übrigen ein Arthrosegrad 1 nach Kellgren und Lawrence vor, bei 13 von 26 Grad 2, bei 4 von 26 Grad 3 und bei 3 von 26 Grad 4.

Die statistische Auswertung ergibt für den Vergleich der einzelnen Achsen zur FEA eine signifikante Winkelabweichung für alle Achsen ($p < 0.0001$). Somit zeigte die aTEA zur FEA eine absolute mittlere Winkelabweichung von $5,2^\circ$ ($4,5^\circ$ SD), die sTEA zur FEA eine absolute mittlere Winkelabweichung von $2,7^\circ$ ($2,2^\circ$ SD), die PKA zur FEA eine absolute mittlere Winkelabweichung von $2,9^\circ$ ($2,3^\circ$ SD) und die fRA zur FEA eine absolute mittlere Winkelabweichung von $4,3^\circ$ ($2,7^\circ$ SD) (siehe Abbildung 8).

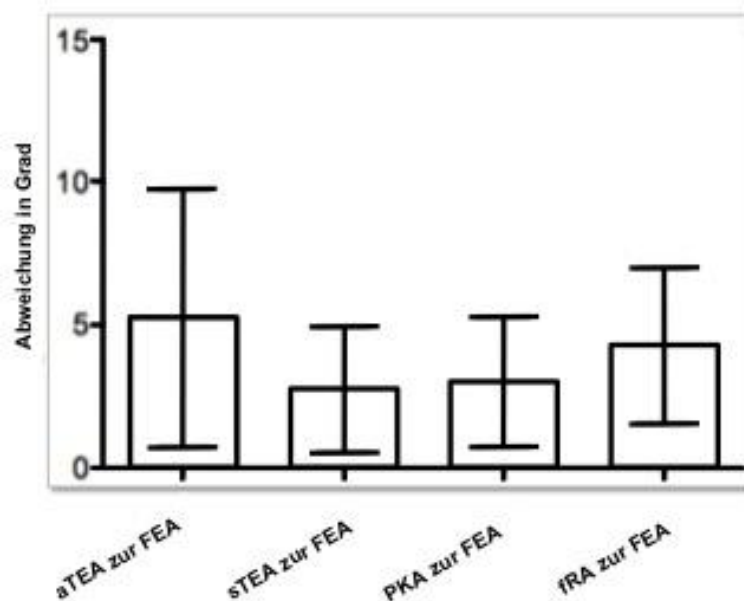


Abbildung 19: Absolute Winkelabweichung der einzelnen Achsen zur FEA

Die sTEA stellt darüber hinaus mit $2,7^\circ$ ($2,2^\circ$ SD) die geringste absolute mittlere Winkelabweichung zur FEA dar. Jedoch ist auch diese signifikant ($p < 0.0001$).

Bezüglich der Parallelität der einzelnen Achsen zur FEA wurde vor der Auswertung jeweils eine relative Abweichung in die Außen- bis Innenrotation von $\leq 1^\circ$

als parallel definiert. Für die relative Achsabweichung der aTEA zur FEA zeigt sich bei 22 Kniegelenken ($n = 22/ 84,6 \%$) eine Abweichung in die Außenrotation (Mittelwert $5,7^\circ$, SD $3,8^\circ$). Lediglich bei einem Kniegelenk ($n = 1/ 3,9 \%$) tritt eine Achsabweichung der aTEA zur FEA um $7,2^\circ$ in die Innenrotation auf. Drei Kniegelenke ($n = 3/ 11,5 \%$) weisen unter anderem keinerlei solcher Abweichungen der aTEA zur FEA (Mittelwert $0,3^\circ$, SD $0,5^\circ$) auf. Demnach entsteht hiermit für die Achsabweichung der aTEA zur FEA eine Tendenz in Richtung der Außenrotation.

Betrachtet man die relative Achsabweichung der sTEA zur FEA, ist diese für insgesamt elf Kniegelenke ($n = 11/ 42,3 \%$) in die Außenrotation (Mittelwert $4,1^\circ$, SD $2,1^\circ$) und für acht Kniegelenke ($n = 8/ 30,8 \%$) in die Innenrotation (Mittelwert $3,1^\circ$, SD $1,5^\circ$) festzustellen. Bei sieben Kniegelenken ($n = 7/ 26,9 \%$) zeigen sich hingegen sTEA und FEA parallel (Mittelwert $0,3^\circ$, SD $0,3^\circ$). Somit ergibt sich hier eine Tendenz zur Außenrotation.

Die relative Achsabweichung der PKA zur FEA weist zudem bei neun Kniegelenken ($n = 9/ 34,6 \%$) eine solche Abweichung in die Außenrotation (Mittelwert $3,1^\circ$, SD $1,7^\circ$) und bei zwölf Kniegelenken ($n = 12/ 46,2 \%$) eine in die Innenrotation (Mittelwert $3,9^\circ$, SD $2,4^\circ$) auf. Keine Abweichung von dieser Achse tritt überdies bei fünf Kniegelenken ($n = 5/ 19,2 \%$) der PKA zur FEA (Mittelwert $0,6^\circ$, SD $0,3^\circ$) auf. Demzufolge entsteht an dieser Stelle eine Tendenz der Achsabweichung der PKA in die Innenrotation.

Des Weiteren ergibt sich die relative Achsabweichung von der fRA zur FEA für 13 Kniegelenke ($n = 13/ 50 \%$) der fRA in die Außenrotation (Mittelwert $5,9^\circ$, SD $2,3^\circ$). Für acht Kniegelenke ($n = 8/ 30,8 \%$) entsteht diese in der Innenrotation (Mittelwert 4° , SD $1,7^\circ$) und für fünf Kniegelenke ($n = 5/ 19,2 \%$) zeigt sich keine relevante Achsabweichung (Mittelwert $0,6^\circ$, SD $0,3^\circ$). Somit besteht für diese von der fRA zur FEA eine Tendenz zur Außenrotation.

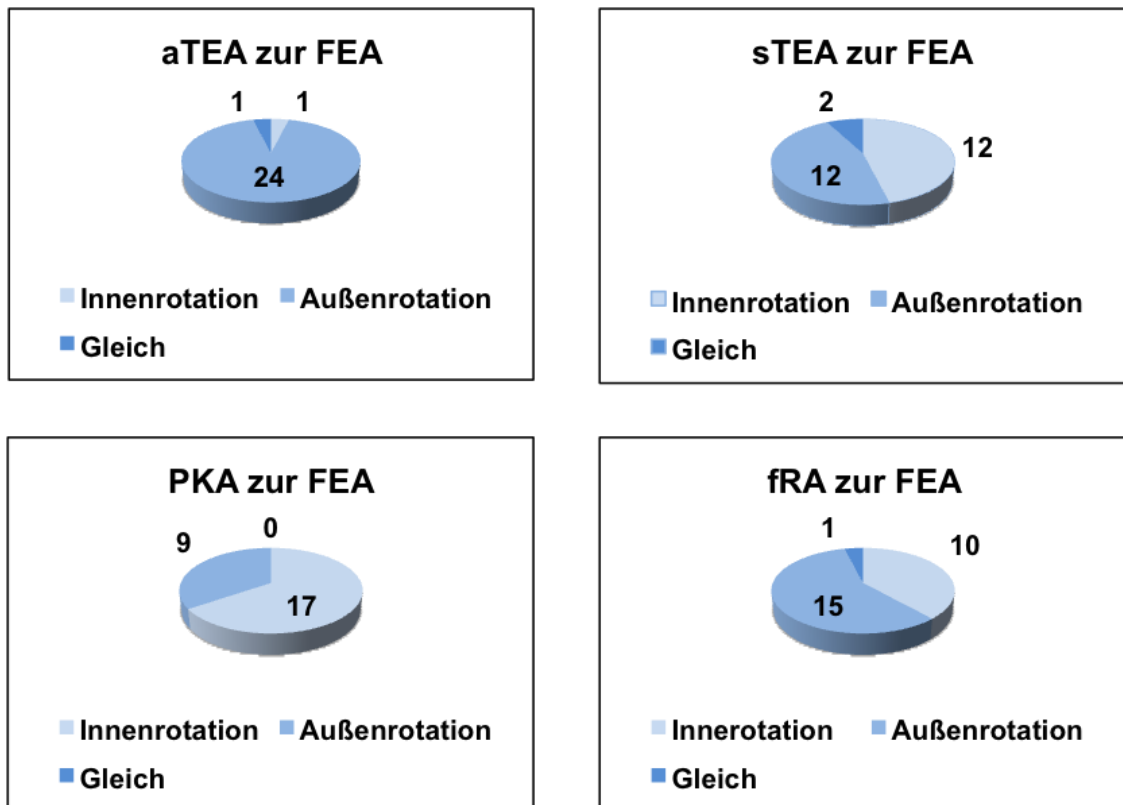


Abbildung 20: Tendenz der Achsen zur Außen- oder Innenrotation

Betrachtet man die maximale Achsabweichung ist diese dementsprechend für die aTEA zur FEA in die Außenrotation von $13,8^\circ$ und von $7,2^\circ$ in die Innenrotation festzustellen. Die sTEA zur FEA weist zudem eine maximale Abweichung in die Außenrotation von $9,3^\circ$ und in die Innenrotation von $5,2^\circ$ auf. Die maximale Achsabweichung in die Außenrotation beträgt darüber hinaus bei der PKA zur FEA $7,2^\circ$ und für die maximale Innenrotation von $10,7^\circ$. Überdies kommt bei der fRA zur FEA eine maximale Achsabweichung in die Außenrotation von $11,6^\circ$ und in die Innenrotation von $5,8^\circ$ zustande.

Im Vergleich der einzelnen konventionellen Achsen und der bandspannungsbestimmten funktionellen Rotationsachse zur FEA untereinander entsteht ein signifikanter Unterschied für die absolute mittlere Winkelabweichung der aTEA zur FEA gegenüber der sTEA zur FEA mit $2,5^\circ$ (95 % KI $0,28^\circ$ bis $4,73^\circ$). Zusätzlich ist für die absolute mittlere Winkelabweichung der aTEA zur FEA gegenüber der PKA zur FEA eine Abweichung von $2,2^\circ$ (95 % KI $0,01^\circ$ bis $4,47^\circ$) anzugeben. Die aTEA zur FEA zeigt im Gegensatz zu der fRA zur FEA eine absolute mittlere Winkelabweichung von $0,96^\circ$ (95 % KI $1,27^\circ$ bis $3,19^\circ$). Zudem tritt für die sTEA zur FEA hingegen der PKA zur FEA eine absolute mittlere Winkelabweichung von

0,27° (95 % KI -2,49° bis 1,96°) auf. Bei der sTEA zur FEA entsteht des Weiteren gegenüber der fRA zur FEA eine absolute mittlere Winkelabweichung von 1,54° (95 % KI -3,77° bis 0,69°) und für die PKA zur FEA ist diese hingegen der fRA zur FEA mit 1,28° (95 % KI -3,5° bis 0,95°) zu verzeichnen. Hier konnten demzufolge keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden.

Somit zeigt ausschließlich der Verlauf der aTEA zur FEA gegenüber der sTEA zur FEA und die aTEA zur FEA gegenüber der PKA zur FEA eine deutliche Differenz für die absolute mittlere Winkelabweichung.

Tabelle 6: Tukey`s multiple comparison test

Tukey`s multiple comparisons Test	Mittlerer Unterschied	95% KI des Unterschieds	Signifikant
aTEA zur FEA vs. sTEA zur FEA	2,51	0,28 bis 4,73	Ja
aTEA zur FEA vs. PKA zur FEA	2,24	0,01 bis 4,47	Ja
aTEA zur FEA vs. fRA zur FEA	0,96	-1,27 bis 3,19	Nein
sTEA zur FEA vs. PKA zur FEA	0,27	-2,49 bis 1,96	Nein
sTEA zur FEA vs. fRA zur FEA	1,54	-3,77 bis 0,69	Nein
PKA zur FEA vs. fRA zur FEA	1,28	-3,5 bis 0,95	Nein

KI = Konfidenzintervall

4 Diskussion

Nach dem Versagen der konservativen Therapiemaßnahmen stellt die Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese die häufigste operative Therapieoption zur Behandlung der primären und sekundären Kniegelenksarthrose dar (Jones 2011). Neben der periprothetischen Infektion und der aseptischen Lockerung sind die Fehlpositionierung der Prothesenkomponenten die Hauptgründe für die Prothesenrevision im frühen und mittleren Intervall nach der Implantation (Graichen et al. 2007; Mulhall et al. 2006). Die sog. langen anatomischen Achsen von Femur- und Tibiaknochen werden darüber hinaus als Referenz zur korrekten Ausrichtung der Komponenten in der Frontalebene als Standardtechnik verwendet (Anouchi et al. 1993; Whiteside 1993). Bezüglich der korrekten rotatorischen Positionierung der Prothesenkomponenten stellt zudem die angemessene Rotationsausrichtung der femoralen Komponente ein wesentliches Ziel bei der Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese dar (Hanada et al. 2007). Hier finden verschiedene anatomische Landmarken, sog. kurze Achsen, ggf. in Kombination mit weichteiligen Eingriffen zur Schaffung eines notwendigen parallelen, bandbalancierten Beugespalts Anwendung (Asano et al. 2005; Berger et al. 1993; Luo 2004; Whiteside 1993).

Lange Zeit wurden unter anderem Achsabweichungen von mehr als 3° Varus oder Valgus in der Frontalebene, sprich den langen Beinachsen, als prognostisch ungünstige Faktoren für die vorzeitige Lockerung der Kniegelenktotalendoprothese gewertet (Jeffery et al. 1991; Ritter et al. 1994). Diese Abweichungen in der Frontalebene können bei bis zu 30 % der klinischen Fälle gesehen werden (Bäthis et al. 2003). Interessanterweise treten diese in der Frontalebene unabhängig vom Ausbildungsgrad des Operateurs auf. Mahaluxmivala et al. konnten dies aufgrund einer Untersuchung an 673 Kniegelenktotalendoprothesen feststellen (Mahaluxmivala et al. 2001). Ziel der navigierten Kniegelenktotalendoprothetik war eine Verbesserung der Implantationsgenauigkeit und Rekonstruktion der physiologischen Beinachse in der Frontalebene, um eine vorzeitige Lockerung der Komponenten zu vermeiden. Hierbei konnte die verbesserte Ausrichtung der Prothesenkomponenten unter Anwendung der Navigation in verschiedenen Studien dokumentiert werden (Bugbee et al. 2014; Martin-Hernandez et al. 2018; Scuderi et al. 2014). In einer aktuellen Untersuchung von Abdel et al. wird jedoch gezeigt, dass auch eine

größere Achsdeviation in der Frontalebene keinen signifikanten Einfluß auf die Prothesenstandzeit hat (Abdel et al. 2018). Aus diesem Grund ist es in den letzten Jahren ebenso zu einem Rückgang der mit Navigation eingebrachten Knieprothesen gekommen.

Durch eine fehlerhafte ligamentäre Ausbalancierung des Kniegelenks können überdies klinisch relevante Instabilitäten und Fehlbelastungen des künstlichen Kniegelenkes postoperativ auftreten, die wiederum zu einem Prothesenversagen mit notwendiger Revisionsoperation führen können (Griffin et al. 2000). Ein symmetrisch ligamentär ausbalancierter Streck- und Beugespalt sind daher eine der Grundvoraussetzungen für eine gut funktionierende Kniegelenktotalendoprothese (Lotke und Ecker 1977). Einer besonderen Bedeutung kommt hier der Rotationspositionierung der Tibia- und vor allem der Femurkomponente zu (Akagi et al. 2001; Barrack et al. 2001; Katz et al. 2001; Laskin 1995). Bezüglich der femoralen, rotatorischen Ausrichtung in der transversalen Ebene konnten Walde et al. aufweisen, dass durch die Navigation eine verlässliche Ermittlung einer sog. funktionellen femoralen Rotation erfolgt (Walde et al. 2010).

Die Rotation der femoralen Komponente ist im Übrigen für das tibiofemorale Gelenkspiel sowie für das patellofemorale Gelenk entscheidend. Durch die femorale Rotation kommt es zu keiner Beeinflussung des Streckspalts, jedoch spielt sie eine wichtige Rolle in der Stabilität des Beugespalts (Hofmann et al. 2003). Gehen auf unebenem Boden und schmerzfreies Aufstehen wird ferner erst durch einen stabilen, balancierten Beugespalt ermöglicht (Pagnano et al. 1998).

Darüber hinaus stellen die klinische Relevanz der femoralen Fehlrotation Hofmann et al. dar. Hier werden verschiedene Beugespalttypen bei Innenrotationsabweichung der Femurkomponente beschrieben. Zusammenfassend erfolgt hier eine genauere Erläuterung der schmerzhaften lateralen Instabilität in Beugung mit zusätzlicher schmerzhafter innenseitiger Überbelastung bis hin zur schmerzhaften Beugehemmung je nach Ausmaß der femoralen Innenrotation. Die schmerzhaft Beugehemmung bleibt in diesen Fällen auch nach konservativer Therapie oder der sog. Narkosemobilisation bestehen. Als Resultat sind in diesem Fall besonders der Schmerz über dem medialen Kompartiment und dem medialen Tibiakopf sowie ein vorzeitiger medialer PE-Verschleiß bei erhöhtem medialen Anpressdruck zu nennen (Laskin 1995).

Eine weitere schmerzhaft Komplikation bei der femoralen Fehlrotation ist das sog. Patellamaltracking bis hin zur Subluxationsstellung der Patella (Stöckl et al. 2004). Berger et. al. (1998) wiesen bei kombinierter Komponenteninnenrotation (1° - 4°) eine Kippung (patellarer tilt) und Lateralisationstendenz der Patella nach. Bei ausgeprägter kombinierter Komponenteninnenrotation ($> 7^{\circ}$) in der axialen Ebene konnte zusätzlich eine vermehrte Luxationstendenz der Patella gezeigt werden. Eine bessere Patellaführung bei einer in 3° - bis 5° -Außenrotation eingebrachter femoraler Komponente konnten Akagi et. al. (1999) zeigen.

Die FEA als femorale Rotationsachse beschreibt unter anderem die Verbindung der Rotationszentren von medialem und lateralem Femurkondylus. Somit stellt ihre räumliche Beziehung zu den kurzen anatomischen Landmarken für die Kniegelenkstotalendoprothetik ein großes Interesse dar. Dies betrifft insbesondere das Prothesendesign und die ligamentäre Balancierung. Des Weiteren sind die heutigen femoralen Komponenten häufig mit zwei symmetrischen Kondylen und einer identischen sagittalen Krümmung gestaltet. Die Verbindungslinie der jeweiligen dorsalen Kondylenmittelpunkte bildet demnach das Flexions-/Extensionszentrum. Nach Implantation der femoralen Komponente sollte diese Linie idealerweise deckungsgleich zur FEA bzw. zu dieser parallel stehen (Niki et al. 2017).

Es erfolgt nun eine einzelne Diskussion der verschiedenen Rotationsachsen mit den Ergebnissen dieser Arbeit.

Im Allgemeinen wird eine Ausrichtung anhand der PKA mit fixer 3° -Außenrotation empfohlen. Die Entscheidung, diese in Bezug auf die PKA zu verwenden, entstand über Mittelwerte (Daines und Dennis 2014). Zusätzlich geht durch eine allgemein verwendete tibiale Resektion senkrecht zur mechanischen Achse die physiologische 3° -Varusstellung der Tibiaoberfläche verloren. Eine 3° -Außenrotation des Femurs soll dementsprechend zu einer Stabilisierung des lateralen Beugespalts führen (Bottros et al. 2006). Auch Laskin et al. sehen eine gute Möglichkeit in der femoralen Ausrichtung anhand der PKA mit einer vordefinierten Außenrotation von 3° bis 5° . Dies gilt jedoch lediglich für Kniegelenke mit intakten posterioren Kondylen (Laskin und Rieger 1989). Entgegen ihrer einfachen intraoperativen Anwendbarkeit kann die Ausrichtung anhand der PKA vor allem bei den beschriebenen großen interindividuellen anatomischen Unterschieden am distalen Femur problematisch sein (Kumar und Sharma 2018). Ein weiteres Problem stel-

len arthrosebedingte Arosionen der posterioren Kondylen dar. Hier kann es ebenso zu einer vermehrten Innen- oder Außenrotationsstellung der femoralen Komponente und den oben beschriebenen Problemen kommen (Daines und Dennis 2014). Olcott et. al. (1999) konnten ferner zeigen, dass bei 30 % und 50 % der Valguskniee eine Innenrotationsfehlstellung der femoralen Komponente bei Ausrichtung anhand der PKA festgestellt werden kann.

In dieser Studie weist die PKA mit 2.9° (2.3° SD) eine statistisch signifikante absolute Abweichung der FEA auf. Die relative Abweichung zur FEA verdeutlicht eine Tendenz zur femoralen Innenrotation bei 46,2 % der Fälle bis zur maximalen Innenrotation von $10,7^\circ$. Zur aTEA ist die PKA insofern statistisch signifikant verschieden, jedoch nicht zur sTEA und fRA.

Die Ergebnisse von Olcott et al. (1999) bei Verwendung der PKA zur femoralen Rotationsausrichtung konnten hier bestätigt werden. Bei der allgemein mit fixer 3° -Außenrotation angewandten PKA wird die in dieser Studie beschriebene Tendenz zur femoralen Innenrotation mit maximaler Abweichung von $10,7^\circ$ in vielen Fällen jedenfalls partiell ausgeglichen. Dagegen bleibt anzumerken, dass die in der Untersuchung eingeschlossenen Kniegelenke keine ausgeprägten Arthrosen mit relevanten Achsabweichungen aufwiesen. Wie oben dargestellt, birgt die Anwendung der PKA ungeachtet der leichten intraoperativen Abgreifbarkeit die Gefahr einer klinisch relevanten Innenrotationsabweichung. Dies trat bei circa der Hälfte der Fälle auf. Gemäß den Angaben in der Literatur fungiert dieses Risiko insbesondere bei Kniegelenken mit knöchernen Variabilitäten der Kondylen, z. B. bei Hypoplasien des lateralen Femurkondylus bei schwerer Valgusabweichung und/oder arthrosebedingten Arosionen, zu einem Problem. Eine klinisch möglich relevante Fehlrotation wäre hier sehr wahrscheinlich. Daher kann nach diesen Studienergebnissen und den Angaben in der Literatur die Anwendung der PKA mit fixer 3° -Außenrotation ausschließlich bei Kniegelenken ohne schwere Achsabweichung bzw. knöchernen Variabilitäten empfohlen werden. Es besteht ansonsten eine erhöhte Gefahr, die femorale Komponente in eine klinisch relevante Innenrotationsabweichung auszurichten.

Nach Berger et al. (1993) kann die sTEA eine nützliche Landmarke zur neutralen Rotationsausrichtung der femoralen Komponente sein. Wird letztere parallel zur sTEA positioniert, konnte eine geringere Inzidenz eines femoralen *lift-offs* gezeigt

werden (Insall et al. 2002). Im Gegensatz zur PKA hat sie den Vorteil, dass sie auch in der Revisionsendoprothetik und bei einer Hypoplasie oder Arosion der posterioren Kondylen genutzt werden kann (Daines und Dennis 2014). Die intraoperative Bestimmung der sTEA variiert jedoch stark. Somit konnten Jerosch et al. (2002) aufweisen, dass je nach Operateur auf der medialen Seite die Positionierung der knöchernen Landmarke um 22,3 mm und auf der lateralen Seite um 13,8 mm variierte. Aufgrund einer großen Spanne von femoraler 6°-Außenrotations- bis 11°-Innenrotationsfehlpositionierung sehen Kinzel et al. (2005) die sTAE als keine gute knöcherne Landmarke an.

In dieser Studie zeigte die sTEA verglichen mit den anderen Achsen mit 2,7° (2,2° SD) die geringste absolute Abweichung zur FEA. Diese war allerdings wie bei den anderen Achsen gleichermaßen statistisch signifikant. Sie ergab eine Tendenz zur Aussenrotationsabweichung in 42,3 % der Fälle mit einem Maximum von 9,3°. Die maximale Innenrotationsabweichung wies mit 5,2° im Vergleich zu den anderen Achsen den geringsten Wert auf. Zur aTEA war die sTEA darüber hinaus statistisch signifikant unterschiedlich, jedoch nicht zur PKA und fRA.

Die sTEA zeichnete sich in dieser Studie durch eine relativ hohe Bestimmbarkeit aus. Allerdings wurde diese anhand einer Computertomographie ermittelt. Die in der Literatur beschriebene, schlechte intraoperative Detektierbarkeit der knöchernen Referenzpunkte der sTEA mit hoher Interobserver-Variabilität und daher geringer Verlässlichkeit lag hier nicht vor. Aufgrund der Ergebnisse dieser Untersuchung kann die Anwendung der sTEA zur femoralen Rotationsausrichtung empfohlen werden. Die Entwicklung von Operationsmethoden zur verlässlichen intraoperativen Detektion der sTEA wäre für die klinische Anwendung sehr ratsam.

Es galt zudem zu zeigen, dass die aTEA intraoperativ besser als die sTEA bestimmt werden kann. Es traten jedoch große Unterschiede in der Rotationspositionierung der femoralen Komponente, wie z. B. eine extreme Aussenrotationspositionierung bei der Ausrichtung anhand der aTEA, auf (Kumar und Sharma 2018).

In dieser Studie verdeutlichte die aTEA mit 5,2° (4,5° SD) des Weiteren eine statistisch signifikante absolute Abweichung von der FEA. Dies war die größte Abweichung verglichen mit den anderen Achsen. Die relative Abweichung zur FEA zeigte eine Tendenz zur femoralen Außenrotation bei 84,6 % der Fälle bis max.

13,8° Außenrotation. Zur sTEA und PKA war die aTEA unter anderem statistisch signifikant unterschiedlich, jedoch nicht zur fRA.

Ein Vorteil der aTEA im Vergleich zu den anderen Achsen ist die in dieser Untersuchung selten aufgetretene, klinisch jedoch negative Innenrotationsabweichung (3,9 %). Die maximale ARO-Abweichung von 13,8° sollte dennoch kritisch betrachtet werden, da hier eine Kompromittierung der Kollateralbänder sehr wahrscheinlich ist. Die Ergebnisse bestätigen die von Kumar und Sharma (2018). Bei der klinischen Anwendung kommt im Gegensatz zur PKA die Schwierigkeit der verlässlichen intraoperativen Detektion der knöchernen Referenzpunkte hinzu. Hierdurch sind klinisch relevante femorale Fehlrotationen, wie bei der sTEA, wahrscheinlich. Aus diesem Grund kann die aTEA nicht in der primären Kniegelenktotalendoprothetik empfohlen werden. Dabei ist gleichermaßen, wie bei der sTEA, die Entwicklung verbesserter Techniken zur intraoperativen Bestimmung empfehlenswert. In der Revisionsendoprothetik besitzt die aTEA und die sTEA jedoch bei fehlender Anwendbarkeit anderer Achsen ihren Stellenwert.

Als eine Alternative zur femoralen intraoperativen Rotationsausrichtung wurde in der Literatur eine bandspannungsadaptierte Technik beschrieben (Walde et al. 2010). Die femorale Rotation wird dabei unter Anwendung eines Bandspanners unter Referenz zum tibialen Sägeschnitt zur Erzeugung eines parallelen, bandbalancierten Beugespalts ermittelt. Eine signifikant bessere, funktionelle femorale Rotationsausrichtung in Bezug zum tibialen Sägeschnitt im Vergleich zu den traditionellen knöchernen kurzen Landmarken konnte hier gezeigt werden. Neu in dieser Studie war die bandspannungsbestimmte Rotationsausrichtung parallel zum tibialen Sägeschnitt. Verglichen mit den anatomischen Landmarken konnte eine bessere Reliabilität gegenüber der Ausrichtung an knöchernen Landmarken aufgewiesen werden (Katz et al. 2001). Dennis et al. (2010) gelang es, eine deutlich geringere Inzidenz des kondylären *lift-offs* durch die Ausrichtung anhand eines bandspannungsbalancierten Beugespalts darzustellen.

Überdies kam in dieser Untersuchung bei der fRA mit 4,3° (2,7° SD) eine statistisch signifikante absolute Abweichung von der FEA vor. Die relative Abweichung zur FEA zeigte eine Tendenz zur femoralen Außenrotation bei 50 % der Fälle bis max 11,6°. Des Weiteren ist es bei 30,8 % zu einer femoralen Innenrotation mit

maximaler Abweichung bis $5,8^\circ$ gekommen. Zu keiner der anderen knöchernen Landmarken war die fRA zudem statistisch signifikant verschieden.

Weiterhin wird in der Literatur empfohlen, eine Innenrotationsfehlstellung der Femurkomponente zu vermeiden, auch wenn der knöchernen Fehlplatzierung der femoralen Komponente aktuell ein geringerer klinischer Stellenwert zugeschrieben wird (Becker et al. 2019; Young et al. 2018). Aufgrund der bekannten intraoperativen Schwierigkeit der korrekten Rekonstruktion der femoralen Rotation ist derzeit unter anderem die korrekte Weichteilbalancierung des Seitenbandapparates von großer Wichtigkeit (Becker et al. 2019). Die anatomische, knöcherne Rekonstruktion der femoralen Rotation würde damit an Bedeutung verlieren und Techniken zur verlässlichen seitengleichen Bandbalancierung in den Vordergrund treten.

Durch die oben beschriebene Operationstechnik mit Erzeugung der fRA wird ein paralleler, seitengleich bandbalancierter Beugespalt erzielt. Demzufolge gilt es eine mittlere, absolute Winkelabweichung der fRA zur FEA von $4,3^\circ$ oder auch eine relative Innenrotationsabweichung bei ca. 30 % der Fälle zugunsten eines bandbalancierten Beugespalts zu akzeptieren. Das Auftreten von klinisch relevanten Bandedysbalancen, wie bei der Anwendung der anatomischen Achsen, ist daher sehr unwahrscheinlich.

Ferner kann die beschriebene bandspannungsbestimmte Technik nicht uneingeschränkt empfohlen werden, da für eine korrekte bandspannungsbalancierte Rotationsausrichtung der femoralen Komponente eine weitestgehende Intaktheit der Kollateralbänder wichtig ist. Das mediale Kollateralband stabilisiert dabei den medialen Beugespalt. Hingegen festigt das laterale Kollateralband zusammen mit der Popliteussehne den lateralen Beugespalt. Überdies würde ein geschwächtes mediales Kollateralband zu einer Innenrotationsausrichtung, ein geschwächtes laterales Kollateralband oder eine insuffiziente Popliteussehne zu einer Außenrotationsausrichtung der femoralen Komponente führen (Daines und Dennis 2014). Ein balancierter Beugespalt würde in diesen Fällen dennoch resultieren. In schweren Fällen sollte allerdings von einem sich daraus ergebenden, klinisch relevanten Patellamaltracking ausgegangen werden. Eine anamnestiche und präoperative klinische Evaluation der Seitenbandstabilität ist daher vor Anwendung einer bandspannungsbestimmten Technik ratsam.

Schwächen der Untersuchung liegen darüber hinaus in der fehlenden klinischen Kontrolle der operativen Ergebnisse, da es sich um eine Leichenstudie handelt. Die Körperspender wurden in diesem Fall bei 4°C bzw. kurzzeitig bei -20°C gelagert. Eine Unterbrechung der Kühlkette trat in keinem Fall auf. Daher ist nicht davon auszugehen, dass relevante Veränderungen in Anbetracht der Elastizität der periartikulären Weichteile zum Zeitpunkt der Studie aufgetreten sind.

Zudem stellte eine exakte Bestimmung der jeweiligen Achsen, aufgrund der durch die implantierten Komponenten hervorgerufen Artefakte, in den bisherigen Untersuchungen ein Problem dar. Zur Artefaktvermeidung wurde in dieser Forschungsarbeit erstmals eine postoperative CT ohne Komponenten durchgeführt. Somit wird die Ermittlung der fRA nicht durch Artefakte beeinflusst und von einer exakten, verlässlichen Messung der fRA ist auszugehen.

5 Zusammenfassung

Nach Versagen der konservativen Therapiemaßnahmen erfolgt in vielen Fällen die Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese. Dabei stellt u. a. die rotatorische Fehlpositionierung der femoralen Komponente einen Hauptgrund des Prothesenversagens im frühen und mittleren Intervall dar.

Unter anderem ist ein symmetrisch bandbalancierter Beugespalt durch korrekte rotatorische Ausrichtung der femoralen Komponente anhand verschiedener Achsen ein wichtiger Baustein für gute klinische Ergebnisse. Zu diesen sog. anatomischen Achsen zählen u. a. die aTEA, die sTEA, und die PKA. Ferner sind verschiedene Probleme bei Anwendung dieser Achsen in der Literatur beschrieben. Eine Alternative in der femoralen Rotationsausrichtung bietet zusätzlich die navigierte bandspannungsbestimmte femorale Rotationsausrichtung.

In der hier vorliegenden Studie fand ein Vergleich der bekannten femoralen Rotationsachsen (anatomische Achsen) und der durch bandspannungsadaptierte Implantationstechnik entstandenen funktionellen Rotationsachse (fRA) mit der Flexions-Extensionsachse (FEA) statt. Die Untersuchung erfolgte des Weiteren an Leichenspenden mit artefaktfreien prä- und postoperativ durchgeführten CTs. Es konnte in diesem Kontext gezeigt werden, dass sämtliche Achsen eine statistisch signifikante, mittlere absolute Winkelabweichung zur FEA haben. Weiterführend galt es eine eingehende Darstellung und Diskussion der erzielten Ergebnisse aufzuführen. Bezüglich der verschiedenen Achsen wurden auch nach Sichtung der Literatur entsprechende Empfehlungen hinsichtlich ihrer Anwendbarkeit erstellt. Insofern besteht die Möglichkeit, eine für den jeweiligen Patienten bzw. für die jeweilige Situation individuelle Technik zur femoralen Rotationsbestimmung zu empfehlen. Die Studie kann somit eine Hilfe in der klinischen Anwendung sein.

6 Literaturverzeichnis

Abdel MP, Ollivier M, Parratte S, Trousdale RT, Berry DJ, Pagnano MW (2018): Effect of Postoperative Mechanical Axis Alignment on Survival and Functional Outcomes of Modern Total Knee Arthroplasties with Cement: A Concise Follow-up at 20 Years. *J Bone Joint Surg Am* 100, 472-478

Agneskirchner JD, Lobenhoffer P (2003): Endoprothetik des Kniegelenkes. *Chirurg* 74, 153-162

Akagi M, Matsusue Y, Mata T, Asada Y, Horiguchi M, Iida H, Nakamura T (1999): Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 366, 155-163

Akagi M, Yamashita E, Nakagawa T, Asano T, Nakamura T (2001): Relationship between frontal knee alignment and reference axes in the distal femur. *Clin Orthop Relat Res* 388, 147-156

Altman RD (1995): The classification of osteoarthritis. *J Rheumatol Suppl* 43, 42-43

Andriacchi TP, Stanwyck TS, Galante JO (1986): Knee biomechanics and total knee replacement. *J Arthroplasty* 1, 211-219

Anouchi YS, Whiteside LA, Kaiser AD, Milliano MT (1993): The effects of axial rotational alignment of the femoral component on knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty demonstrated on autopsy specimens. *Clin Orthop Relat Res* 287, 170-177

AQUA - Institut für angewandte Qualitätsförderung und Forschung im Gesundheitswesen: 17/5 – Knie-Totalendoprothese-Erstimplantation. AQUA, Göttingen 2015a

AQUA - Institut für angewandte Qualitätsförderung und Forschung im Gesundheitswesen: 17/7 – Knie-Endoprothesenwechsel und komponentenwechsel. AQUA, Göttingen 2015b

Arima J, Whiteside LA, McCarthy DS, White SE (1995): Femoral rotational alignment, based on the anteroposterior axis, in total knee arthroplasty in a valgus knee. A technical note. *J Bone Joint Surg Am* 77, 1331-1334

Asano T, Akagi M, Nakamura T (2005): The functional flexion-extension axis of the knee corresponds to the surgical epicondylar axis: in vivo analysis using a biplanar image-matching technique. *J Arthroplasty* 20, 1060-1067

Baker PN, van der Meulen JH, Lewsey J, Gregg PJ, National Joint Registry for E, Wales (2007): 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 Joint Surg Br* 89, 893-900

Barrack RL, Schrader T, Bertot AJ, Wolfe MW, Myers L (2001): Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 392, 46-55

Bäthis H, Perlick L, Luring C, Kalteis T, Grifka J (2003): CT-basierte und CT-freie Navigation in der Knieendoprothetik. *Unfallchirurg* 106, 935-940

Becker R, Baker K, Hommel H, Bernard M, Kopf S (2019): No correlation between rotation of femoral components in the transverse plane and clinical outcome after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 27, 1456-1462

Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, Rubash HE (1998): Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 356, 144-153

Berger RA, Rubash HE, Seel MJ, Thompson WH, Crossett LS (1993): Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin Orthop Relat Res* 286, 40-47

Bottros J, Gad B, Krebs V, Barsoum WK (2006): Gap balancing in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 21, 11-15

Bugbee WD, Kermanshahi AY, Munro MM, McCauley JC, Copp SN (2014): Accuracy of a hand-held surgical navigation system for tibial resection in total knee arthroplasty. *Knee* 21, 1225-1228

Cao L, Zhang XL, Gao YS, Jiang Y (2012): Needle acupuncture for osteoarthritis of the knee. A systematic review and updated meta-analysis. *Saudi Med J* 33, 526-532

Daines BK, Dennis DA (2014): Gap balancing vs. measured resection technique in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Surg* 6, 1-8

Dennis DA, Komistek RD, Kim RH, Sharma A (2010): Gap balancing versus measured resection technique for total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 468, 102-107

Deutsche Rentenversicherung Bund (2016): Statistik des Rentenzugangs, Rentenzugänge wegen verminderter Erwerbsfähigkeit in der Gesetzlichen Rentenversicherung 2015. [https://http://www.gbe-bund.de/oowa921-install/servlet/oowa/aw92/WS0100/_XWD_PROC?_XWD_212/3/XWD_CUBE.DRI LL/_XWD_240/D.946/14501] abgerufen am 30.06.2018

Diehl P, Gerdesmeyer L, Schauwecker J, Kreuz PC, Gollwitzer H, Tischer T (2013): Konservative Therapie der Gonarthrose. *Orthopäde* 42, 125-139

Felson DT, Zhang Y, Anthony JM, Naimark A, Anderson JJ (1992): Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women. The Framingham Study. *Ann Intern Med* 116, 535-539

Floerkemeier S, Staubli AE, Schroeter S, Goldhahn S, Lobenhoffer P (2014): Does obesity and nicotine abuse influence the outcome and complication rate after open-wedge high tibial osteotomy? A retrospective evaluation of five hundred and thirty three patients. *Int Orthop* 38, 55-60

Freeman MA, Pinskerova V (2003): The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging. *Clin Orthop Relat Res* 410, 35-43

Gemeinsamer Bundesausschuss (2016): Bekanntmachung eines Beschlusses des Gemeinsamen Bundesausschusses über eine Änderung der Richtlinie Methoden Krankenhausbehandlung: Arthroskopie des Kniegelenks bei Gonarthrose. [https://www.g-ba.de/downloads/40-268-3457/2015-11-27_KHMe-RL_Arthroskopie_Gonarthrose_ZD.pdf] abgerufen am 22.06.2017

Graichen H, Strauch M, Katzhammer T, Zichner L, von Eisenhart-Rothe R (2007): Ligamentäre Instabilität bei Knie-TEP - Ursachenanalyse. *Orthopäde* 36, 650-656

Griffin FM, Insall JN, Scuderi GR (2000): Accuracy of soft tissue balancing in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 15, 970-973

Gross AF, Fickert S, Gunther KP (2005): Übergewicht und Arthrose. *Orthopäde* 34, 638-644

Grothaus FJ, Hassenpflug J, Jansson V, Liebs TR, Mannel H, Melsheimer O, Steinbrück A, Wente M: Endoprothesenregister Deutschland Statusbericht 2014. [https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/EPRD_Statusbericht_2014_FINAL_Online_Version.pdf] abgerufen am 17.05.2017

Günther KP, Fickert S, Goronzy J: Arthrose: In: Wirth CJ und Mutschler W (Hrsg.): *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2009

Hackenbroch MH: *Arthrosen: Basiswissen zu Klinik, Diagnostik und Therapie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2002

Hanada H, Whiteside LA, Steiger J, Dyer P, Naito M (2007): Bone landmarks are more reliable than tensioned gaps in TKA component alignment. *Clin Orthop Relat Res* 462, 137-142

Hill PF, Vedi V, Williams A, Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA (2000): Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br* 82, 1196-1198

- Hofmann S, Romero J, Roth-Schiffel E, Albrecht T (2003): Rotationsfehlstellung der Komponenten als Ursache chronischer Schmerzen und vorzeitigem Prothesenversagen bei Knieendoprothesen. *Orthopäde* 32, 469-476
- Insall JN, Scuderi GR, Komistek RD, Math K, Dennis DA, Anderson DT (2002): Correlation between condylar lift-off and femoral component alignment. *Clin Orthop Relat Res* 403, 143-152
- Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA (2000): Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br* 82, 1189-1195
- Jeffery RS, Morris RW, Denham RA (1991): Coronal alignment after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 73, 709-714
- Jenny JY (2006): Geschichte und Entwicklung der computerassistierten Chirurgie in der Orthopädie. *Orthopäde* 35, 1038-1042
- Jerosch J, Peucker E, Philipps B, Filler T (2002): Interindividual reproducibility in perioperative rotational alignment of femoral components in knee prosthetic surgery using the transepicondylar axis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 10, 194-197
- Johal P, Williams A, Wragg P, Hunt D, Gedroyc W (2005): Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI. *J Biomech* 38, 269-276
- Jones DL (2011): A public health perspective on physical activity after total hip or knee arthroplasty for osteoarthritis. *Phys Sportsmed* 39, 70-79
- Katz MA, Beck TD, Silber JS, Seldes RM, Lotke PA (2001): Determining femoral rotational alignment in total knee arthroplasty: reliability of techniques. *J Arthroplasty* 16, 301-305
- Kellgren JH, Lawrence JS (1957): Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis* 16, 494-502
- Kinzel V, Ledger M, Shakespeare D (2005): Can the epicondylar axis be defined accurately in total knee arthroplasty? *Knee* 12, 293-296
- Kohn D, Rupp S (1999): Alloarthroplastik des Kniegelenkes. *Orthopäde* 11, 975-995
- Kumar K, Sharma D (2018): A study of anatomy of distal femur pertaining to total knee replacement: an analysis, conclusions and recommendations. *Musculoskelet Surg* 102, 29-34

- Kurosawa H, Walker PS, Abe S, Garg A, Hunter T (1985): Geometry and motion of the knee for implant and orthotic design. *J Biomech* 18, 487-499
- Laskin RS (1995): Flexion space configuration in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 10, 657-660
- Laskin RS, Rieger MA (1989): The surgical technique for performing a total knee replacement arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 20, 31-48
- Lobenhoffer P, Agneskirchner JD (2014): Umstellungsosteotomie vs. unikondyläre Prothese bei Gonarthrose. *Orthopäde* 43, 923-929
- Lotke PA, Ecker ML (1977): Influence of positioning of prosthesis in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 59, 77-79
- Luo CF (2004): Reference axes for reconstruction of the knee. *Knee* 11, 251-257
- Madry H, Orth P, Cucchiaroni M (2011): Gene Therapy for Cartilage Repair. *Cartilage* 2, 201-225
- Mahaluxmivala J, Bankes MJ, Nicolai P, Aldam CH, Allen PW (2001): The effect of surgeon experience on component positioning in 673 Press Fit Condylar posterior cruciate-sacrificing total knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 16, 635-640
- Martin-Hernandez C, Sanz-Sainz M, Revenga-Giertych C, Hernandez-Vaquero D, Fernandez-Carreira JM, Albareda-Albareda J, Castillo-Palacios A, Ranera-Garcia M (2018): Navigated versus conventional total knee arthroplasty: A prospective study at three years follow-up. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol* 62, 231-306
- Matziolis G, Rohner E (2015): Knie totalendoprothese 2014. *Orthopäde* 44, 255-260
- Michael JW, Schluter-Brust KU, Eysel P (2010): The epidemiology, etiology, diagnosis, and treatment of osteoarthritis of the knee. *Dtsch Arztebl Int* 107, 152-162
- Miner AL, Lingard EA, Wright EA, Sledge CB, Katz JN, Kinemax Outcomes Group (2003): Knee range of motion after total knee arthroplasty: how important is this as an outcome measure? *J Arthroplasty* 18, 286-294
- Morrigl B: Knie. Funktionelle Anatomie. In: Wirth CJ Mutschler W (Hrsg.): *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2009
- Moseley JB, O'Malley K, Petersen NJ, Menke TJ, Brody BA, Kuykendall DH, Hollingsworth JC, Ashton CM, Wray NP (2002): A controlled trial of arthroscopic surgery for osteoarthritis of the knee. *N Engl J Med* 347, 81-88

Mulhall KJ, Ghomrawi HM, Scully S, Callaghan JJ, Saleh KJ (2006): Current etiologies and modes of failure in total knee arthroplasty revision. Clin Orthop Relat Res 446, 45-50

Nakagawa S, Kadoya Y, Todo S, Kobayashi A, Sakamoto H, Freeman MA, Yamano Y (2000): Tibiofemoral movement 3: full flexion in the living knee studied by MRI. J Bone Joint Surg Br 82, 1199-1200

Navarro-Sarabia F, Coronel P, Collantes E, Navarro FJ, de la Serna AR, Naranjo A, Gimeno M, Herrero-Beaumont G, group As (2011): A 40-month multicentre, randomised placebo-controlled study to assess the efficacy and carry-over effect of repeated intra-articular injections of hyaluronic acid in knee osteoarthritis: the AMELIA project. Ann Rheum Dis 70, 1957-1962

Niki Y, Sassa T, Nagai K, Harato K, Kobayashi S, Yamashita T (2017): Mechanically aligned total knee arthroplasty carries a risk of bony gap changes and flexion-extension axis displacement. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 25, 3452-3458

Olcott CW, Scott RD (1999): The Ranawat Award. Femoral component rotation during total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 367, 39-42

Orth P, Madry H (2016): Knorpeldefekte - Natürlicher Verlauf und autologes Reparaturpotenzial. Arthroskopie 29, 68-74

Pagnano MW, Hanssen AD, Lewallen DG, Stuart MJ (1998): Flexion instability after primary posterior cruciate retaining total knee arthroplasty Clin Orthop Relat Res 356, 39-46

Pendleton A, Arden N, Dougados M, Doherty M, Bannwarth B, Bijlsma JWJ, Cluzeau F, Cooper C, Dieppe PA, Gunther KP et al. (2000): EULAR recommendations for the management of knee osteoarthritis: report of a task force of the Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutic Trials (ESCISIT). Ann Rheum Dis 59, 936-944

Peyron JG (1986): Osteoarthritis. The epidemiologic viewpoint. Clin Orthop Relat Res 213, 13-19

Pinskerova V, Iwaki H, Freeman MA (2000): The shapes and relative movements of the femur and tibia at the knee. Orthopäde 29 Suppl 1, S3-5

Pollard H, Ward G, Hoskins W, Hardy K (2008): The effect of a manual therapy knee protocol on osteoarthritic knee pain: a randomised controlled trial. J Can Chiropr Assoc 52, 229-242

- Rabenberg M: Arthrose (Gesundheitsberichterstattung des Bundes) Robert Koch-Institut, Berlin 2013
[https://www.rki.de/DE/Content/Gesundheitsmonitoring/Gesundheitsberichterstattung/GBEDownloadsT/arthrose.pdf?__blob=publicationFile] abgerufen am 16.09.2019
- Reeves ND, Bowling FL (2011): Conservative biomechanical strategies for knee osteoarthritis. *Nat Rev Rheumatol* 7, 113-122
- Rheumatologie - Deutsche Gesellschaft für Rheumatologie (2007): Qualitätssicherung in der Rheumatologie. 2. Auflage; Steinkopff-Verlag, Wiesbaden 2007
- Riboh JC, Saltzman BM, Yanke AB, Fortier L, Cole BJ (2016): Effect of Leukocyte Concentration on the Efficacy of Platelet-Rich Plasma in the Treatment of Knee Osteoarthritis. *Am J Sports Med* 44, 792-800
- Ritter MA, Faris PM, Keating EM, Meding JB (1994): Postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival. *Clin Orthop Relat Res* 299, 153-156
- Robert Koch-Institut (Hrsg.): Gesundheit in Deutschland (Gesundheitsberichterstattung des Bundes). 2. Auflage; Robert Koch-Institut, Berlin 2007
[https://www.rki.de/DE/Content/Gesundheitsmonitoring/Gesundheitsberichterstattung/GesInDtld/GiD_2006/gesundheitsbericht.pdf?__blob=publicationFile] abgerufen am 16.09.2019
- Robert Koch-Institut (Hrsg.): Daten und Fakten: Ergebnisse der Studie "Gesundheit in Deutschland aktuell 2010" (Gesundheitsberichterstattung des Bundes). Robert Koch-Institut, Berlin 2012
[http://edoc.rki.de/documents/rki_fv/remDCCtjOJxl/PDF/21TgKGZEOWNCY.pdf] abgerufen am 23.11.2018
- Robertsson O, Dunbar MJ, Knutson K, Lidgren L (2000): Past incidence and future demand for knee arthroplasty in Sweden: a report from the Swedish Knee Arthroplasty Register regarding the effect of past and future population changes on the number of arthroplasties performed. *Acta Orthop Scand* 71, 376-380
- Schulze A, Scharf HP (2013): Zufriedenheit nach Knie totalendoprothesenimplantation. *Orthopäde* 42, 858-865
- Schünke M, Schulte E, Schumacher U: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem (Prometheus Lernatlas der Anatomie). Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2005

- Scuderi GR, Fallaha M, Masse V, Lavigne P, Amiot LP, Berthiaume MJ (2014): Total knee arthroplasty with a novel navigation system within the surgical field. *Orthop Clin North Am* 45, 167-173
- Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, Shastri S, Jacoby SM (2002): Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today? *Clin Orthop Relat Res* 404, 7-13
- Steinwachs RM, Guhlke-Steinwachs U (2016): Supplements und Injektionen bei Arthrose und Knorpelschäden. *Arthroskopie* 29, 75-81
- Stöckl B, Nogler M, Rosiek R, Fischer M, Krismer M, Kessler O (2004): Navigation improves accuracy of rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 426, 180-186
- Stöve J (2018): Leitlinie Gonarthrose: S2k-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie.
[https://www.awmf.org/upload/tx_szleitlinien/033004l_S2k_Gonarthrose_2018-01_1.pdf] abgerufen am 27.04.2018
- Stukenborg-Colsman C: Knie. Degenerative Erkrankungen: In: Wirth CJ Mutschler W (Hrsg.): *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2009, 656-671
- Walde TA, Bussert J, Sehmisch S, Balcarek P, Stürmer KM, Walde HJ, Frosch KH (2010): Optimized functional femoral rotation in navigated total knee arthroplasty considering ligament tension. *Knee* 17, 381-386
- Weber E, Weber W: *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge: eine anatomisch-physiologische Untersuchung*. Dieterich, Göttingen 1836
- Wetz HH, Jacob HA (2001): Functional anatomy and kinematics of the femorotibial joint. Results of research 1836-1950. *Orthopäde* 30, 135-144
- Whiteside LA (1993): Correction of ligament and bone defects in total arthroplasty of the severely valgus knee. *Clin Orthop Relat Res* 288, 234-245
- Woolf AD, Erwin J, March L (2012): The need to address the burden of musculoskeletal conditions. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 26, 183-224
- Young SW, Saffi M, Spangehl MJ, Clarke HD (2018): Unexplained pain following total knee arthroplasty: Is rotational malalignment the problem? *Knee* 25, 329-334