

**Erhalt des vorderen Kreuzbandes in der
Knieendoprothetik:
Probleme und Möglichkeiten am Beispiel des
Transversalträger-Tibiaplateaus (TTTP)**



Andrej Nowakowski

Basel, 2012

**Erhalt des vorderen Kreuzbandes in der
Knieendoprothetik:
Probleme und Möglichkeiten am Beispiel des
Transversalträger-Tibiaplateaus (TTTP)**

Inauguraldissertation

zur

Erlangung der Würde eines Doktors der Philosophie

vorgelegt der

Medizinischen Fakultät

der Universität Basel

von

Andrej Nowakowski

aus Paderborn, Deutschland

Basel, 2012

Genehmigt von der Medizinischen Fakultät
auf Antrag von

Prof. Dr. med. Magdalena Müller-Gerbl (Fakultätsverantwortliche)

Prof. Dr. med. Dr. phil. Victor Valderrabano (Dissertationsleiter)

Prof. Dr. med. Stefan Eggli (Externer Gutachter)

PD Dr. med. Martin Majewski (Ko-Referent)

Prof. Dr. Philippe C. Cattin (Prüfungsvorsitzender)

Basel, den 29.06.2012

Prof. Dr. med. Christoph Beglinger, Dekan

Inhaltsverzeichnis

1	ZUSAMMENFASSUNG	8
2	EINLEITUNG	15
2.1	Probleme herkömmlicher Prothesen beim VKB-Erhalt	20
2.1.1	Von PCR-Prothesen abgeleitete Designs zum VKB-Erhalt.....	21
2.1.2	Verwendung zweier unikondylärer Knie totalprothesen.....	23
2.2	Prinzip des Transversalträger-Tibiaplateaus (TTTP)	26
2.2.1	Operationsverfahren	28
2.2.2	Das TTTP als erstes Modell.....	29
3	THESEN UND STUDIENZIELE	32
3.1	Einfluss der Kreuzbänder auf Extensions- und Flexions-Gaps	32
3.2	Untersuchungen zur Primärstabilität des TTTP-Prinzips	35
3.3	Anatomie um den Transversalträger und Operationszugang.....	37
	KAPITEL 1 – ENTWICKLUNG EINES KRAFTBEGRENZTEN LIGAMENT- BALANCERS ZUR MESSUNG „PHYSIOLOGISCHER“ KNIEGELENK-GAPS UNTER VERWENDUNG EINES MEDIALEN PARAPATELLAREN OPERATIONSZUGANGES	39
	KAPITEL 2 – BESTIMMUNG „PHYSIOLOGISCHER“ EXTENSIONS- UND FLEXIONS-GAPS SOWIE ANALYSE DER ABHÄNGIGKEIT DIESER GAPS VON DER VORDEREN UND HINTEREN KREUZBANDRESEKTION	56
	KAPITEL 3 – UNTERSUCHUNGEN ZUR PRIMÄRSTABILITÄT VERSCHIEDENER AUSFÜHRUNGSFORMEN NACH DEM PRINZIP DES TRANSVERSALTRÄGER- TIBIAPLATEAUS ZUM ERHALT BEIDER KREUZBÄNDER IN DER KNEEENDOPROTHETIK	67

KAPITEL 4 – CHIRURGISCHER OPERATIONSZUGANG FÜR EIN NEUES KNIETPROTHESENKONZEPT ZUM ERHALT BEIDER KREUZBÄNDER.....	89
KAPITEL 5 – ÜBERPRÜFUNG DER ACHSABWEICHUNG DES TRANSVERSALTRÄGERS BEI KONVENTIONELLER IMPLANTATIONSTECHNIK ANHAND VON 3D-CT-REKONSTRUKTIONEN.....	101
4 DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNGEN	128
5 LITERATUR.....	140
6 ANHANG.....	153
6.1 Übersicht CT-Schnitte nach TT-Implantation	156
6.2 Übersicht Schnittpräparate nach TT-Implantation.....	166

Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
2xUni	Implantation einer unikondylären Knieprothese medial und lateral
3D	dreidimensional
Al	Aluminium
ANOVA	analysis of variance
BCR	bicruciate retaining
bzw.	beziehungsweise
CAD	computer-aided design
cf	Caput fibulae
CT	Computertomographie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DOI	Digital Object Identifier
d_{yl}	sagittaler Gelenkflächendurchmesser lateral
d_{ym}	sagittaler Gelenkflächendurchmesser medial
EKBB	Ethikkommission beider Basel
etc.	et cetera
F_{min}	Minimalkraft
F_{max}	Maximalkraft
GF	Gelenkfläche
GFE	Gelenkflächeneinheit (GF fest verbunden mit GFT)
GFT	Gelenkflächenträger
ggf.	gegebenenfalls
h	Resektionshöhe
HKB	hinteres Kreuzband
HPD	higher posterior density
Hz	Hertz
Inc.	Incorporated
ISO	International Organization for Standardization
KMT	Koordinatenmesstechnik
kN	Kilonewton
L	Implantatlänge
lb	Libra (Pfund)

lcm	Ligamentum collaterale mediale
l_x	Abstand der Gelenkflächenmittelpunkte
m	Meter
M	Material
MCMC	Markov chain Monte Carlo
mm	Millimeter
MIS	minimal invasive surgery
MP	Messpunkt
MRT	Magnetresonanztomographie
N	Newton
Nm	Newtonmeter
ns	Nervus saphenus
p	p-Wert (Statistik)
P	Präparat
PA	Polyamid
pcf	Pounds/foot ³
PCR	posterior cruciate retaining
PCS	posterior cruciate sacrificing
PE	Polyethylen
PMMA	Polymethylmethacrylat
P_l	Gelenkflächenmittelpunkt lateral
P_m	Gelenkflächenmittelpunkt medial
r_{xl}	transversaler Abstand lateral vom Gelenkflächenmittelpunkt zum Rand
r_{xm}	transversaler Abstand medial vom Gelenkflächenmittelpunkt zum Rand
s	Sekunde
STABW	Standardabweichung
STL	Surface Tesselation Language
tg	Tuberculum Gerdy
TP _{Std}	Totalprothese (herkömmliches Design)
tt	Tuberositas tibiae
TT	Transversalträger
TT _{fix}	Modell Transversalträger fixiert
TT _{mobil}	Modell Transversalträger mobil
TTTP	Transversalträger-Tibiaplateau

TVOT	Tibiavalgisationsosteotomie
VKB	vorderes Kreuzband
V_{plus}	Modell V-förmig plus
V_{Std}	Model V-förmig Standard
X_e	physiologischer tibiofemoraler Kontaktpunkt in Extension
X_f	physiologischer tibiofemoraler Kontaktpunkt in Flexion
$X_?$	undefinierter tibiofemoraler Kontaktpunkt in Extension
X_l	longitudinale Achse durch lateralen Gelenkflächenmittelpunkt
X_m	longitudinale Achse durch medialen Gelenkflächenmittelpunkt
Y_l	sagittale Achse durch lateralen Gelenkflächenmittelpunkt
Y_m	sagittale Achse durch medialen Gelenkflächenmittelpunkt
Z_l	transversale Achse durch lateralen Gelenkflächenmittelpunkt
Z_m	transversale Achse durch medialen Gelenkflächenmittelpunkt
z.B.	zum Beispiel
\emptyset	Implantatdurchmesser
α	posteriore Neigung des Tibiaplateaus (Slope)
Δ_l	Tastabstand des Zielinstrumentes zum Mittelpunkt lateral
Δ_m	Tastabstand des Zielinstrumentes zum Mittelpunkt medial
φ_{rot}	Rotationsabweichung
φ_{val}	Valgusabweichung

1 Zusammenfassung

Anhand der in dieser Arbeit durchgeführten Studien konnten wichtige Erkenntnisse zum Erhalt des vorderen Kreuzbandes in der Knieendoprothetik gewonnen werden. Hierzu zählen zunächst die Analysen hinsichtlich des Ligament-Balancings an normalen Kniegelenken unter Verwendung eines neu entwickelten kraftbegrenzten Ligament-Balancers, welcher die Gap-Messungen ohne vorherige Knochenresektionen erlaubt. Die Ergebnisse dieser Versuche (Kapitel 1 und 2) sind darüber hinaus nicht nur für die konkrete Fragestellung wesentlich, sondern auch für die aktuellen konventionellen Operationstechniken grundlegend.

Es konnten insbesondere die Thesen verifiziert werden, dass die Resektion von hinterem und/oder vorderem Kreuzband zu unterschiedlichen Gap-Änderungen führt und dass durch Aufspannen physiologischer Kniegelenke unter operationsähnlichen Bedingungen ungleiche Extensions- und Flexions-Gaps resultieren.

Mit Hilfe von Belastungsversuchen (Kapitel 3) wurden die Thesen zur Primärstabilität bestätigt. Durch das neue TTTP-Prinzip konnte im Vergleich zur Implantation zweier unikondylärer Prothesen eine bessere Primärstabilität erreicht werden. Im Vergleich zu herkömmlichen Prothesen wurde ein ähnliches Niveau erzielt.

Des Weiteren konnten wichtige Detailfragen zur Designentwicklung des Transversalträger-Tibiaplateaus beantwortet werden. Sowohl die anatomischen Untersuchungen an Präparaten (Kapitel 4) als auch die Analyse der Implantatlage mit Hilfe CT-basierter Koordinatenmesstechnik (Kapitel 5) führten zur grundlegenden Feststellung, dass eine eher proximale Lage des Transversalträgers mit entsprechend kürzer ausgebildeten Gelenkflächenträgern günstig erscheint.

Nachfolgend werden die aus dieser Arbeit hervorgegangen publizierten Studien kapitelweise zusammengefasst.

Zusammenfassung Kapitel 1

Hintergrund: Das Ligament-Balancing zur Implantation von Knieendoprothesen gilt als schwieriger aber essentieller Schritt für eine erfolgreiche Versorgung. Allgemein wird angenommen, dass Extensions- und Flexions-Gaps gleich gross und symmetrisch sein sollten. Jedoch liegen aktuell keine Vergleichsdaten zu normalen Kniegelenken ohne Knochenresektionen vor. Ausserdem konnte sich bislang kein Standard etablieren, mit welchen Instrumenten oder welchen Kräften die Gaps aufgespannt werden sollen.

Material und Methoden: Zur Messung “physiologischer” Extensions- und Flexions-Gaps wurde ein kraftbegrenzter Ligament-Balancer (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) so entwickelt, dass die Distraktionskraft ohne Knochenresektionen über Schanz-Schrauben jeweils medial und lateral auf Tibia und Femur übertragen werden konnte. Die Untersuchungen erfolgten an 10 normalen Leichenknien, welche mit einem üblichen medialen parapatellaren Operationszugang und Subluxation der Patella dargestellt wurden. Die Messungen wurden alternierend mit 100 N und 200 N Distraktionskraft je Kompartiment wiederholt durchgeführt.

Ergebnisse: Der entwickelte Prototyp konnte erfolgreich angewandt werden. Die wiederholten Messungen zeigten dabei nur sehr kleine Abweichungen im Vergleich zu den Ausgangsmessungen, so dass nur ein minimaler Standardfehler resultierte. Genauigkeit und Präzision konnten mit der grösseren Kraftereinleitung (200 N) nicht weiter verbessert werden, die Gap-Grösse nahm hingegen signifikant zu.

Schlussfolgerungen: Der erfolgreiche Versuchsablauf an den Leichenknien zeigt, dass mit diesem neu entwickelten Prototyp die Messungen von Extensions- und Flexions-Gaps ohne Knochenresektionen durchgeführt werden können. Somit können nun Extensions- und Flexions-Gaps unter “physiologischeren Bedingungen” bestimmt werden, was möglicherweise wichtige Erkenntnisse zur Implantationstechnik generell oder z.B. für die Weiterentwicklung von Knieprothesen bringen kann.

Eine Erhöhung der Distraktionskraft auf 200 N je Kompartiment konnte die Ergebnisse nicht weiter verbessern, daher scheinen 100 N ausreichend.

Zusammenfassung Kapitel 2

Hintergrund: Vergleichende Analysen hinsichtlich physiologischer Extensions- und Flexions-Gaps an normalen Kniegelenken ohne Knochenresektionen unter operationsähnlichen Bedingungen wurden bislang nicht durchgeführt. Die Präparation des Knochens kann jedoch die Kapsel- und Bandspannungen des Kniegelenkes beeinflussen. So wurde z.B. nachgewiesen, dass Osteophyten das Gap-Balancing beeinflussen und entsprechend entfernt werden sollten.

Material und Methoden: Analog zur vorangehenden Studie (Kapitel 1) wurden die Messungen an 10 Leichenpräparaten ohne Anzeichen von Voroperationen oder Fehlstellungen mit dem neuen kraftbegrenzten Ligament-Balancer weiter analysiert. Zunächst wurden die Präparate in Streckung aufgespannt, anschliessend bei 90° Flexion. Anschliessend wurde das vordere Kreuzband reseziert und erneut eine Serie alternierender Kräfte aufgebracht. Schliesslich wurde das hintere Kreuzband reseziert und die Gaps-Grössen in analoger Weise bestimmt.

Ergebnisse: Bei einer Distraktionskraft von 100 N betragen die Extensions-Gaps 5,7 (+/- 0,9) mm medial und 6,9 (+/- 1,2) mm lateral. Bei den Flexions-Gaps wurden analog dazu 6,8 (+/- 1,0) mm medial und 9,2 (+/- 1,1) mm lateral gemessen. Generell konnte das laterale Kompartiment weiter aufgespannt werden, als das mediale ($P < 0,001$). Die Werte für die Flexions-Gaps waren ebenfalls signifikant grösser, als die korrespondierenden Werte in Streckung ($P < 0,001$).

Eine Resektion des vorderen Kreuzbandes vergrössert hauptsächlich die Extensions-Gaps ($P < 0,001$), die Resektion des hinteren Kreuzbandes beeinflusst hingegen eher die Flexions-Gaps ($P < 0,001$).

Schlussfolgerungen: Physiologische Extensions- und Flexions-Gaps sind asymmetrisch und ungleich gross. Resektion von hinterem und/oder vorderem Kreuzband führt zu unterschiedlichen Veränderungen der Gap-Kinematik. Abhängig vom verwendeten Prothesendesign kann es daher möglicherweise sinnvoll sein, das Ligament-Balancing vor der Resektion der Kreuzbänder durchzuführen.

Zusammenfassung Kapitel 3:

Hintergrund: Im Wesentlichen besteht das TTTP aus zwei separaten Tibiaplateaus, welche unterhalb der Gelenkflächen über Gelenkflächenträger auf einem Transversalträger abgestützt werden. Diese Anordnung soll zum einen für eine gute Primärstabilität sorgen und zum anderen die korrekte Ausrichtung der separaten Gelenkflächen dauerhaft zueinander gewährleisten.

Material und Methoden: Zunächst wurden vier verschiedene Ausführungsformen in Anlehnung an dieses neuartige Konzept entwickelt und mit Hilfe von adaptierten Belastungsversuchen bezüglich der Primärstabilität analysiert. Anschliessend wurde das bevorzugte Modell mit herkömmlichen Prothesen hinsichtlich des Nachsinkverhaltens verglichen.

Ergebnisse: Das Test-Setup mit der Modellbelastung an speziell präparierten Kunststoffknochen und einer sinusförmigen Kraffteinleitung mit steigenden Belastungsstufen war geeignet, um ein Nachsinken zu erzeugen, welches einen Vergleich bezüglich der Primärstabilität hinsichtlich der Verankerung im Knochen erlaubte. Die Modellvariante TT_{mobil}, welche ein Gleiten der Gelenkflächenträger in transversaler Richtung auf dem Transversalträger zuließ, zeigte ein signifikant grösseres Nachsinken. Im weiteren Vergleich zwischen einem ausgewählten Modell nach dem TTTP-Prinzip und der Implantation zweier unikondylärer Knieprothesen sowie einem herkömmlichen Tibiaplateau zeigte sich, dass die zwei unikondylären Knieprothesen signifikant stärker nachsanken und sich auch signifikant stärker zueinander verkippten.

Schlussfolgerungen: Eine feste Verbindung der Gelenkflächen zueinander führt zu einer höheren Primärstabilität hinsichtlich der Verankerung im Knochen. Mit dem Prinzip des Transversalträger-Tibiaplateaus kann eine bessere Primärstabilität erreicht werden kann, als bei Implantation zweier unikondylärer Prothesen. Im Vergleich zu herkömmlichen Prothesen liegt das Transversalträger-Tibiaplateau hinsichtlich der Primärstabilität auf einem ähnlichen Niveau.

Zusammenfassung Kapitel 4:

Hintergrund: Die neue Anordnung mit einem zusätzlichen Transversalträger zum Abstützen der beiden separaten Gelenkflächen erfordert einen kleinen, aber zusätzlichen Operationszugang. Da es sich um ein neues Konzept der Tibiaplateau-Verankerung handelt, liegen keine Erfahrungswerte zur speziellen Anatomie und bezüglich der Implantationstechnik des Transversalträgers vor.

Es ist daher zu prüfen, ob und wie der Transversalträger sicher in die Tibia eingebracht werden kann, ohne wichtige Strukturen zu gefährden.

Material und Methoden: Mit Hilfe eines eigens hierfür entwickelten Zielgerätes konnte das korrekte Einbringen des Transversalträgers in definierten Abständen von 15, 25 und 35 mm unterhalb der Gelenklinie sowohl von medial als auch von lateral an insgesamt 13 Leichenkniegelenken (10 formalinfixiert, 2 nach Fixierung gemäss der Methode nach Thiel, 1 Frischpräparat) überprüft werden.

Ergebnisse: Während medial bei 15 mm Abstand zur Gelenklinie der Transversalträger bei maximal flektiertem Kniegelenk und maximaler Aussenrotation sicher implantiert werden kann, geraten bei zunehmendem Abstand Innenband und Pes anserinus mehr und mehr in Gefahr. Lateral hingegen zeigt sich bei gestreckter Lagerung kein Risiko für wichtige Strukturen, jedoch verbleibt im mittleren Bereich (25 mm) nur ein geringer Sicherheitsabstand zum Fibulaköpfchen.

Schlussfolgerungen: Die Implantation des Transversalträgers kann prinzipiell von medial als auch von lateral sicher erfolgen. Eine eher proximale Implantation mit einem Abstand von 15 mm erscheint günstig, so dass das Implantatdesign des Transversalträger-Tibiaplateaus entsprechend in dieser Richtung weiter entwickelt werden sollte.

Zusammenfassung Kapitel 5:

Hintergrund: Das neue Konzept des Transversalträger-Tibiaplateaus ermöglicht prinzipiell auch neue Möglichkeiten der intraoperativen Implantatausrichtung. So kann bei Bedarf die primäre Ausrichtung auch anhand der Bohrung für den Transversalträger erfolgen. Zunächst soll geprüft werden, ob mit Hilfe der CT-basierten Koordinatenmesstechnik eine Implantatabweichung mit hoher Genauigkeit und Präzision untersucht werden kann. Anschliessend wird getestet, ob mit Hilfe eines speziell entwickelten Zielinstrumentes die Ausrichtung des Transversalträgers hinreichend genau gelingen kann.

Material und Methoden: Es wurden individuell angefertigte Transversalträger in 12 Leichenpräparate implantiert und anschliessend im Computertomographen gescannt. Die Analyse der Implantatparameter sowie der Ausrichtung erfolgte unter Verwendung der Koordinatenmesstechnik mit Hilfe von Referenzobjekten basierend auf der Bildanalysesoftware VGStudio Max 2.1.1 (Volume Graphics GmbH, Heidelberg, Deutschland).

Ergebnisse: Die mittlere Abweichung der CT-Messungen blieb innerhalb der Genauigkeit, welche durch die Implantatbestimmung mittels digitaler Schieblehre vorgegeben werden konnte. Die Messungen waren in diesem Bereich unabhängig von einer Interobserver-Variabilität. Die Überprüfung der Implantatausrichtung bezüglich der Innenrotation betrug im Mittel $0,11$ ($\pm 0,89$)° und die mittlere Valgusabweichung wurde mit $0,13$ ($\pm 0,63$)° gemessen.

Schlussfolgerungen: Die CT-basierte Koordinatenmesstechnik kann mit hoher Genauigkeit und Präzision eingesetzt werden, um Implantatausrichtungen zu kontrollieren. Auf der anderen Seite ist eine präzise Ausrichtung des Transversalträgers mit Hilfe eines konventionellen Zielgerätes möglich, wenn die Landmarken entsprechend abgegriffen werden. Darüber hinaus kann die CT-basierte Koordinatenmesstechnik in Zukunft aber auch allgemein zur Gewinnung von morphometrischen Daten, zur Operationsplanung oder zur Anpassung von Implantaten zur Designentwicklung eingesetzt werden.

Publikationen

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Ergebnisse in folgenden kritisch editierten, internationalen Fachzeitschriften publiziert:

A.M. Nowakowski, M. Majewski, M. Müller-Gerbl, V. Valderrabano. Development of a force-determining tensor to measure “physiologic knee ligament gaps” without bone resection using a total knee arthroplasty approach. *Journal of Orthopaedic Science*, 2011 Jan;16(1):56-63

A.M. Nowakowski, M. Majewski, M. Müller-Gerbl, V. Valderrabano. Measurement of knee joint gaps without bone resection: “Physiologic” extension and flexion gaps in total knee arthroplasty are asymmetric and unequal and anterior and posterior cruciate ligament resections produce different gap changes. *Journal of Orthopaedic Research*, 2012 Apr;30(4):522-7

A.M. Nowakowski, M. Stangel, T.M. Grupp, V. Valderrabano. Investigating the primary stability of the transversal support tibial plateau concept to retain both cruciate ligaments during total knee arthroplasty. *Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics*, 2012 DOI: 10.5301/JABB.2012.9175 in press

A.M. Nowakowski, M. Müller-Gerbl, V. Valderrabano. Surgical approach for a new knee prosthesis concept (TSTP) retaining both cruciate ligaments. *Clinical Anatomy*, 2010 Nov;23(8):985-91

A.M. Nowakowski, M. Müller-Gerbl, V. Valderrabano. Assessment of Knee Implant Alignment Using Coordinate Measurement on Three-Dimensional Computed Tomography Reconstructions. *Surgical Innovation*, 2012 DOI: 10.1177/1553350611429689 in press

2 Einleitung

Ein künstlicher Kniegelenksersatz mittels Endoprothesen ist seit einigen Jahrzehnten etabliert und auch aufgrund der demographischen Entwicklung der Bevölkerung weiter stark zunehmend [75, 117].

Abhängig von Schweregrad und Ausbreitung der Gonarthrose sowie Berücksichtigung der Bandstabilität des zu versorgenden Kniegelenkes werden unterschiedliche Prothesentypen implantiert [100]:

- unikondyläre Knieprothesen,
- bikondyläre Knieprothesen,
- (halb-) stabilisierte Knieprothesen,
- Scharnierprothesen.

Dabei kommen bei primärer Versorgung hauptsächlich die bikondylären Knieprothesen zum Einsatz.

Hier stehen zahlreiche verschiedene Prothesen-Designs zur Verfügung, welche weiter nach dem Erhalt der Kreuzbänder unterschieden werden können:

- beide Kreuzbänder erhaltend (bicruciate retaining, BCR),
- nur das hintere Kreuzband erhaltend (posterior cruciate retaining, PCR),
- beide Kreuzbänder opfernd (posterior cruciate sacrificing, PCS).

Obwohl die wichtigen Eigenschaften des vorderen Kreuzbandes sowohl im Hinblick auf die Kniestabilität als auch auf die physiologische Kinematik und Propriozeption allgemein bekannt sind, konnte sich bislang kein Prothesen-Design durchsetzen, welches beide Kreuzbänder erhält [100].

Der grösste Marktanteil in Europa im Knieprothesenbereich ist zur Zeit den PCR-Prothesen zuzuschreiben [100-101].

Zahlreiche Studien [3-4, 19, 39, 57, 74, 79, 92, 99, 110, 116, 127-128, 130, 146] konnten nachweisen, dass sich Kniegelenke nach Versorgung mit PCR-Prothesen nicht mehr physiologisch bewegen. Verschiedene Prothesen-Designs führen zu unterschiedlichen Bewegungsmustern im Gangverhalten [5, 129].

Anstelle des physiologischen Roll Back (Abrollen der Femurkondylen auf der Tibia nach hinten bei zunehmender Flexion des Kniegelenkes) wird oft ein Paradoxal Movement (entgegengesetzter Bewegungsablauf) nach Kniegelenksersatz nachgewiesen, oder es treten zum Teil ruckartige undefinierte Bewegungen auf [101].

Dennis et al. [32] stellten in einer rechnerunterstützten fluoroskopischen In-vivo-Messung fest, dass PCR-Prothesen sich ähnlich wie Kniegelenke mit einer vorderen Kreuzband-Insuffizienz verhalten: die tibiofemorale Kontaktpunkte liegen meist weiter posterior und die Bewegungsmuster unterschiedlicher Kniegelenke sind sehr verschieden. (Abbildung 1)

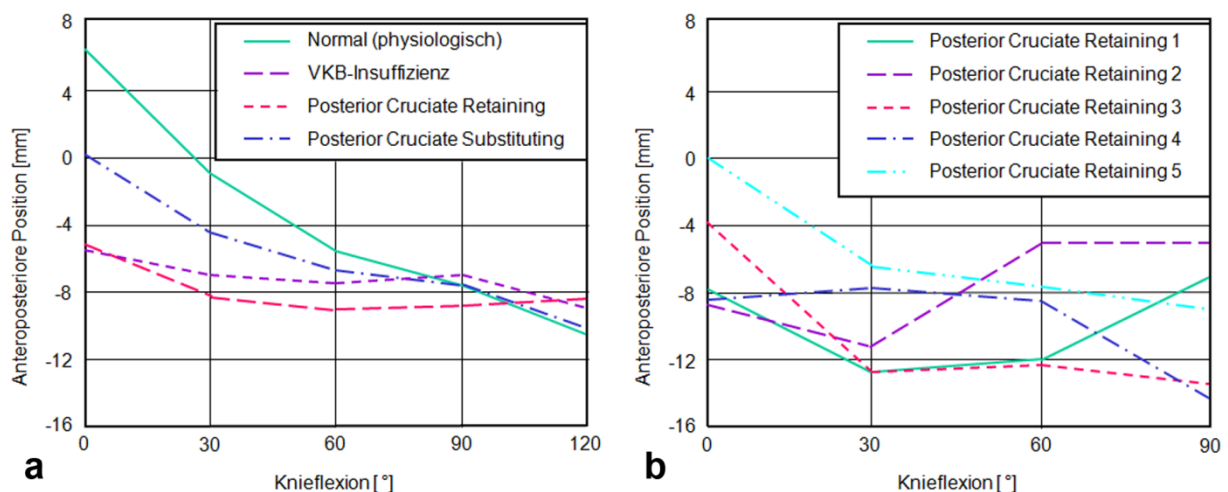


Abbildung 1: In-Vivo-Analyse der tibiofemorale Bewegungen nach Dennis et al. [32]

a) PCR-Prothesen verhalten sich etwa wie Kniegelenke mit VKB-Insuffizienz

b) Innerhalb der PCR-Prothesen liegen sehr unterschiedliche Bewegungsmuster vor

Andriacchi et al. [5] und Komistek et al. [70] konnten demgegenüber natürlichere Bewegungen bei der Implantation von Knieprothesen mit Erhalt des vorderen Kreuzbandes aufzeigen.

Einen weiteren positiven Effekt neben der physiologischeren Bewegung durch den Erhalt beider Kreuzbänder erwarten Fuchs et al. [42] vor allem auch durch bessere Propriozeption, da entsprechend mehr natürliche Rezeptoren im prothetisch versorgten Kniegelenk verbleiben. Insbesondere im insertionsnahen Bereich des vorderen Kreuzbandes können viele dieser Mechanorezeptoren gefunden werden [2, 122-123], deren Bedeutung im Rahmen einer Arthrose ist letztlich jedoch noch unklar [11, 40, 111, 125].

Ein weiterer wichtiger Aspekt bei der Betrachtung der Knieprothesen ist die knöcherne Verankerung der einzelnen Prothesenkomponenten. Die femoralen Komponenten der bikondylären Knieprothesen waren aufgrund ihrer knochenumgreifenden Bauweise von Beginn der Entwicklung an recht unproblematisch und konnten auf lange Zeit fest verankert werden. Hingegen musste das Konzept der Tibiplateau-Verankerung mehrfach überarbeitet werden.

Gründe für frühzeitige Implantatlockerungen waren in den auftretenden Scherkräften bei hochkongruenten Designs auszumachen, welche zu frühzeitigen aseptischen Lockerungen der Tibiakomponenten führten. (Abbildung 2a)

Zwei Konzepte haben sich bislang durchgesetzt: zum einen wenig kongruente Designs in Verbindung mit festen Inlays und zum anderen hochkongruente Designs mit beweglichen Inlays [100]. (Abbildung 2b und Abbildung 2c)

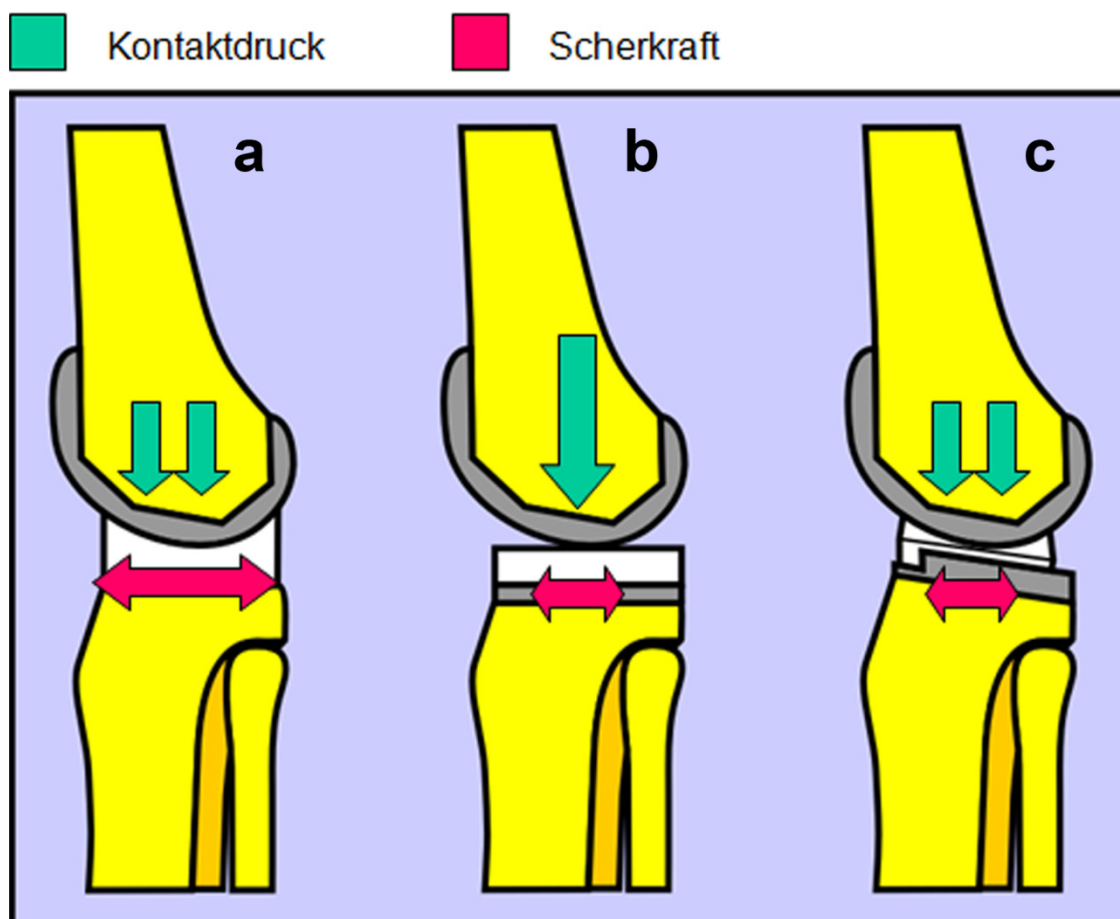


Abbildung 2: Entwicklung der 70er Jahre, nach Buechel und Pappas [22], modifiziert [100]

- a) Kongruenz ohne Inlaybeweglichkeit führt zu hohen Scherkräften
- b) Hohe Kontaktspitzen drücke bei femoraler Bewegungsmöglichkeit auf den Inlays
- c) Vereinigung beider günstigen Eigenschaften durch Beweglichkeit der Inlays selbst

Zeigt sich beim Designkonzept mit festen Inlays vor allem ein erhöhter Verschleiss aufgrund der hohen Kontaktspitzen drücke, muss bei der Verwendung beweglicher Inlays verminderter Stabilität Rechnung getragen werden [100]. Daher sind hier meist verschiedene Führungen oder Anschläge zur Bewegungseinschränkung zu finden, wodurch sich aber wiederum die Scherkräfte erhöhen [101, 110].

Neben Zug- und Druckkräften aufgrund von Wechselbelastungen der Knieprothesen kommt es zu Scherkräften in den Inlays mit einem Maximum etwa 1 bis 2 mm unter der Oberfläche [12-13, 29, 150]. (Abbildung 3a)

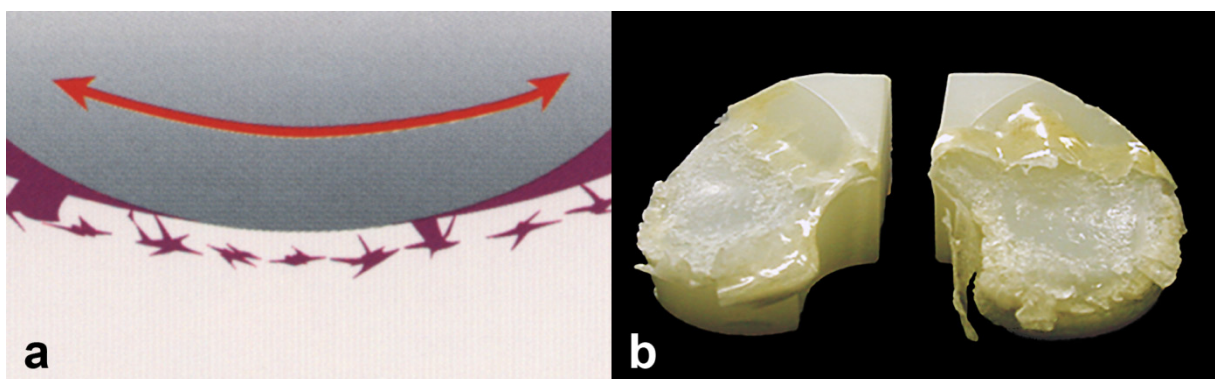


Abbildung 3: Polyethylenverschleiss bei Knieprothesen

a) Scherkräfte unterhalb der Oberfläche führen zu Delamination [22]

b) Massiver PE-Verschleiss durch Delamination [100]

Insbesondere diese Scherkräfte, auch „von Mises stress“ genannt [22], werden für eine besonders zerstörende Verschleissart verantwortlich gemacht, die Delamination. Entsprechend wurden auch die häufigsten Probleme bezüglich Delamination in wenig kongruenten Designs gefunden [13]. Wenn der Vorgang der Delamination erst einmal beginnt, ist es ein sehr schnell fortschreitender Prozess [17, 25]. Es können rasch katastrophale Verschleissbilder resultieren. (Abbildung 3b)

Der Inlayverschleiss mit entsprechendem Polyethylenabrieb wird für Osteolysen und konsekutive Implantatlockerungen verantwortlich gemacht [17, 64, 91, 147].

Die Verankerung der Prothesenkomponenten in der proximalen Tibia wird bei herkömmlichen Designs häufig durch einen zentralen Stem in axialer Richtung unterstützt, welcher in konischer oder anderer geometrischer Form ausgebildet wird. (Abbildung 4)

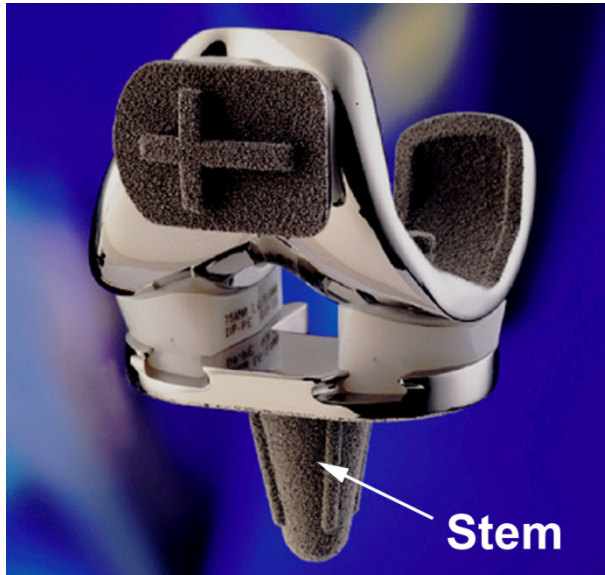


Abbildung 4: LCS®-Design mit Stem

Dieses Verankerungsprinzip lässt sich jedoch bei Erhalt beider Kreuzbänder nicht anwenden: zum einen kann intraoperativ bei Erhalt des vorderen Kreuzbandes (VKB) der Gelenkspalt nicht so weit aufgespannt werden, um einen Stem der üblichen Länge einzubringen, zum anderen kann der Ansatz des VKB im Bereich der Area intercondylaris anterior bei dieser Technik nicht erhalten werden.

Prinzipiell besteht eine gegenseitige Abhängigkeit von drei wichtigen mechanischen Faktoren im Tibiaplateau- und Inlaybereich [100]. (Abbildung 5)

Eine Grundidee besteht nun darin, durch Erhalt des vorderen Kreuzbandes einen zusätzlichen natürlichen Kniestabilisator zu gewinnen. Die zusätzliche Stabilität soll entsprechend in die Beweglichkeit der Inlays investiert werden, wodurch diese mit hoher Kongruenz zur Femurkomponente ausgestattet werden können.

Jedoch erweist sich der VKB-Erhalt als nicht unproblematisch, bisher sind im Wesentlichen zwei Lösungsansätze bekannt: von PCR-Prothesen abgeleitete Designs oder die Implantation zweier unikondylärer Prothesen.

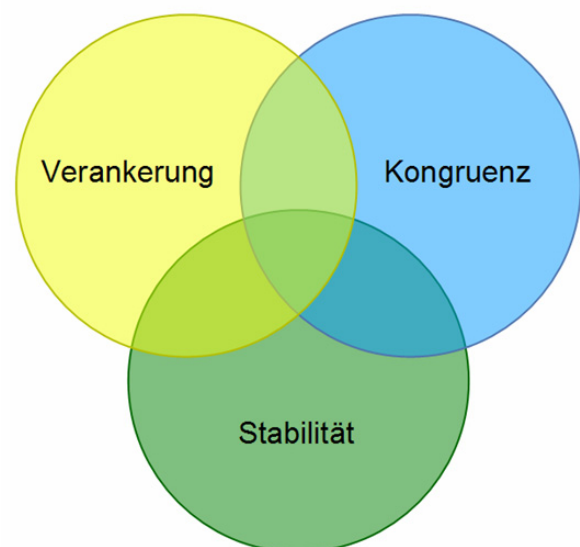


Abbildung 5: Entwicklungsziel, Schnittmenge der 3 wichtigen mechanischen Faktoren [100]

2.1 Probleme herkömmlicher Prothesen beim VKB-Erhalt

Wie zuvor beschrieben, werden heutzutage bei den bikondylären Knieprothesen im hiesigen Raum vorwiegend Designs verwendet, welche das Opfern des vorderen Kreuzbandes erfordern und lediglich das hintere Kreuzband erhalten.

Neben einem zentralen Stem zur Verankerung weisen die Tibiaplateaus eine Aussparung für das hintere Kreuzband auf. (Abbildung 6a)

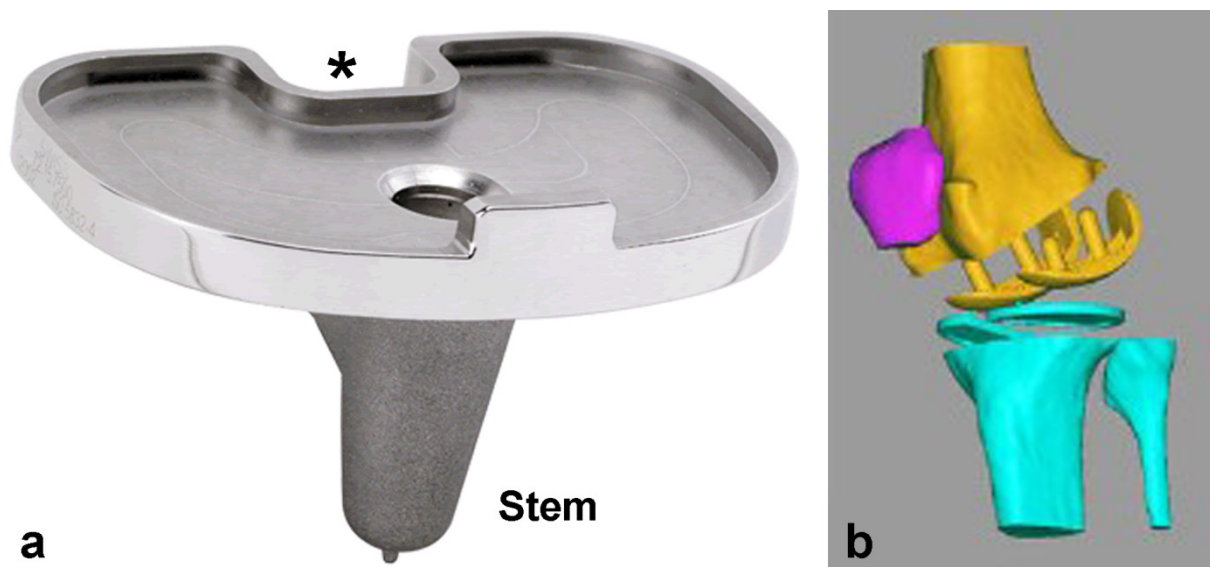


Abbildung 6: Verschiedene Ausgangssituationen zum Erhalt beider Kreuzbänder

a) herkömmliches Tibiaplateau mit Stem (balanSys®)

b) Implantation zweier unikondylärer Knieprothesen, schematisch nach Banks et al. [9]

Demgegenüber wird bei der Verwendung zweier unikondylärer Knieprothesen keine Aussparung benötigt, hier bleiben die Ursprungs- und Ansatzbereiche beider Kreuzbänder frei. (Abbildung 6b)

Beide Möglichkeiten, sowohl die Verwendung der von PCR-Prothesen abgeleiteten Designs, als auch die Verwendung zweier unikondylärer Knieprothesen, konnten sich bislang nicht durchsetzen. Anhand der dargestellten Probleme mit diesen beiden Lösungsansätzen (Kapitel 2.1.1 und Kapitel 2.1.2) habe ich den Lösungsansatz des Transversalträger-Tibiaplateaus (TTTP) entwickelt (Kapitel 2.2). Die Herleitung und der Lösungsansatz wurden im Vorfeld dieser Arbeit bereits publiziert [100] und patentiert [102-106], sie werden nachfolgend zusammengefasst.

2.1.1 Von PCR-Prothesen abgeleitete Designs zum VKB-Erhalt

Da der Ursprung des vorderen Kreuzbandes (VKB) femoral an der medialen Fläche des lateralen Femurkondylus liegt, ist eine Veränderung der Femurkomponente analog zum Erhalt des hinteren Kreuzbandes (HKB) im Prinzip nicht notwendig, wenn beide Kreuzbänder erhalten werden sollen.

Im Gegensatz dazu liegt der Ansatz des VKB weiter vorne im Bereich der Area intercondylaris anterior auf der Tibia. Aus diesem Grunde muss die für das HKB sonst kleinere, weiter posterior liegende, hintere Aussparung nach ventral vergrößert werden. (Abbildung 7)

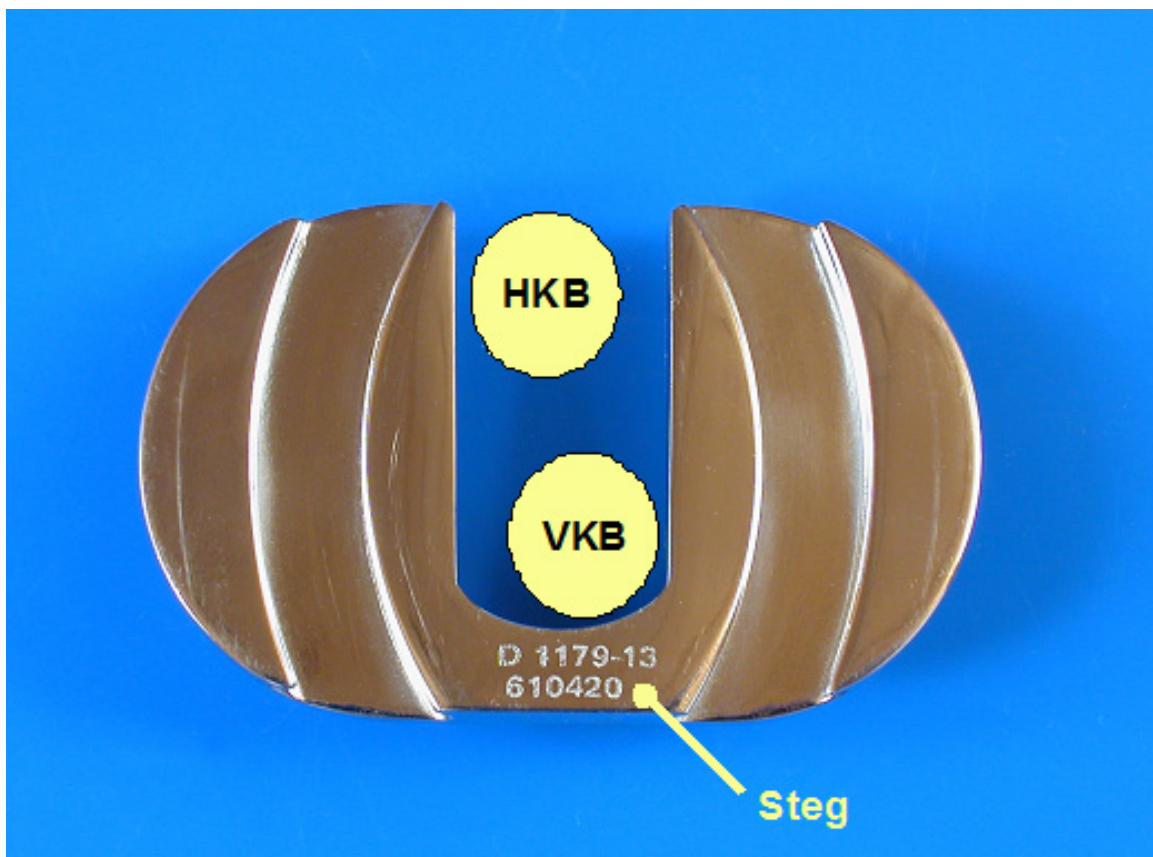


Abbildung 7: LCS®-Bicruciate-Retaining, proximale Ansicht

Durch die Erweiterung der Aussparung für den VKB-Ansatz kann so nur ein recht dünner Steg an der ventralen Kante des Tibiaplateaus belassen werden, welcher aufgrund von Torsionsbelastungen zum Teil zu Implantatbrüchen führt [100].

Weitere Probleme dieser Tibiaplateaus zeigen sich in der knöchernen Implantatverankerung. Der übliche Stem kann bei diesem Lösungsansatz nicht verwendet werden.

Aufgrund der geringeren intraoperativen Zugänglichkeit der Tibiafläche von proximal bei Erhalt des vorderen Kreuzbandes können so nur kürzere Verankerungshilfen in Form von kleineren Flügeln oder gegebenenfalls Schrauben Verwendung finden. (Abbildung 8)

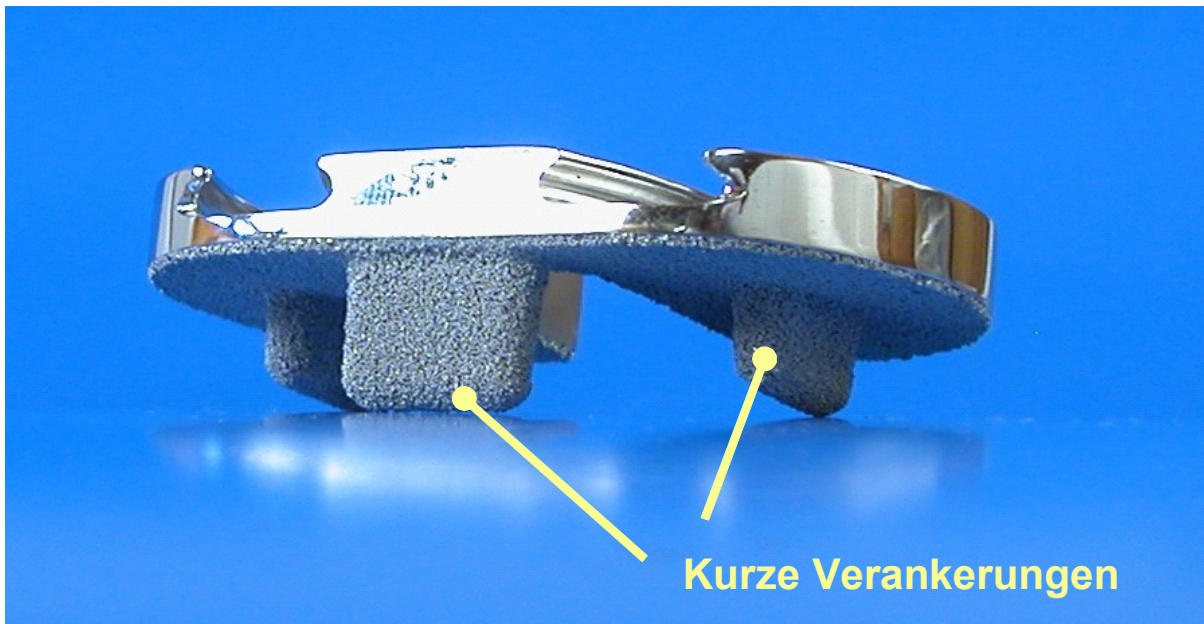


Abbildung 8: LCS®-Bicruciate-Retaining, ventrale Ansicht

K.J. Hamelynck [48] hält die kurzen Verankerungen dieses Prothesendesigns für nicht so gut, wie die Verankerung bei Prothesen mit einem zentralen Stem.

Trotz der im Vergleich zum Stem deutlich verkürzten Verankerungen erweist sich so der intraoperative Handlungsspielraum als knapp bemessen und die Implantation gilt als „chirurgisch schwierig“.

Auf der anderen Seite ist beim Erhalt des VKB besonders auf korrekte Ausrichtung der Komponenten zu achten, da Fehlstellungen die Bandspannungen beeinflussen und damit auch den vermeintlichen Vorteil verringern oder gar zum Nachteil werden lassen können.

Insbesondere die korrekte Einstellung des tibialen Slopes (Neigung der Tibiafläche nach dorsal distal) ist hier hervorzuheben, da dieser am korrekten Zusammenspiel beider Kreuzbänder wesentlich beteiligt ist [100].

2.1.2 Verwendung zweier unikondylärer Knie totalprothesen

Um die Vorteile des VKB-Erhalts nutzen zu können, werden inzwischen vereinzelt auch zwei unikondyläre Schlittenprothesen implantiert [10, 30, 41]. Anhand einer dreidimensionalen Planungs-Darstellung des Allegretto®-Designs sollen einige Punkte erläutert werden (Abbildung 9):



- geringe tibiale Verankerungsmöglichkeiten der beiden einzelnen Plateaus, hier z.B. Nutzung von Zement erforderlich;
- ebenfalls schwierige Verankerung der beiden femoralen Komponenten;
- keine Berücksichtigung einer ggf. zusätzlich vorliegenden Retropatellararthrose.

Abbildung 9: 3D-Planung [9]

Neben der schwierigen primären Verankerung der Komponenten kann auf lange Sicht besonders das Einsinken der Implantate im Knochen ein Problem werden. Selbst wenn es gelingt, beide Plateaus intraoperativ optimal zueinander auszurichten, kann es infolge von Nachsinken in den Knochen zu unterschiedlichen Niveaus und Ausrichtungen der Komponenten kommen. (Abbildung 10 und Abbildung 12)

Eine femoropatellare Arthrose kann nicht adressiert werden, sie wird unter Umständen sogar durch schlecht angepasste Femurkomponenten und Stufenbildungen im Übergangsbereich negativ beeinflusst. (Abbildung 11)

Aus einer primären Fehlausrichtung der Komponenten zueinander oder sekundär durch Nachsinken kann ein vermehrter PE-Verschleiss durch ungünstige Belastung resultieren. (Abbildung 13)

Darüber hinaus erhöhen sich die bekannten Komplikationsmöglichkeiten des an sich schon kontrovers diskutierten unikondylären Kniegelenksersatzes, wie z.B. der Kondylenbruch durch Kerbwirkung [100].

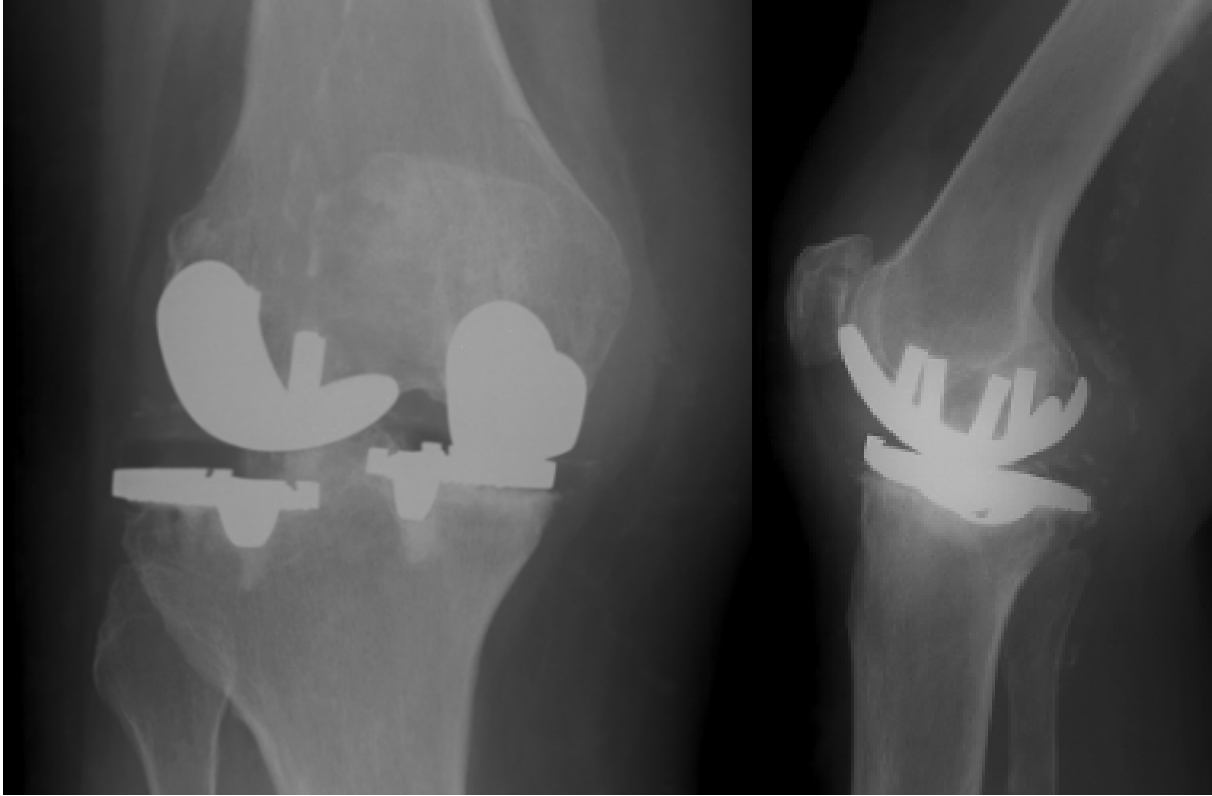


Abbildung 10: unterschiedliches Niveau nach Implantation zweier unikondylärer Knieprothesen

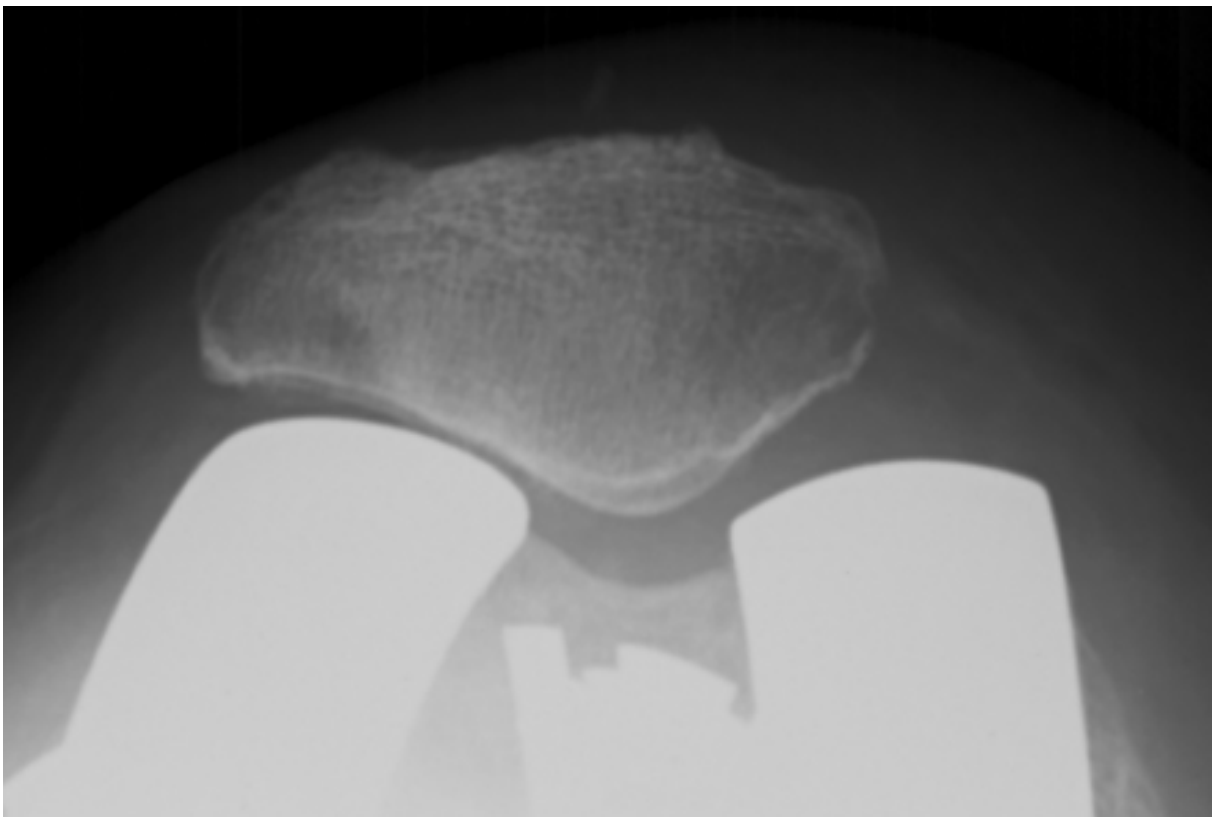


Abbildung 11: Irritation des femoropatellaren Gleitlagers

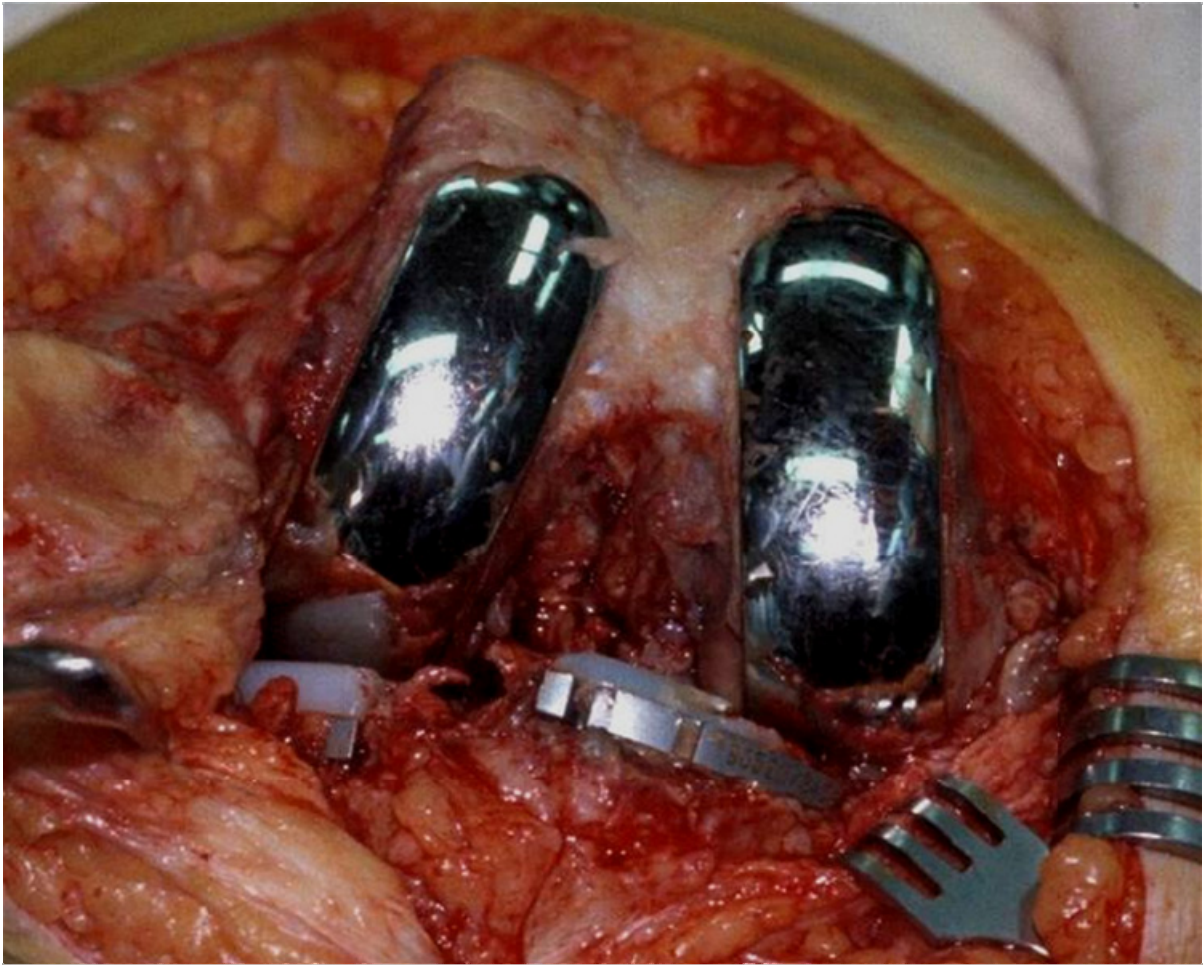


Abbildung 12: Operationssitus, unterschiedliches Niveau der unikondylären Komponenten

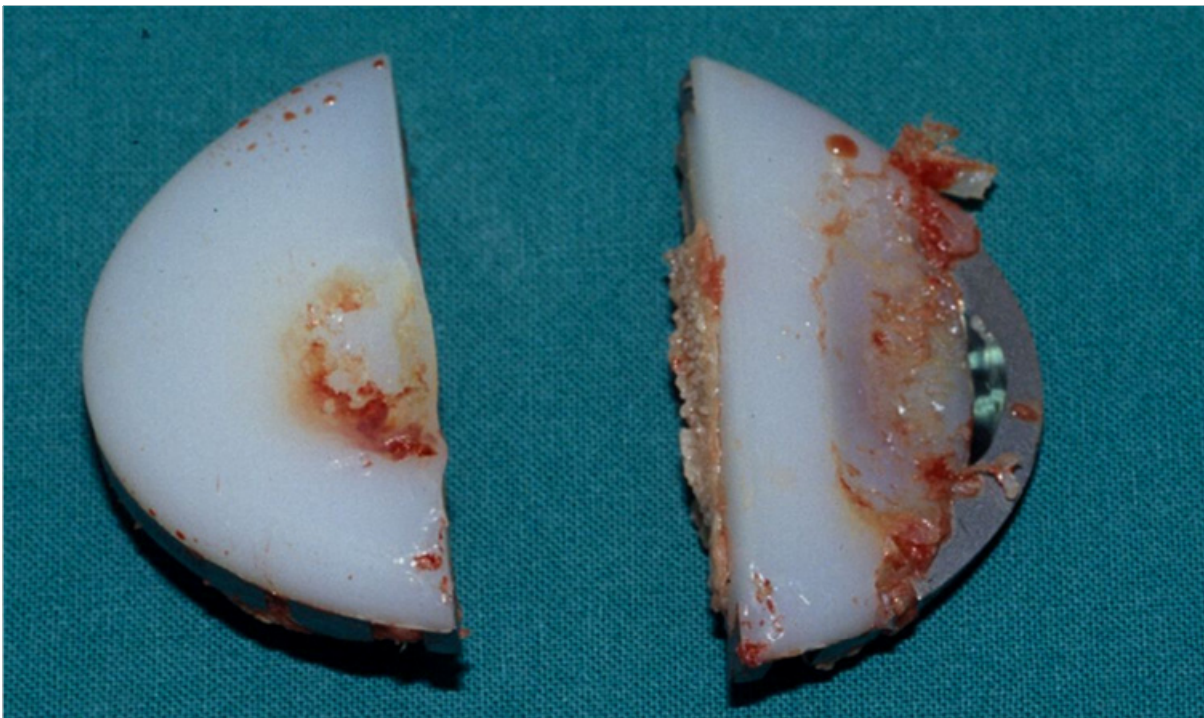


Abbildung 13: Explantat aus vorangehender Abbildung, medial total verschlissenes PE-Inlay

2.2 Prinzip des Transversalträger-Tibiaplateaus (TTTP)

Aus den vorangehenden Überlegungen habe ich das Prinzip des Transversalträger-Tibiaplateaus (TTTP) entwickelt und verschiedene Ausführungsformen patentiert. [102-106]

Ziel war es, ein Kniegelenks-Endoprothesensystem zu entwickeln, welches den Erhalt beider Kreuzbänder bei hoher Stabilität und sicherer Implantatverankerung ermöglicht. Im Wesentlichen besteht das TTTP aus zwei einzelnen Tibiaplateaus, welche unterhalb der Gelenkflächen (GF) über Gelenkflächenträger (GFT) auf einem Transversalträger TT abgestützt werden. (Abbildung 14)

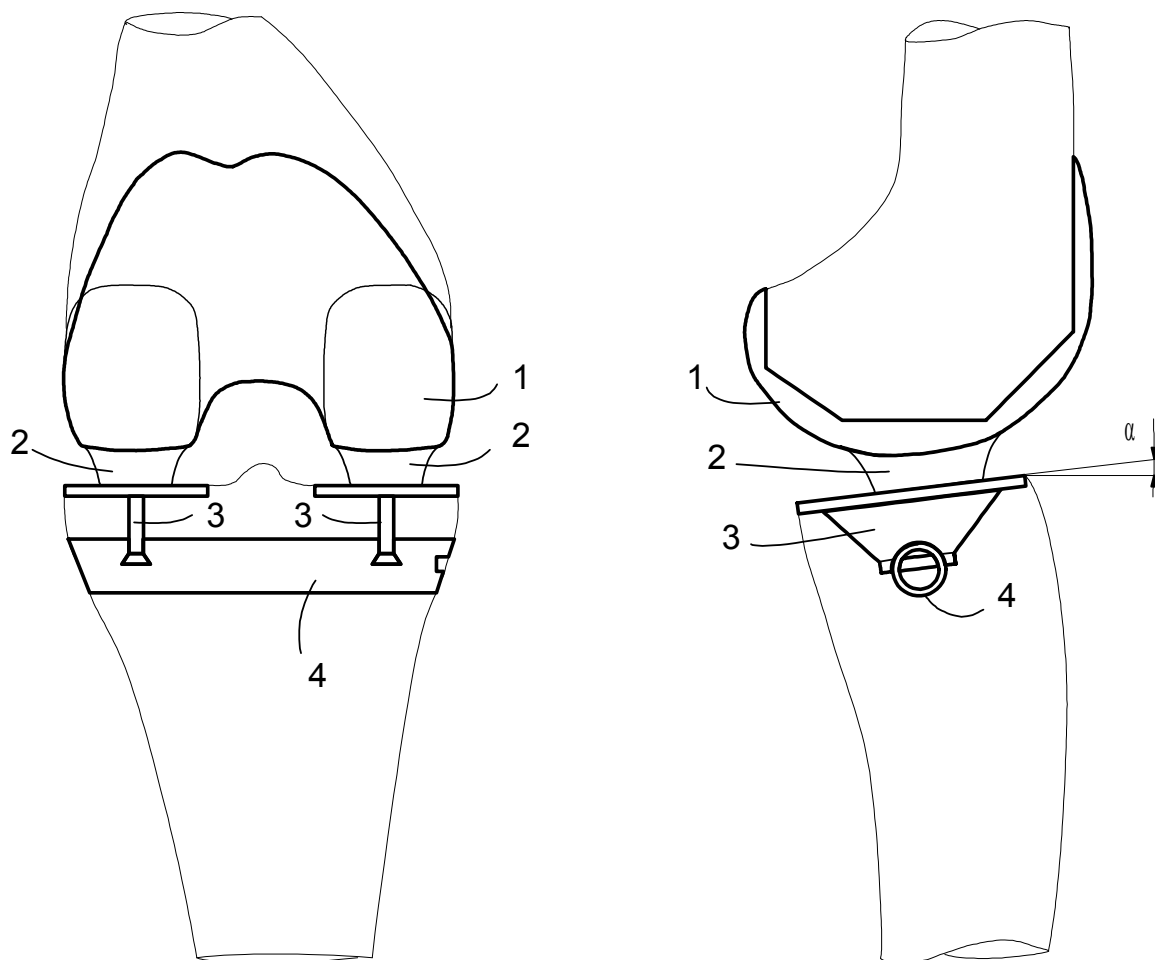


Abbildung 14: Prinzip des Transversalträger-Tibiaplateaus (TTTP) [100, 103]

1: Femurkomponente, 2: separate Inlays, 3: separate Tibiaplateaus, 4 Transversalträger

Durch diese Anordnung können die im Kapitel 2.1.1 beschriebenen Verankerungsprobleme mit zu kurzen Stems/Flügeln vermieden werden. Die Dimensionierung ist im Vergleich zum dünnen Steg aus Abbildung 7 weniger limitiert und eine Torsionsbelastung wird durch die Ausrichtung unter den GF vermieden, so dass das Risiko von Implantatbrüchen bei geeigneter Ausführung verringert wird.

Die Schwierigkeiten der operativen Technik im Hinblick auf die Implantatverankerung werden durch entsprechende Ausbildung der Verbindung zwischen den GF und dem TT so gelöst, dass die GF von ventral eingebracht werden können. Eine verringerte intraoperative Aufklappbarkeit des Kniegelenks durch den vorderen Kreuzbänderhalt erscheint somit unproblematisch.

Weiterhin soll auf diese Weise eine dauerhafte korrekte Ausrichtung der beiden Plateaus zueinander gewährleistet werden, welche im Gegensatz zur Verwendung zweier separater unikondylärer Knieprothesen eben nicht gesichert ist.

Durch den Zugewinn an Kniestabilität, allein schon durch den zusätzlichen Erhalt des VKB, können die Inlays wahlweise beweglich gestaltet werden. Dabei kann auf das Anbringen von Führungen und Anschlägen in solchem Mass verzichtet werden, wie der Zugewinn an Stabilität durch den VKB-Erhalt mit sich bringt.

Möglicherweise können bei geeigneter Ausführung zusätzliche Führungen und Anschläge vollständig weggelassen werden. Hierdurch würde die Scherkraftbelastung des TTTP im Vergleich zu PCR-Prothesen mit beweglichen Inlays noch weiter reduziert werden.

Ausserdem besteht dadurch die Möglichkeit die Kontaktflächen zwischen den Inlays und Femurkomponenten hochkongruent zu gestalten, was den PE-Verschleiss reduzieren und zu langen Standzeiten beitragen soll.

Prinzipiell können bei entsprechender Anpassung an die Inlayoberflächen die gleichen Femurkomponenten wie bei den PCR-Prothesen verwendet werden, was optional die Mitbehandlung einer Retropatellararthrose erlaubt.

Aber auch eine Verwendung des TTTP in Verbindung mit zwei separaten Femurkomponenten im Sinne der unikondylären Knieprothesen ist denkbar und eröffnet so die Möglichkeiten der minimalinvasiven Versorgung.

2.2.1 Operationsverfahren

Das Operationsverfahren zum Einbringen des TTTP entspricht in den meisten Schritten den gängigen bekannten Operationstechniken.

Je nach Zugangsart kann eine kleine zusätzliche Inzision zum Einbringen des Transversalträgers von der Seite her notwendig werden.

Es sind verschiedene Implantationsreihenfolgen, je nach Ausführungsform der Verbindung zwischen den Gelenkflächen (GF) und den Gelenkflächenträgern (GFT) bzw. zwischen den GFT und dem Transversalträger (TT) möglich:
zunächst Implantation der GF von vorn und anschliessendes Einbringen des TT zur Sicherung und Abstützung von der Seite her, oder umgekehrt.

Beim Erhalt beider Kreuzbänder ist zur Aufrechterhaltung der Funktion dieser eine sehr genaue Rekonstruktion der Gelenkebene erforderlich. Der Forderung kann zum einen durch entsprechende Radienauswahl der Femurkomponente und zum anderen durch stufenlos anpassbare posteriore Neigung α (Abbildung 14) des TTTP entsprochen werden.

Es kann daher eventuell von Vorteil sein, zunächst den TT einzubringen und auszurichten. Die Varus-/Valgusachse und die Rotation könnten z.B. durch Verwenden eines zuerst eingebrachten K-Drahtes mittels BV kontrolliert und anschliessend bei Belassen des Drahtes überbohrt bzw. überstanzt werden.

Mit geeignetem Implantationswerkzeug soll dann die physiologische Neigung (α) des Tibiaplateaus abgegriffen und exakt eingestellt werden. Über eine Arretierung und Ausrichtung von Schnittblöcken am Träger bzw. Probewerkzeug im Sinne von Zielgeräten werden anschliessend die Gelenkflächenlager entsprechend präpariert.

Die Anwendung von Navigationssystemen oder patientenspezifischer Instrumente kann die Ausrichtung gegebenenfalls sinnvoll ergänzen.

2.2.2 Das TTTP als erstes Modell

Zur besseren Veranschaulichung des TTTP-Konzeptes wurde ein Modell gemäss einer weiteren Ausführungsform nach der Erfindung angefertigt. Bei dieser Ausführungsform sollen die ursprünglich senkrechten GFT nun abgewinkelt zu den GF ausgebildet werden. Hier im ersten Modell wurden die abgewinkelten GFT mittels Schraubverbindungen auf dem TT befestigt. (Abbildung 15)

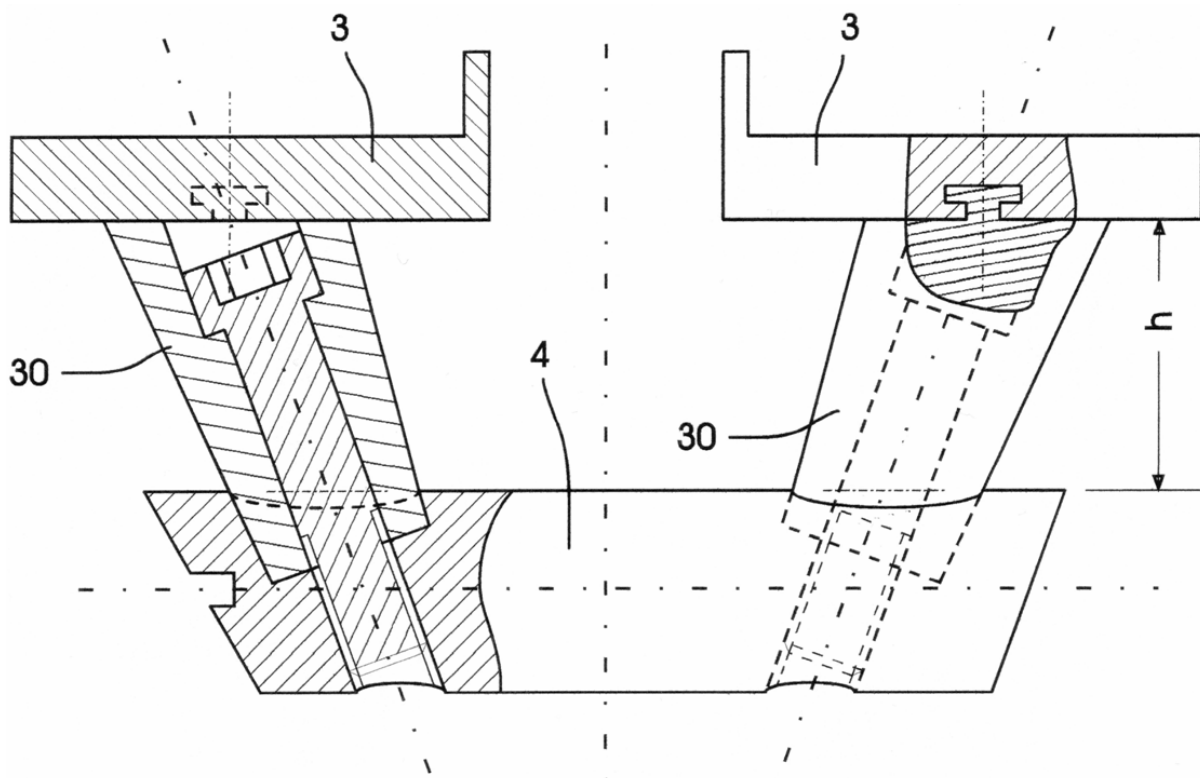


Abbildung 15: TTTP mit schrägen Gelenkflächenträgern und Schraubverbindungen [100, 105]

3: Gelenkflächen, 4 Transversalträger, 30: Gelenkflächenträger, h: Resektionshöhe

Über die Resektionshöhe h (Abbildung 15) kann ggf. bei nicht-zementierter Verfahrensweise ein konstantes Press-Fit erreicht werden, wenn der entsprechende Abstand bei der Präparation des Knochens etwas überdimensioniert belassen wird. Dies soll die Primärstabilität erhöhen und zu besserer Osseointegration der Komponenten führen.

Die Implantation der abgewinkelten GFT kann bei Innenrotation auf der Aussenseite von schräg vorn erfolgen, analog dazu bei Aussenrotation auf der Innenseite der Tibia eingebracht werden.

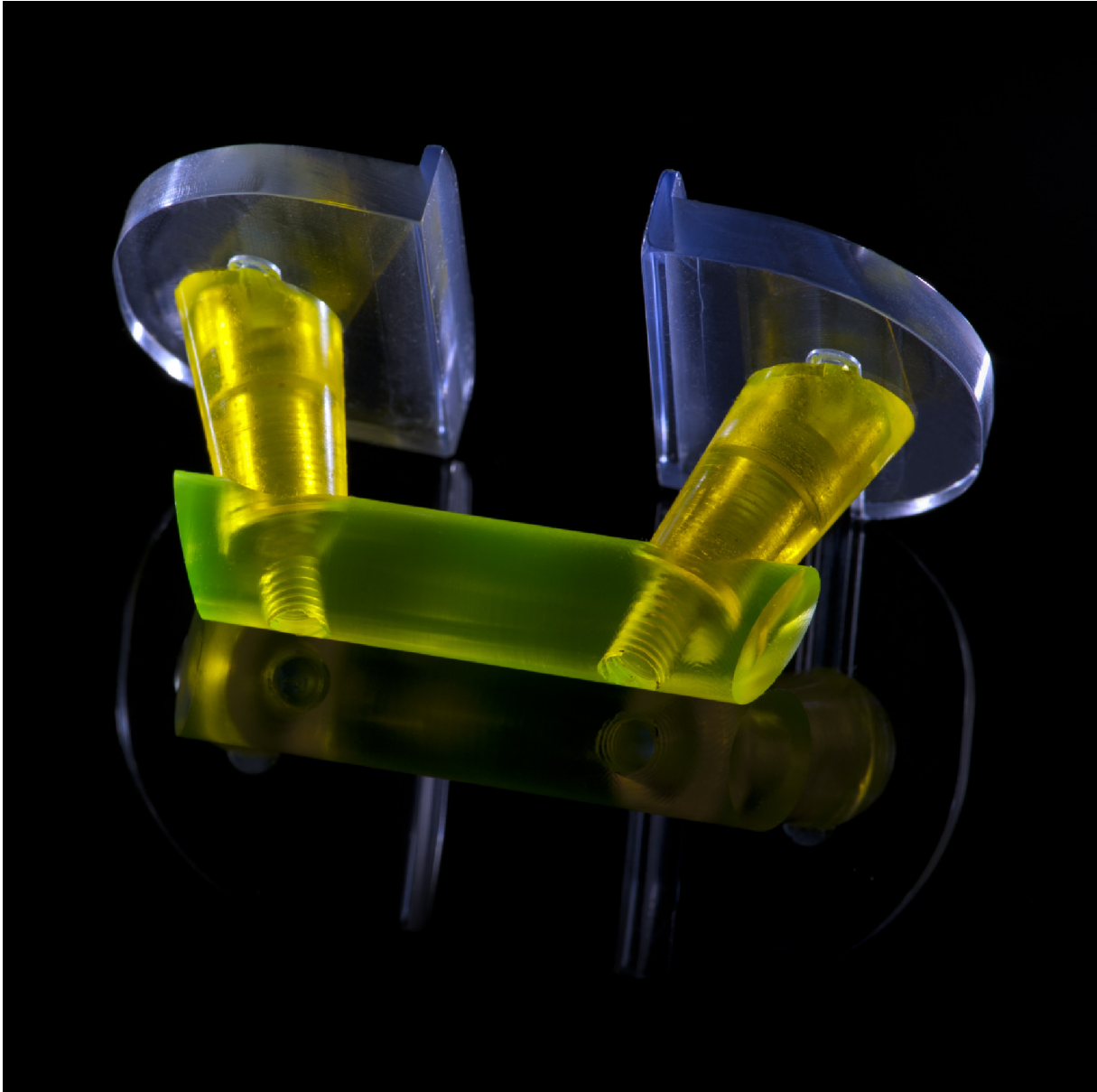


Abbildung 16: Das Transversalträger-Tibiaplateau als erstes Plexiglas-Modell

In Abbildung 16 ist der freigehaltene interkondyläre Platz für die Ansätze der Kreuzbänder auf der Tibia gut zu erkennen. Um eine Irritation der Bänder durch bewegliche Inlays zu verhindern, sind die Gelenkflächen jeweils nach innen zur Kreuzbandseite mit einer Überhöhung versehen.

Ein weiteres Modell aus Metall nach dieser Ausführungsform wurde zunächst in einen Kunststoffknochen implantiert.

Anhand der Modelle wird das Verankerungsprinzip des Transversalträger-Tibiaplateaus deutlich. Neben den bereits erläuterten Aspekten soll dieses Konzept auch zu einem guten Erhalt des Knochenstocks beitragen, so dass ggf. nötige

Revisionen möglicherweise mit Primärimplantaten unter Ausnutzung des erhaltenen zentralen Knochenstocks durchgeführt werden können.



Abbildung 17: Metallmodell des TTTP unter Erhalt des zentralen Knochenstocks in Kunststoff-Tibia implantiert, angepasste LCS®-Inlays zur Demonstration

3 Thesen und Studienziele

3.1 Einfluss der Kreuzbänder auf Extensions- und Flexions-Gaps

Mathematische Modelle beschreiben die Femurkondylenform z.B. als Tangentenhüllkurve oder Koppelhüllkurve [92]. Die Form der logarithmischen Spirale ergibt sich aus der Auffassung des Zusammenspiels der beiden Kreuzbänder als Viergelenkkette [43]. (Abbildung 18a)

Neuere Untersuchungen beschreiben die Femurkondylenform hingegen eher mit Hilfe von zueinander versetzten Radien [53, 114]. (Abbildung 18b)

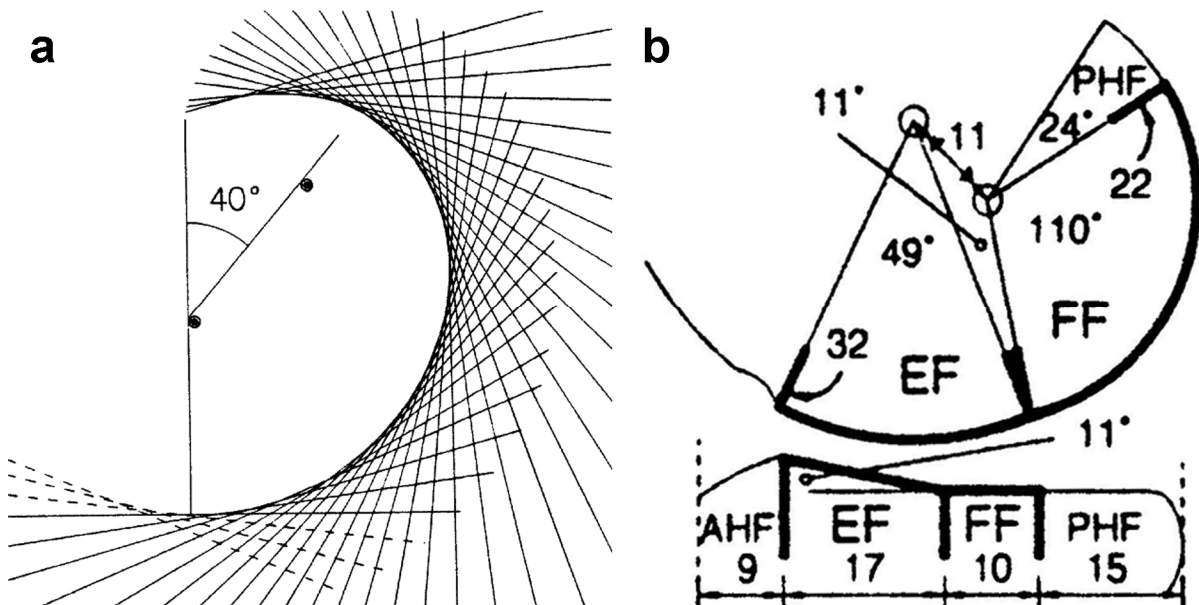


Abbildung 18: Mathematische Modelle zur Beschreibung der Femurkondylenform

a) Femurkondylenform als Koppelhüllkurve, aus [98]

b) Beschreibung des medialen Kondylus mittels zweier Radien, aus [114]

Durch entsprechende Vereinfachung und Reduzierung von Bandansätzen auf Punkte können individuelle Gegebenheiten nicht berücksichtigt werden, wie etwa unterschiedliche Bandlängen und Bandansätze [86] oder funktionell verschiedene Bandspannungen in Abhängigkeit des Beugewinkels [1, 38, 80].

Allgemein wird angenommen, dass während der Implantation zur richtigen Bandspannung gleiche Extensions- wie Flexions-Gaps angestrebt werden müssen bzw. diese symmetrisch gestaltet werden sollten [45, 71, 120, 136, 152].

Um dieses Ziel zu erreichen, werden intraoperativ z.B. Ligament-Balancer in unterschiedlichen Ausführungen eingesetzt. Dabei werden Extensions- wie Flexions-Gaps nach operativem Zugang und Resektion der Gelenkflächen in Extension und Flexion gemessen und gegebenenfalls durch entsprechendes Band- und/oder Kapsel-Release angeglichen.

Das Aufspannen erfolgt dabei häufig durch undefinierte Handkräfte, deren gleichmässige Dosierung dem Gefühl des Operators obliegt. Auf diese Weise scheinen die entsprechenden Anpassungen unsicher und wenig reproduzierbar. Zudem liegen keine Vergleichswerte zu physiologischen Gelenken vor, welche unter ähnlichen Bedingungen (Operationszugang, Kraft etc.) aufgespannt und gemessen wurden.

Insbesondere bei den gängigen PCR-Prothesen werden so möglicherweise unphysiologische Bandspannungen erzeugt, da unter Zug die Tibia durch das hintere Kreuzband nach vorn gezogen werden könnte. (Abbildung 19)

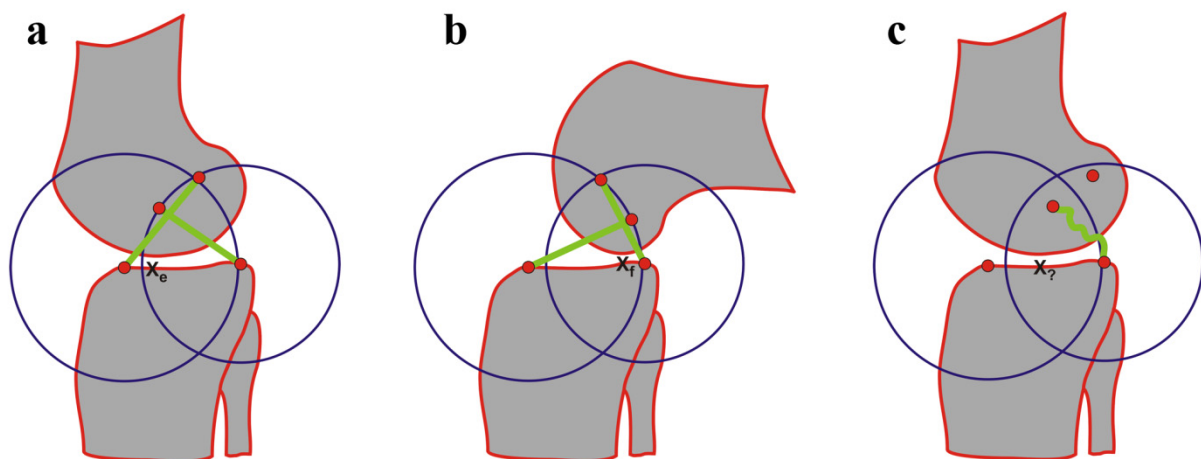


Abbildung 19: vereinfachte zweidimensionale Betrachtung des Zusammenspiels der Kreuzbänder

a) physiologischer tibiofemoraler Kontaktpunkt (X_e) in Extension

b) weiter posterior liegender physiologischer tibiofemoraler Kontaktpunkt (X_f) in Flexion

c) undefinierter tibiofemoraler Kontaktpunkt ($X_?$) nach VKB-Resektion (in Extension)

Da femoraler Ansatz des hinteren Kreuzbandes und Drehpunkt des Kniegelenkes nicht identisch sind, entstehen bei Extension und Flexion unterschiedliche Gaps, die möglicherweise beim Ligament-Balancing nach VKB-Resektion zu systematischen Fehlern führen [101].

Im Umkehrschluss würden bei Festlegung der Knochenresektionsebenen nach vorangehender Extensions-/Flexionsspaltmessungen falsche Resektionsebenen produziert.

Insbesondere die Auswirkungen der VKB-Resektion im Hinblick auf das Gap-Balancing sind noch wenig untersucht. Vergleichende Messungen diesbezüglich zu normalen physiologischen Kniegelenken unter operationsähnlichen Bedingungen existieren quasi nicht. Des Weiteren werden seitens der Operateure unterschiedliche Kräfte zum Aufspannen der Gaps verwendet, ein Ligament-Balancer zur Messung der Gaps bei definierten Kräften ohne vorherige Knochenresektion wurde bislang nicht beschrieben.

Sowohl für die herkömmliche Knieendoprothetik als auch beim Erhalt beider Kreuzbänder erscheinen entsprechende Kenntnisse über die Bandspannungen und physiologischen Verhältnisse jedoch grundlegend wichtig. Daher sollen in entsprechenden Studien an Leichenknien unter operationsähnlichen Bedingungen folgende Thesen überprüft werden:

- Mittels kraftbegrenzter Ligament-Balancer lassen sich reproduzierbare Gaps erzielen.
- Das Aufspannen physiologischer Kniegelenke unter operationsähnlichen Bedingungen führt zu ungleichen Extensions- und Flexions-Gaps.
- Resektion von HKB und/oder VKB erzeugen unterschiedliche Gap-Änderungen.

Ziel ist daher zunächst die Entwicklung eines Ligament-Balancers, mit welchem unter definierten Kräften Messungen der Gaps ohne vorherige Resektion der Gelenkflächen durchgeführt werden können. (Kapitel 1)

Anschliessend sollen die „physiologischen“ Gaps ermittelt sowie die Auswirkungen sequentieller Kreuzbandresektionen analysiert werden. (Kapitel 2)

3.2 Untersuchungen zur Primärstabilität des TTTP-Prinzips

Die Probleme der Implantatverankerung herkömmlicher Tibiaplateaus in Verbindung mit dem Erhalt beider Kreuzbänder wurden in Kapitel (2.1.1) aufgezeigt. Ebenso zeigen sich Probleme bei der Verankerung und Dauerhaften Ausrichtung zweier einzelner unikondylärer Plateaus zueinander. (Kapitel 2.1.2)

Da es sich beim TTTP-Prinzip um eine völlig neue Technik im Bereich der Tibiaplateau-Verankerung handelt, liegen keinerlei Vergleichsmöglichkeiten hinsichtlich der Primärstabilität vor. Zudem handelt es sich lediglich um ein Konzept, es wurde noch kein definitives Design festgelegt. Daher sollen verschiedene Ausführungsformen auf Prototypenbasis überprüft werden. (Abbildung 20)

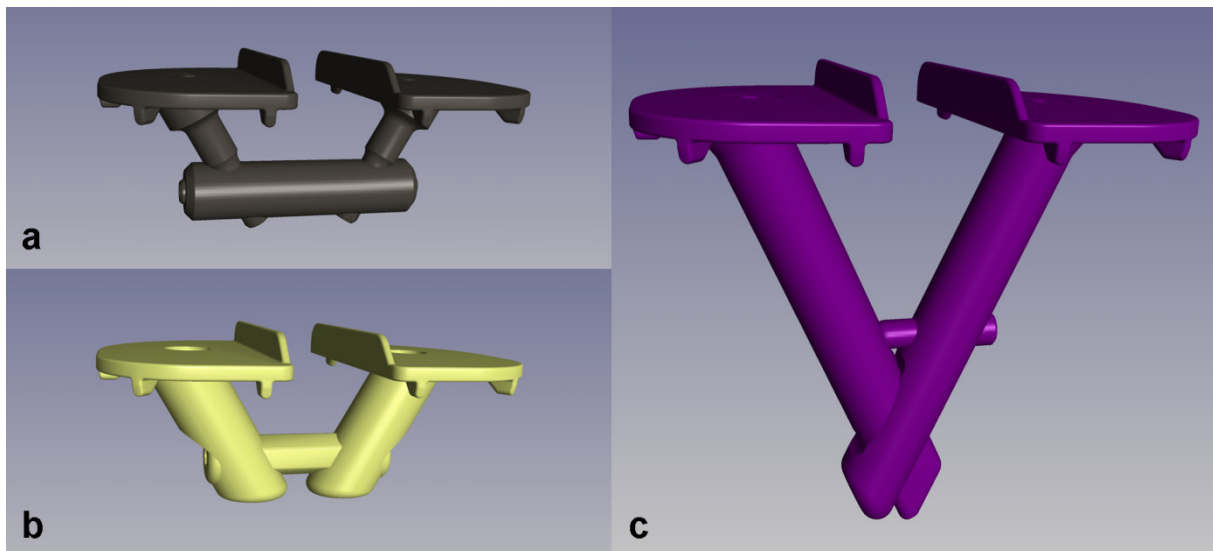


Abbildung 20: verschiedene Ausführungsformen des TTTP-Prinzips

- a) Gelenkflächenträger mit Schraubverbindung in den Transversalträger eingebracht
- b) Transversalträger durchdringt Gelenkflächenträger, in transversaler Richtung mobil
- c) V-förmige Gelenkflächenträger greifen ineinander, eine Variante mit und eine ohne zur Schraube reduziertem Transversalträger

Zur Belastungsanalyse hinsichtlich der Primärstabilität wird ein Versuchsaufbau in Anlehnung an die Tibiaplateau-Belastungstests gemäss ASTM F1800-07 [7] und ISO 14879-1:2000 [58] angestrebt. Durch zusätzliche Verwendung von Kunststoffknochen mit definierten Eigenschaften soll darüber hinaus das Nachsinkverhalten analysiert werden.

Entsprechend standardisierte Belastungstests zur Messung des Nachsinkens von Implantaten in den Knochen wurden noch nicht beschrieben.

Nach Herstellung der 4 Prototypen und Definition des Versuchsaufbaus sollen folgende Thesen überprüft werden:

- Im Vergleich der 4 verschiedenen Ausführungsvarianten nach dem TTTP-Konzept untereinander werden keine wesentlichen Unterschiede hinsichtlich der Primärstabilität auftreten, wohl aber hinsichtlich der praktischen Anwendbarkeit.
- Durch das neue TTTP-Prinzip kann eine bessere Primärstabilität erreicht werden, als bei Implantation zweier unikondylärer Prothesen.
- Unter der Voraussetzung, dass es nicht zu Materialbrüchen des Transversalträgers oder der Gelenkflächenträger kommt, kann im Vergleich zu herkömmlichen PCR-Prothesen ein ähnliches Niveau bezüglich der Primärstabilität erreicht werden.

Ziel ist es, nach Etablierung eines entsprechenden Versuchsaufbaus, verschiedene Ausführungsformen auf Prototypenbasis des TTTP-Prinzips hinsichtlich der Primärstabilität zu analysieren und anschliessend eine bevorzugte Variante mit herkömmlichen Prothesendesigns zu vergleichen. (Kapitel 3)

3.3 Anatomie um den Transversalträger und Operationszugang

Es liegen keine Erfahrungswerte zur speziellen Anatomie und bezüglich der Implantationstechnik des Transversalträgers vor, da es sich um ein neues Konzept der Tibiaplateau-Verankerung handelt.

Daher ist zu prüfen, ob und wie der Transversalträger sicher in die Tibia eingebracht werden kann, ohne wichtige Strukturen zu gefährden (Innenband, Pes anserinus, Aussenband, Nervus fibularis communis etc.). Auch die Lage zu etwaigen knöchernen Implantationshindernissen (Fibula etc.) gilt es zu berücksichtigen.

Solange der Zugang innerhalb „Gerdy's Sicherheitszone“ [119] bleibt, kann eine Gefährdung des Nervus fibularis communis vermieden werden. (Abbildung 22)

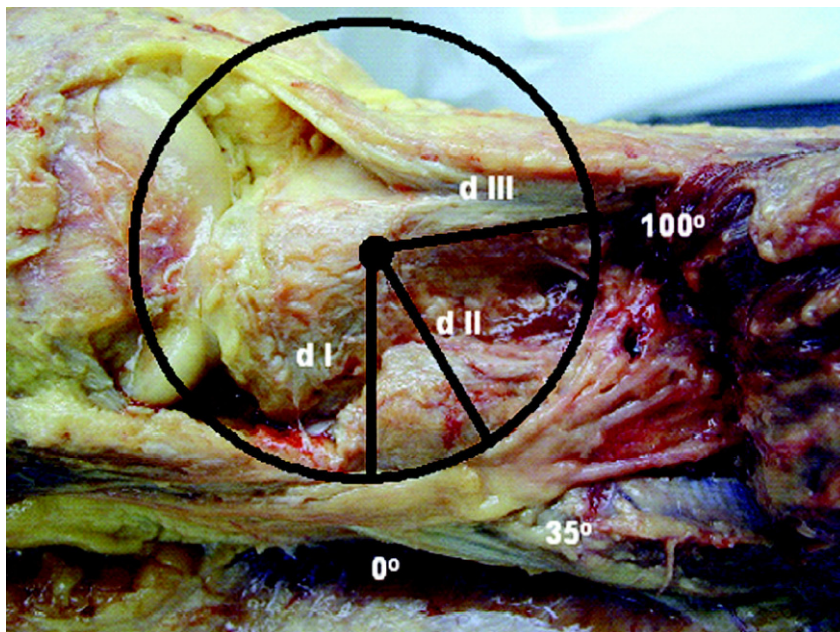


Abbildung 22: Der Nervus fibularis communis beschreibt einen Kreisbogen mit einem mittleren Radius von 45 mm um die höchste Erhebung des Tuberculum Gerdy, aus [119]

Neben den rein anatomischen Fragestellungen muss auch ein neues Instrumentarium für die neue Operationstechnik entwickelt werden. Ein wichtiges Grundinstrument hierfür soll ein Zielgerät sein, mit welchem die Implantatausrichtung anhand der tibialen Gelenkflächenmittelpunkte erfolgt.

Aufgabe des Zielgerätes ist es, eine achsgerechte Implantatlage mit definierten Abständen zur Gelenklinie unterhalb der Gelenkflächenmittelpunkte zu gewährleisten.

Ziel anhand von Untersuchungen mit Hilfe des Zielgerätes an Leichenpräparaten ist zunächst die Erörterung grundlegender Fragen (Kapitel 4):

- Operationszugang von medial oder lateral?
- Bohrung/Implantation in Extension oder Flexion?
- Abstand des Transversalträgers zur Gelenklinie?

Neben der Herstellung von Schnittpräparaten zur Überprüfung der Implantatausrichtung wird die Anwendung einer CT-basierten Koordinatenmesstechnik (KMT) angestrebt. Zunächst soll geprüft werden, ob mit Hilfe der KMT eine Implantatabweichung mit hoher Genauigkeit und Präzision untersucht werden kann.

Anschliessend soll getestet werden, ob mit Hilfe eines speziell entwickelten Zielinstrumentes die Ausrichtung des Transversalträgers hinreichend genau gelingen kann. (Kapitel 5)

Weiterführende Untersuchungen können zusätzlich die geometrische Form der Tibia in Beziehung zur Lage des Transversalträgers analysieren. Auf Grundlage dieser Daten können wichtige Informationen zur Weiterentwicklung des TTTP-Designs gewonnen werden, wie z.B. zur idealen Länge des Transversalträgers oder ob ein symmetrisches oder asymmetrisches Grundkonzept zu bevorzugen ist.

Kapitel 1 - Entwicklung eines kraftbegrenzten Ligament-Balancers zur Messung „physiologischer“ Kniegelenk-Gaps unter Verwendung eines medialen parapatellaren Operationszuganges

Einleitung (Kapitel 1)

Bei Kniegelenksarthrose kann der Verlust von Knorpel und Knochen zu Achsabweichungen sowie Veränderungen der Bänder und Weichteile führen. Entscheidend für eine erfolgreiche Operation und gute Funktion von Kniegelenkprothesen ist die korrekte Bandspannung in Flexion und Extension [142]. Für ein gutes postoperatives Ergebnis werden von den meisten Operateuren gleichgroße und/oder symmetrische Extensions- und Flexions-Gaps angestrebt [8, 20, 34, 44-45, 62, 71, 76, 84, 93, 97, 109, 113, 120, 124, 136, 139, 148, 152]. Zur knöchernen Achsausrichtung werden hauptsächlich die von Freeman et al. [37] und Insall et al. [56] beschriebenen klassischen Techniken herangezogen. Einige moderne Instrumentationssysteme zur Implantation von Kniegelenkprothesen kombinieren die klassische Methode mit der von Hungerford et al. [54] bevorzugten anatomischen Methode [118]. Um ein ausgewogenes Ligament-Balancing zu erreichen, wurden ebenso diverse Techniken beschrieben [20, 36, 88, 141, 143, 145].

Auf der anderen Seite gibt es bis heute jedoch keinen Standard, mit welchem Ziel ein Ligament-Balancing durchgeführt werden soll, es hängt aktuell im Wesentlichen von der Erfahrung des Operateurs ab [52]. Insbesondere ist eine ideale Gap-Balance als solches nicht definiert [55]. Auch werden verschiedene Techniken und Instrumente zur Messung oder Einstellung der Gap-Balance beschrieben, z.B.

Spannungsvorrichtungen, Spacer-Blocks, Ligament-Balancer, Verwendung von Probekomponenten, elektrische Instrumente und Navigationssysteme [55, 96].

Krackow et al. [71-73] und Mihalko et al. [95-96] haben jedoch klar definiert, dass ein tibiofemorales Gap durch Distraction des verbleibenden Weichteilmantels entsteht und sich somit die Gap-Kinematik in diesem Zusammenhang nur auf ein Kniegelenk

im distrahierten Zustand bezieht und weder durch Belastung noch durch dynamische Muskelstabilisierungen beeinflusst wird.

Als weitere Faktoren hingegen, welche die Extensions- und Flexions-Gaps beeinflussen, gelten unter anderem Deformitäten und Osteolysen [93], Weichteilkontrakturen [88], Art des Operationszuges [49, 84], aber auch Osteophyten haben Einfluss auf das Gap-Balancing und müssen abgetragen werden [63, 145].

Zudem kann die intraoperativ häufig durchgeführte Patellaeversion zu einer unphysiologischen Kniekonfiguration führen [84, 90]. Schliesslich kann allein auch schon die Präparation des Flexions-Gaps direkten Einfluss auf die Weite des Extensions-Gaps haben [97, 132].

Es fehlt jedoch generell eine Referenz zu physiologischen Gegebenheiten. Unklar bleibt auch, mit welcher Kraft die Gaps erzeugt werden sollen:

in der Literatur werden unterschiedliche Aufspannkraften beschrieben, teilweise sogar innerhalb eines Systems zwischen Extensions- und Flexions-Gaps verschieden [49-50, 52, 82-83].

Analog zur Abtragung der Osteophyten ist klar, dass auch die nötigen Knochenresektionen zur Vorbereitung der Prothesenimplantation Einfluss auf die Kapsel- und Bandspannungen haben können und somit die gemessenen Gaps beeinflussen.

Ziel dieser Studie ist daher die Entwicklung eines Ligament-Balancers, mit welchem unter definierten Kräften Messungen der Gaps ohne vorherige Resektion der Gelenkflächen durchgeführt werden können.

Material und Methoden (Kapitel 1)

Entwicklung kraftbegrenzter Ligament-Balancer

Kernstück des neuen kraftbegrenzten Ligament-Balancers bildet ein Federgehäuse, mit welchem definierte Kräfte separat je Seite über Führungssäulen auf entsprechende Femurplatten übertragen werden. Die Tibiaplatte ist am Gehäuse als Widerlager fixiert. (Abbildung 23)

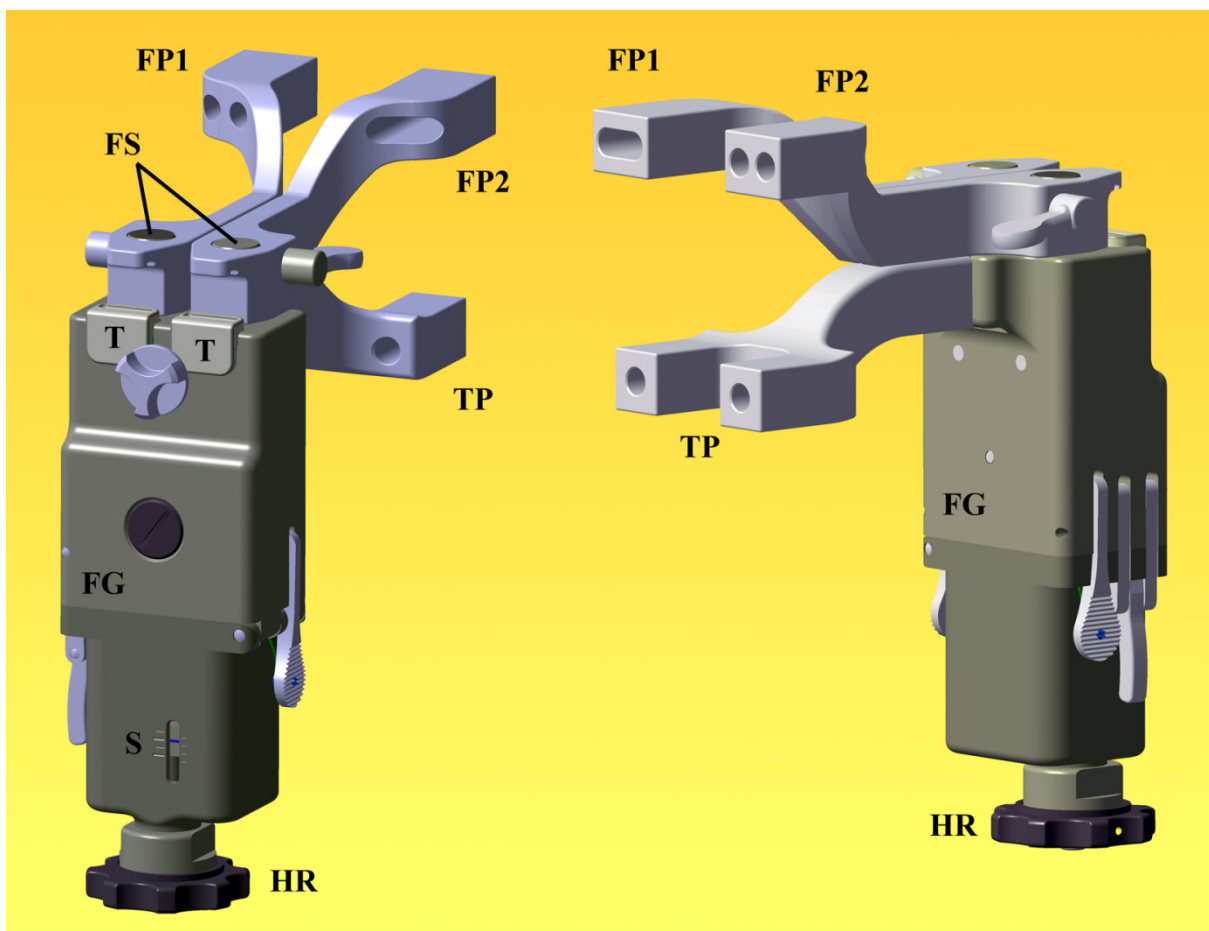


Abbildung 23: Der neue kraftbegrenzte Ligament-Balancer besteht aus einem Federgehäuse (FG) mit 2 separaten Federn. Die Einstellung der gewünschten Maximalkraft erfolgt über ein Handrad (HR) und kann an der Skala (S) abgelesen werden. Das Aufspreizen geschieht mit Hilfe einer Zange, welche über die Drucktasten (T) angesetzt wird. Separaten Führungssäulen (FS) übertragen die Kraft zur Aufspreizung der Gaps auf die Tibiaplatte (TP) bzw. auf die separate Femurplatten (FP1 und FP2).

In dem Federgehäuse des Ligament-Balancers können speziell ausgewählte Federn mit einer konstanten Federrate im definierten Bereich mit Hilfe eines Handrades auf die gewünschten Eichmarkierungen für 100 N, 150 N, 200 N und 250 N vorgespannt werden. (Abbildung 24)

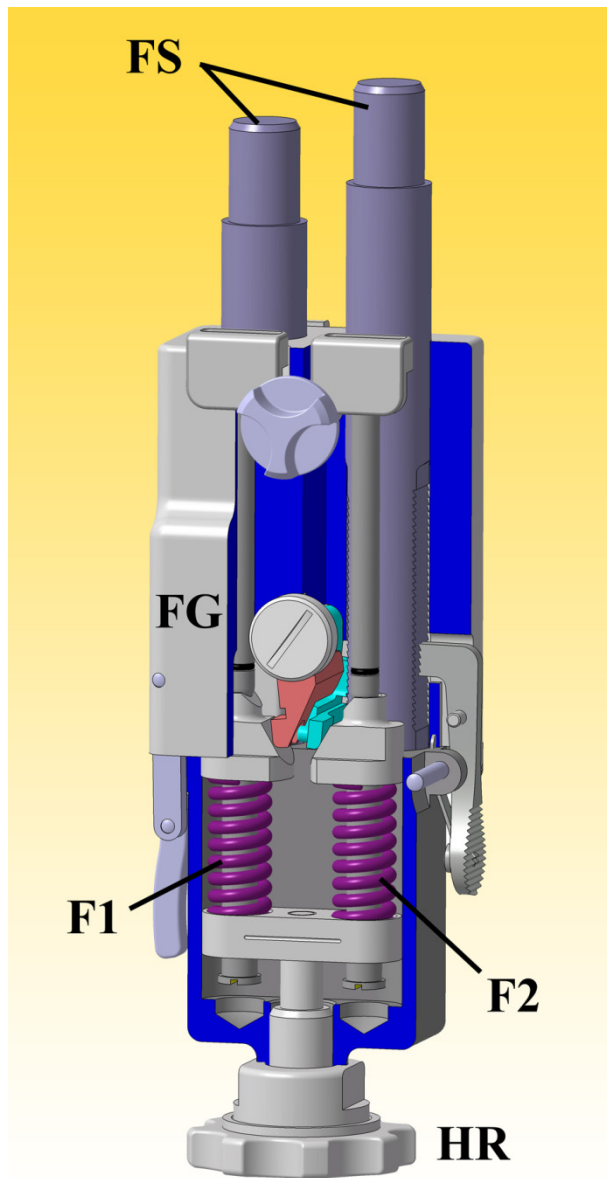


Abbildung 24: Zur Illustration des Federmechanismus wurde das Federgehäuse (FG) teilweise eröffnet, so dass die Lage der beiden Federn (S1 und S2) betrachtet werden kann. Die gewünschte Vorspannung kann über das Handrad (HW) gewählt werden, die Kraftübertragung erfolgt schliesslich über die Führungssäulen (FS).

Der Tensor arbeitet also kraftbegrenzt, das heisst bei Erreichen einer zuvor eingestellten Kraftobergrenze wird die jeweilige Führungssäule blockiert und ein weiteres Aufspreizen des Kniegelenkes verhindert.

Die Krafteinleitung zum Aufspreizen der Gaps über die eingebrachten Platten wird vom Operateur mit Hilfe einer Spezialzange ausgeführt, welche an Drucktasten am Federblock separat je Seite angesetzt wird. Diese Drucktasten lösen den entsprechenden Mechanismus aus, der bei Überschreiten der voreingestellten Kraft eine höhere Krafteinleitung verhindert.

Um eine Verwendung des neuen kraftbegrenzten Ligament-Balancers ohne Resektion der Gelenkflächen zu ermöglichen, wurden die Tibia- und Femurplatten so abgeändert, dass die Krafteinleitung über Schanz-Schrauben erfolgen konnte. (Abbildung 25)

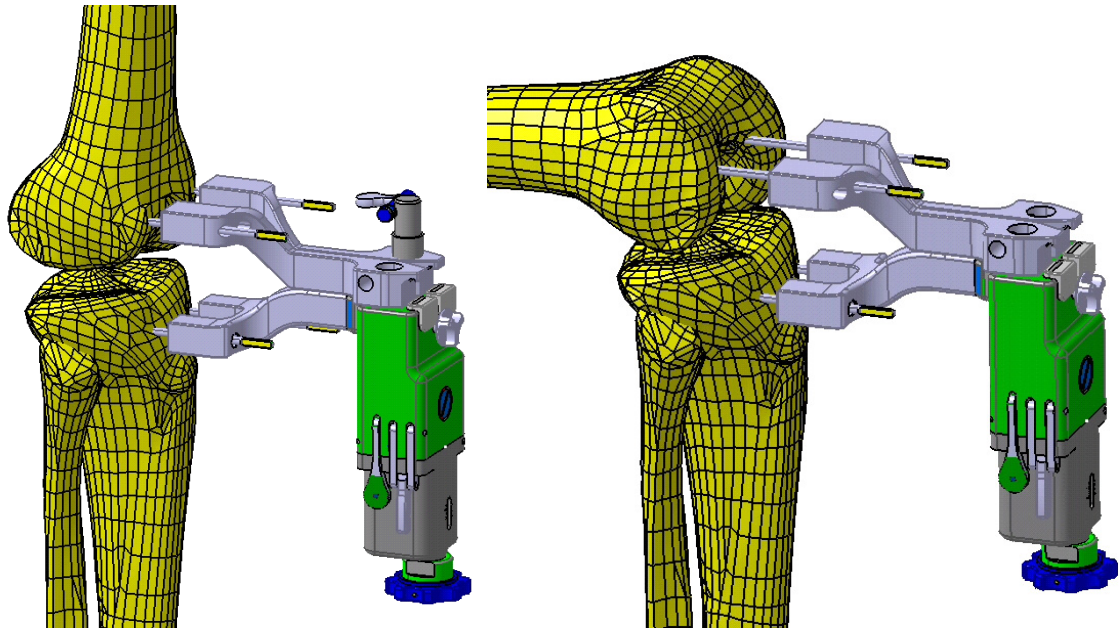
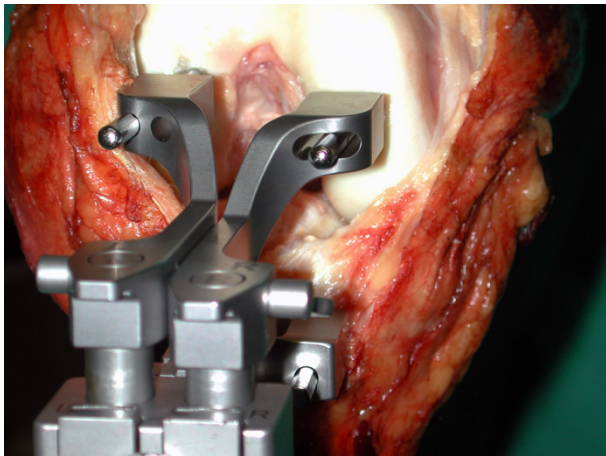


Abbildung 25: Die Krafteinleitung zum Aufspreizen der Extensions- und Flexions-Gaps erfolgte über eingebrachte Schanz-Schrauben bei voller Streckung und 90° Flexion des Kniegelenkes.



Dabei wurde bei einem der beiden Femurplatten ein Aufnahmeloch in der schliesslich verwendeten Version als Langloch ausgebildet, um eine Varus-/Valgusverkipfung nicht zu behindern bzw. ein unterschiedliches Aufspannen medial und lateral zu ermöglichen. (Abbildung 26)

Abbildung 26: Bei einer der beiden Femurplatten wurde das Aufnahmeloch für die Schanzen Schrauben als Langloch ausgebildet, um eine Varus-Valgusverkipfung nicht zu behindern bzw. ein unterschiedliches Aufspannen medial und lateral zu ermöglichen.

Aufgrund eines bei den Vorversuchen beobachteten geringfügigen Einsinkens der Schanz-Schrauben bei monokortikaler Verwendung wurden diese bei den Versuchen bikortikal verankert. (Abbildung 27)

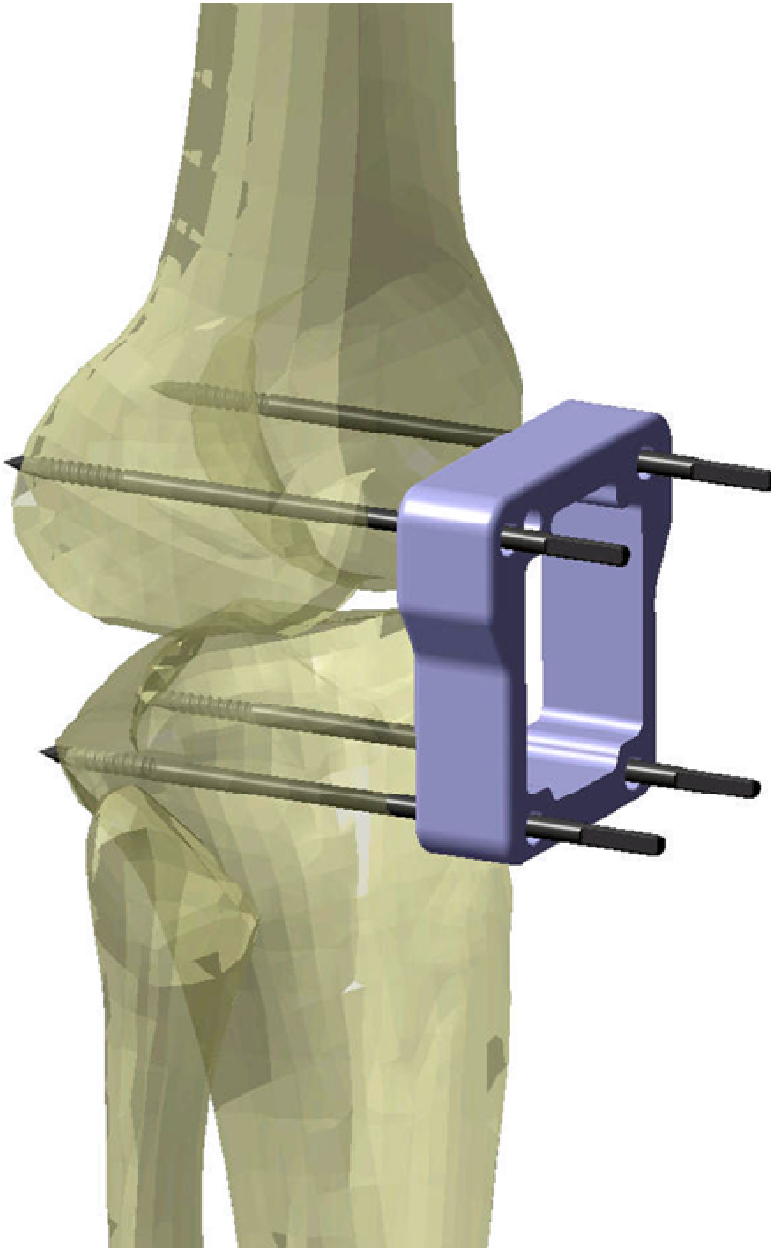


Abbildung 27: bikortikale Verankerung der Schanz-Schrauben

Ein möglicher Einfluss des Verbiegens der Schanz-Schrauben mit einem Durchmesser von 5 mm wurde auf einer freien Strecke von 20 mm mit 0,04 mm bei einer Belastung von 100 N bzw. 0,08 mm für 200 N kalkuliert. Die Kalibrierung des Ligament-Balancers wurde beim Hersteller durchgeführt (Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland).

Präparate

Für die Messungen wurden 10 (5 Paar je rechts und links) frisch eingefrorene Leichenkniegelenke ohne Anzeichen von Voroperationen oder Fehlstellungen verwendet. Eine entsprechende Genehmigung und Studienregistrierung wurde bei der Ethikkommission beider Basel (EKBB) vorgenommen. Das Femur und die proximalen Weichteile wurden im Bereich des distalen Drittels abgesetzt. Tibia, Fibula und die distalen Weichteile wurden im mittleren Schaftbereich abgetrennt. Alle anatomischen Präparate wurden zum Ausschluss von Arthrosezeichen radiologisch anhand einer AP und seitlichen Aufnahme untersucht. (Abbildung 28) Das mittlere Alter betrug 29,5 (+/-7,6) Jahre und alle waren männlich.

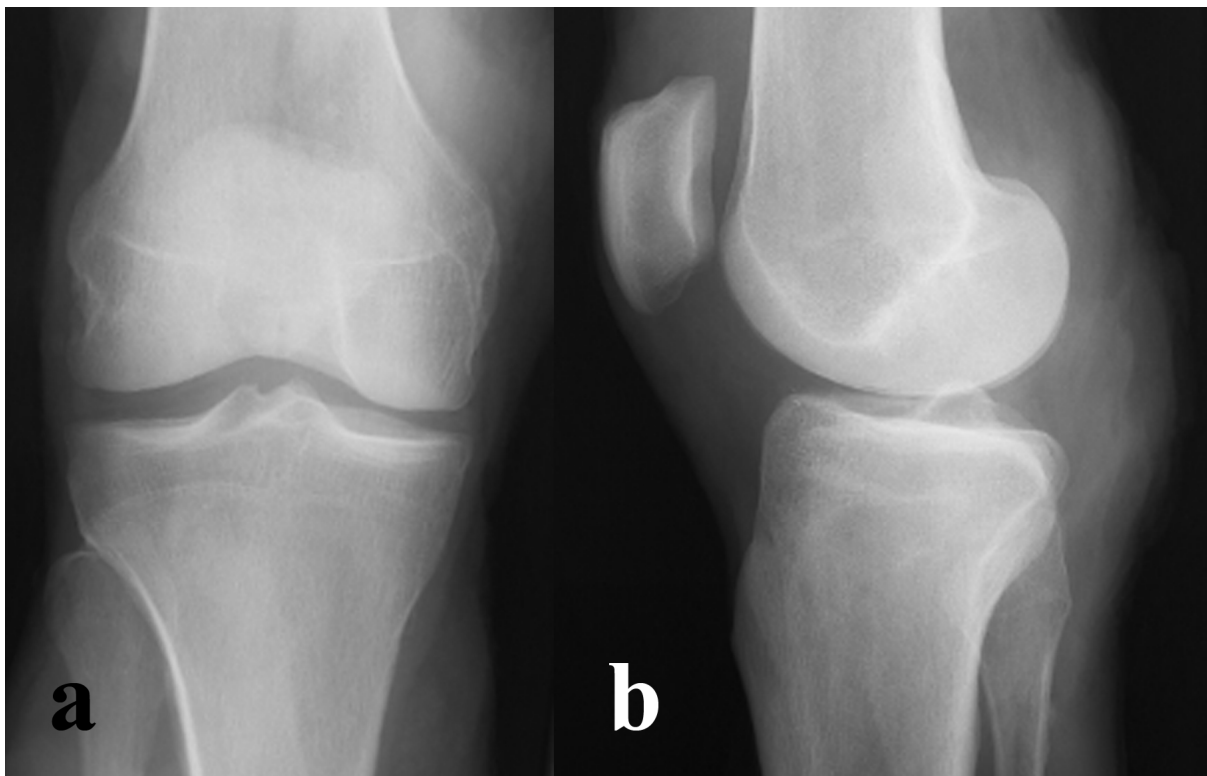


Abbildung 28: radiologische Untersuchung der Präparate anhand einer ap-Röntgenaufnahme (a) und einer seitlichen Röntgenaufnahme (b)

Die gefrorenen Leichenpräparate wurden über Nacht aufgetaut. Anschliessend erfolgte die Bearbeitung gemäss standardisiertem Protokoll durch immer den gleichen Operateur (AMN), dabei wurde jedes Präparat nach dem Auftauen während der maximal zweistündigen Versuche bei Raumtemperatur feucht gehalten.

Versuchsdurchführung

Die Kniegelenke wurden durch eine mediale parapatellare Arthrotomie dargestellt und die Patella subluxiert. Dabei wurde 1cm des Periosts im medialen tibialen Bereich abgelöst, wie es üblicherweise zur Osteophytenentfernung durchgeführt wird, vergleichbar zur Beschreibung von Heesterbeek et al. [49-50].

Unter Verwendung einer Bohrschablone, welche mittig über der Gelenklinie ausgerichtet wurde, erfolgte nun das Einbringen der vier Schanz-Schrauben. (Abbildung 29)

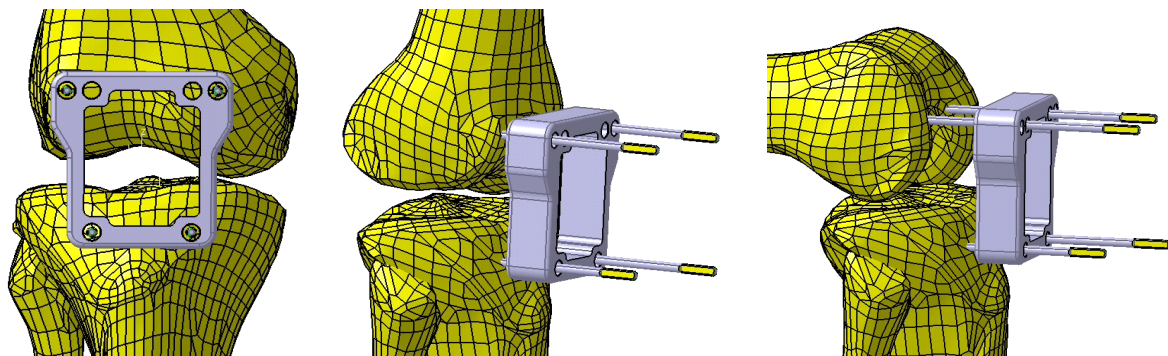


Abbildung 29: Zielschablone zum Einbringen der Schanzschrauben

Dabei wurde darauf geachtet, dass keine Zug-, Rotations- oder Scherkräfte auf das Kniegelenk ausgeübt wurden und die Gelenkflächen Kontakt hatten. Diese Position wurde als Ausgangswert jeweils für Extension und Beugung definiert, der entsprechende Abstand der Schanz-Schrauben direkt bei Eintritt in die Führungen des Ligament-Balancers mit Hilfe einer digitalen Schieblehre gemessen ($\pm 0,1$ mm).

Die vorgewählte Distraktionskraft wurde zunächst mehrfach im Sinne einer Konditionierung aufgebracht, um mögliche Fehler durch Kriecheffekte des umgebenden Weichteilmantels zu reduzieren, wie von Matsumoto et al. [89] beschrieben.

Jetzt erfolgte die alternierende Messung mit je 100 N und 200 N: zuerst Aufspreizung mit 100 N Distraktionskraft sowohl medial als auch lateral, dann Erhöhung auf 200 N, zurück auf 100 N und schließlich wieder 200 N. Die Protokollierung der Messwerte erfolgte zunächst in Extension, dann bei 90° Flexion, indem wiederum mit Hilfe der digitalen Schieblehre die Abstände zwischen den Schanz-Schrauben jeweils medial und lateral bestimmt wurden.

Anschliessend wurde das vordere Kreuzband (VKB) reseziert und erneut unter alternierender Kraftaufbringung gemessen, hierzu mussten zunächst die beiden femoralen Schanz-Schrauben für die vorangehenden physiologischen Flexionsmessungen entfernt und später für die weiteren Flexionsmessungen mit Hilfe der Bohrschablonen erneut in die identischen Bohrungen eingebracht werden. Zuletzt erfolgten analog dazu die Messungen nach Resektion des hinteren Kreuzbandes (HKB). (Versuchsprotokoll gemäss Anhang Tabelle 6-1)

Die nach Aufbringen der jeweiligen Distraktionskraft vorliegende Gap-Grösse wurde als Differenz der Messwerte abzüglich der Ausgangswerte bestimmt.

Statistik

Als primärer Endpunkt galt die Distanz zwischen den Gelenkflächen unter Anwendung verschiedener Kräfte. Der primäre Endpunkt wurde log-transformiert, um den Modellannahmen (Normalverteilung) gerecht zu werden.

Ein *linear mixed-effects* Modell wurde verwendet, um den Zusammenhang zwischen dem primären Endpunkt und den erklärenden Variablen zu beschreiben, unter Berücksichtigung der Tatsache, dass mehrere nicht-unabhängige erklärenden Variablen pro Kadaver gemessen wurden.

Die erklärenden Variablen wurden als *fixed effects* modelliert während Präparat und Messposition im Präparat als *random effects* verwendet wurden. Neben den erklärenden Variablen Position, Beugung, Kraft und Zustand wurden zwei Interaktionsterme mit einbezogen: Position x Zustand und Beugung x Zustand. Für die beiden *random effects* wurden jeweils separate *intercepts* modelliert. Dies erlaubt, den Beitrag des jeweiligen Effekts zur Gesamt-Varianz abzuschätzen.

Die Residuen und Hebelwirkungen (*leverages*) des statistischen Modells wurden visuell laufend bezüglich Verletzungen der Modellannahmen überprüft. Um konservativere Schätzer zu erlangen, wurden die Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls der *higher posterior density* (HPD) sowie die P-Werte, ob sich die geschätzten Koeffizienten signifikant von Null unterscheiden, mittels 100'000 *Markov chain Monte Carlo* (MCMC) Simulationen berechnet.

Alle Analysen wurden mit "R" (R Development Core Team, 2009, Version 2.10.11) durchgeführt [115].

Ergebnisse (Kapitel 1)

Insgesamt wurden 480 Einzelmessungen für die definierten Kräfte (100 N und 200 N), Seiten (medial und lateral), Beugezustände (Extension und Flexion) sowie Bedingungen (physiologisch, nach VKB-Resektion und nach HKB-Resektion) an den 10 Präparaten gemäss Protokoll durchgeführt.

Dabei nahm die gemittelte Gap-Grösse (beide Seiten und Beugezustände) konsekutiv mit der sequentiellen Resektion der Kreuzbänder zu. Bei einer Distraktionskraft von 100 N je Seite vergrösserte sich die gemittelte Gapgrösse von 7,1 (+/- 1,6) mm über 8,7 (+/- 1,8) mm nach VKB-Resektion bis zu 10,2 (+/- 2,4) mm für die Bedingung nach HKB-Resektion. Analog dazu vergrösserte sich die gemittelte Gapgrösse bei 200 N Aufspannkraft von 9,5 (+/- 2,0) mm über 11,3 (+/- 2,2) mm bis zu 13,0 (+/- 2,7) mm. (Abbildung 30)

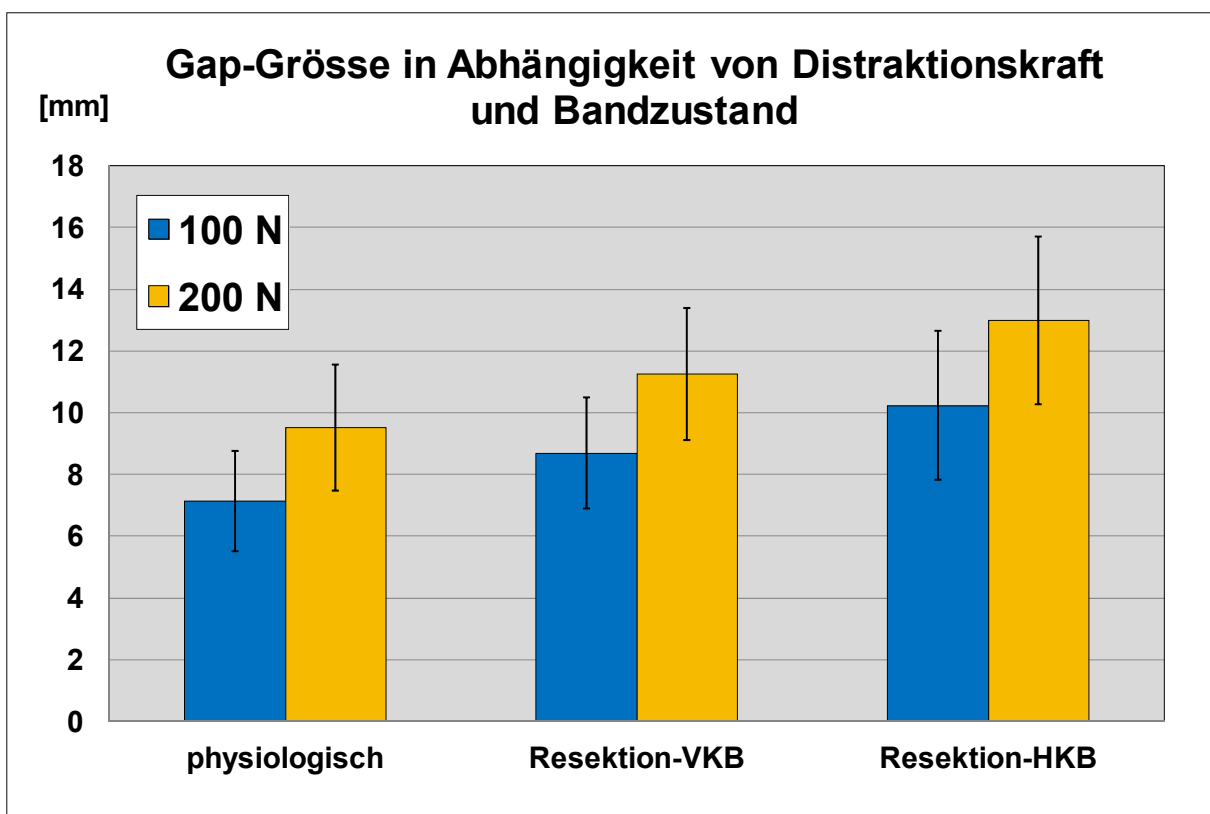


Abbildung 30: Die gemittelte Gap-Grösse aus beiden Seiten (medial und lateral) sowie beiden Beugezuständen (Flexion und Extension) nimmt konsekutiv mit der sequentiellen Resektion der Kreuzbänder zu. Zudem ist sie bei 200 N Distraktionskraft gegenüber der Aufspannung mit 100 N je Seite generell vergrössert.

Die Abweichung der jeweiligen zweiten Messung verglichen zur vorangehenden Messung betrug im Mittel 0,04 (+/- 0,18) mm. Dabei wurde die grösste Abweichung mit 0,32 (+/- 0,05) mm in einer Mittelwertbetrachtung über 4 Wiederholungsmessungen (jeweils lateral und medial sowie für Extension und Flexion) bei Präparat 3 rechts unter 200 N Aufspannkraft für den Zustand nach Resektion beider Kreuzbänder festgestellt. (Abbildung 31)

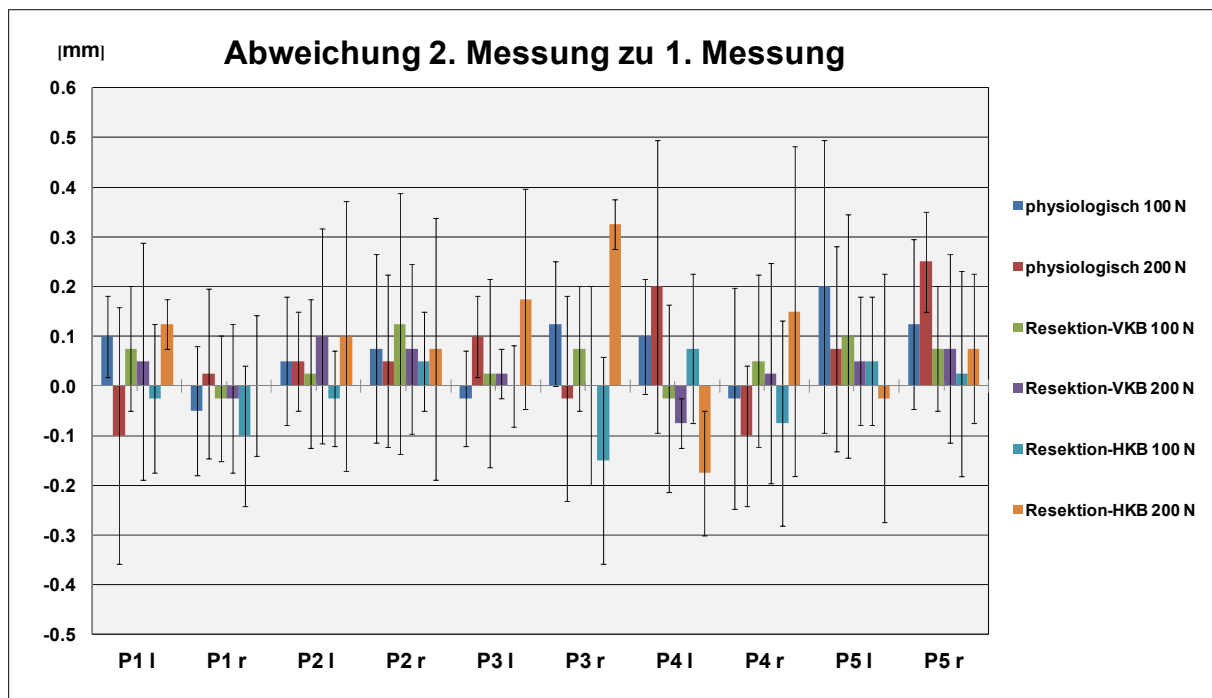


Abbildung 31: Abweichung der jeweiligen zweiten Messung verglichen zur vorangehenden Messung in einer Mittelwertbetrachtung über 4 Wiederholungsmessungen (jeweils lateral und medial sowie für Extension und Flexion) je Präparat, Distraktionskraft und Bedingung (physiologisch, nach VKB-Resektion und nach HKB-Resektion).

Die absolut grösste Abweichung einer Einzelmessung gegenüber der ersten Messung betrug hingegen 0,6 mm für das Präparat 4 links unter 200 N Aufspannkraft bei physiologischem Zustand (beide Kreuzbänder erhalten).

Eine nach Distraktionskraft separate Analyse der Abweichungen der jeweiligen zweiten Messung verglichen zur vorangehenden Messung über alle Versuchsdurchführungen zeigte nahezu gleiche Ergebnisse: für die Messungen mit der grösseren Distraktionskraft je Seite (200 N) ergab sich eine mittlere Abweichung von 0,05 (+/- 0,19) mm gegenüber den Messungen mit der kleineren Kraft (100 N) von 0,03 (+/- 0,16) mm. (Abbildung 32)

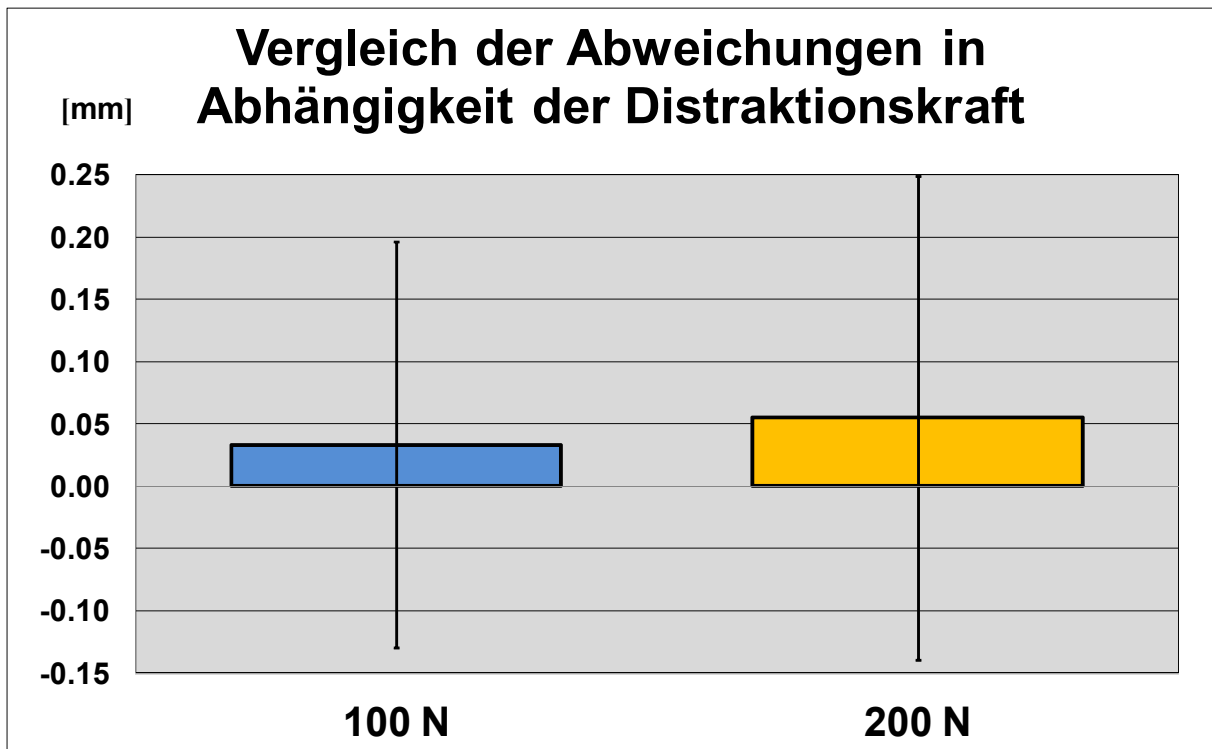


Abbildung 32: Eine nach Distraktionskraft separate Analyse der Abweichungen der jeweiligen zweiten Messung verglichen zur vorangehenden Messung über alle Versuchsdurchführungen zeigte nahezu gleiche Ergebnisse.

Die Gap-Grösse war hingegen bei allen definierten Kräften (100 N und 200 N), Seiten (medial und lateral), Beugezuständen (Extension und Flexion) sowie Bedingungen (physiologisch, nach VKB-Resektion und nach HKB-Resektion) signifikant grösser bei der höheren Belastung ($P < 0,001$).

Diskussion (Kapitel 1)

Der Versuchsablauf und die Anpassung des neuen Ligament-Balancers wurden bewusst so gewählt, dass sie unter möglichst operationsnahen Bedingungen, wie sie im Allgemeinen bei der Implantation von Knieprothesen vorherrschen, ablaufen konnten. Hierzu gehörten insbesondere auch der Operationszugang (medial parapatellär) und die subluxierte Patella.

Prinzipiell wären mit diesem Prototyp Messungen auch bei geschlossenen Weichteilen durchführbar, der operative Zugang ist jedoch insofern wichtig, da nur unter diesem Extensions- und Flexions-Gaps üblicherweise gemessen werden. Die Messungen wurden bei subluxierter Patella durchgeführt, da sich Hinweise zeigen, dass eine Eversion der Patella insbesondere das Flexions-Gap verkleinern können [84, 90]. Allerdings bleiben die möglichen Einflüsse von Relaxation durch die Anästhesie und/oder angelegter Oberschenkelblutsperre in diesen Arbeiten unberücksichtigt.

Um den verschiedenen Knieprothesendesigns (bicruciate-retaining, posterior-cruciate-retaining und posterior-stabilized) gerecht zu werden, wurden durch entsprechende sequentielle Kreuzbandresektion alle verschiedenen Zustände berücksichtigt. Erwartungsgemäss verringerte sich der Widerstand des verbleibenden Weichteilmantels gegen die Distraktionskraft durch Resektion der Kreuzbänder, was in konsekutiv grösseren Gaps resultierte.

Bei den durchgeführten Wiederholungsmessungen konnte trotz des alternierenden Versuchsablaufs das vorangehende Ergebnis sehr gut reproduziert werden. Der ermittelte Standardfehler lag mit 0,18 mm in einem vergleichbaren Bereich, wie Mihalko et al. [94] in einer ähnlichen Studie mit 0,2 mm (Tibia fixiert) bzw. 0,3 mm (unter Distraction) nachweisen konnten.

Ein möglicher Setzeffekt, wie er in den Vorversuchen bei monokortikaler Verwendung der Schanzen Schrauben durch Nachsinken beobachtet wurde, lässt sich in den Ergebnissen bei bikortikalem Einbringen der Schanz-Schrauben praktisch nicht mehr nachweisen. Der erfolgreiche Versuchsablauf an den Leichenknien zeigt, dass mit diesem Prototyp die Messung von Extensions- und Flexions-Gaps ohne Knochenresektionen durchgeführt werden kann. Somit können nun Extensions- und

Flexions-Gaps unter "physiologischeren Bedingungen" bestimmt werden, was möglicherweise wichtige Erkenntnisse zur Implantationstechnik generell oder z.B. für die Weiterentwicklung von Knieprothesen bringen kann.

Entsprechend kann so auch eine früher aufgestellte These, dass die Bestimmung der Extensions- und Flexions-Gaps nach Resektion des vorderen Kreuzbandes möglicherweise zu einem systematischen Fehler bei der Knieprothesenimplantation führt [101], überprüft werden.

Besonders für neuere Prothesenkonzepte zum Erhalt beider Kreuzbänder, wie das Transversalträger-Tibiaplateau (TTTP) [100], ist eine Kenntnis der "natürlichen Gap-Kinematik" wichtig, um die beiden Kreuzbänder im Zusammenspiel nicht zu überlasten.

Als weiterer Aspekt wurde in dieser Arbeit der Einfluss der Aufspannkraft analysiert. In der Literatur werden unterschiedliche Distraktionskräfte angegeben. Griffin et al. [45] und In et al. [55] brachten maximale Handkräfte auf Spreizzangen bzw. über Distraktoren auf. Gejo et al. [44], Kadoya et al. [62], Matsumoto et al. [89], Minoda et al. [97], Tanaka et al. [133] und Sugama et al. [132] legen 40 lb als Distraktionskraft zugrunde. Das entspricht etwa 178 N. Baldini et al. [8] wählten hingegen über ein aufgebrachtes Drehmoment je medial und lateral 40 lbs/inch.

Asano et al. [6] halten 80 bis 160 N für eine gute Distraktionskraft. Lüring et al. [82-83] verwendeten 150 N für Extension sowie eine reduzierte Kraft von 90 N für Flexion je Seite. Heesterbeek et al. [49] empfinden hingegen 200 N in Extension sowie eine reduzierte Kraft von 150 N in Flexion als gute Aufspannkraft, basierend auf der „chirurgischen Erfahrung“. In einer weiteren Arbeit werden ebenfalls von Heesterbeek et al. [50] jedoch verringerte Aufspannkraften von 150 N für Extension und 100 N für Flexion angeführt. Higushi et al. [52] verwendeten eine Distraktionskraft von 80 N und Matsueda et al. [88] arbeiteten mit einer Gesamtdistraktionskraft von 53 N (nach ausgiebiger Weichteilentfernung).

Nicht immer ist eindeutig angegeben, ob die Kräfte je Seite (medial/lateral) oder als Gesamtkraft anzusehen sind. Generell sollten für eine bessere intraoperative Einstellung kalibrierte Aufspannvorrichtungen verwendet werden [45].

Auf der einen Seite stellen Matsumoto et al. [80] fest, dass eine Distraktionskraft von 40lb am ehesten zur einzubringenden Implantatstärke korrespondiert.

Demgegenüber fanden Zalzal et al. [152] bei einer In-vivo-Analyse an arthrotischen Kniegelenken bei 200 N Distraktionskraft noch keine Vergrößerung der Gaps, erst bei grösseren Kräften kam es zu einem Aufspannen von ca. 4 mm bei 400 N und ca. 7 mm bei 800 N. Daher halten sie, wie Griffin et al. [45], maximale Distraktionskräfte für sinnvoll, auch um ein Rauschen zu minimieren [21].

In der vorliegenden Analyse an normalen Kniegelenkspräparaten ohne Arthrosezeichen konnten bereits bei 100 N je Seite (Gesamtkraft 200 N) deutliche Gaps aufgespannt werden. Ausserdem stieg die Präzision nicht weiter mit vergrößerter Distraktionskraft von 200 N je Seite (Gesamtkraft 400 N), wobei die Gap-Grösse signifikant weiter anstieg. Daher scheint eine Distraktionskraft von 100 N (Gesamtkraft 200 N) ausreichend zu sein. Unabhängig davon bleibt hingegen offen, wie gross im Verhältnis zu den Prothesenkomponenten die aufgespannten Gaps präpariert werden müssen.

Einige Einschränkungen müssen bei der Interpretation der Studie berücksichtigt werden. Generell entspricht die Verwendung von anatomischen gesunden Kniegelenkspräparaten nicht dem Zustand, in welchem sich Kniegelenke zur Prothesenimplantation präsentieren. Dennoch zielt die Validierung dieses neuen kraftbegrenzten Ligament-Balancers genau hierauf ab, um gegebenenfalls Vergleiche zu physiologischen Kniegelenken ziehen zu können. Hieraus kann dann möglicherweise auch abgeleitet werden, dass die arthrotischen Kniegelenke aus der In-vivo-Analyse von Zalzal et al. [152] aufgrund eines möglicherweise kontrakten Weichteilmantels bei 200 N Distraktionskraft noch keine Vergrößerung der Gaps zeigten.

Selbstverständlich sind keine In-vivo-Studien an gesunden Kniegelenken unter Anwendung eines Operationszuganges möglich, weshalb nur die Verwendung von Leichenpräparaten in Frage kommt. Kanamiya et al. [63] haben beschrieben, dass sie das iliotibiale Band vernäht haben, um die Befestigung am Beckenkamm zu simulieren und somit insbesondere die Eigenschaften dieses Bandes als wesentlicher Stabilisator für Innenrotation in Flexion widerspiegeln zu können. In der vorliegenden Arbeit hingegen ist die axiale Rotation in der Annahme einer guten intraoperativen Kontrollierbarkeit durch die Verwendung von lediglich einem Langloch im Bereich der Femurplatten ausgeschaltet, so dass dieser Einfluss nicht

zum Tragen kommt. Insgesamt wäre jedoch die Verwendung von Ganzbeinpräparaten möglicherweise besser.

Aufgrund der Einschränkung auf 10 männliche Präparate können die Absolutwerte der jeweils gemittelten Gap-Größen nur Anhaltspunkte sein.

Die Ergebnisse dieses Kapitels wurden im Journal of Orthopaedic Science publiziert:

A.M. Nowakowski, M. Majewski, M. Müller-Gerbl, V. Valderrabano. Development of a force-determining tensor to measure “physiologic knee ligament gaps” without bone resection using a total knee arthroplasty approach. Journal of Orthopaedic Science, 2011 Jan;16(1):56-63

Kapitel 2 – Bestimmung „physiologischer“ Extensions- und Flexions-Gaps sowie Analyse der Abhängigkeit dieser Gaps von der vorderen und hinteren Kreuzbandresektion

Einleitung (Kapitel 2)

Wie bereits in Kapitel 1 beschrieben, gilt eine korrekte Bandspannung als Grundvoraussetzung einer guten Funktion nach Versorgung von Kniegelenken mit Endoprothesen [142]. Die meisten Operateure streben hierzu gleichgrosse und/oder symmetrische Extensions- und Flexions-Gaps an [107].

Jedoch sind die entsprechenden Verhältnisse an physiologischen Kniegelenken bislang wenig untersucht.

Um eine Überprüfung der physiologischen Verhältnisse zu ermöglichen, wurde der in Kapitel 1 beschriebene kraftbegrenzte Ligament-Balancer entwickelt, welcher eine Messung von Extensions- und Flexions-Gaps ohne Knochenresektion erlaubt. Insbesondere die Auswirkungen der Resektion des vorderen Kreuzbandes (VKB) auf die Kniegelenks-Gaps bleiben bislang weitestgehend unberücksichtigt, so dass – je nach Implantationstechnik – möglicherweise ein systematischer Fehler entsteht [101]. (Abbildung 33)

In dieser Studie soll nun die These überprüft werden, dass “physiologische” Extensions- und Flexions-Gaps unterschiedlich und asymmetrisch sind, sowie die Resektion von HKB und/oder VKB verschiedene Gap-Änderungen provozieren. Dabei wird der Begriff „physiologisch“ im Zusammenhang mit den Kniegelenks-Gaps in Anführungszeichen gesetzt, weil die Zustände und die Vorgehensweisen des Gap-Balancings an sich nicht natürlich oder physiologisch sind, sondern operativer Vorgehensweisen bedürfen. Es soll jedoch mit der Wortwahl verdeutlicht werden, dass es sich hier um sonst unübliche Vergleichsmessungen an ursprünglich gesunden Kniegelenken handelt.

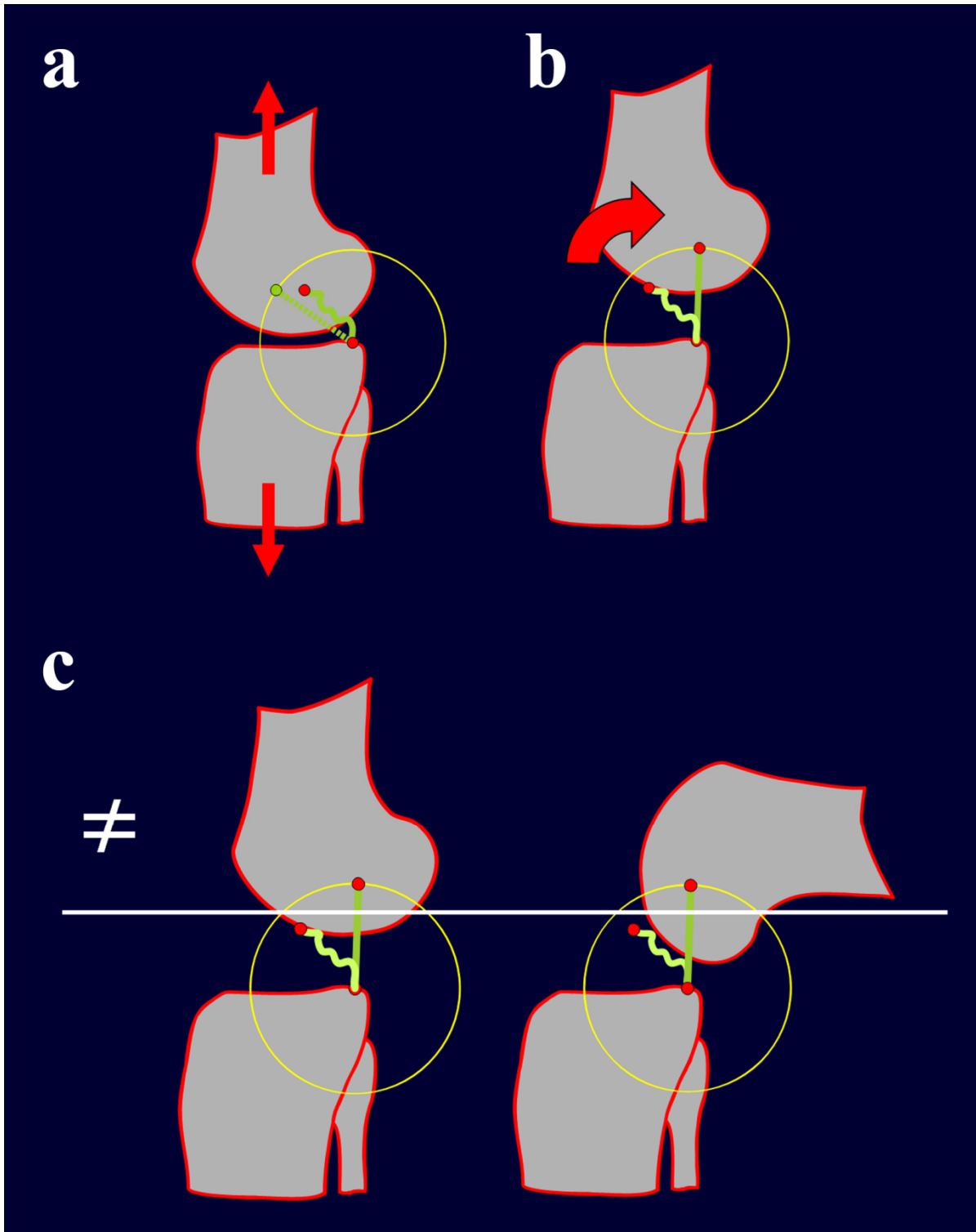


Abbildung 33: vereinfachte zweidimensionale Betrachtung, Ligament-Balancing ohne VKB

a) Physiologischer tibiofemorale Kontaktpunkt bei normaler HKB-Spannung. Die Pfeile verdeutlichen eine mögliche Bewegungsrichtungen beim Aufbringen einer Distraktionskraft.

b) Beim Aufspannen entsteht ggf. eine unphysiologische Bewegung der Knochen zueinander.

c) Auf Grundlage dieser distrahierten Zustände werden nun möglicherweise – je nach Implantationstechnik - unterschiedlich grosse Knochenresektionen vorgenommen.

Material und Methoden (Kapitel 2)

Analog zur vorangehenden Studie (Kapitel 1) wurden die Messungen an den 10 Leichenpräparaten ohne Anzeichen von Voroperationen oder Fehlstellungen mit dem neuen kraftbegrenzten Ligament-Balancer weiter analysiert. (Abbildung 34) Präparate, Versuchsaufbau, alternierende Messreihenfolge und Messdaten wurden dabei unverändert übernommen. Für die statistische Analyse wurde ebenso das vorangehend beschriebene *linear mixed-effects* Modell (Kapitel 1) angewandt.

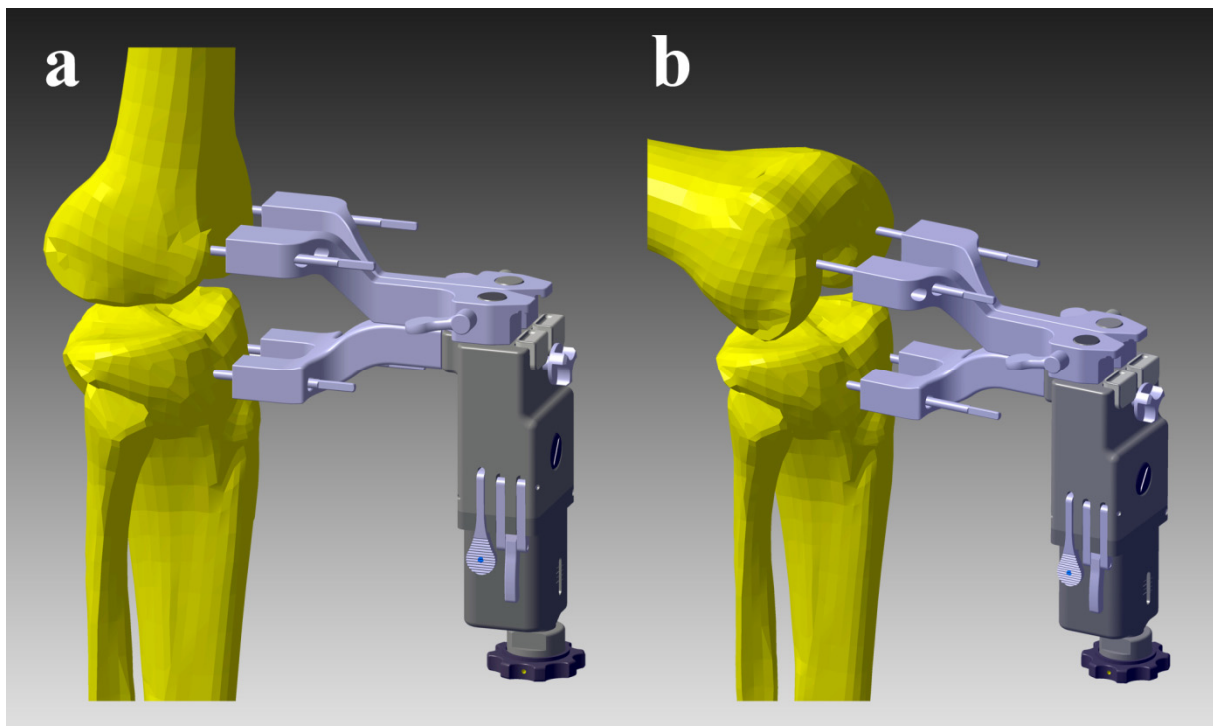


Abbildung 34: Versuchsaufbau gemäss Kapitel 1:

Die Distraktionskraft zum Aufspannen der Extensions- und Flexions-Gaps wird über Schanz-Schrauben aufgebracht, a) in Extension, b) in 90° Flexion.

Der neue kraftbegrenzte Ligament-Balancer besteht aus einem Federgehäuse, in welchem 2 separate Federn verbaut sind. Eine gewünschte Maximalkraft kann mit Hilfe eines Handrades vorgewählt werden. Das Aufspannen erfolgt mittels Spreizzange über Drucktasten, welche bei Erreichen der vorgewählten Maximalkraft ausklinken. Separate Führungssäulen übertragen die Distraktionskraft, so dass das Gelenks-Gap schliesslich mit Hilfe der Schanz-Schrauben aufgespannt wird.

Ergebnisse (Kapitel 2)

Die weiterführende Analyse der „physiologischen“ Extensions- und Flexions-Gaps sowie der Auswirkungen der sequentiellen Kreuzbandresektionen zeigte nun folgende Zusammenhänge (Abbildung 35):

Bei einer Distraktionskraft von 100 N je Kompartiment betrug das Extensions-Gap medial 5,7 (+/- 0,9) mm und lateral 6,9 (+/- 1,2) mm bei physiologischem Kreuzbandzustand. Entsprechende Flexions-Gaps wurden mit 6,8 (+/- 1,0) mm medial und 9,2 (+/- 1,1) mm lateral gemessen.

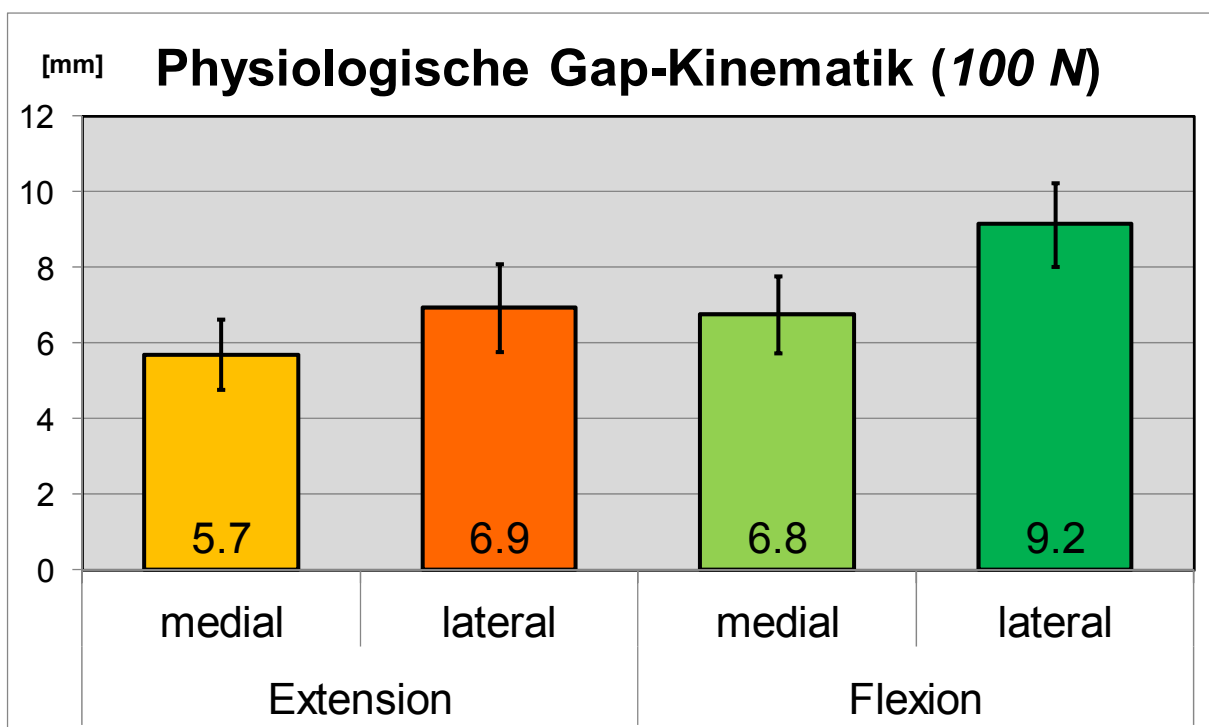


Abbildung 35: Extensions- und Flexionsgaps bei physiologischem Kreuzbandzustand

Analog dazu betragen die Messwerte bei 200 N Distraktionskraft für die Extensions-Gaps im Mittel 7,8 (+/- 1,3) mm medial und 9,5 (+/- 1,6) mm lateral. Die Flexions-Gaps wurden mit 9,0 (+/- 1,3) mm medial und 11,8 (+/- 1,4) mm lateral gemessen.

Insgesamt konnte das laterale Kompartiment generell und unabhängig vom Kreuzbandzustand weiter aufgespannt werden, als das mediale Kompartiment ($P < 0,001$). Ausserdem waren die korrespondierenden Flexions-Gaps signifikant grösser, als die Extensions-Gaps ($P < 0,001$). (Abbildung 36 und Abbildung 37)

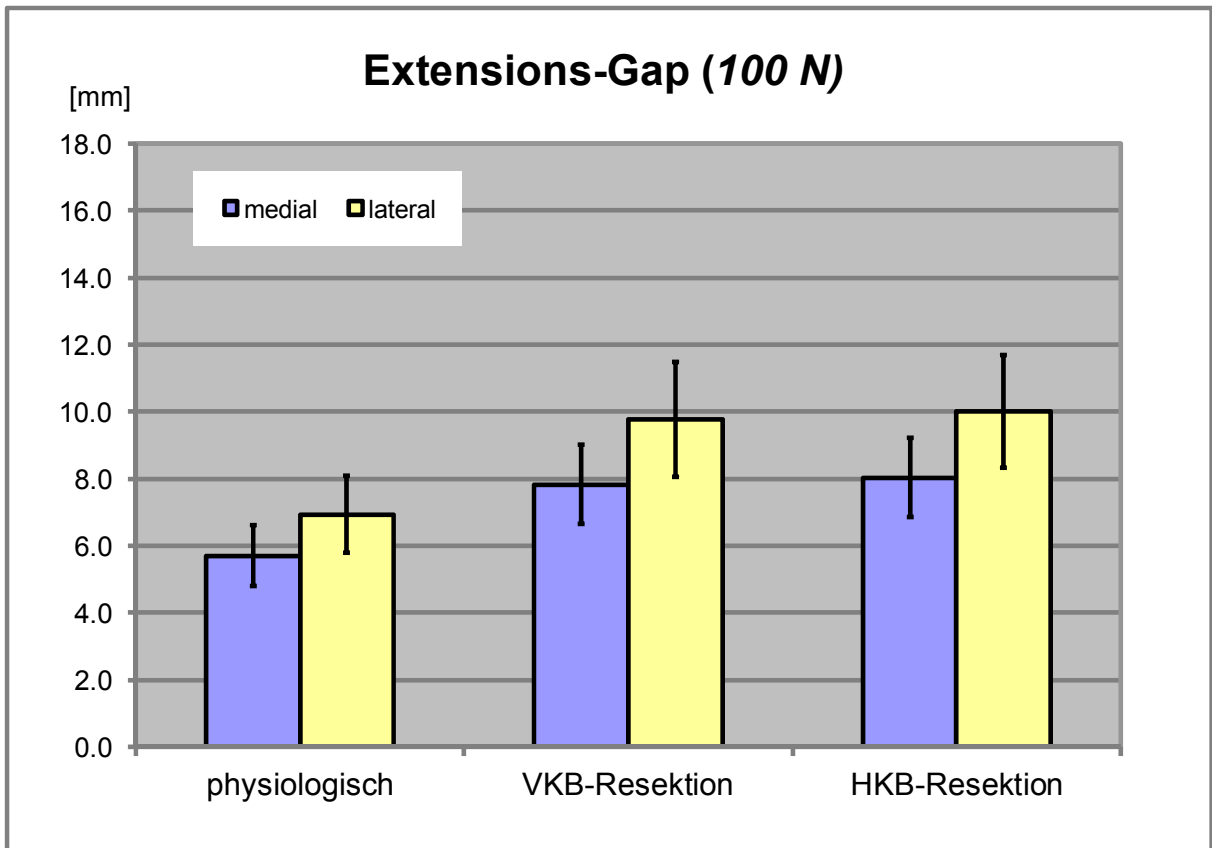


Abbildung 36: das laterale Kompartiment lässt sich generell weiter aufspannen

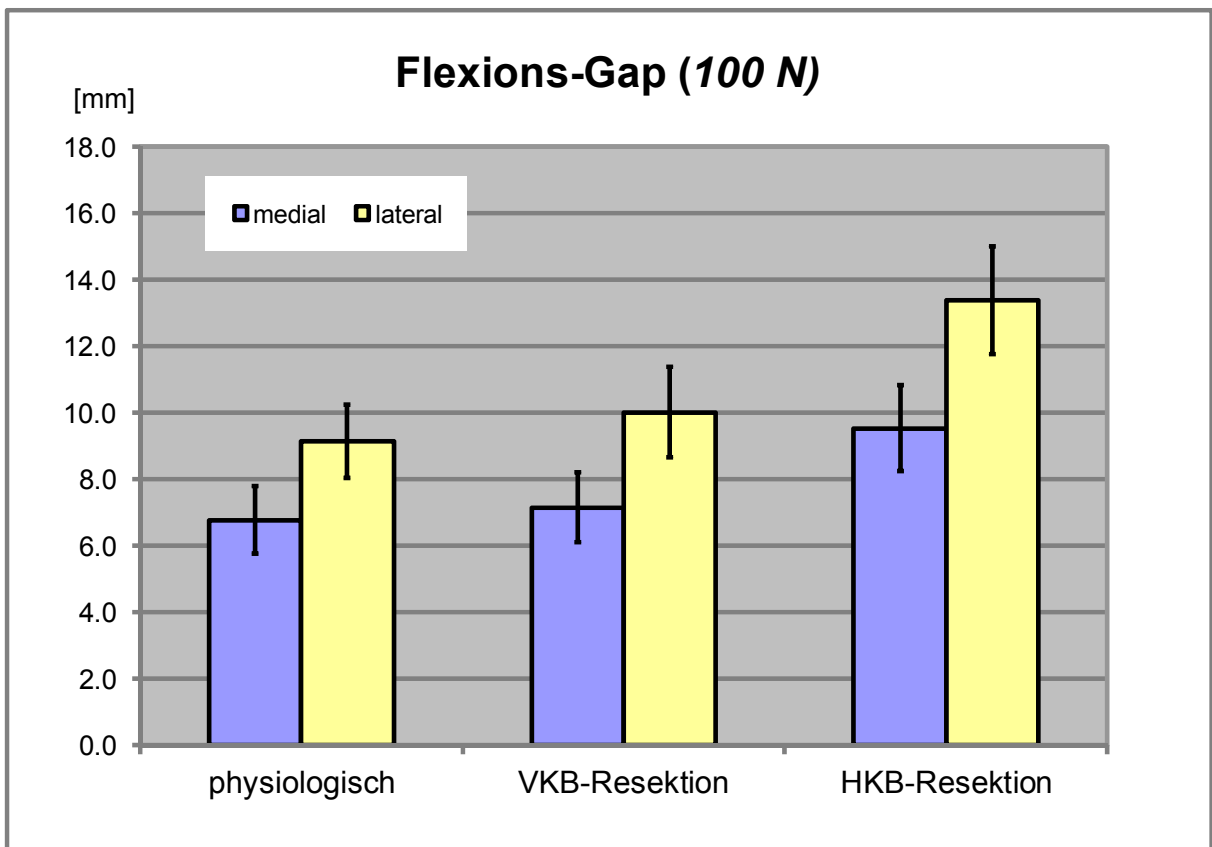


Abbildung 37: auch in Flexion lassen sich die lateralen Kompartimente weiter aufspannen

Eine VKB-Resektion vergrösserte vorwiegend die Extensions-Gaps ($P < 0,001$), während hingegen die HKB-Resektion mehr Auswirkungen auf die Grösse der Flexions-Gaps zeigte ($P < 0,001$). (Abbildung 38)

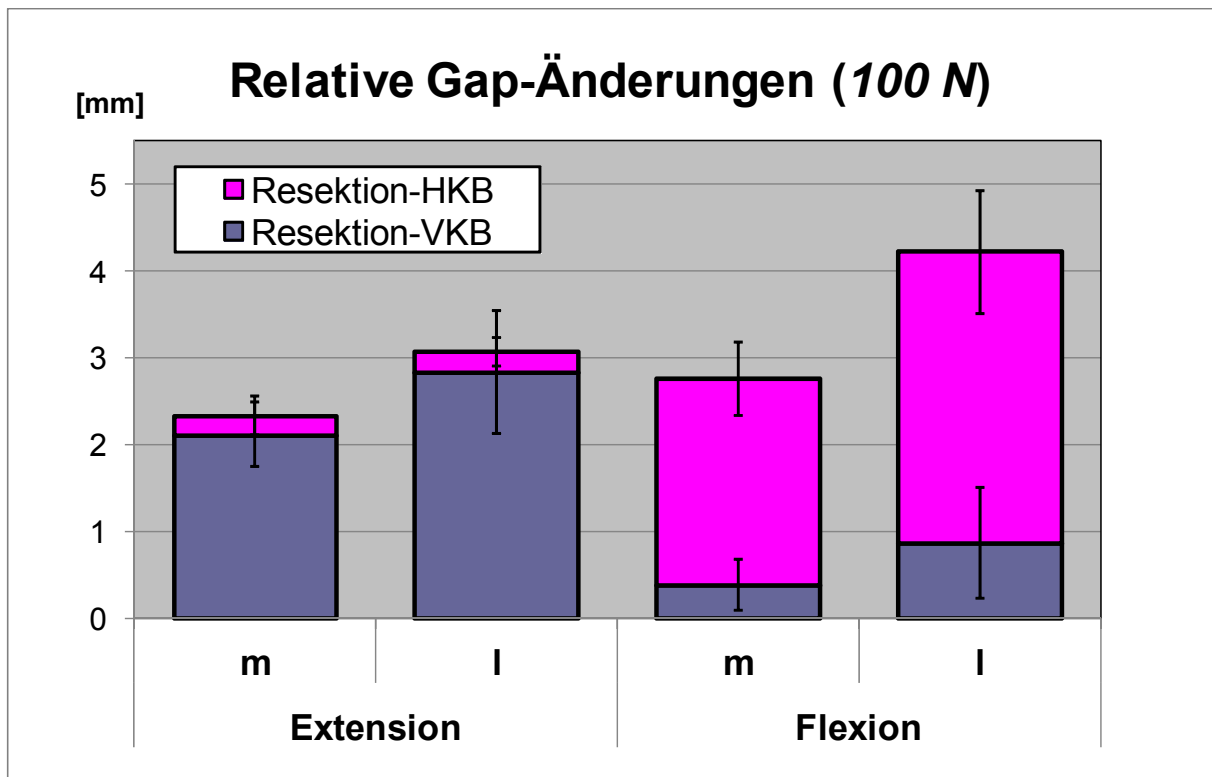


Abbildung 38: Auswirkungen der sequentiellen Kreuzbandresektion bei 100 N Distraktionskraft bezogen auf die physiologischen Ausgangswerte:

Eine VKB-Resektion bewirkt vorwiegend eine Vergrösserung der Extensions-Gaps, eine anschliessende HKB-Resektion zeigt mehr Auswirkungen auf die Flexions-Gaps.

Mediale Extensions-Gaps wurden bei einer Distraktionskraft von 100 N durch VKB-Resektion um 2,1 (+/- 0,4) mm vergrössert, anschliessend durch HKB-Resektion lediglich um weitere 0,2 (+/- 0,2) mm. Laterale Extensions-Gaps vergrösserten sich entsprechend um 2,8 (+/- 0,7) mm durch VKB-Resektion und weitere 0,2 (+/- 0,2) mm durch HKB-Resektion.

Flexions-Gaps hingegen vergrösserten sich durch VKB-Resektion nur gering (medial 0,4 (+/- 0,3) mm und lateral 0,9 (+/- 0,6) mm). Hier wurde ein grösserer Anteil durch HKB-Resektion erzielt (medial 2,4 (+/- 0,4) mm und lateral 3,4 (+/- 0,7) mm).

Ähnlich zeigten sich die Anteile an den Gap-Vergrößerungen bei 200 N Distraktionskraft. Extensions-Gaps wurden im Wesentlichen durch VKB-Resektion beeinflusst (medial 2,5 (+/- 0,6) mm und lateral 3,1 (+/- 0,8) mm), während hier durch HKB-Resektion wenig Einfluss festgestellt wurde (medial 0,2 (+/- 0,4) mm und lateral 0,3 (+/- 0,4) mm). Auch hier stellten sich wieder umgekehrte Verhältnisse für die Flexions-Gaps dar, kleiner Anteil durch VKB-Resektion (medial 0,4 (+/- 0,3) mm und lateral 0,9 (+/- 0,5) mm), demgegenüber wesentlich grösserer Einfluss durch HKB-Resektion (medial 2,7 (+/- 0,6) mm und lateral 3,7 (+/- 0,5) mm). (Abbildung 39)

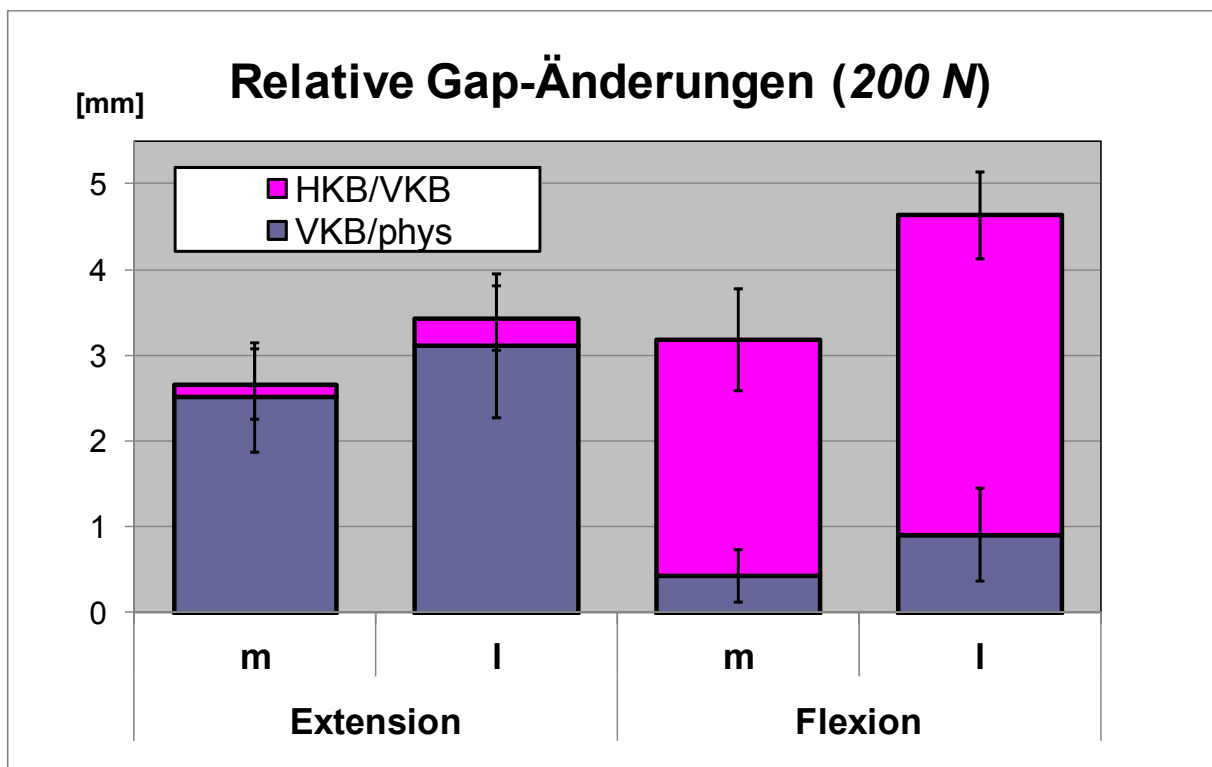


Abbildung 39: analoge Veränderungen der Kniegelenks-Gaps bei 200 N Distraktionskraft in Abhängigkeit der Kreuzbandresektionen im Vergleich zu den Verhältnissen bei 100 N Distraktionskraft, es zeigt sich ein vergleichbares Muster.

Diskussion (Kapitel 2)

Auch in der weiterführenden Analyse verbesserten die grösseren Distraktionskräfte von 200 N gegenüber den Messungen bei 100 N nicht die Ergebnisse hinsichtlich der Präzision, so dass auch hier festgestellt werden kann, dass eine Distraktionskraft von 100 N je Kompartiment ausreichend erscheint [107].

Die detaillierten Ergebnisse zeigen deutlich, dass "physiologische" Extensions- und Flexions-Gaps ungleich und unsymmetrisch sind. Ausserdem führen die Resektion von VKB und HKB zu unterschiedlichen Veränderungen der Kniegelenks-Gaps. Da insbesondere die physiologischen Verhältnisse ohne Knochenresektion mit intaktem VKB - bzw. die Auswirkungen der Resektion desselben - wenig untersucht sind, lassen sich nur Teilaspekte mit bisherigen Literaturangaben vergleichen.

Die Auswirkungen der HKB-Resektion insbesondere mit entsprechender Vergrösserung des Flexions-Gaps wurden bereits teilweise beschrieben und decken sich weitestgehend mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit:

Dorr und Boiardo [33] stellten fest, dass eine HKB-Resektion die Flexions-Gaps um zusätzliche 3-4 mm öffnet, jedoch ohne nähere Angabe einer zugehörigen Distraktionskraft. Mit einer Vergrösserung der Flexions-Gaps durch HKB-Resektion von 4,8 mm medial und 4.5 mm lateral fanden Kadoya et al. [62] etwas grössere Werte bei 40 lb (etwa 178 N) als Distraktionskraft. Allerdings wurden diese Werte nach bereits durchgeführten Knochenresektionen sowie teilweise auch erst nach bereits durchgeführtem medialen Release ermittelt, wodurch sich die Angleichung von medial und lateral erklären lässt.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen zudem, dass sich das laterale Kompartiment generell etwas weiter aufspannen lässt und sich diese Tendenz in Flexion weiter verstärkt. Diese Beobachtungen decken sich mit den Untersuchungen von Whiteside et al. [144], welche postulieren, dass das laterale Seitenband im Vergleich normalerweise etwas laxer ist, insbesondere bei Flexion. Auch Freeman [36] stellt fest, dass das laterale Seitenband in Flexion etwas locker sein muss, um eine Rotation zu erlauben.

Tokuhara et al. [137] konnten in einer In-vivo MRT-Studie nachweisen, dass sich das laterale Flexions-Gap in normalen Kniegelenken um 4,6 mm weiter aufspannen liess, als medial. Auch wenn hier die Belastung durch Aufbringen von Varus- und Valgus-Momenten einer anderen Technik entsprach und die Momentaufbringung durch entsprechende Beinlagerung nicht exakt definiert war, kann nach Mihalko et al. [96] prinzipiell der Trend bezüglich der Gapveränderungen beider Techniken (Distraction und Aufbringen von Varus-/Valgus-Momenten) miteinander verglichen werden.

Für normale Kniegelenke bleibt entsprechend festzuhalten, dass sich die Kniegelenks-Gaps unterschiedlich weit aufspannen lassen, abhängig von Distractionskraft (100 N und 200 N je Kompartiment), Beugewinkel (Flexion und Extension), Position (medial und lateral) und Bandzustand (physiologisch, VKB-Resektion und HKB-Resektion).

Es stellt sich schliesslich die Frage, in wie weit diese unterschiedlichen Tendenzen allgemein für die Knieendoprothetik von Bedeutung sind. Hier weisen Higuchi et al. [52] in ihrer Studie darauf hin, dass die postoperative Beugefähigkeit eines endoprothetisch versorgten Kniegelenkes möglicherweise durch Präparation leicht grösserer Flexions-Gaps erreicht werden kann. Indirekt wird dieses Erkenntnis in den Fällen bereits konsequent umgesetzt, in denen bei Einstellung gleich grosser Extensions- und Flexions-Gaps kleinere Distractionskräfte verwendet werden, wie in einigen Studien [49-50, 82] beschrieben.

Wie in Kapitel 1 bereits beschrieben, wird es von verschiedenen Faktoren abhängen, wie weit die Gaps intraoperativ aufgespannt werden sollen. Die aktuellen Werte können jedoch Anhaltspunkte geben, wie das Ligament-Balancing insbesondere bei beiden Kreuzbändern erhaltenden Prothesendesigns durchgeführt werden kann.

In diesem Zusammenhang erscheint es wichtig, in Zukunft die verschiedenen Begriffe bezüglich der Kniegelenks-Gaps klar voneinander abzugrenzen:

Extensions- und Flexions-Gaps: diese werden nach Krackow et al. [71] und Mihalko et al. [96] klar definiert, sie identifizieren das tibiofemorale Gap, welches sich sekundär in Abhängigkeit der Distraction des Weichteilmantels darstellt. Daher beschreiben diese Begriffe ausschliesslich distrahierte Kniegelenke, ohne jegliche Gewichtsbelastungen, dynamische Muskelkräfte oder ähnliches. Die Extensions- und Flexions-Gaps werden normalerweise nach Durchführung der Knochenresektionen bestimmt und ggf. angepasst.

„physiologische“ Extension- und Flexions-Gaps: da der operative Zugang und das Aufspannen der Gaps generell nicht physiologisch sind, ist das Wort „physiologisch“ hier in Anführungszeichen gesetzt. Auch weitere definierte Veränderungen durch Kreuzbandresektionen sind nicht physiologisch. Dieser Begriff beschreibt jedoch die – unter den jeweils definierten Bedingungen – vorliegenden Gaps bei normalen Kniegelenken. Diese Bedingungen sollten den Operationszugang einschliesslich der Patellaposition beinhalten, sowie den Kreuzbandstatus. Die „physiologischen“ Extensions- und Flexions-Gaps sind ungleich und unsymmetrisch, sie verändern sich deutlich durch Resektion von HKB und/oder VKB.

Prothesen-Extensions- und Flexions-Gaps: hierunter wird der Anteil definiert, welcher durch die Prothesenkomponenten ausgefüllt wird. So beschreiben Lombardi Jr. et al. [81] z.B. als Ziel der “measured resection technique” die Resektion genau der Menge an Knochen, welche durch Metall und Polyethylen ersetzt wird. Entsprechend der heutzutage üblichen Prothesendesigns sind die Prothesen-Extensions- und Flexions-Gaps symmetrisch und gleich gross.

Es kann möglicherweise sinnvoll sein - abhängig vom Prothesendesign und den Eigenschaften des Bandapparates - intraoperativ die Extensions- und Flexions-Gaps so einzustellen, dass zusätzlich zu den Prothesen-Extensions- und Flexions-Gaps eine partielle Vergrösserung in Richtung „physiologische“ Extensions- und Flexions-Gaps vorgenommen wird.

Die Ergebnisse dieses Kapitels wurden im Journal of Orthopaedic Research publiziert:

A.M. Nowakowski, M. Majewski, M. Müller-Gerbl, V. Valderrabano. Measurement of knee joint gaps without bone resection: "Physiologic" extension and flexion gaps in total knee arthroplasty are asymmetric and unequal and anterior and posterior cruciate ligament resections produce different gap changes. Journal of Orthopaedic Research, 2012 Apr;30(4):522-7

Kapitel 3 – Untersuchungen zur Primärstabilität verschiedener Ausführungsformen nach dem Prinzip des Transversalträger-Tibiaplateaus zum Erhalt beider Kreuzbänder in der Knieendoprothetik

Einleitung (Kapitel 3)

Beim Konzept des Transversalträger-Tibiaplateaus (TTTP) handelt es sich prinzipiell um einen völlig neuen Lösungsansatz im Bereich der Knieendoprothetik.

Das Grundkonzept und die Herleitung wurden bereits in der Gesamteinleitung ausführlich dargestellt (Seite 15).

Wesentlicher Grundgedanke des Konzeptes ist die Abstützung zweier separater Gelenkflächen (GF) unterhalb der Resektionsebene mittels Transversalträger (TT). (Abbildung 40)



Abbildung 40: Das TTTP wird gebildet aus 2 Gelenkflächen (GF), welche mittels Gelenkflächenträgern (GFT) auf einem Transversalträger abgestützt werden.

Da es sich hierbei um eine völlig neue Technik im Bereich der Tibiaplateau-Fixierung handelt, liegen keinerlei Vergleichsmöglichkeiten hinsichtlich der Primärstabilität vor. Auch handelt es sich bislang lediglich um ein Konzept, es wurde noch kein Design ausdefiniert.

Aus diesem Grunde wurden in dieser Studie zunächst verschiedene Ausführungsformen nach dem TTTP-Prinzip hinsichtlich der Primärstabilität analysiert und im weiteren Verlauf mit herkömmlichen Designs verglichen.

Material und Methoden (Kapitel 3)

Zunächst wurden 4 verschiedene Ausführungsformen des TTTP-Konzeptes entwickelt und entsprechende Modelle zur Implantation hergestellt.

Modell Transversalträger fixiert (TT_{fix})

Diese Variante kommt dem ursprünglichen Anschauungsmodell (Abbildung 40) am nächsten. Die beiden separaten Gelenkflächen (GF) sind formschlüssig und rotationsstabil mit den Gelenkflächenträgern (GFT) verschraubt. Dabei werden die GFT unter einem Winkel von 60° angeordnet, wodurch intraoperativ die Bohrtechnik vereinfacht werden soll. Über eine gesicherte Schraubverbindung erfolgt die Verankerung auf dem Transversalträger (TT). Neben der herkömmlichen Implantatverankerung im Bereich der GF kann hier eine weitere Abstützung durch den TT erfolgen. (Abbildung 41a)

Modell Transversalträger mobil (TT_{mobil})

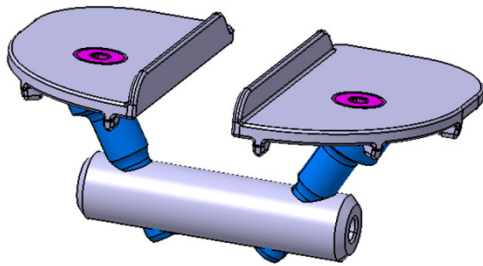
Die Verbindung der beiden GF zu den GFT erfolgt analog zu TT_{fix} durch eine Schraubverbindung. Der TT hingegen durchdringt nun die GFT über eine formschlüssige Ausbildung der Verbindungen, welche jedoch in transversaler Richtung nicht arretiert sind und somit eine Relativbewegung der GFT zueinander ermöglichen. (Abbildung 41b)

Modell V-förmig plus (V_{plus})

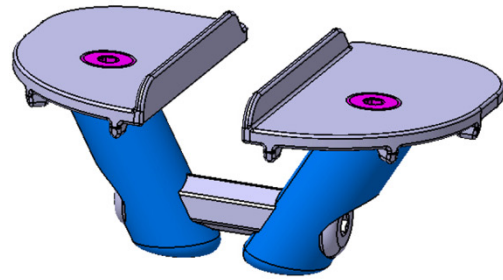
Die Verbindung der beiden GF mit den GFT erfolgt analog zu TT_{fix} durch eine Schraubverbindung, jedoch bilden nun die nach distal verlängerten GFT ein V-förmiges Grundkonstrukt unter einem Winkel von 50° . Die beiden GFT greifen ineinander und werden durch einen TT gesichert, welcher zu einer kleinen Schraube reduziert wurde. (Abbildung 41c)

Modell V-förmig Standard (V_{std})

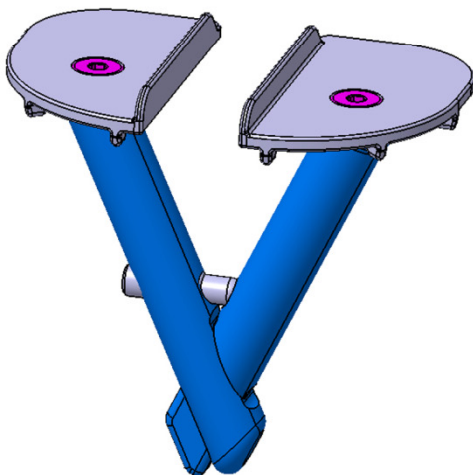
Im Prinzip analoger Aufbau zu V_{plus} , jedoch wird nun auf den eigentlichen TT völlig verzichtet, so dass sich das ursprüngliche Abstützungskonzept auf die direkte Verbindung der beiden GFT zueinander reduziert. (Abbildung 41d)



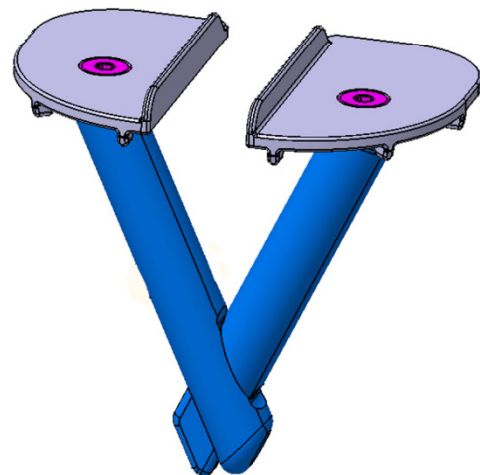
a TT_{fix}



b TT_{mobil}



c V_{plus}



d V_{Std}

Abbildung 41: Verschiedene Ausführungsformen des TTTP-Konzeptes:

a) TT_{fix}: Die beiden Gelenkflächen (GF) werden formschlüssig und rotationsstabil mit den Gelenkflächenträgern (GFT) verschraubt. Über eine gesicherte Schraubverbindung erfolgt die Verankerung auf dem Transversalträger (TT).

b) TT_{mobil}: Der TT durchdringt bei dieser Variante nun die GFT über eine formschlüssige Ausbildung der Verbindungen, welche jedoch in transversaler Richtung ein Gleiten der GFT zueinander ermöglichen.

c) V_{plus}: Hier bilden die nach distal verlängerten GFT ein V-förmiges Grundkonstrukt, welches über einen reduzierten TT stabilisiert wird.

d) V_{Std}: analoger Aufbau zu V_{plus}, jedoch wird nun auf den eigentlichen TT völlig verzichtet.

Zur Stabilitätstestung wurden die Modelle mit eigens dafür angefertigten Hilfs- und Zielinstrumenten in künstliche Knochen (Sawbones[®], Cellular Rigid Polyurethane Foam 12.5 pcf) implantiert. (Abbildung 42)

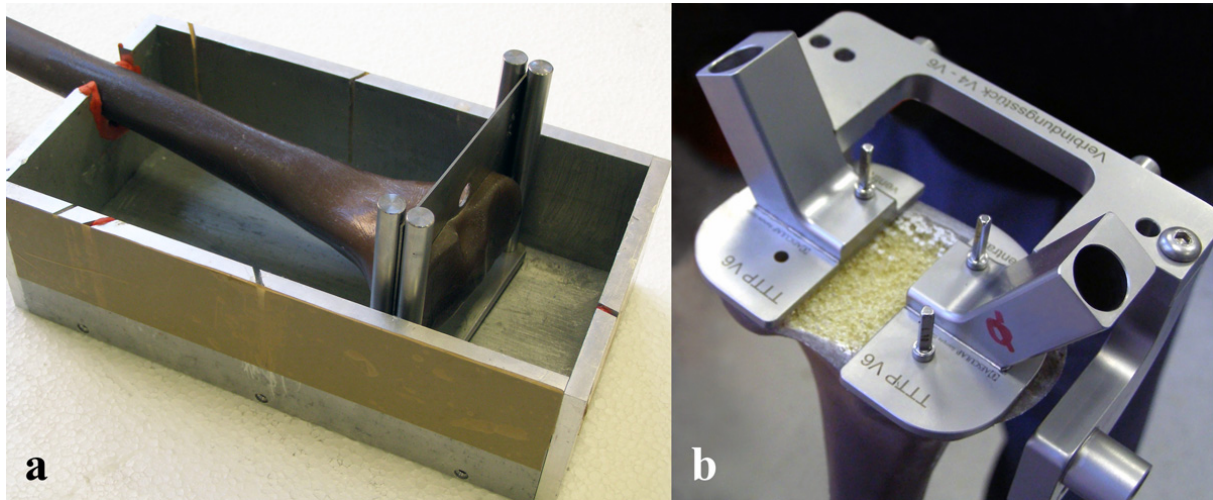


Abbildung 42: Hilfs- und Zielinstrumente zur gleichmässigen Implantation der Ausführungsformen in den künstlichen Knochen.

a) Schnittlehre zur definierten Präparation der proximalen Tibia,

b) Zielgerät zur korrekt ausgerichteten Implantation der GFT und des TT.

Hierzu wurden die Sawbones[®] durch Wegschleifen der Kortikalis im Tibiaplateaubereich speziell präpariert, da sich in den Vorversuchen herausgestellt hatte, dass bei Belassen der sehr harten künstlichen Kortikalis keine relevanten Setzbewegungen produziert werden konnten.

Der Versuchsaufbau (Abbildung 43) mit zyklischer Belastung der Komponenten erfolgte in Anlehnung an den Standard ASTM F1800-04 [7] mit einem Belastungsverhältnis F_{\min}/F_{\max} von 1:10. (Tabelle -Kapitel 3)

Die sinusförmige Belastung mit einer Zyklusdauer von einer Sekunde wurde dabei durch eine dynamische 4-Säulen-Prüfmaschine (Dyna-Mess, Stolberg, Deutschland) aufgebracht. Mittels spezieller Anlenkvorrichtungen erfolgte eine Verteilung der Kräfteinleitung über eine herkömmliche Femurkomponente (e.motion[®], Grösse F7, Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland) und angepasste Inlays in einem Verhältnis von 60/40 % zwischen medial und lateral gemäss Zhao et al. [153], sowie eine Verlagerung der punktförmigen Kräfteinleitung in einem Verhältnis von 70/30 % nach posterior in Anlehnung an de Jong et al. [31].

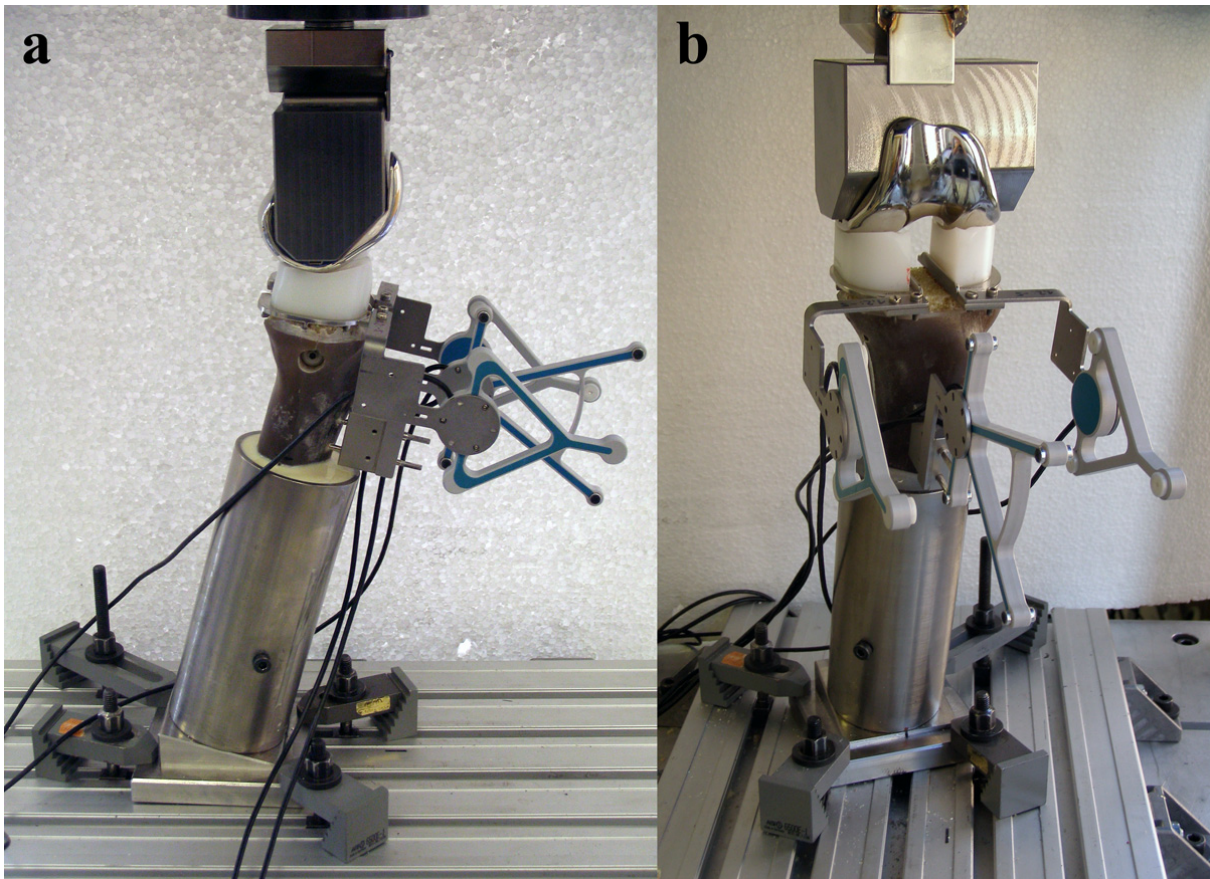


Abbildung 43: Versuchsaufbau mit sinusförmiger Belastung durch eine dynamische 4-Säulen-Prüfmaschine (Dyna-Mess, Stolberg, Deutschland). Mittels spezieller Anlenkvorrichtungen erfolgt die Verteilung der Axialkraft über eine herkömmliche Femurkomponente (e.motion® Grösse F7, Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland) und angepasste Inlays. Zur Messung der Relativbewegungen zwischen den GF und dem Knochen sind an diesen jeweils Ultraschallsensoren (CMS20BI, Zebris, Isny, Deutschland) angebracht.

Bei der 1. Belastungsstufe betragen F_{\min} 90 N und F_{\max} 900 N, welche bis zur 10. Belastungsstufe schrittweise auf 360 N bzw. 3600 N gesteigert wurden.

Durch Einsatz eines ultraschallgesteuerten 3D Bewegungsmesssystems CMS20BI (Zebris, Isny, Deutschland) wurden die Relativbewegungen zwischen den GF und dem Knochen erfasst. Hierzu war das Anbringen von zusätzlich angefertigten Halterungen zur Aufnahme der Sender an die GF erforderlich. (Abbildung 44)

Zur Untersuchung der Relativbewegungen der GF wurden je Tibiaplateau zwei Messpunkte (MP) anterior und posterior auf den Tibiaplateaus als Messpunkte definiert und deren Lageveränderungen zu Referenzpunkten am Kunststoffknochen analysiert. Aufgezeichnet wurde jeder fünfzigste Zyklus für die Dauer von jeweils 2 Sekunden mit einer Abtastrate von 25 Hz. Je Ausführungsform wurden 3 Versuchsreihen durchgeführt.

Tabelle 1-Kapitel 3: Versuchsparameter zur Belastung der Modelle

Kunststoffknochen	Sawbones [®] , Cellular Rigid Polyurethane Foam 12.5 pcf
Impulsgenerator	4-Säulen-Prüfmaschine (10 kN), Dyna-Mess, Stolberg, Deutschland)
Krafteinleitung	Exzentrische Krafteinleitung: 60% medial, 40% lateral, sowie 70% anterior, 30% posterior
Belastungsform	Sinusförmig, $F_{min}/F_{max} = 1:10$; Periodendauer = 1 s
Belastungsstufen	$F_{min} = 90 \text{ N} - 360 \text{ N}$; $F_{max} = 900 \text{ N} - 3600 \text{ N}$
Laststeigerungen	Je Stufe: $F_{min} 30 \text{ N}$; $F_{max} 300 \text{ N}$
Anzahl Laststufen	10
Anzahl Zyklen	2.500 je Laststufe, insgesamt 25.000 Zyklen
Messsystem	Ultraschallbasiertes 3D Bewegungsanalysesystem CMS20BI, Zebris, Isny, Deutschland
Aufzeichnungsmodus	Jeder 50. Zyklus für eine Dauer von 2 s
Abtastrate	25 Hz



Abbildung 44: Gelenkfläche (GF) mit angebrachter Zusatzhalterung zur Aufnahme eines Ultraschallsenders

Statistische Analyse

Der Einfluss des Prothesenmodells („Modell“) und der Position der Messung („MP“) auf das Nachsinken wurde mittels einer multivariaten Varianzanalyse (ANOVA) untersucht. Um den Modellannahmen zu genügen (Normalverteilung), wurde die abhängige Variable („Einsinken“) auf der logarithmischen Skala analysiert. Die zu untersuchenden Unterschiede (Kontraste) wurden a priori festgelegt.

Alle statistischen Tests wurden auf einem Signifikanzniveau von 5% durchgeführt. Alle Analysen wurden mit “R“ (R Development Core Team, 2009, Version 2.10.11) durchgeführt [115].

Ergebnisse (Kapitel 3)

Die Mikrobewegungen zwischen Implantat und Knochen setzen sich aus zwei überlagerten Bewegungskomponenten zusammen: dem Nachsinken und der elastischen Deformation. (Abbildung 45)

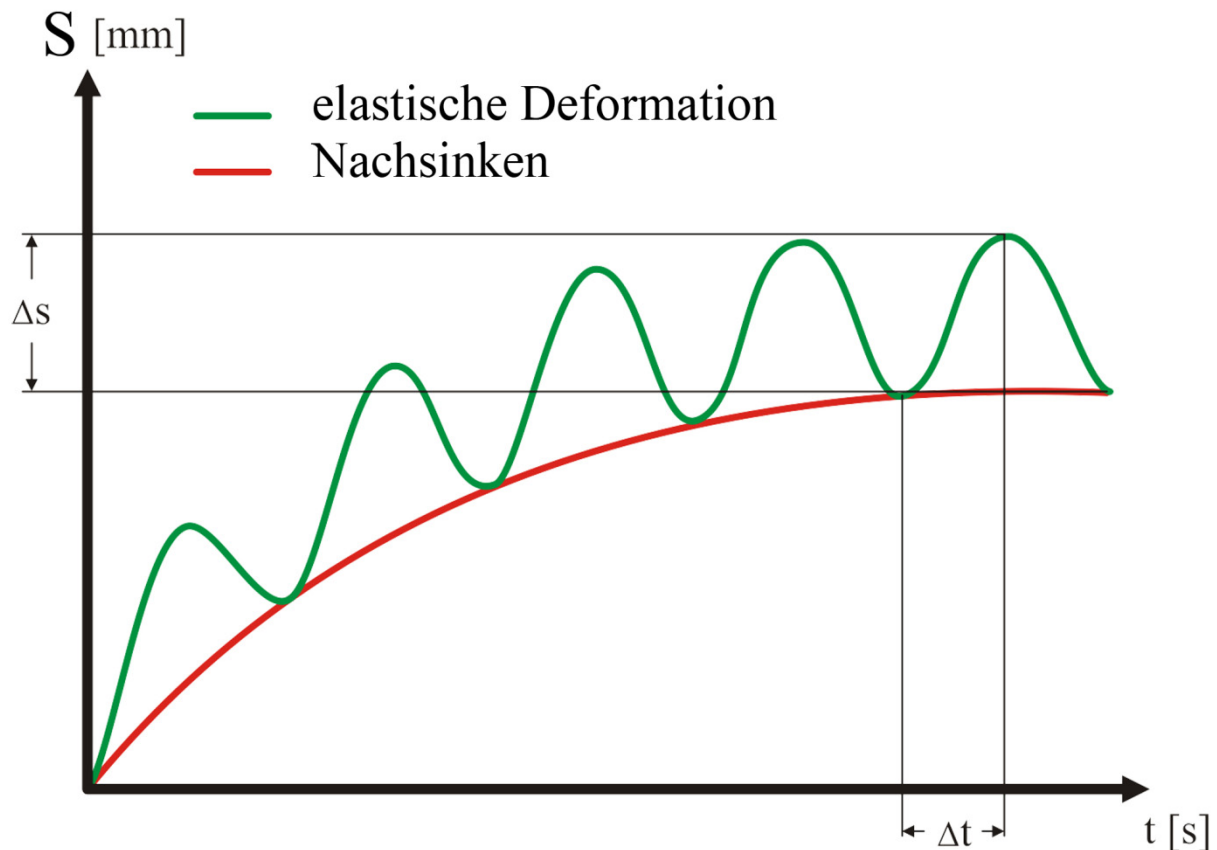


Abbildung 45: Auftretende Mikrobewegungen zwischen Implantat und Knochen setzen sich aus 2 Teilbewegungen zusammen, dem Nachsinken und der elastischen Deformation.

Beim Nachsinken handelte es sich um eine irreversible Änderung der Implantatposition, die auch nach Entlastung des Implantats bestehen blieb. Die elastische Deformation wurde hervorgerufen durch die zyklische Belastung und war bei Wegnahme der Belastung vollständig reversibel. Innerhalb einer Belastungsstufe erreichte das Nachsinken mit zunehmender Zeit nahezu ein konstantes Niveau wohingegen die elastischen Deformationen in ihren Amplituden etwa kontinuierlich blieben. Tendenziell vergrößerte sich das Nachsinken für alle 4 Modelle mit zunehmender Belastungsstufe. Nach der höchsten Belastungsstufe (F_{\min} 360 N / F_{\max} 3600 N) wurde jeweils auch das grösste Nachsinken gemessen. (Abbildung 46 und Abbildung 47)

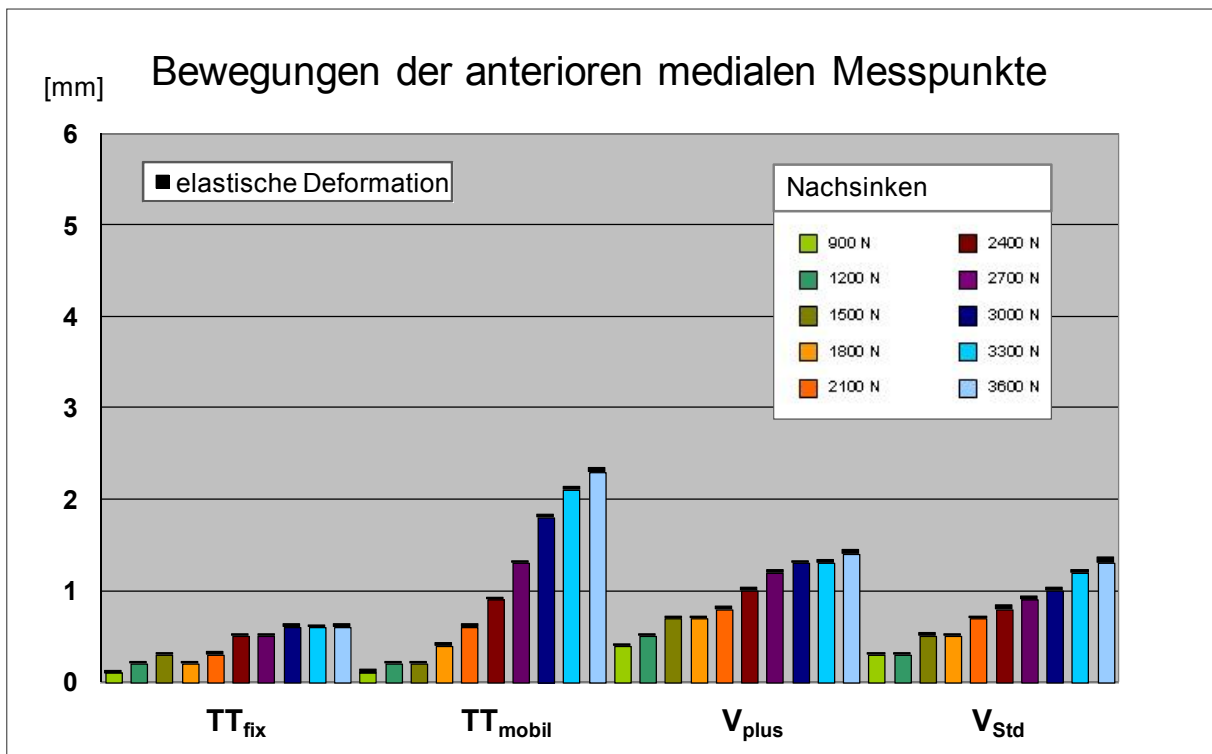


Abbildung 46: Darstellung des gemessenen Nachsinkens und der elastischen Deformation anhand der anterioren medialen Messpunkte in Abhängigkeit der Belastungsstufen

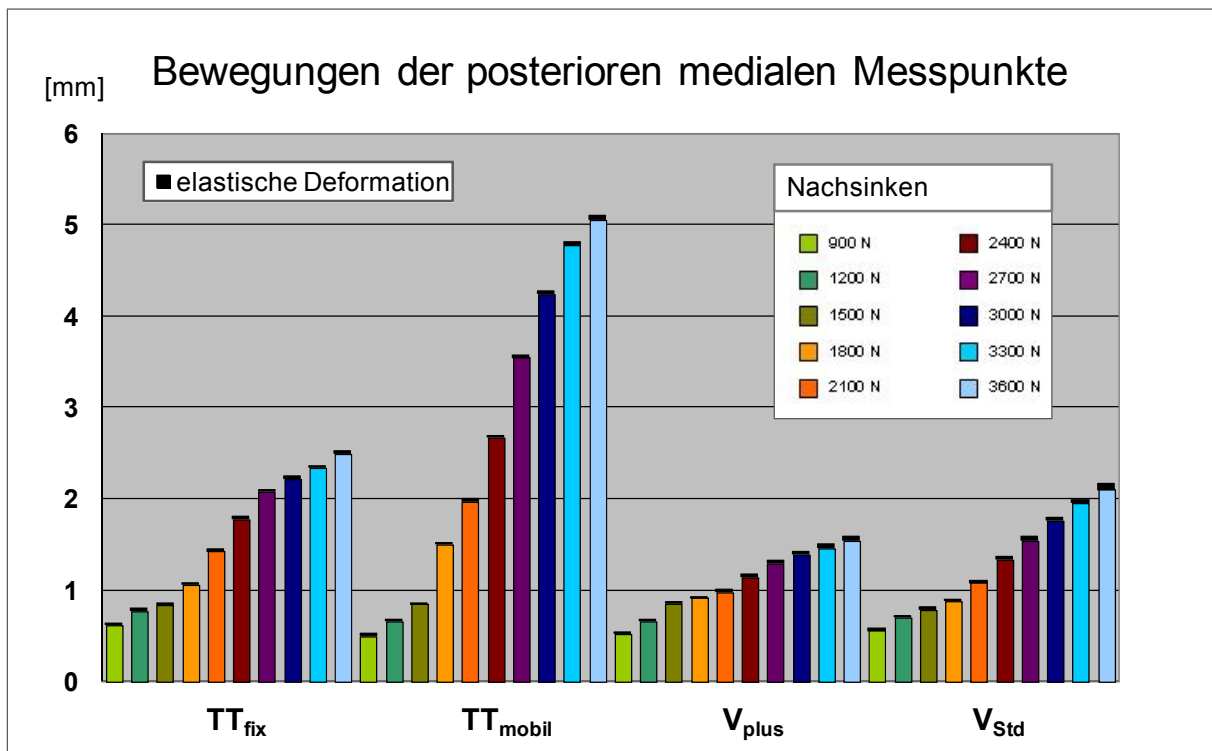


Abbildung 47: Darstellung des gemessenen Nachsinkens und der elastischen Deformation anhand der posterioren medialen Messpunkte in Abhängigkeit der Belastungsstufen

Es wurden je separatem Plateau insbesondere die jeweiligen vorderen und hinteren Messpunkte (MP) detaillierter betrachtet, also je Modell 4 MP: anterior medial, posterior medial, anterior lateral und posterior lateral.

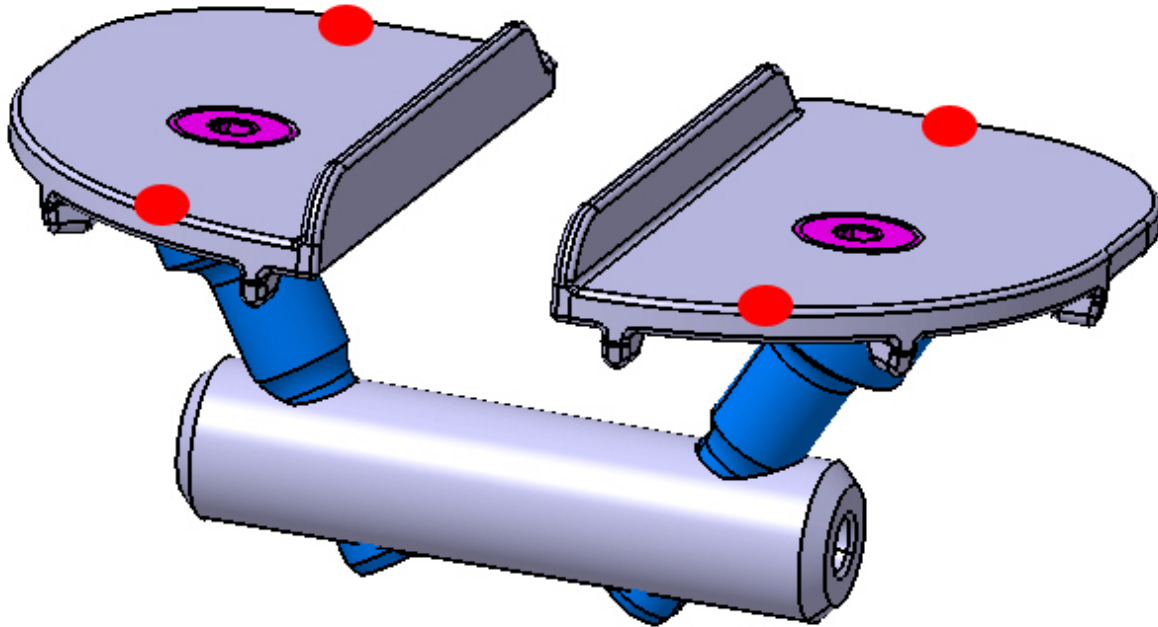


Abbildung 48: Darstellung der 4 analysierten Messpunkte am Beispiel des Modells TT_{fix}

Im Weiteren wurde zunächst der Endzustand des Nachsinkens näher analysiert. Der grösste gemessene Mittelwert anhand der jeweiligen drei Testreihen betrug 4,8 mm (+/- 0,7) mm für den posterioren medialen MP bei TT_{mobil}, der kleinste hingegen 0,6 mm (+/- 0,5) mm für den anterioren medialen MP bei TT_{fix}. (Abbildung 49a)

Durch Zusammenfassung der anterioren und posterioren MP zeigt sich das gemittelte Nachsinken der einzelnen Gelenkflächen (GF), dabei war TT_{mobil} sowohl medial mit 3,6 mm (+/- 1,5) mm als auch lateral mit 2,9 mm (+/- 2,1) mm signifikant stärker eingesunken, als die anderen drei Modelle ($P < 0,001$). (Abbildung 49b)

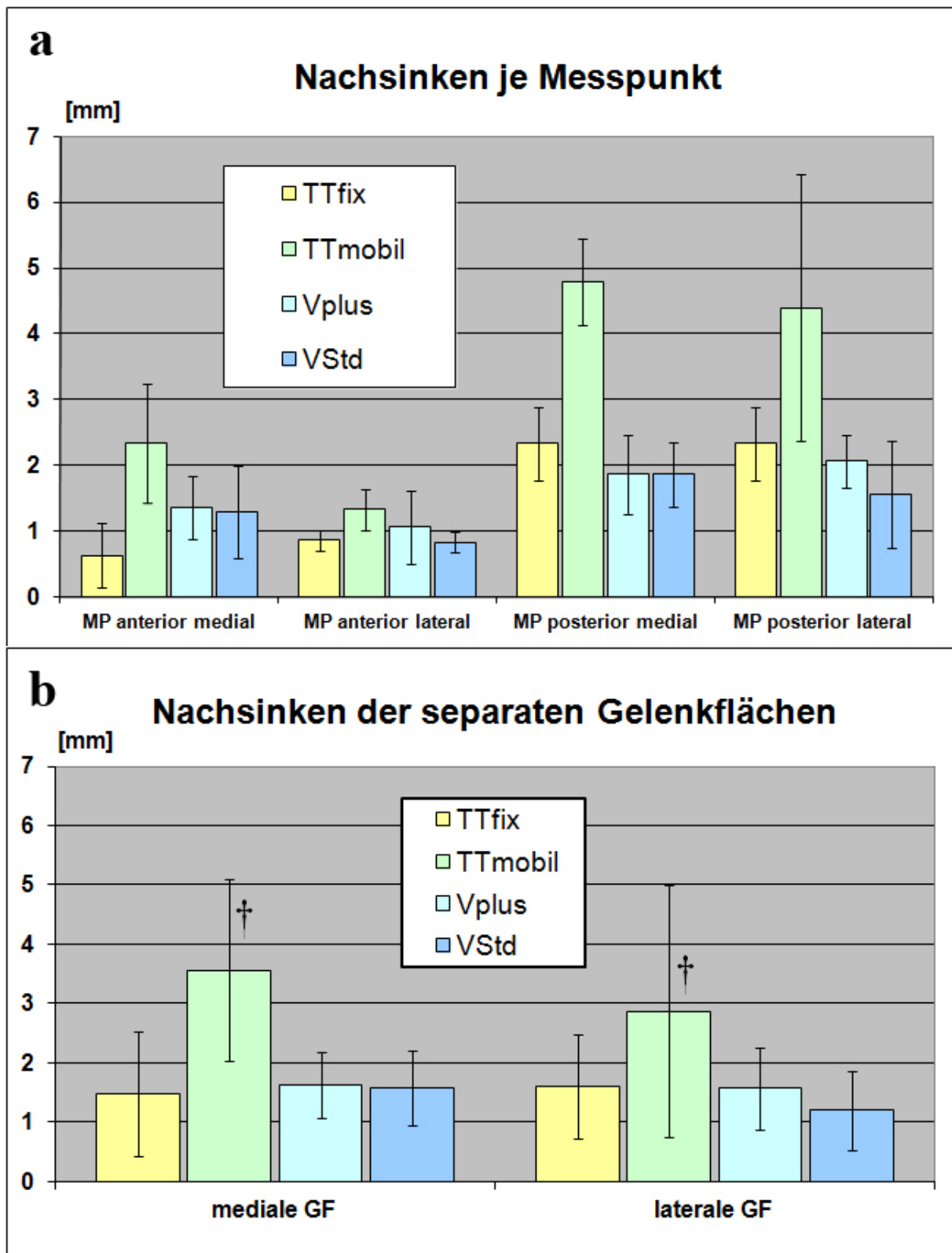


Abbildung 49: Zusammenfassung der Mittelwerte je Ausführungsvariante:

a) Endpunkte des Nachsinkens nach der grössten Belastungsstufe (F_{min} 360 N / F_{max} 3600 N)

b) Darstellung der zusammengefassten Mittelwerte von anterior und posterior je Gelenkfläche

† Das Nachsinken der GF für TT_{mobil} war gegenüber den anderen signifikant grösser ($P < 0,001$)

Durch Berechnung der Mittelwerte aus allen 4 MP (anterior medial, anterior lateral, posterior medial und posterior lateral) kann das Nachsinken des vollständigen Implantates näherungsweise betrachtet werden. (Abbildung 50)

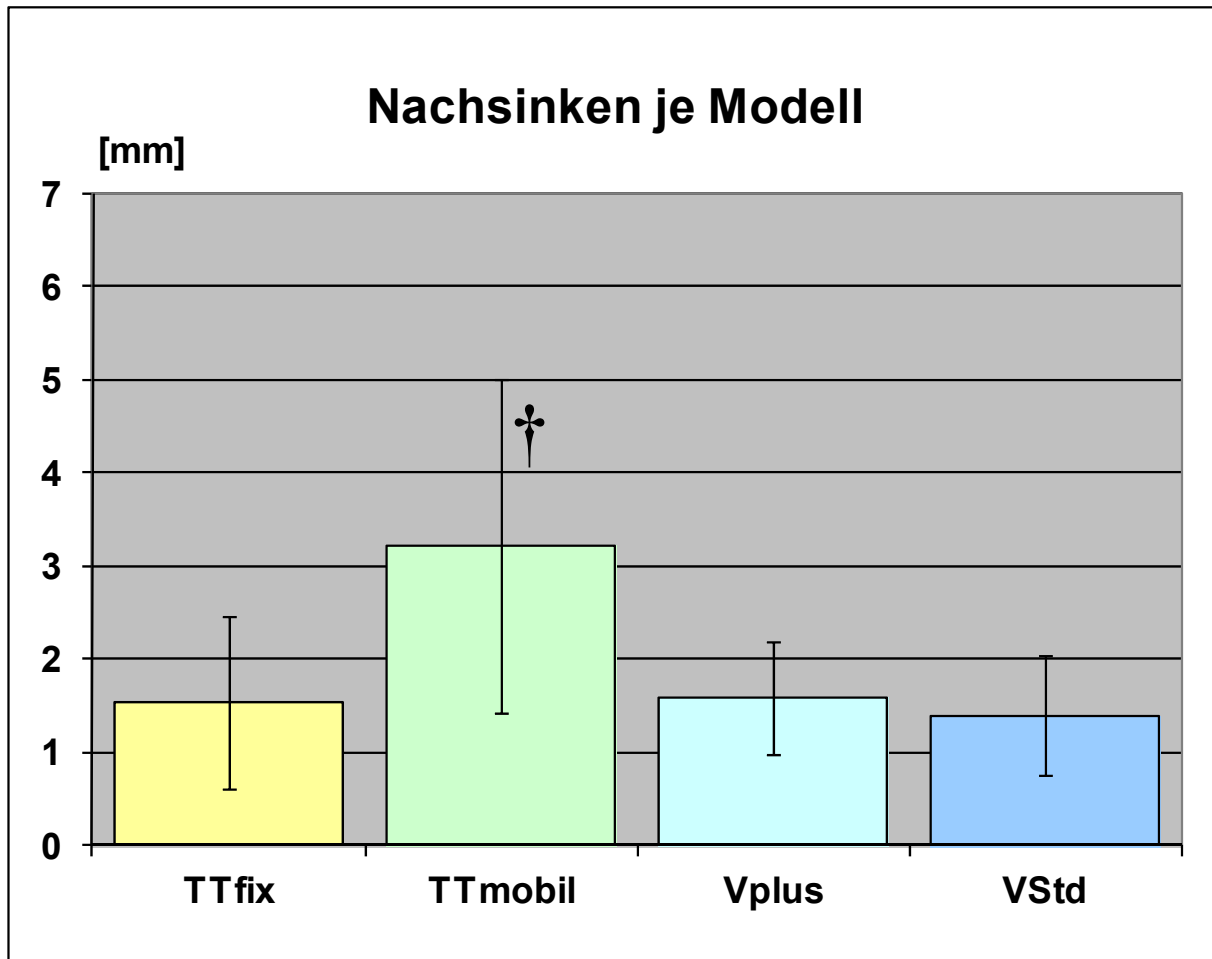


Abbildung 50: Nachsinken je Modell

† Modell TT_{mobil} sank signifikant stärker nach, als die anderen drei Modelle ($P < 0,001$)

Analog zur separaten Analyse der GF war das Nachsinken von TT_{mobil} auch hier mit 3,2 mm (+/- 1,8) mm signifikant grösser als bei den anderen drei Modellen ($P < 0,001$).

Schliesslich wurden die jeweiligen Mittelwerte für alle Modelle separat je MP berechnet. (Abbildung 51)

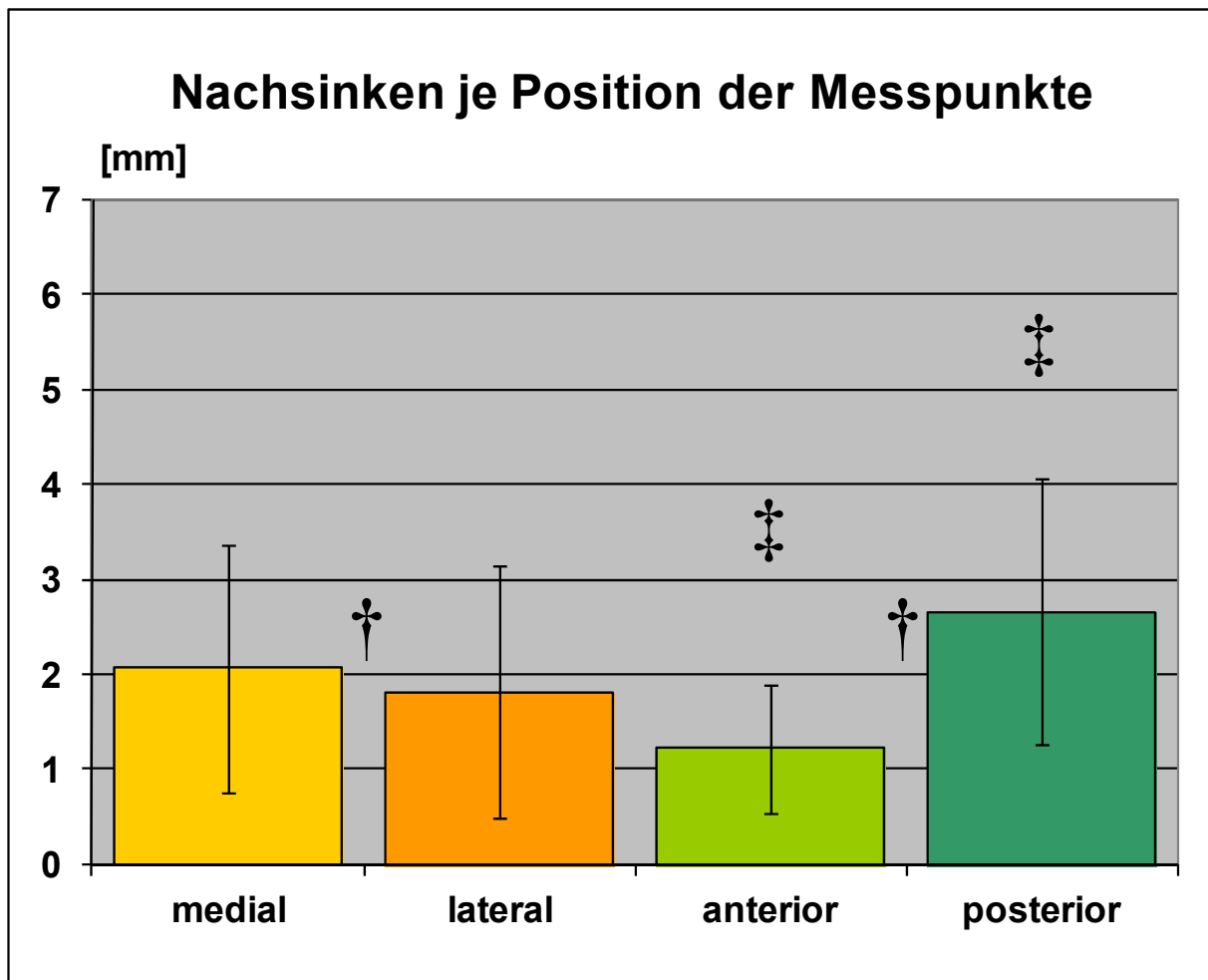


Abbildung 51: Zusammenfassung der Mittelwerte für alle 4 Modelle je Position der Messpunkte

† Die Differenz zwischen den anterior und posterior war gegenüber medial und lateral signifikant grösser ($P < 0,001$)

‡ Der direkte Unterschied zwischen anterior und posterior war ebenso signifikant ($P < 0,001$)

Neben den reinen Messergebnissen ergaben sich zusätzlich auch Erkenntnisse aus dem Implantationsprocedere:

TT_{fix}: Die gewählte Geometrie erzwang die Ausrichtung des TT 35 mm unterhalb der Resektionsebene. Dadurch lag die Bohrung bereits in dem Bereich der Tibia, welcher sich stärker verjüngt, so dass eine Tendenz zur Abweichung des Bohrers aus der gewünschten Richtung beobachtet werden konnte.

TT_{mobil}: Nach Ende der Belastungen konnten teilweise Rissbildungen am Knochen festgestellt werden. Diese schienen von vermehrtem seitlichen Kortikaliskontakt der GFT auszugehen, welche bei dieser Ausführungsform verhältnismässig gross ausgebildete Durchmesser aufwiesen.

V_{plus}: Lange Verankerung, welche nur relativ wenig knochensparend implantiert werden konnte. Die langen GFT berührten die Kortikalis der sich verjüngenden Tibia nur knapp nicht, je nach geometrischer Konfiguration der Tibia besteht hier eine Perforationsgefahr. Aufgrund der nachträglichen Verspannung der GFT mit dem zur Schraube reduzierten TT erfolgte konstruktionsbedingt ein minimales seitliches Verkippen der beiden GF zueinander.

V_{std}: Analog zu V_{plus}, jedoch ohne das Verkippen der beiden GF zueinander.

Aufgrund dieser zusätzlichen Erkenntnisse sowie anhand der Messergebnisse kristallisierte sich das Modell TT_{fix} als favorisierte Variante für das Konzept des Transversalträger-Tibiaplateaus (TTTP) heraus.

Dieses wurde daher im weiteren Verlauf unter identischen Testbedingungen marktüblichen Prothesenmodellen gegenübergestellt.

Dabei kam als Vertreter einer herkömmlichen Totalprothese (TP_{std}) das Design e.motion® (Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland) zum Einsatz, sowie als Vertreter für die doppelte Implantation von unikondylären Knieprothesen (2xUni) das Design univation® (Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland). (Abbildung 52)

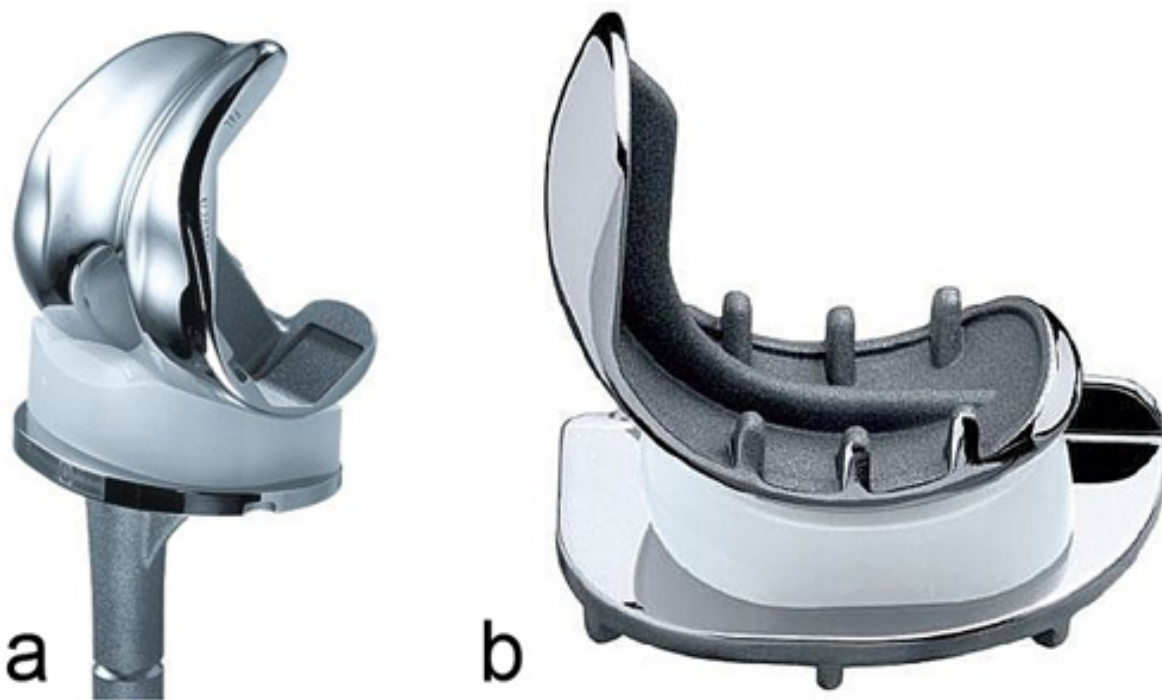


Abbildung 52: handelsübliche Prothesenvarianten

a) TP_{Std}: Knie totalprothese e.motion® (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) mit Stem

b) 2xUni: Unikondyläre Knieprothese univation® (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland)

Auch das Nachsinken der herkömmlichen Prothesen folgte dem vorangehenden Schema, so dass insgesamt medial ein stärkeres Nachsinken beobachtet werden konnte als lateral, sowie posterior grössere Werte gemessen wurden als anterior ($P < 0.001$). Allerdings konnte für die Implantate 2xUni bei 2 von 3 Testreihen nicht die höchste Belastungsstufe erreicht werden, da die Materialtestmaschine aufgrund der starken Nachsinkbewegung bereits die automatische Sicherheitsabschaltung erreichte. Entsprechend wurden die Werte für 2xUni in Testreihe 1 bereits bei Laststufe 9 ($F_{\min} 330 \text{ N} / F_{\max} 3300 \text{ N}$) sowie in Testreihe 2 bereits bei Laststufe 8 ($F_{\min} 300 \text{ N} / F_{\max} 3000 \text{ N}$) ermittelt.

Der augenscheinlich grösste gemessene Mittelwert anhand der jeweiligen drei Testreihen betrug 7,8 mm ($\pm 2,6$) mm für den posterioren medialen MP bei 2xUni. (Abbildung 53)

Nach den jeweiligen Testdurchläufen konnten bei 2xUni sehr grosse Verkippungen der Gelenkflächen dokumentiert werden. (Abbildung 54)

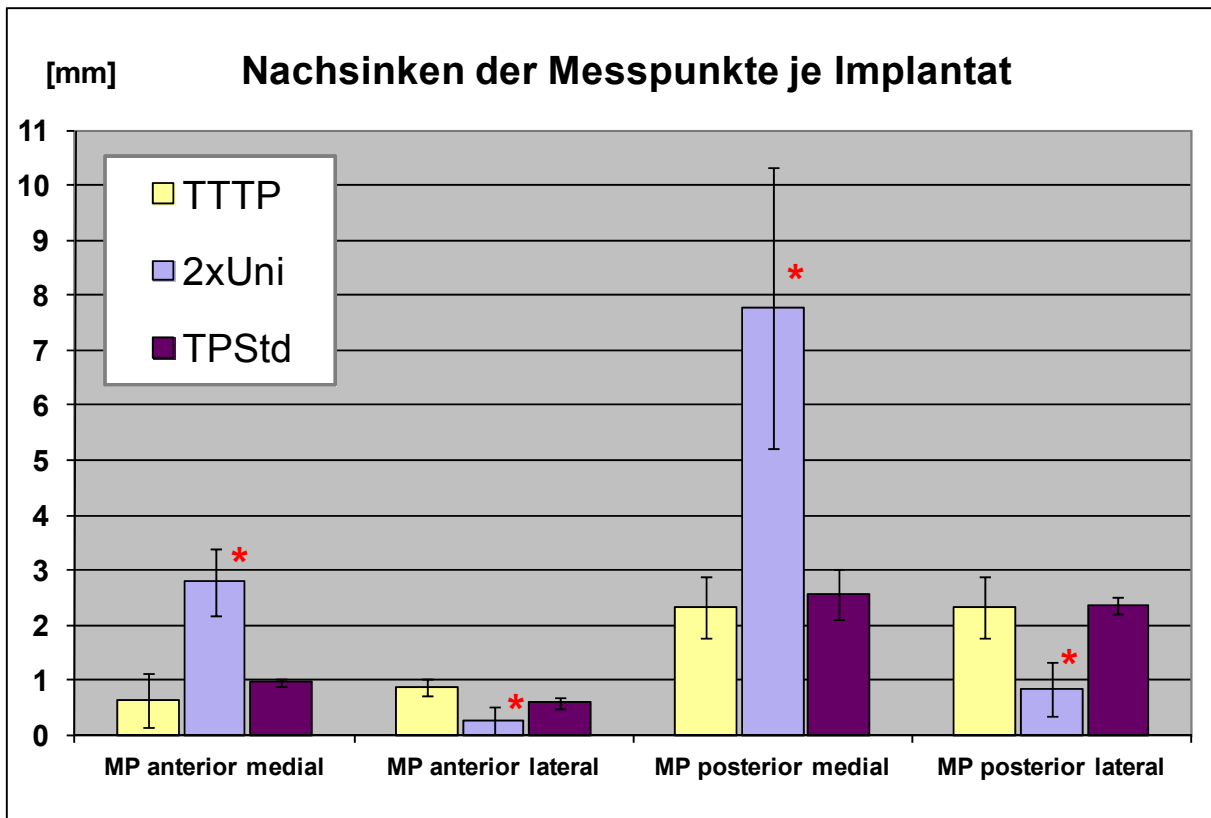


Abbildung 53: Endpunkte des Nachsinkens nach der grössten Belastungsstufe (Fmin 360 N / Fmax 3600 N)

* Werte für 2xUni wurden in 2 von 3 Testreihen bereits bei niedrigeren Belastungsstufen ermittelt, da die Materialtestmaschine aufgrund der starken Nachsinkbewegung die automatische Sicherheitsabschaltung erreichte



Abbildung 54: Sehr starkes Einsinken posteromedial bei 2xUni nach Testabbruch (Belastungsstufe 9)

Die nähere Betrachtung der separaten Gelenkflächen (GF) ist bezüglich des Implantates TP_{Std} zunächst theoretischer Natur, da es sich hierbei um eine einzelne Gelenkfläche aus einem Stück handelt. Durch Umrechnung des primär singulären anterioren Messpunktes mit zusätzlichen definierten seitlichen Messpunkten konnte hier eine quasi separate Betrachtung der medialen und lateralen Gelenkflächen analog zu TTTP und 2xUni erreicht werden.

Auch hier wurden nun die anterioren und posterioren MP zur Analyse des Nachsinkverhaltens der separaten GF zusammengefasst, dabei war die mediale GF bei 2xUni im Gegensatz zu TTTP und TP_{Std} signifikant stärker eingesunken, als die laterale ($P < 0,001$). (Abbildung 55)

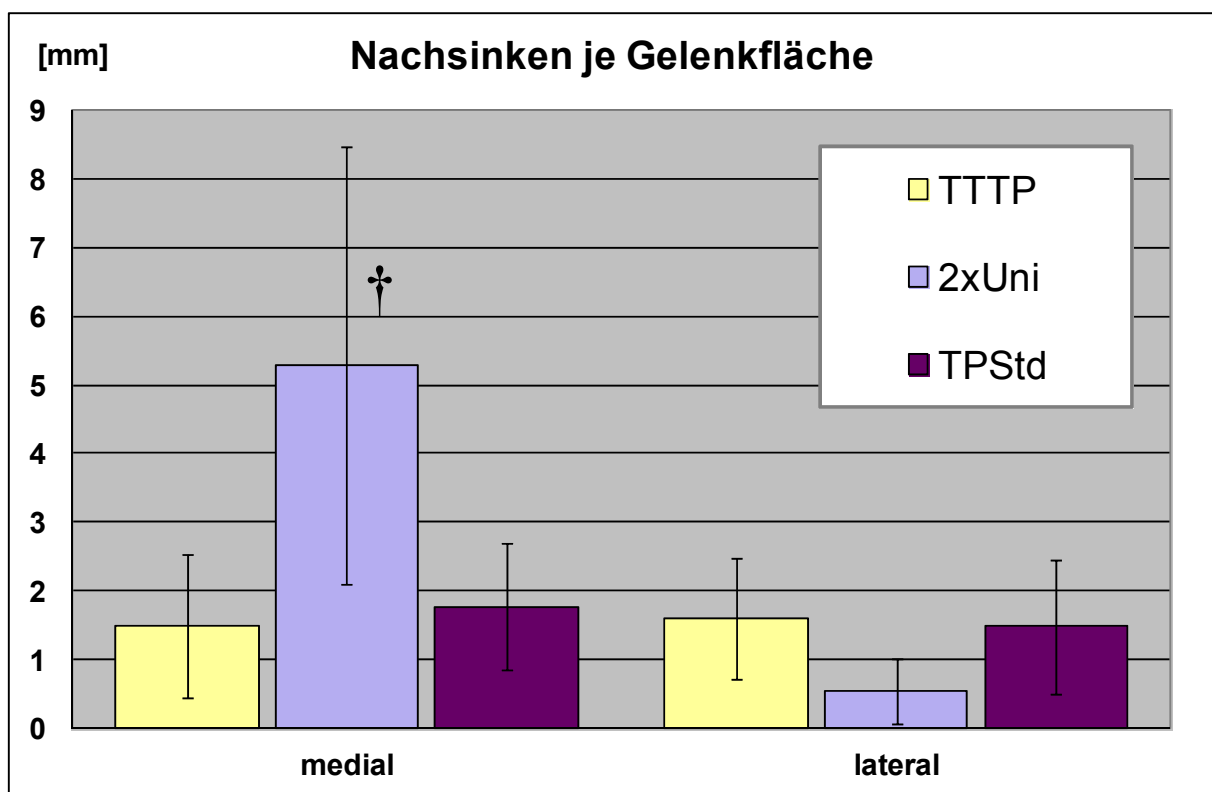


Abbildung 55 Darstellung der zusammengefassten Mittelwerte von anterior und posterior je Gelenkfläche (GF)

† Das Nachsinken der medialen GF für 2xUni war gegenüber der lateralen signifikant grösser ($P < 0,001$)

Analog zur Analyse der 4 Ausführungsformen des TTTP-Konzeptes wurde nun durch Berechnung der Mittelwerte aus allen 4 MP (anterior medial, anterior lateral, posterior medial und posterior lateral) das Nachsinken des vollständigen Implantates bestimmt. (Abbildung 56)

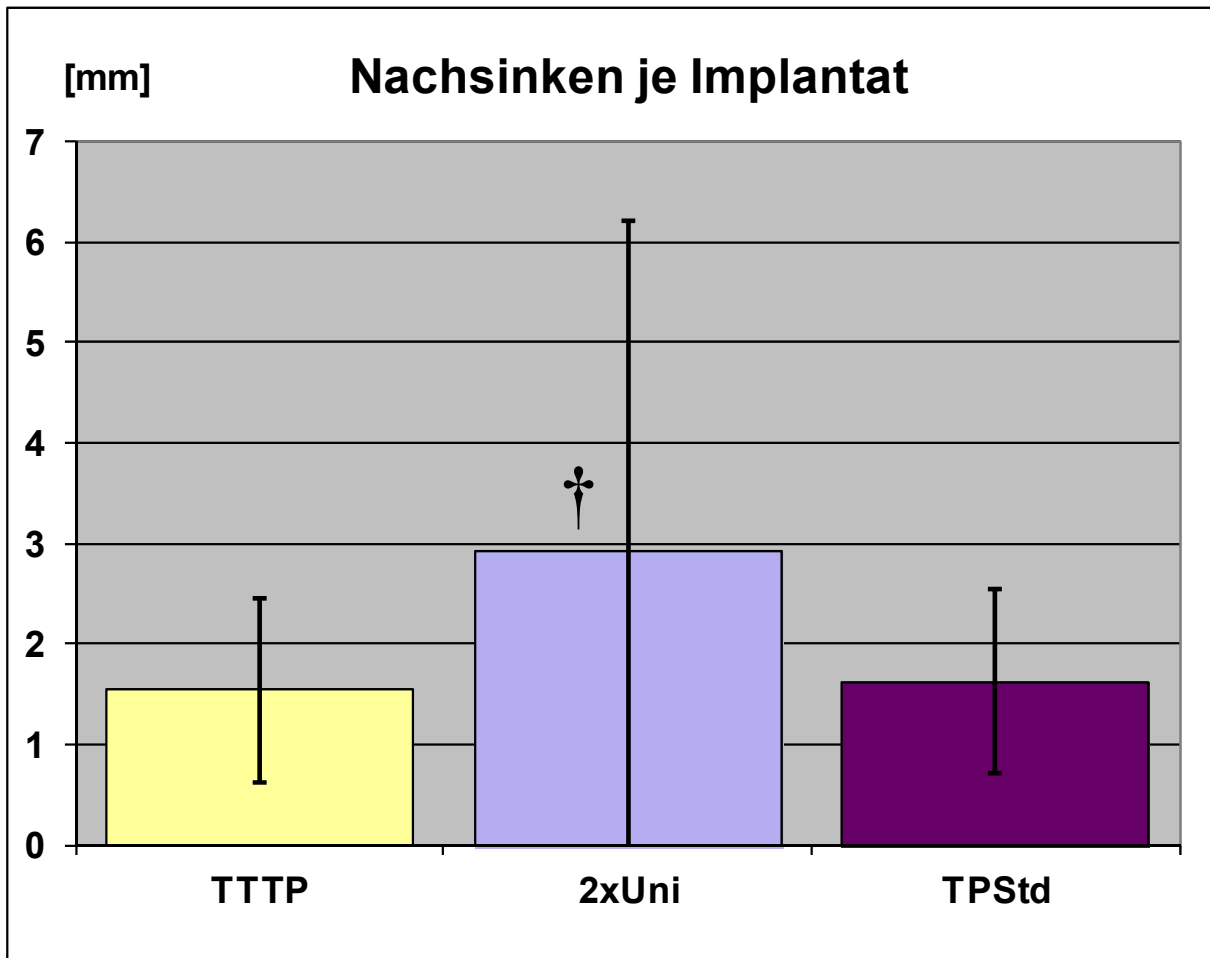


Abbildung 56: Nachsinken je Implantat

† 2xUni sank signifikant stärker nach, als TTTP und TP_{Std} ($P = 0,01$)

Während TTTP mit 1,5 (+/-0,9) mm und TP_{Std} mit 1,6 (+/-0,9) mm etwa auf gleichem Niveau nachsanken ($P = 0,63$), kam es insgesamt bei 2xUni zu einem signifikant stärkeren Nachsinken von 2,9 mm (+/- 3,3) mm gegenüber den anderen beiden Implantaten ($P = 0,01$).

Diskussion (Kapitel 3)

Durch den zusätzlichen Erhalt des vorderen Kreuzbandes sollen für das endoprothetisch versorgte Kniegelenk vor allem folgende Punkte erreicht werden: höhere Stabilität, physiologischere Bewegung des Gelenkes mit Verbesserung des Gangbildes sowie verbesserte Propriozeption und Balance der Patienten.

Nach Buechel und Pappas [23] wird Verschleiss der limitierende Faktor der Langzeitüberlebensrate, wenn ein Implantat Fixationsfehler für 10 bis 20 Jahre überleben kann.

Der Zugewinn an Eigenstabilität des endoprothetisch versorgten Kniegelenkes aufgrund des zusätzlich erhaltenen zentralen VKB könnte in freiere Beweglichkeit und Reduktion der Führung von beweglichen Inlays bei hoher Kongruenz umgesetzt werden. Auf diese Weise liessen sich Scherkräfte und Kontaktspitzen drücke verringern. Allerdings kann bei fortgeschrittener Gonarthrose das VKB so beeinträchtigt sein, dass es insuffizient ist.

Lee et al. [78] untersuchten mit dieser Fragestellung prospektiv innerhalb eines Jahres 107 Kniegelenke während der Implantation von Knie totalprothesen und fanden dabei heraus, dass in 41 Kniegelenken (38%) das VKB bereits insuffizient war. 12% der Patienten aus dieser Gruppe konnten in der Vergangenheit einen Verletzungsmechanismus bzw. eine Knieinstabilität angeben, welche mit einer VKB-Verletzung vereinbar waren. Bei den verbleibenden 26% resultierte die festgestellte VKB-Insuffizienz durch eine Kombination aus einer Abnutzung und Beeinträchtigung im Bereich der interkondylären Notch durch Osteophyten, welche zu einem Impingement führten.

Im Umkehrschluss sind demnach bei Indikation zur Knie totalprothese also noch etwa 60% der VKB brauchbar, wenn selbstverständlich auch nicht völlig normal. In Zeiten von immer weiterem Streben nach minimalinvasiven Operationstechniken (minimal invasive surgery, MIS) ist es schwer nachvollziehbar, dass die Opferung des VKB, welches allgemein für die Biomechanik des Kniegelenkes als sehr wichtige Struktur anerkannt ist, mit einer Bezeichnung „MIS-Knie totalprothese“ einhergehen kann.

Bei Erhalt des VKB durch Implantation von 2 unikondylären Knieprothesen konnten Confalonieri et al. [30] in einer matched-pair Studie signifikant kürzere

Hospitalisationszeiten und eine bessere postoperative Funktionalität gegenüber der Gruppe mit herkömmlichen Knieprothesen nachweisen. Im Vergleich zur singulären Implantation von unikondylären Knieprothesen zeigte sich, dass die Implantation von 2 unikondylären Knieprothesen in ein Knie genauso gute funktionelle Ergebnisse erzielte [41].

Es bleibt auf lange Sicht jedoch die Problematik der Implantatverankerung und Ausrichtung beider einzelner unikondylärer Komponenten zueinander. Insbesondere durch die Verankerung mit der Anordnung des Transversalträgers (TT) unterhalb der Gelenkflächen (GF) sollen neben einer hohen Primärstabilität auch eine gute Osseointegration und sekundäre Stabilität durch konstanteres Press-Fit erzielt werden sowie durch Reduzierung der Torsionsbelastungen Materialbrüche vermieden werden [100].

Insgesamt könnte das TTTP eine sehr gute Schnittmenge bezüglich der drei wichtigen mechanischen Faktoren aus guter Stabilität des versorgten Kniegelenkes, sicherer Verankerung der Prothesenkomponente und hoher Kongruenz der beweglichen Inlays erzielen.

In dieser Studie wurden zunächst 4 verschiedene Modelle in einem Laborversuch hinsichtlich der Primärstabilität analysiert. Die Verwendung von Kunststoffknochen ist im Gegensatz zur Verwendung von Leichenknochen eine Einschränkung der Studie, was sich auch in den Vorversuchen anhand der zu harten Kortikalis zeigte. Auf der anderen Seite ist es hinsichtlich der Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit der Modelle untereinander wiederum ein Vorteil, da bei Leichenknochen interindividuell zu unterschiedliche Knochenqualitäten hinsichtlich dieser Fragestellung gegeben wären. So spiegeln schliesslich die zusammengefassten Ergebnisse in Abbildung 51 sehr schön die ursprünglich aufgetragenen Lastverhältnisse mit der Verteilung von medial zu lateral von 60/40 % und von posterior zu anterior von 70/30 % wider. Hieraus lässt sich schliessen, dass mit dem gewählten Test-Setup, also der Modellbelastung mit speziell präparierten Sawbones® und einer sinusförmigen oszillierenden Belastung mit 25.000 Zyklen zu 10 sich steigenden Belastungsstufen, ein Nachsinken der Implantate erzeugt werden kann, welches einen Vergleich verschiedener Modellvarianten zueinander bezüglich der Primärstabilität erlaubt.

Die gewählte Lastverteilung stellt im Vergleich zu In-Vivo gemessenen Kräften und Verteilungen [34, 152, 163] eher ein Extrem im Sinne eines Worst-Case-Szenario dar.

Beim Vergleich der Modellvarianten untereinander zeigte sich ein signifikant stärkeres Nachsinken von TT_{mobil} gegenüber den anderen drei Modellen, welche sich etwa auf gleichem Niveau befanden. Wesentlicher Unterschied dieser Modellvariante TT_{mobil} gegenüber den anderen war die freigegebene Beweglichkeit auf dem TT in transversaler Richtung. Eine feste Verbindung der GFT zueinander scheint somit zu einer höheren Primärstabilität hinsichtlich der Verankerung des TTTP im Knochen zu führen.

Gegen die beiden V-förmigen Varianten V_{plus} und V_{Std} sprechen die relativ wenig knochensparende Implantationstechnik sowie die geometrischen Gegebenheiten mit der Perforationsgefahr im Bereich der sich verjüngenden Tibia. Auf der anderen Seite ist zur Implantation des TT ein kleiner zusätzlicher Operationszugang nötig, was abhängig vom Intervall des TT zur Resektionsebene unterschiedlich günstig sowohl von medial als auch von lateral erfolgen kann [108].

In der weiteren Analyse wurden anhand des beschriebenen Test-Setups die Primärstabilität der favorisierten Modellvariante TT_{fix} nach dem TTTP-Prinzip sowohl mit einer herkömmlichen Knieprothese (e.motion) als auch mit einer Implantation zweier unikondylärer Knieprothesen (2xUni) verglichen.

Hier zeigte sich, dass die nicht verbundenen Gelenkflächen von 2xUni signifikant stärker verkippten und nachsanken, als die untereinander verbundenen Implantate nach dem TTTP-Prinzip oder den Standard-Tibiaplateaus aus einem Stück.

Es scheint also die Verankerung und Primärstabilität bei 2xUni nicht so gut zu sein, wie bei herkömmlichen Prothesen TP_{Std} mit einem zentralen Stem, wie zum Beispiel der e.motion Knieprothese. Aber auch im Vergleich zum TTTP wiesen die beidseitigen unikondylären Prothesen signifikant grössere Werte bezüglich des Nachsinkens auf.

Im Vergleich zwischen dem neuen TTTP-Konzept zum herkömmlichen Knieprothesen-Design von e.motion konnte bezüglich des Nachsinkverhaltens in der vorliegenden Studie kein Unterschied nachgewiesen werden. Somit scheint sich die These zu bestätigen, dass sich das Konzept des Transversalträger-Tibiaplateaus

hinsichtlich des Nachsinkens und der Primärstabilität mit den Parametern herkömmlicher Prothesen vergleichen lässt.

Teile der Ergebnisse dieses Kapitels wurden im Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics publiziert:

A.M. Nowakowski, M. Stangel, T.M. Grupp, V. Valderrabano. Investigating the primary stability of the transversal support tibial plateau concept to retain both cruciate ligaments during total knee arthroplasty. Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics, 2012 DOI: 10.5301/JABB.2012.9175 in press

Kapitel 4 – Chirurgischer Operationszugang für ein neues Knieprothesenkonzept zum Erhalt beider Kreuzbänder

Einleitung (Kapitel 4)

Wie in den vorherigen Kapiteln beschrieben, basiert das Prinzip des Transversalträger-Tibiaplateaus im Wesentlichen auf zwei separaten Gelenkflächen (GF), welche unterhalb der Resektionsebene über Gelenkflächenträger (GFT) durch einen Transversalträger (TT) abgestützt werden. (Abbildung 57)

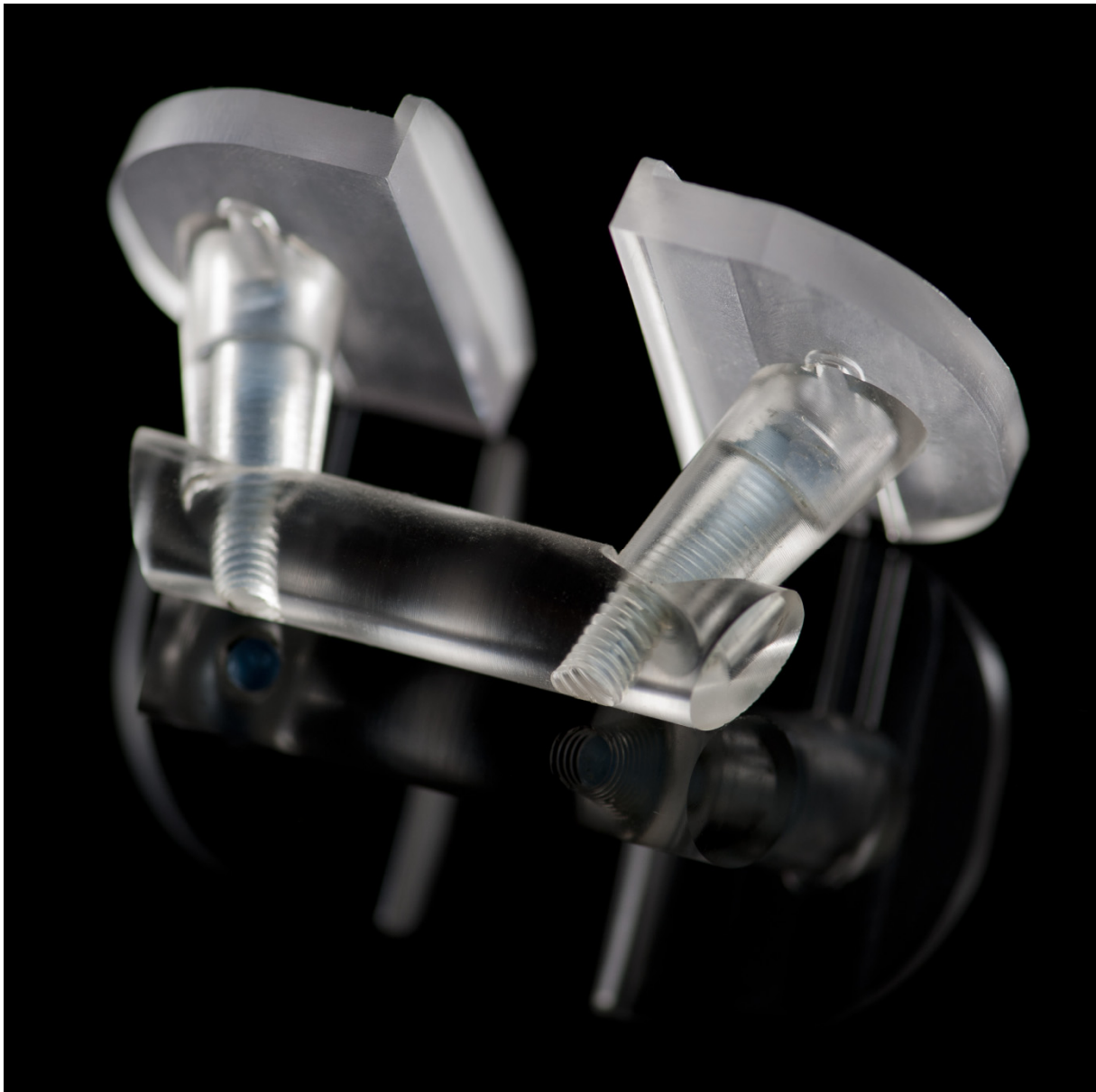


Abbildung 57: Zwei separate Gelenkflächen werden unterhalb der Resektionsebene über Gelenkflächenträger auf einem Transversalträger abgestützt

Mit Hilfe dieser Anordnung soll insbesondere der TT für eine gute Verankerung im Knochen sorgen und eine korrekte Ausrichtung der separaten GF auf Dauer gewährleisten.

Da es sich um ein neues Prinzip im Bereich der Tibiaplateau-Verankerung handelt, liegen keine Vorerfahrungen bezüglich der Implantationstechnik vor. Für den TT ist ein kleiner, aber zusätzlicher Operationszugang nötig. Es soll daher in dieser Arbeit geprüft werden, wie der TT sicher in die Tibia eingebracht werden kann, ohne wichtige Strukturen zu gefährden (Innenband, Pes anserinus, Nervus fibularis communis etc.).

Auch die topographische Lage zu etwaigen Implantationshindernissen (Fibula etc.) soll untersucht werden.

Material und Methoden (Kapitel 4)

Zur Untersuchung wurden 10 formalinfixierte Leichenknie nach Muskel-, Nerven- und Bandpräparation aus dem anatomischen Studentenkurs genutzt. Zusätzlich erfolgte eine weitere Analyse an zwei Leichenkniegelenken nach Fixierung gemäss der Methode nach Thiel [134-135] sowie an einem Frischpräparat, hierbei handelte es sich jeweils um vollständige Ganzbeinpräparate inklusive Haut. Eine entsprechende Genehmigung durch die Ethikkommission beider Basel (EKBB) lag vor.

Das Durchschnittsalter der Körperspender betrug 82,1 (+/- 8,9) Jahre, 8 waren männlich und 5 weiblich, darunter waren 7 rechte und 6 linke Kniegelenke. Zur korrekten Ausrichtung des Transversalträgers (TT) wurde hierfür ein Zielgerät speziell entwickelt (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland). Mit diesem Zielgerät konnte das korrekte Einbringen des TT in definierten Abständen von 15, 25 und 35 mm unterhalb der Gelenkslinie sowohl von medial als auch von lateral überprüft werden. (Abbildung 58)

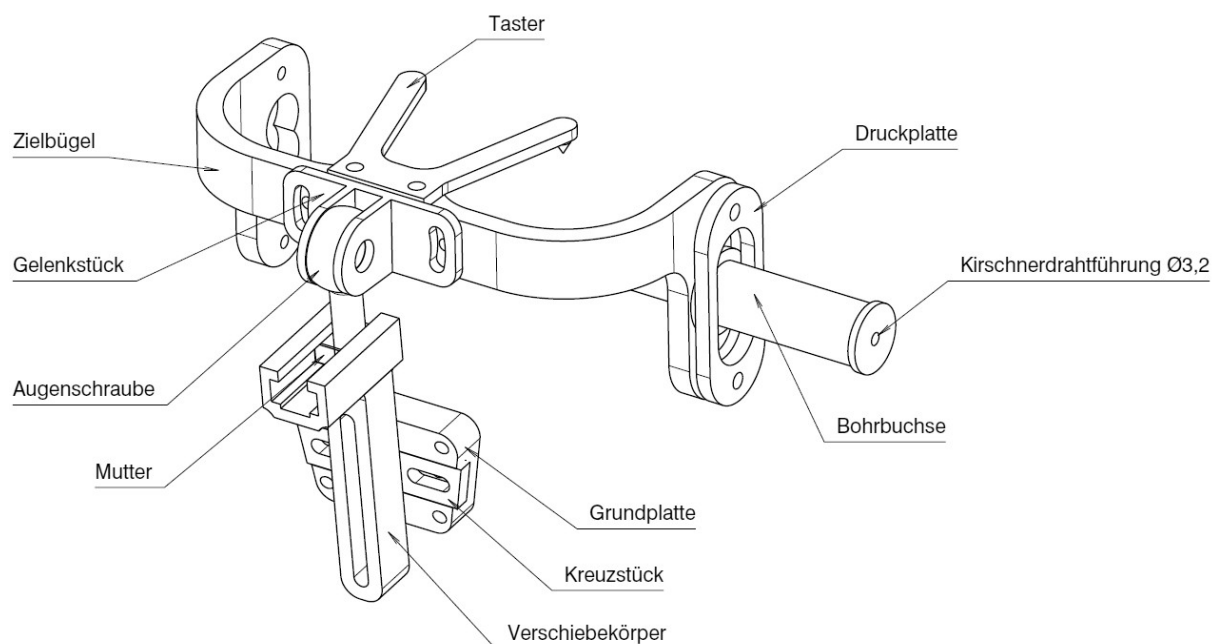


Abbildung 58: Zielgerät zur Implantation des Transversalträgers in definierten Abständen von 15, 25 und 35 mm sowohl von medial als auch von lateral. Die Befestigung erfolgt mit Hilfe der Taster über die Grundplatte an der Tibia. Anschliessend kann nach dem Abgreifen der Gelenkflächenmittelpunkte über verschiedene Justiervorrichtungen die gewünschte Bohrung ausgerichtet werden.

Die Grundplatte des Zielgerätes wurde mit Hilfe von kreuzenden Kirschner-Drähten distal der Tuberositas tibiae fixiert. Über die verschiedenen Justier Vorrichtungen konnten die Taster exakt zu den Gelenkflächenmittelpunkten medial und lateral ausgerichtet werden, welche in Anlehnung an die von Hertel und Lehmann [51] beschriebene Methode als Schnittpunkt zwischen maximaler sagittaler Länge der Gelenkfläche und maximaler transversaler Ausdehnung bestimmt wurden.

Um den bereits von Fick [35] beschriebenen leichten Versatz der beiden eiförmigen separaten Gelenkflächen zueinander auszugleichen wurde jedoch nicht der jeweilige maximale Querdurchmesser je Kompartiment verwendet, sondern der maximale Gesamtquerdurchmesser beider Kompartimente zusammen. Dabei wurde auch auf eine entsprechend korrekte Einstellung der dorsalen Neigung (Slope) geachtet.

Nach Befestigung und Ausrichtung des Zielgerätes wurde nun anhand der 10 formalinfixierten Kniegelenke die Implantierbarkeit des TT in den 6 definierten Positionen (jeweils 15, 25, 35 mm Abstand medial und lateral) über eine Bohrung in entsprechend arretierter Bohrführung geprüft. Der Durchmesser des Bohrers wurde mit 12 mm als maximal konstruktionsbedingter Durchmesser des TT festgelegt. Die Beurteilung der Implantierbarkeit erfolgte nach folgender Einteilung:

- ++ Implantation ohne Hindernisse möglich;
- + es liegt ein Hindernis in der Nähe, welches beachtet oder speziell geschont werden muss, z.B. durch eine entsprechende Beugung oder Streckung des Kniegelenkes;
- +/- zusätzlich zur besonderen Positionierung des Kniegelenkes muss zum Schonen einer Struktur zusätzlicher Aufwand betrieben werden, z.B. Darstellung und Weghalten mittels Haken;
- Implantation ohne Zerstörung wichtiger Strukturen praktisch nicht möglich.

Zur weiteren Darstellung möglicher Lagebeziehungen des Ramus infrapatellaris aus dem Nervus saphenus, welcher auch nach herkömmlicher Implantationstechnik von Knie totalprothesen geschädigt werden kann [61], wurde diese Struktur anhand der beiden Thielpräparate aufgesucht und die Beziehung zu den Implantationsmöglichkeiten analysiert.

Schliesslich erfolgte die Dokumentation des vollständigen operativen Zuganges an einem Frischpräparat zur Darstellung des zusätzlichen Aufwandes im Vergleich zum herkömmlichen medialen parapatellaren Operationszugang.

Ergebnisse (Kapitel 4)

Die formalinfixierten Präparate erschienen recht steif, trotz zum Teil bereits weitgehend entfernter Muskeln und Sehnen. Dieser Umstand war insofern nicht zu vernachlässigen, als gerade auf der medialen Seite das Ligamentum collaterale mediale im Gefahrenbereich lag. (Abbildung 59)

Bei diesen Präparaten kam es bei Flexion bis 90° auf Höhe der Gelenkslinie kaum zu einer vorher angenommenen Dorsalverlagerung. Erst nach Präparation des distalen Femurs und Meniskusresektion konnte eine entsprechende Verlagerung bei allen Präparaten von etwa 10 mm nach posterior dokumentiert werden. (Abbildung 59b)

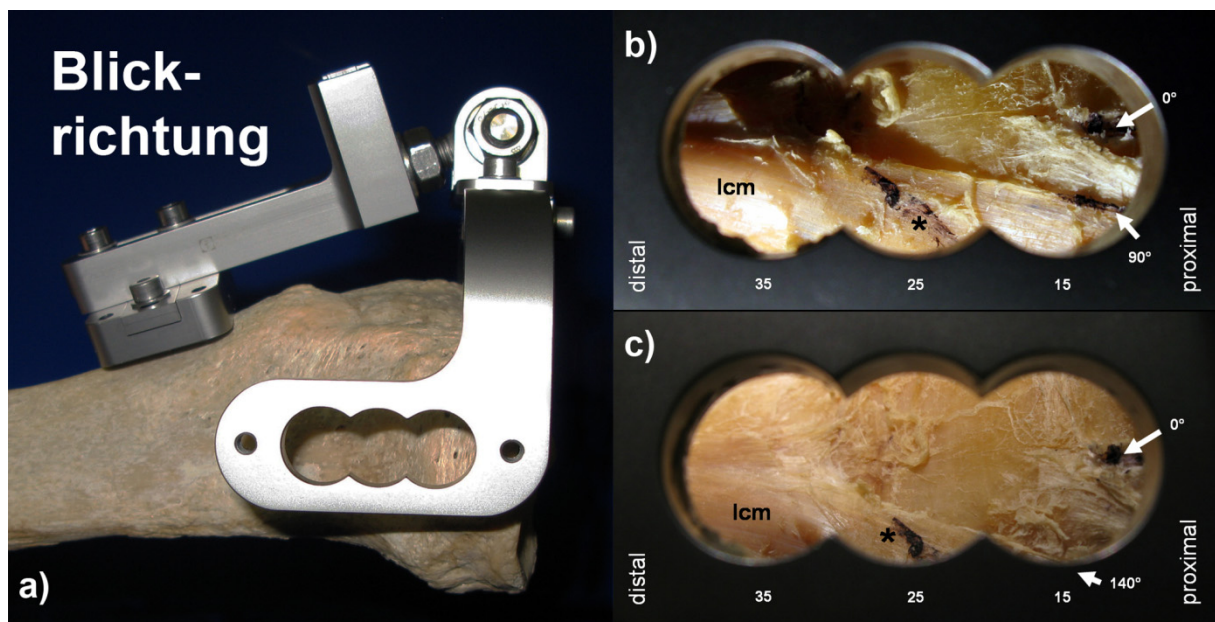


Abbildung 59: Situation medial

a) Zielgerät zur Demonstration der Blickrichtung an einer Tibia befestigt

b) Blick von medial durch den Zielbügel bei 90° Flexion: die Markierungen zeigen die Lage des Ligamentum collaterale mediale (lcm) bei Streckung (0°) und 90° Flexion, sowie den Verlauf des Oberrandes vom Pes anserinus (*).

c) Blick von medial durch den Zielbügel bei 140° Flexion und maximaler Aussenrotation: die Markierungen zeigen vergleichbar zu b) die Lage des Ligamentum collaterale mediale (lcm) bei Streckung (0°) und 140° Flexion, sowie den Verlauf des Oberrandes vom Pes anserinus (*).

Durch weitere Flexion bis 140° und zusätzlicher Aussenrotation konnte für den proximalen Gelenkflächenabstand von 15mm bei allen Präparaten das Innenband vollständig aus dem Bohrbereich verlagert werden. (Abbildung 59c)

Im Gegensatz hierzu veränderte sich die Lage des Innenbandes aufgrund der Ansatznähe kaum bei einem Gelenkflächenabstand von 35 mm und verblieb somit im Bohrfeld, so dass dieser grössere Abstand von medialer Seite her zur Einbringung des Transversalträgers nicht geeignet erscheint.

Im Bereich des mittleren Bohrabstandes von 25 mm verläuft zusätzlich der Oberrand des Pes anserinus, so dass hier eine Implantation nur nach Darstellung und entsprechendem Weghalten der Strukturen mittels Haken eine Implantation erfolgen kann.

Auf der lateralen Seite wurde der N. fibularis mit seinem Verlauf um das Caput fibulae kein Problem, da sich alle Bohrungen innerhalb der von Rubel et al. [119] beschriebenen „Gerdy’s Safe Zone“ mit einem Radius von 40 mm um das „Tuberculum Gerdy“ (Tuberculum tractus iliotibialis) befanden. Die Bohrungen knapp ventral des Caput fibulae hatten den geringsten Abstand zu diesem bei 25 mm, jedoch ohne es direkt zu tangieren. (Abbildung 60a)

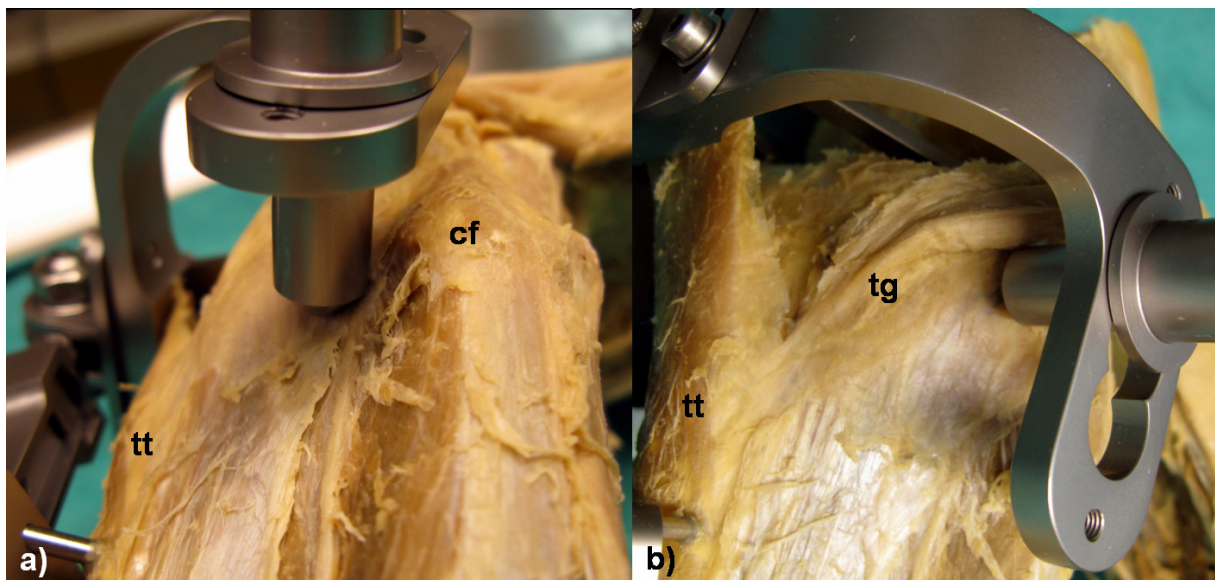


Abbildung 60: Blick von distal lateral auf den Zielbügel mit Tuberositas tibiae (tt), Tuberculum Gerdy (tg) und Caput fibulae (cf):

a) die Bohrungen mit 25 mm Abstand zur Gelenklinie reichen nahe an die ventrale Ausdehnung des Caput fibulae (cf) heran,

b) bei maximaler Flexion kann der Tractus iliotibialis im Bereich der 15 mm Bohrung stören.

Die Bohrungen mit 15 mm Abstand lagen zwischen dem Fibulaköpfchen und dem „Tuberculum Gerdy“ (Tuberculum tractus iliotibialis). Bei maximaler Flexion kann der Tractus iliotibialis im Bereich der 15 mm Bohrung stören, so dass auf dieser Seite die Bohrungen in Extension günstiger erscheinen. (Abbildung 60b)

Weiter nach distal können die Bohrungen nach stumpfer Trennung der Ursprünge von Musculus extensor digitorum longus und Musculus tibialis anterior erfolgen. Die Ergebnisse bezüglich der Untersuchung der Eignung zur Implantation anhand der 10 formalinfixierten Präparate sind in Tabelle 1-Kapitel 4 zusammengefasst.

Tabelle 1-Kapitel 4: Eignung der Implantationsmöglichkeiten des Transversalträgers

	15 mm	25 mm	35 mm
Medial	+	+/-	-
Lateral	++	+	++

Darüber hinaus zeigte die Präparation des Ramus infrapatellaris an den Thielpräparaten, dass dieser Nervenast genau durch das Implantationsgebiet verlaufen kann. (Abbildung 61)

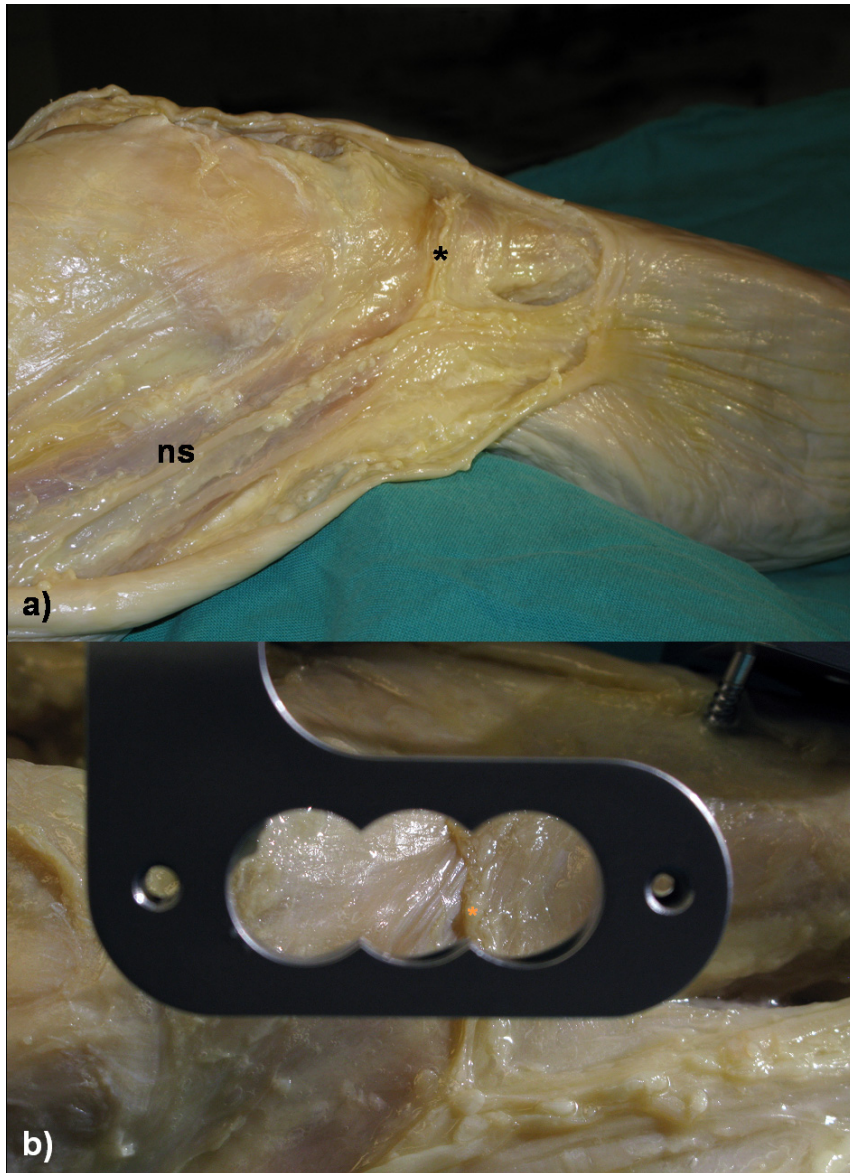


Abbildung 61: Blick von medial auf ein Präparat (Thiel-Fixierung)

a) Darstellung des Nervus saphenus (ns) mit Ramus infrapatellaris (*)

b) Nach Befestigung des Zielgerätes zeigt sich der Verlauf des Ramus infrapatellaris (*) durch das mögliche Operationsfeld.

Anhand der simulierten Implantation an einem Frischpräparat konnte gezeigt werden, dass die Implantation von medial bei einem Abstand von 15 mm zur Gelenklinie bei maximaler Beugung und Aussenrotation sicher erfolgen kann, der zusätzliche chirurgische Operationszugang ist mit etwa 2 cm Länge relativ klein verglichen zum Standardzugang. (Abbildung 62)

Der herkömmliche mediale parapatellare Operationszugang zum Kniegelenk erlaubt das Abgreifen der Gelenkflächenmittelpunkte mit Hilfe des Zielgerätes.



Abbildung 62: Darstellung medialer parapatellarer Zugang mit zusätzlichem Zugang für den Transversalträger (TT)

a) Blick durch den Zielbügel auf die Inzision

b) sicheres Bohren mit Hilfe einer Geweschutzhülse

c) postoperatives Ergebnis nach Hautnaht

Diskussion (Kapitel 4)

Die Implantation des Transversalträgers (TT) kann prinzipiell von medial als auch von lateral sicher erfolgen. Der zusätzliche Aufwand entspricht etwa demjenigen, welcher z.B. für viele Navigationssysteme zur zusätzlichen Befestigung von Markern akzeptiert wird.

Während medial mit grösser werdendem Tibiaplateauabstand sowohl Innenband als auch Pes anserinus in das Operationsfeld gelangen und zunehmend gefährdet werden, verringert sich lateral im mittleren Bereich (25 mm) der Abstand zum Fibulaköpfchen. Jedoch konnte hier bei allen Präparaten die Bohrung mit vollem Durchmesser (12 mm) erfolgen, ohne das Fibulaköpfchen zu tangieren.

Die intraoperative Lagerung des Kniegelenkes in maximaler Flexion und Innenrotation führt zum Herausbringen der gefährdeten Strukturen auf der medialen Seite, lateral ist eine gestreckte Lagerung zu bevorzugen.

Zusätzlich kann auf der medialen Seite gegebenenfalls der Ramus infrapatellaris nervi sapheni gefährdet sein. Dieser Nervenast kann variabel verlaufen und bereits durch den standardmässigen medialen parapatellaren Operationszugang zum Kniegelenk geschädigt werden. In diesen Fällen wird eine Resektion oder Koagulation der Nervenenden empfohlen. Prinzipiell besteht durch den weiteren Schnitt medial eine zusätzliche Schädigungsmöglichkeit, welche jedoch bei sorgfältiger Operationstechnik (reine Hautinzision, stumpfes Trennen der Subkutis) gering sein sollte.

Insgesamt scheint jedoch bezüglich der gefährdeten Strukturen eine Implantation von lateral her die günstigere Option zu sein. Hier könnte sich auch eine etwas bessere Weichteildeckung positiv hinsichtlich postoperativer Schmerzentwicklung und des weiteren Heilungsverlaufs auswirken.

Ein zusätzlicher Sicherheitsabstand zum Fibulaköpfchen könnte durch Reduzierung des Durchmessers des TT erreicht werden, alternativ aber z.B. auch durch eine konstruktionsbedingte Vorverlagerung des TT bezogen auf die Mittelpunkte der Gelenkflächen.

Die Ergebnisse dieses Kapitels wurden in Clinical Anatomy publiziert:

A.M. Nowakowski, M. Müller-Gerbl, V. Valderrabano. Surgical approach for a new knee prosthesis concept (TSTP) retaining both cruciate ligaments. Clinical Anatomy, 2010 Nov;23(8):985-91

Kapitel 5 – Überprüfung der Achsabweichung des Transversalträgers bei konventioneller Implantationstechnik anhand von 3D-CT-Rekonstruktionen

Einleitung (Kapitel 5)

In den kommenden Jahrzehnten wird die Zahl der Knieprothesenimplantationen stark zunehmen [75, 117]. In verschiedenen Studien konnte nachgewiesen werden, dass navigationsbasierte Implantationen grössere Ausrichtungsfehler der Prothesenkomponenten reduzieren können und man sich daher bessere Ergebnisse erhoffen kann [14, 26, 47, 66, 77, 87, 140].

Eine rasch fortschreitende Weiterentwicklung auf diesem Gebiet führt zwangsläufig auch zur Nachfrage nach präziseren Methoden zur Kontrolle der Implantatlage. So konnten Choi et al. [28] nachweisen, dass konventionelle Röntgenbilder nicht zur Überprüfung der exakten Ausrichtung von Knieprothesen geeignet sind. Entsprechend ergibt sich die Forderung nach Messungen anhand von 3D-Bildgebungsverfahren. Heutzutage sind verschiedene spezialisierte Computerprogramme erhältlich, welche eine lineare Vermessung von Oberflächen und Winkeln auf Grundlage von 3D-Rekonstruktionen der CT- oder MRI-Daten erlauben [59].

Ein neuer Ansatz ist nun die Verwendung von Koordinatenmesstechnik (KMT) mit Hilfe von Referenzobjekten (z.B. Kreise, Ebenen, Kugeln, Zylinder, Kegel) anhand von 3D-CT-Rekonstruktionen. Ein entsprechendes Koordinatenmesstechnik-Modul zur Visualisierung und Analyse von CT-Daten bietet die Software VGStudio Max 2.1.1 (Volume Graphics GmbH, Heidelberg, Deutschland).

Bislang wurden lediglich Studien unter Verwendung älterer Versionen ohne Einsatz von KMT beschrieben, wie z.B. die Studie von Günther et al. [46] zur 3D-Visualisierung und chirurgischen Operationsplanung von Abdominaltumoren bei Kindern mit VGStudio MAX 1.1 oder in der Arbeit von Wong et al. [149] zur 3D-Darstellung von Kariesschäden bei Zähnen mit VGStudio MAX 1.0.

Mit Einsatz der CT-basierten KMT soll in dieser Studie die Ausrichtungsgenauigkeit zur Implantation des Transversalträgers (TT) als modulares Bauteil des neuen Knie totalprothesenkonzeptes Transversalträger-Tibiaplateau (TTTP) analysiert werden. Wie bereits an verschiedenen Stellen dieser Arbeit beschrieben, basiert das Prinzip des Transversalträger-Tibiaplateaus im Wesentlichen aus zwei separaten Gelenkflächen (GF), welche unterhalb der Resektionsebene über Gelenkflächenträger (GFT) auf einem Transversalträger (TT) abgestützt werden [100-101]. (Abbildung 63)

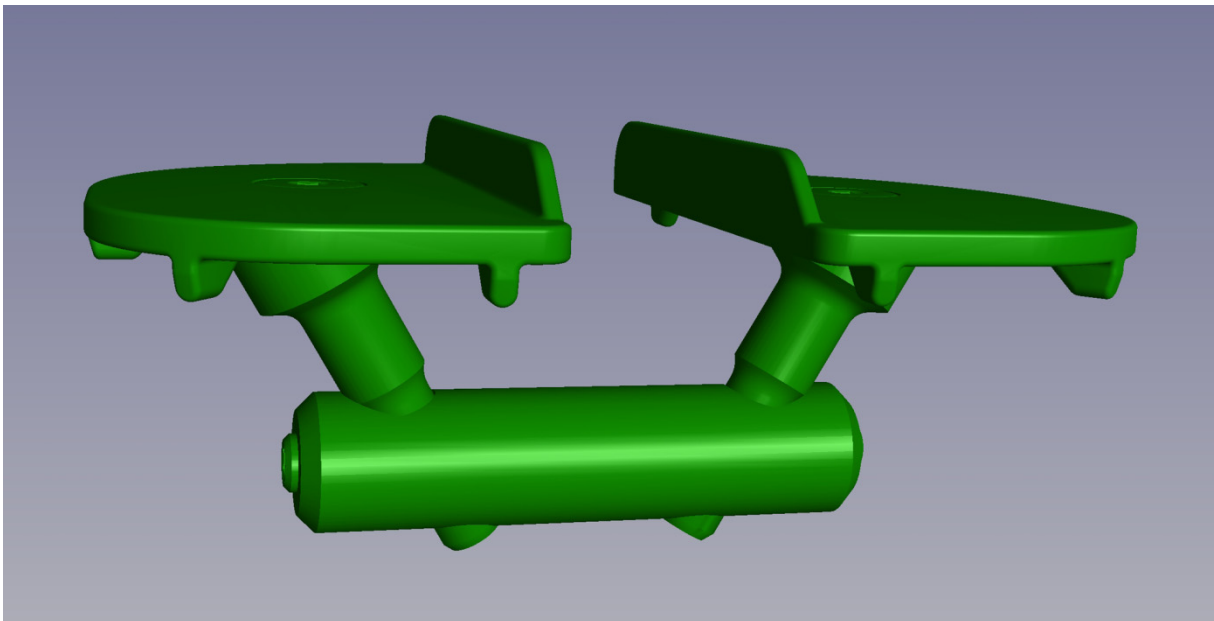


Abbildung 63: Darstellung der TTTP-Variante TT_{fix} als CAD-Datensatz (STL-Format) mit der Software VGStudio MAX im 3D-Fenster

Der TT soll für eine gute Verankerung im Knochen sorgen und eine korrekte Ausrichtung der separaten GF auf Dauer gewährleisten. Da es sich hierbei um ein völlig neues Konzept im Bereich der Implantatverankerung handelt, sind keinerlei Techniken zur Implantation oder Erfahrungen hierzu bekannt [108].

Eine mögliche Implantationstechnik ist das Abgreifen der Gelenkmittelpunkte zur Ausrichtung des TT mit anschließender geführter Bohrung über ein entsprechendes Zielgerät.

Zunächst soll in dieser Studie nun geprüft werden, ob mit Hilfe der KMT die Implantatabweichung mit hoher Genauigkeit und Präzision untersucht werden kann. Anschließend wird getestet, ob mit Hilfe eines speziell entwickelten Zielinstrumentes die Ausrichtung des TT hinreichend genau gelingen kann.

Material und Methoden (Kapitel 5)

Nach Zustimmung des Studienprotokolls durch die Ethikkommission beider Basel (EKBB) wurden 12 (6 Paar, je rechts und links) formalinfixierte Leichenpräparate verwendet. Die proximalen Tibiae waren zunächst im studentischen Anatomiekurs präpariert worden. Das mittlere Alter betrug 84 (+/- 11) Jahre, 6 Präparate waren weiblich und 6 männlich.

Zur Implantation und korrekten Ausrichtung des TT wurde ein speziell hierfür entwickeltes Zielgerät (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) verwendet. (Abbildung 64)



Abbildung 64: Zielgerät zur Implantation des TT in definierten Abständen zur Gelenklinie

Mit Hilfe des Zielgerätes wurde die Implantation des TT bei definierten Abständen von 15, 25 und 35 mm unterhalb der Gelenkslinie sowohl von medial als auch von lateral bestimmt. Die Zuordnung der Präparate erfolgte zufällig, die Implantation wurde gemäss standardisiertem Protokoll (Anhang Tabelle 6-2) durchgeführt.

Die Bohrung zur Ausrichtung des TT erfolgte, wie in der vorangehenden Studie (Kapitel 4) zum Operationszugang für das TTTP beschrieben [108]:

Die Grundplatte des Zielgerätes wurde mit Hilfe von kreuzenden Kirschner-Drähten distal der Tuberositas tibiae fixiert. Über die verschiedenen JustierVorrichtungen konnten die Taster exakt zu den Gelenkflächenmittelpunkten medial und lateral ausgerichtet werden, welche in Anlehnung an die von Hertel und Lehmann [51] beschriebene Methode als Schnittpunkt zwischen maximaler sagittaler Länge der Gelenkfläche und maximaler transversaler Ausdehnung bestimmt wurden.

Um den bereits von Fick [35] beschriebenen leichten Versatz der beiden eiförmigen separaten Gelenkflächen zueinander auszugleichen wurde jedoch nicht der jeweilige maximale Querdurchmesser je Kompartiment verwendet, sondern der maximale Gesamtquerdurchmesser beider Kompartimente zusammen. Dabei wurde auch auf eine entsprechend korrekte Einstellung der dorsalen Neigung (Slope) geachtet.

Nach Ausrichtung und Befestigung des Zielgerätes erfolgte zunächst die erste Bohrung unter Verwendung einer entsprechenden Bohrführung mit einem Kirschner-Draht (\varnothing 3,2 mm) bis in die Gegenkortikalis. Anschliessend erfolgte die zweite Bohrung geführt über den zunächst belassenen Führungsdraht mit dem definitiven Bohrer (\varnothing 12,0 mm für die Aluminium-Implantate, \varnothing 12,1 mm für Polyamid-Implantate) bis zur Gegenkortikalis. Nun wurde das Zielgerät entfernt, die beiden abgegriffenen Gelenkflächenmittelpunkte mit Bleikügelchen (\varnothing 2,0 mm) markiert und mittels Schnellkleber (Cementit[®] CA 12, Merz + Benti AG, Niederwangen, Schweiz) entsprechend fixiert. (Abbildung 65)

Nach Bohrlängenbestimmung mit Hilfe einer digitalen Schieblehre wurden individuell angepasste TT zur Hälfte aus Aluminiumrundprofil (Al, \varnothing 12,0 mm; Abbildung 66) und Polyamid-Rundprofil (PA-66, \varnothing 12,1 mm) implantiert und mit einem Giessharz auf Polyurethanbasis (Neukadur MultiCast 2, Altropol Kunststoff GmbH, Stockelsdorf, Deutschland) fixiert.

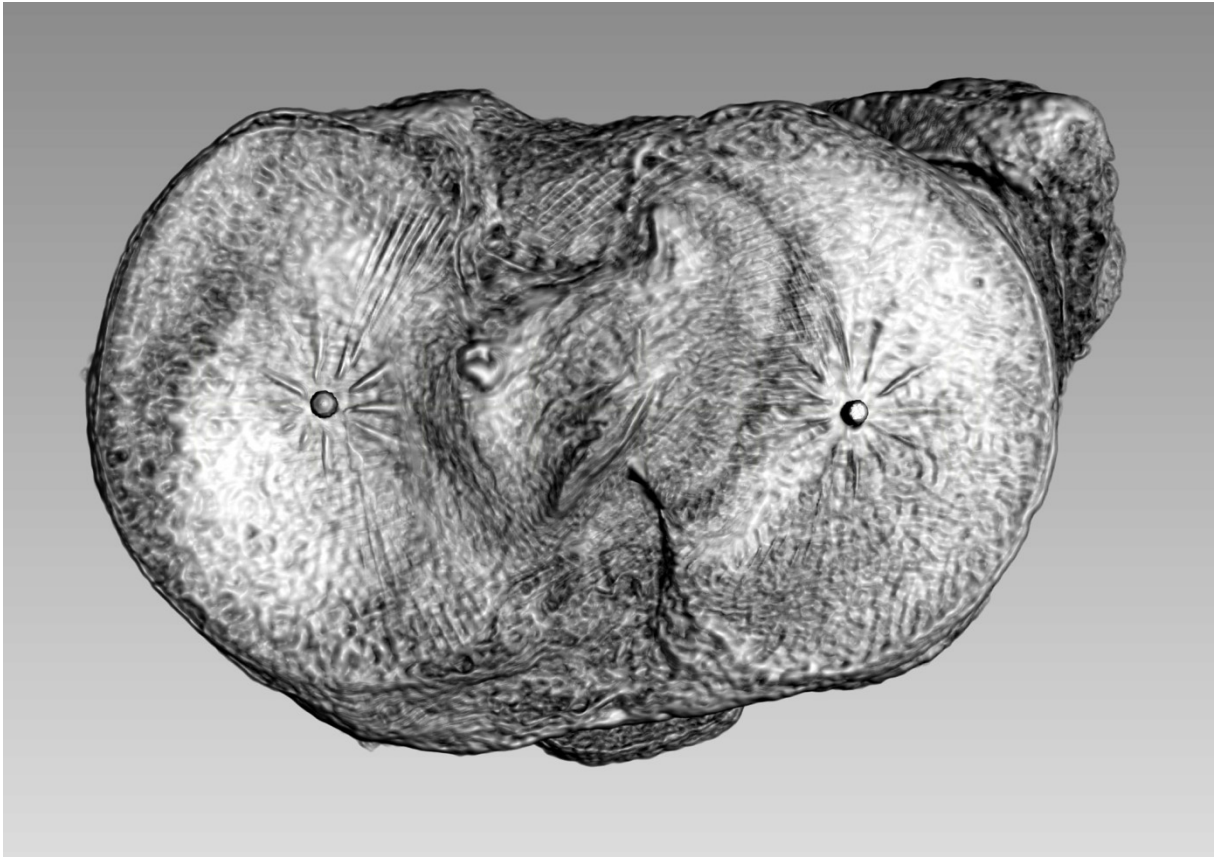


Abbildung 65: Markierung der beiden abgegriffenen Gelenkflächenmittelpunkte mit aufgeklebten Bleikügelchen (\varnothing 2,0 mm):

Blick von proximal auf die Gelenkflächen einer linken Tibia nach CT-3D-Rekonstruktion

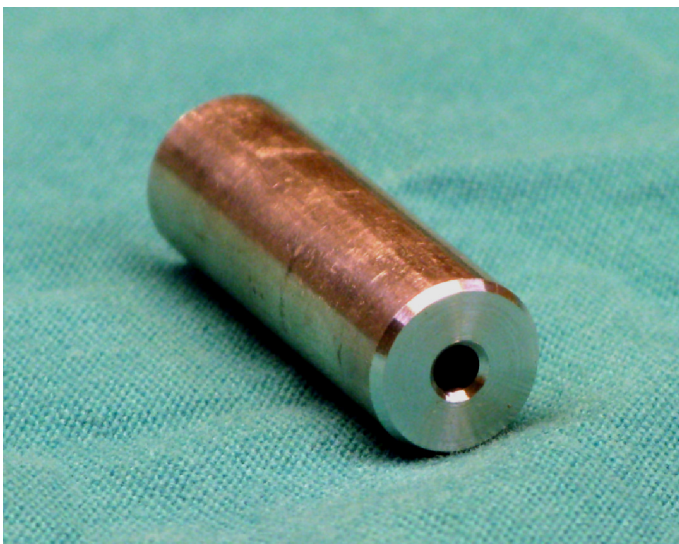


Abbildung 66: Gemäss Bohrlänge gefertigter TT

Nach Implantation der Transversalträger wurden die Präparate in einem GE Lightspeed 16 X-ray CT Scanner (General Electric Healthcare Corporation, Waukesha, Wisconsin, USA) mit folgenden Parametern untersucht:

- Beschleunigungsspannung 120 kV,
- Schichtdicke 0,625 mm,
- Voxeltiefe 0,5 mm,
- Voxelhöhe 0,296875 mm,
- Voxelbreite 0,296875 mm.

Die so generierten DICOM-Bilder im Knochenfenster wurden zur Vermessung am Bildschirm in die Software VGStudio Max 2.1.1 (Volume Graphics GmbH, Heidelberg, Deutschland) eingelesen. Zur Kalibrierung der Oberfläche wurde die Anpassungsmethode der kleinsten Quadrate (Gaußsche Anpassung) verwendet. Hierbei wird die Summe aller Abweichungen der Antastpunkte vom angepassten Referenzobjekt minimiert. Entsprechend wird das Geometrieelement so positioniert, dass die Summe der negativen quadratischen Abweichungen gleich ist der Summe der positiven quadratischen Abweichungen.

Initial wurde ein Raycasting-basiertes 3D-Rendering der proximalen Tibiae anhand der DICOM-Datensätze durchgeführt. Durch Anpassen von kugelförmigen Referenzobjekten an die beiden Bleikugeln und einem angepassten inneren Kreis am Eintrittspunkt des Implantats (medial oder lateral, entsprechend der Implantationsseite) wurde die Koronarebene durch die Lage der Zentren dieser drei geometrischen Formen exakt definiert. (Abbildung 67a)

Auf Grundlage dieser Koronarebene wurde das Koordinatensystem mit entsprechenden senkrechten Achsen festgelegt. (Abbildung 67b)

Unter Verwendung einer einfachen 3-2-1-Registration konnten so die jeweiligen CT-Bildsequenzen zur Darstellung der 2D-Ebenen neu rekonstruiert und zum Koordinatensystem ausgerichtet werden.

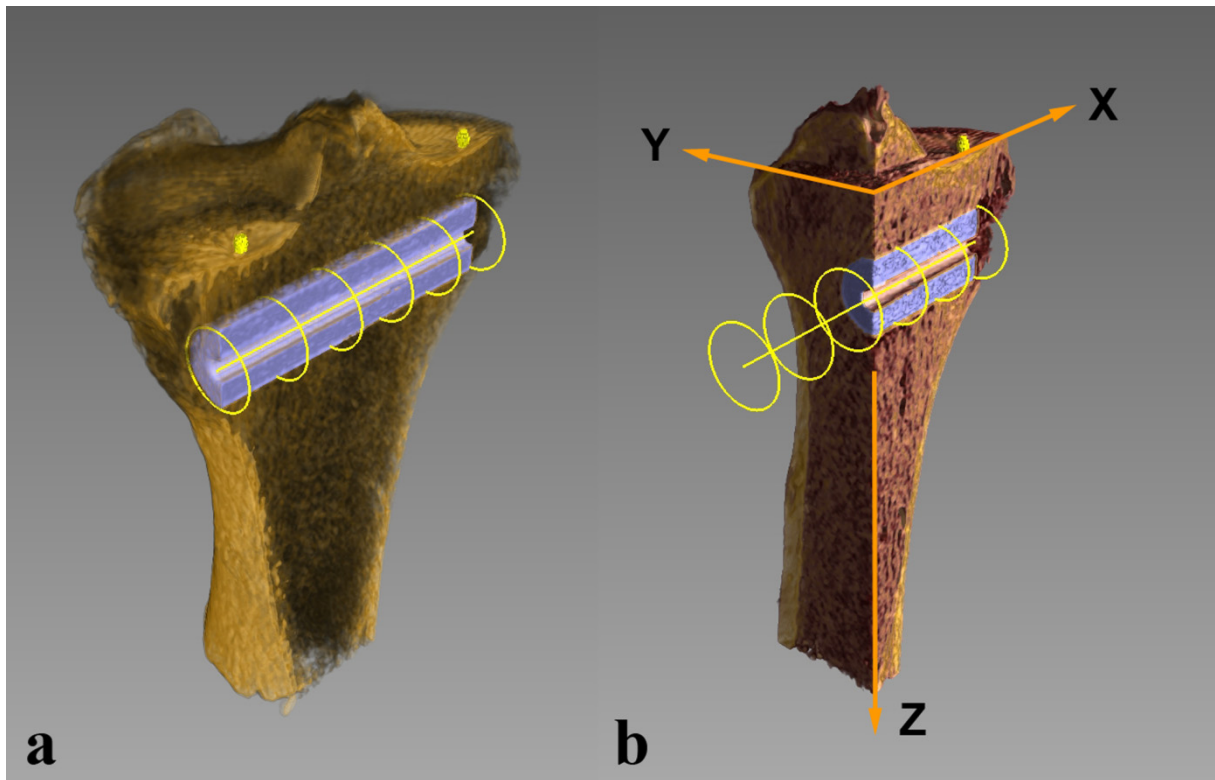


Abbildung 67:

a) 3D-Darstellung der Koronarebene als Schnittebene, welche durch Referenzobjekte an den Bleikugeln und dem Eintrittspunkt des Implantats definiert wurde

b) Definition des Koordinatensystems

Die folgende Messroutine mit Hilfe der KMT wurde durch drei verschiedene Anwender durchgeführt, um eine mögliche Interobserver-Variabilität zu berücksichtigen.

Im ersten Schritt wurde eine Oberflächenbestimmung unter Verwendung des Erweiterten Einstellungsmodus zur Grenzflächenbestimmung zwischen Knochen und Implantat durchgeführt. Anschliessend erfolgte die Bestimmung des Implantatdurchmessers mit Hilfe eines Zylinder-Referenzobjektes, welches mit Hilfe von Antastpunkten angepasst wurde. (Abbildung 68)

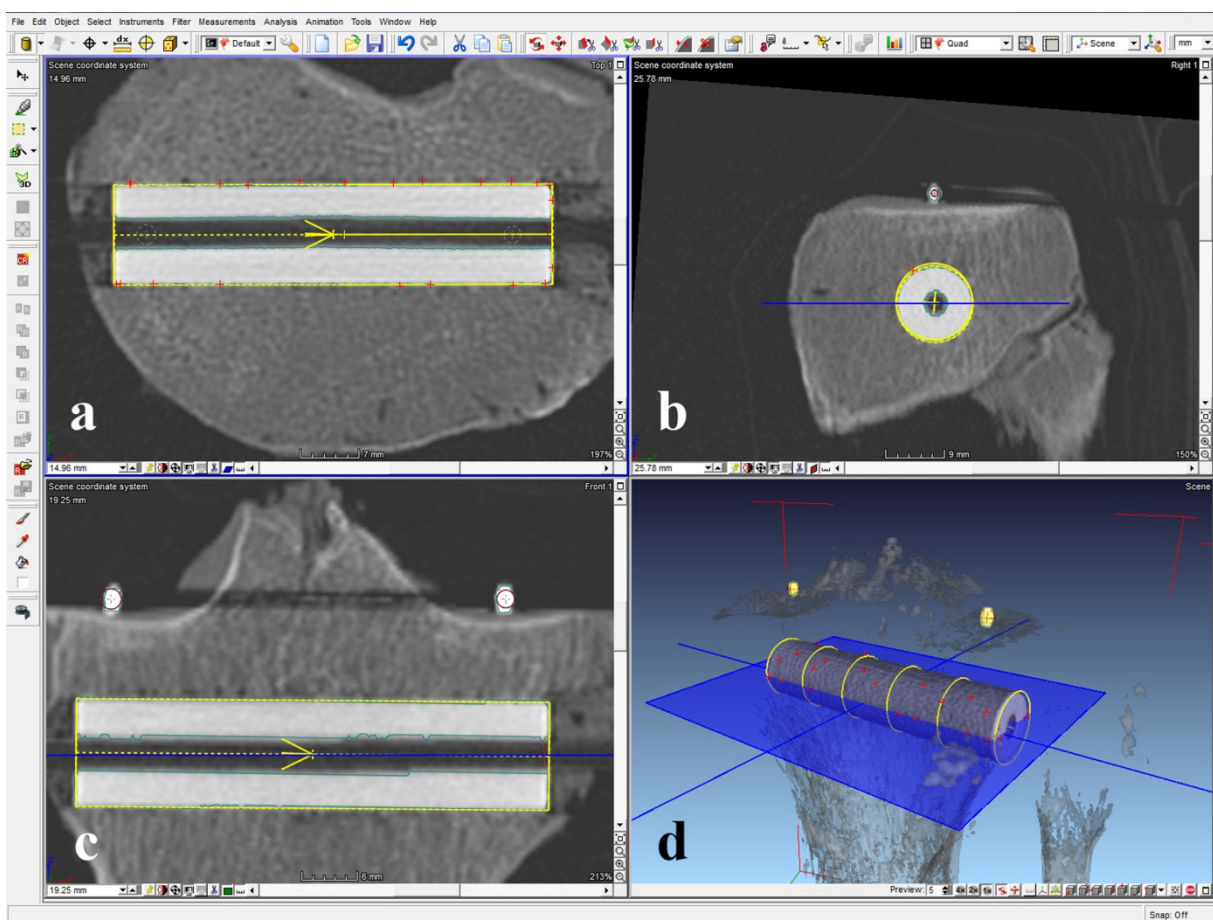


Abbildung 68: Benutzeroberfläche der Software VGStudio MAX beim Anpassen eines Zylinder-Referenzobjektes.

Antastpunkte (rot) können sowohl in den 2D-Darstellungen (a) Transversalebene, b) Sagittalebene, c) Koronarebene) gesetzt werden, als auch in der 3D-Ansicht (d). Optional kann eine Vorschau des anzupassenden Referenzobjektes (hier Zylinder, gelb) angezeigt werden, während die Antastpunkte ausgewählt werden.

Mit Verwendung einer Option für automatische Anpassung von Antastpunkten konnte die Anzahl dieser Punkte enorm erhöht werden. Auf Grundlage dieser zusätzlich generierten Antastpunkte wurde dann das Referenzobjekt berechnet. (Abbildung 69)

Schliesslich wurde die Implantatlänge mit Hilfe eines Längenmessinstrumentes unter Verwendung einer Schnappfunktion bestimmt, so dass die Messpunkte des Messwerkzeuges automatisch an die Materialgrenze positioniert wurden.

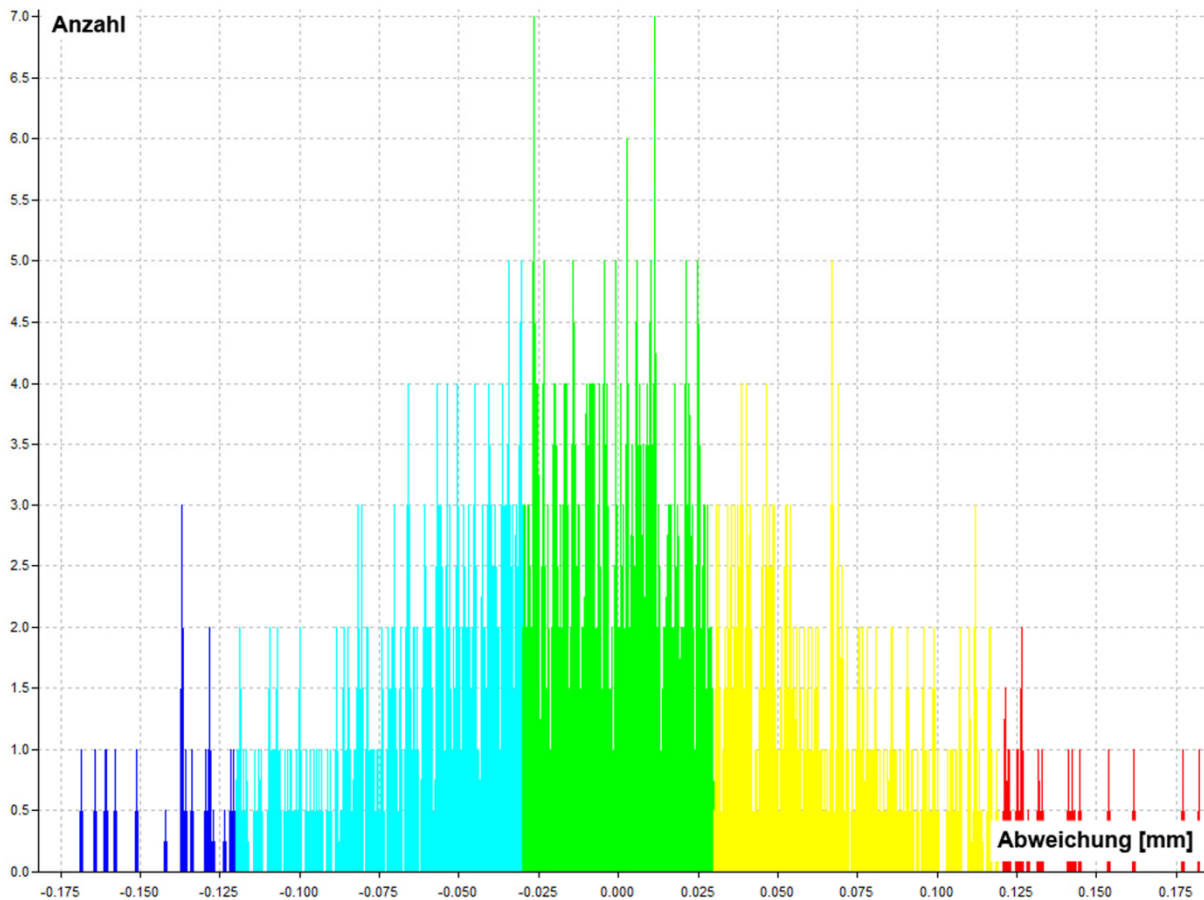


Abbildung 69: Histogramm der Antastpunkte für den Referenz-Zylinder aus Abbildung 68:

Auf Grundlage der gesetzten Antastpunkte wurde ein erstes vorläufiges Referenzobjekt angepasst. Durch die Option für automatische Anpassung wurde das vorläufige Referenzobjekt dann benutzt, um einen neuen Satz Antastpunkte zu erzeugen, die gleichmässig über die Oberfläche des vorläufigen Referenzobjekts verteilt waren und dann auf die Oberfläche der Voxeldaten projiziert wurden. Anschliessend wurde das Referenzobjekt auf dieser neuen Grundlage wieder berechnet. Hierdurch konnte die Zahl der Antastpunkte drastisch erhöht werden, in diesem Beispiel auf etwa 1000.

Zur Überprüfung, ob mit Hilfe des speziell entwickelten Zielinstrumentes die Ausrichtung des TT hinreichend genau gelingen kann, wurden die Achsabweichungen in den zugehörigen Ebenen untersucht.

Durch Analyse der Implantatabweichung in der Transversalebene wurde die Rotationsfehlstellung ermittelt. Mit Darstellung der zentralen Achse des zuvor bestimmten Zylinder-Referenzobjektes in der jeweiligen Schicht der 2D-Darstellung konnte die Abweichung zu den Referenz-Kugeln der Bleimarkierungen einfach ausgemessen werden, da diese sich orthogonal auf die ausgewählte Schicht projizieren liessen. (Abbildung 70)

Analog dazu wurde die Varus-/Valgusabweichung in der Koronarebene gemessen.

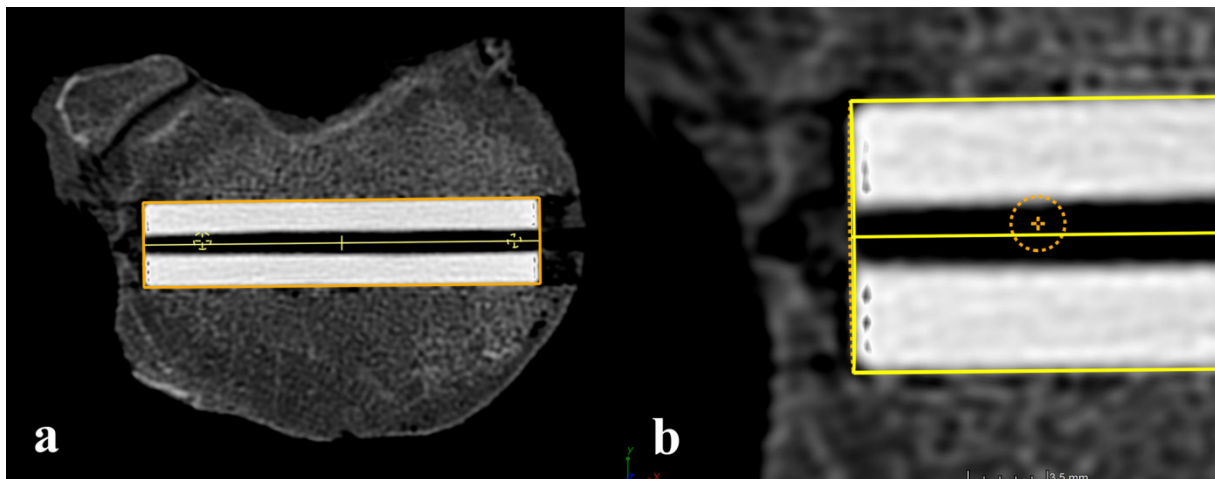


Abbildung 70:

- a) Darstellung der zentralen Achse des zuvor bestimmten Zylinder-Referenzobjektes in der Transversalebene. Die kugelförmigen Referenzobjekte (gestrichelte Linien) der Bleikugeln liessen sich orthogonal auf die ausgewählte Schicht projizieren. In diesem Beispiel erfolgte die Implantation von medial, so dass die Abweichung lateral grösser ist.**
- b) Vergrößerung der Situation aus a) zur näheren Betrachtung der Abweichung des Implantats in diesem Bereich**

Als Ergänzung zur Implantatausrichtung und Vermessung wurden zusätzliche Daten zur Analyse der Anatomie und Geometrie rund um den Transversalträger ermittelt. Dazu wurden bereits während der Implantation diverse Parameter mit der Schieblehre gemäss Definition abgegriffen. (Abbildung 71 und Abbildung 72)

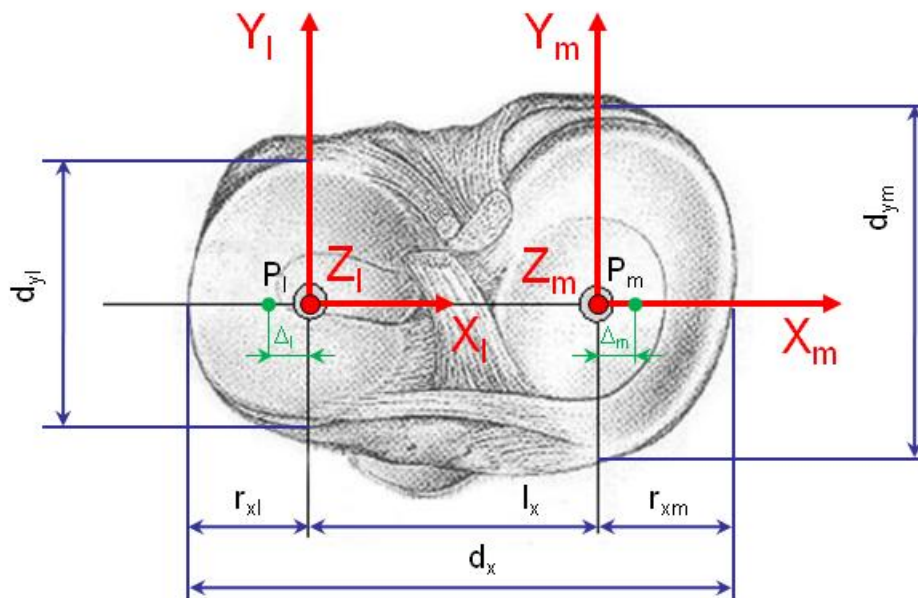


Abbildung 71: Definition diverser Messparameter zur TT-Implantation

- P_l** Gelenkflächenmittelpunkt lateral
- P_m** Gelenkflächenmittelpunkt medial
- Δ_l** Tastabstand des Zielinstrumentes zum Mittelpunkt lateral
- Δ_m** Tastabstand des Zielinstrumentes zum Mittelpunkt medial
- d_{y_l}** sagittaler Gelenkflächendurchmesser lateral
- d_{y_m}** sagittaler Gelenkflächendurchmesser medial
- l_x** Abstand der Gelenkflächenmittelpunkte
- r_{x_l}** transversaler Abstand lateral vom Gelenkflächenmittelpunkt zum Rand
- r_{x_m}** transversaler Abstand medial vom Gelenkflächenmittelpunkt zum Rand
- X_l** longitudinale Achse durch lateralen Gelenkflächenmittelpunkt
- X_m** longitudinale Achse durch medialen Gelenkflächenmittelpunkt
- Y_l** sagittale Achse durch lateralen Gelenkflächenmittelpunkt
- Y_m** sagittale Achse durch medialen Gelenkflächenmittelpunkt
- Z_l** transversale Achse durch lateralen Gelenkflächenmittelpunkt
- Z_m** transversale Achse durch medialen Gelenkflächenmittelpunkt

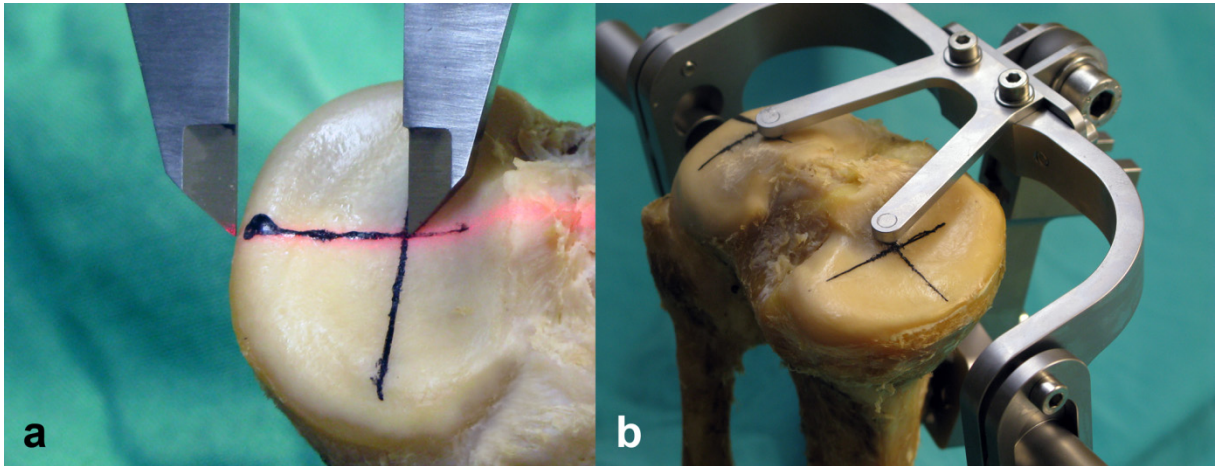


Abbildung 72: Bestimmung von geometrischen Messparametern zur Ausrichtung des Zielgerätes und während der Implantation des Transversalträgers

- a) Abgreifen des transversalen Abstandes r_{xm} zum medialen Gelenkflächenmittelpunkt
- b) Tastabstand Δ_m des Zielinstrumentes zum Gelenkflächenmittelpunkt medial

Schliesslich wurden anhand der CT-Daten die Lagebeziehungen der Transversalträger zum Knochen analysiert. Dazu wurden die Abstände der projizierten Gelenkflächenmittelpunkte auf die TT-Achsen zur Kortikalis sowohl in sagittaler als auch in transversaler Richtung vermessen. (Abbildung 73)

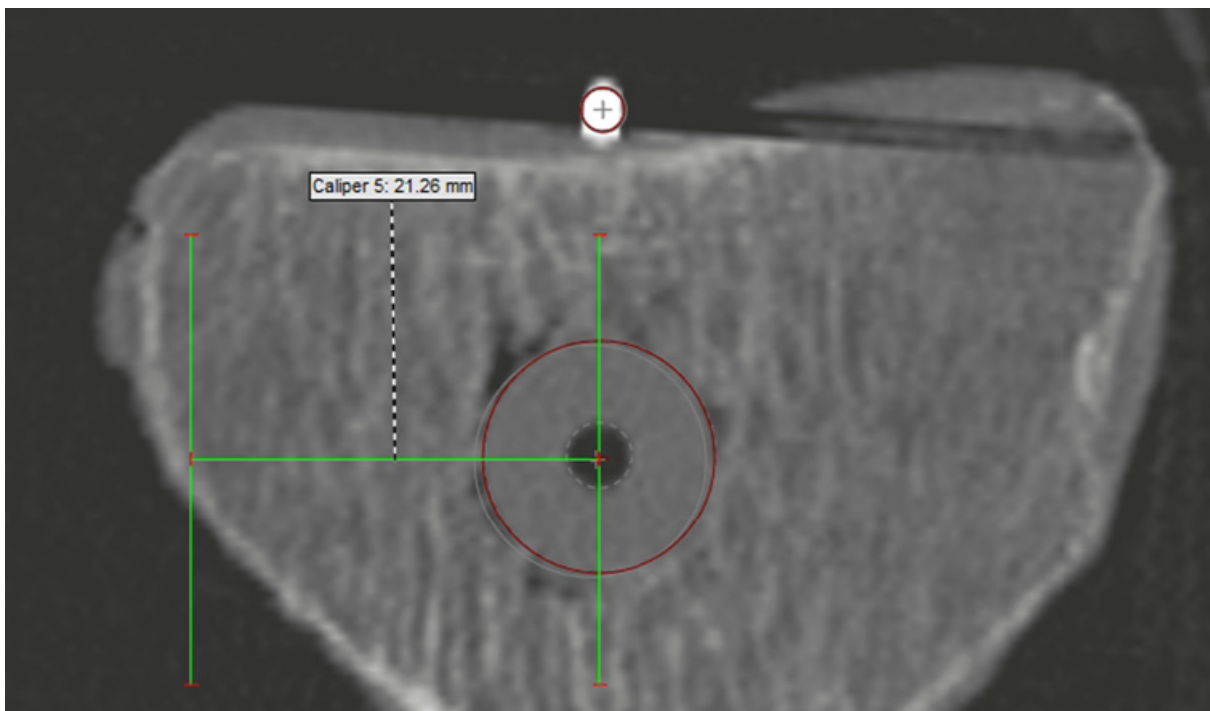


Abbildung 73: Lagebeziehung des TT zum umgebenden Knochen, hier Abstand unterhalb des lateralen Gelenkflächenmittelpunktes zur ventralen Kortikalis in sagittaler Richtung

Neben der CT-Vermessung wurden zusätzlich Schnittpräparate anhand eines modifizierten Verfahrens nach Schenk et al. [121] hergestellt. Zunächst wurden dazu die Präparate nach TT-Implantation und CT-Analyse in Polymethylmethacrylat (PMMA) gemäss Protokoll (Anhang Tabelle 6-3) eingebettet. (Abbildung 74)



Abbildung 74: Vorbereitung zur Einbettung der 12 Präparate in Polymethylmethacrylat (PMMA), Entwässerung mittels aufsteigender Alkoholreihe auf Schüttelmaschinen



Abbildung 75: Fräsen der Präparate nach dem Aushärten

Nach dem Aushärten wurden die überschüssigen PMMA-Reste weggefräst, um ein Einspannen zur Herstellung von dünnen Schnitten mit einer Diamantsäge zu ermöglichen. (Abbildung 75)

Zur Ausrichtung wurde zum einen ein Ziellaser verwendet und zum anderen ein Messingstab, welcher vor dem Einbetten in die zentrale Bohrung der Transversalträger eingebracht worden war. Dieser Messingstab konnte durch Überstand medial und lateral gut lokalisiert werden. (Abbildung 76)

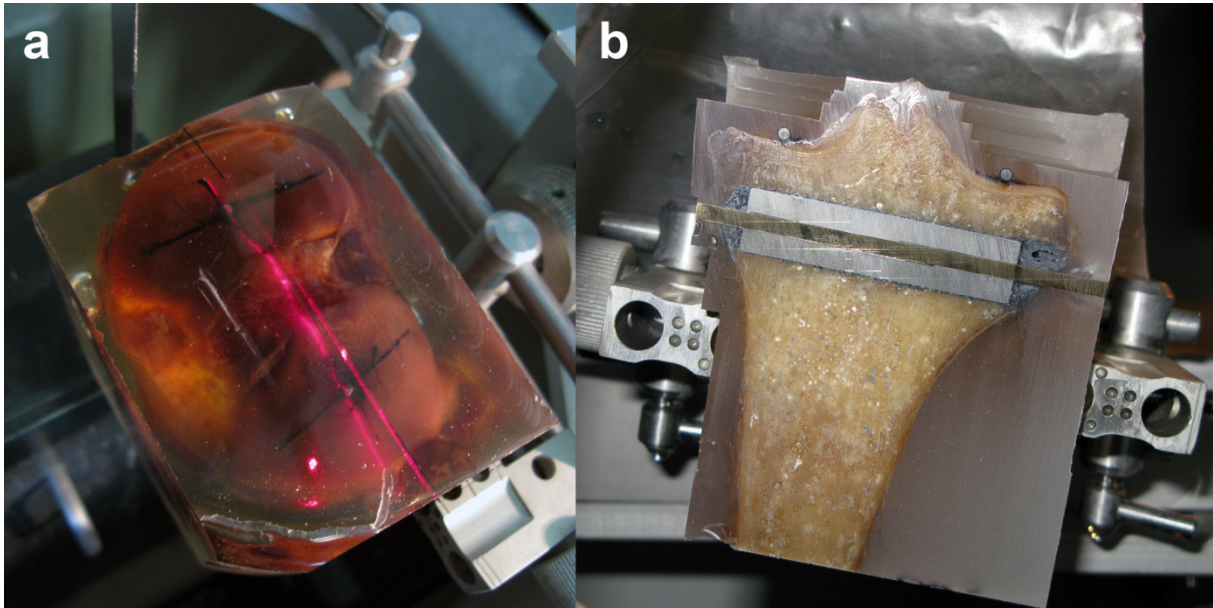


Abbildung 76: Ausrichtung der eingebetteten Präparate zur Erstellung von Sägeschnitten

a) Ausrichtung des Präparates mit Hilfe eines Lasers anhand der durchscheinenden Bleikugeln

b) Zusätzliche Ausrichthilfe mittels Messingstab (Ø 3 mm), welcher vor dem Einbetten in die zentrale Bohrung des TT eingeführt wurde

Im Gegensatz zur zerstörungsfreien Schnittdarstellung mit Hilfe der CT-3D-Rekonstruktion konnten mit diesem Verfahren nun lediglich Schnitte in einer Ebene realisiert werden. Daher wurden die Präparate zur Hälfte in der Frontalebene und zur anderen Hälfte in der Sagittalebene geschnitten. (Tabelle 1-Kapitel 5)

Tabelle 1-Kapitel 5: Zuordnung der Schnittebenen, Ausrichtung gemäss Zugangsseite

P	Seite	Abstand	M	L TT	Ø TT	Zugang	Schnitt
1	re	15	PA-66	71,0	12,1	medial	sagittal
2	li	15	PA-66	69,0	12,1	lateral	frontal
3	re	15	Al	55,0	12,0	medial	sagittal
4	li	15	Al	52,0	12,0	lateral	frontal
5	re	35	PA-66	35,2	12,1	lateral	frontal
6	li	35	PA-66	32,3	12,1	medial	sagittal
7	re	25	PA-66	52,7	12,1	medial	sagittal
8	li	25	PA-66	52,2	12,1	lateral	frontal
9	re	35	Al	37,4	12,0	medial	sagittal
10	li	35	Al	37,0	12,0	lateral	frontal
11	re	25	Al	54,0	12,0	lateral	frontal
12	li	25	Al	56,1	12,0	medial	sagittal

Die so hergestellten Präparatschnitte wiesen eine Dicke von etwa 300 bis 400 µm auf und wurden anschliessend im Nassschleifverfahren auf etwa 200 µm heruntergeschliffen und poliert. Dazu wurden die Schnitte mit Hilfe eines Sekundenklebers (Cementit® CA 12, Merz + Benti AG, Niederwangen, Schweiz) auf planen Kunststoffscheiben befestigt. Im Anschluss wurde eine Toluidinblau-Oberflächenfärbung durchgeführt.

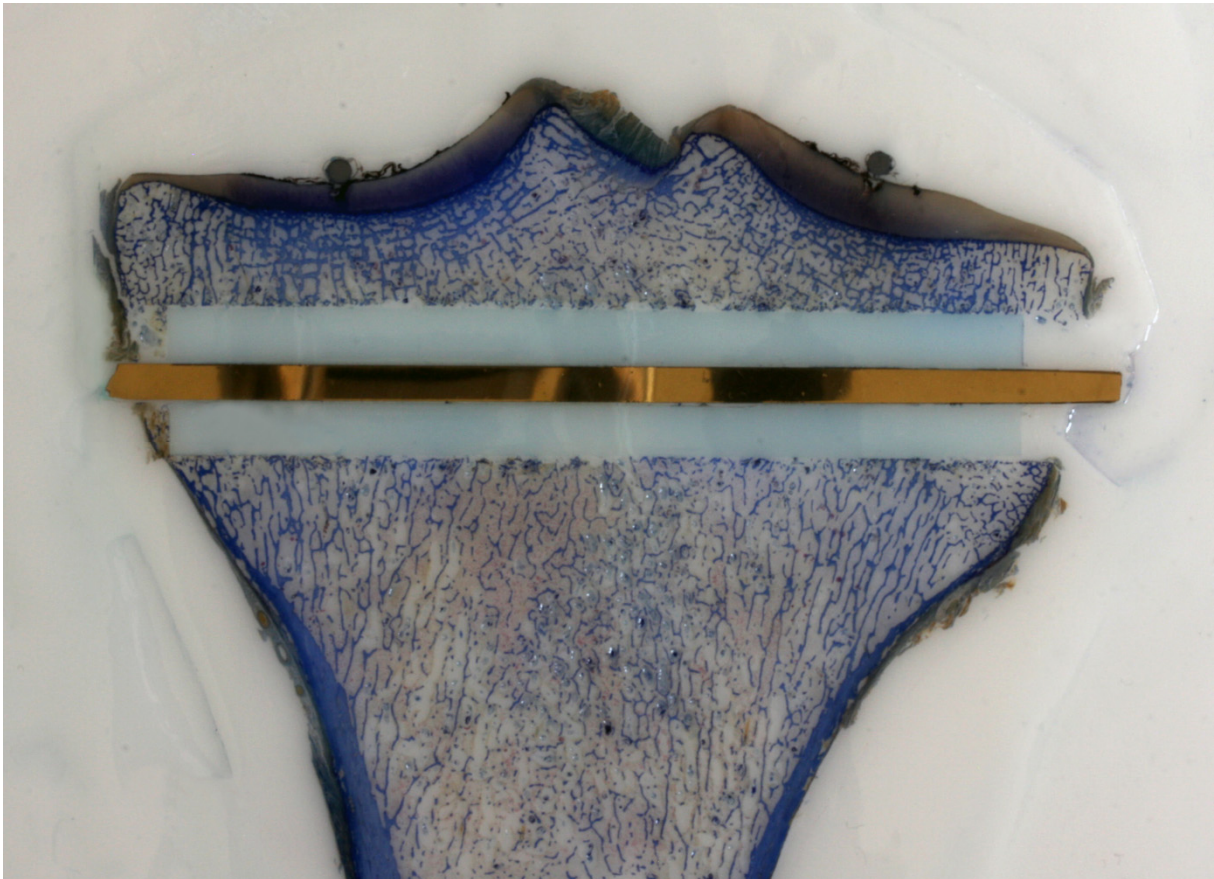


Abbildung 77: Darstellung eines frontalen Präparatschnittes, Toluidin-Oberflächenfärbung

Während bei den Frontalschnitten lediglich ein einziger Schnitt - welcher möglichst exakt durch die beiden Bleikugeln verlaufen sollte - zur Auswertung kam, wurden bei den Sagittalschnitten drei Ebenen verwertet (Abbildung 78):

- Schnittebene sagittal durch den medialen Gelenkflächenmittelpunkt,
- Schnittebene sagittal durch die Präparatmitte, sowie
- Schnittebene sagittal durch den lateralen Gelenkflächenmittelpunkt.

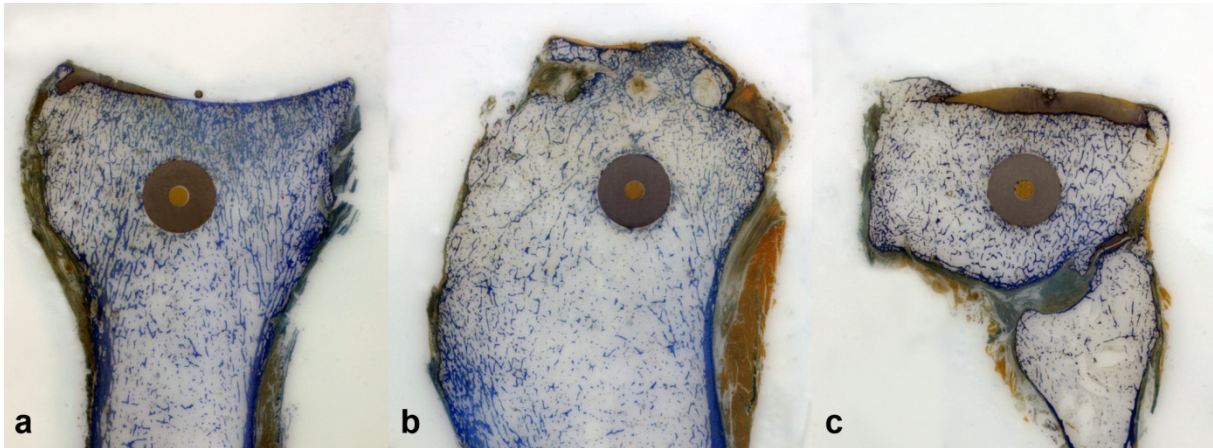


Abbildung 78: sagittale Schnittebenen

- a) Schnittebene sagittal durch den medialen Gelenkflächenmittelpunkt**
- b) Schnittebene sagittal durch die Präparatmitte**
- c) Schnittebene sagittal durch den lateralen Gelenkflächenmittelpunkt**

Zur Vermessung der Lagebeziehungen des TT zum Knochen analog zu den CT-Messungen wurde das Digitale Bildanalyse-System ImageAcces (Imagic Bildverarbeitung AG, Glattbrugg, Schweiz) verwendet.

Dabei wurden kalibrierte digitale Bilder, aufgenommen mit einer Canon EOS 50D (Canon inc., Tokio, Japan), über einen automatisierten Bildeinzug mit Übernahme aller aufnahmerelevanten Parameter in eine Bilddatenbank eingelesen und anschliessend vermessen.

Ergebnisse (Kapitel 5)

Erwartungsgemäss führten die beiden aufgeklebten Bleikugeln bei der CT-Untersuchung zu Artefakten im Bereich der Eminentia tibiae, welche an dieser Stelle die Messungen nicht weiter beeinträchtigten. Hingegen blieben die CT-Datensätze im Bereich der Aluminium-Implantate nahezu artefaktfrei, ebenso bei den Polyamid-Implantaten.

Bei der weiteren Analyse unter Verwendung von CT-basierter KMT zeigten sich nur sehr geringe Abweichungen zu den vorgegebenen Implantatgrössen. Zur Veranschaulichung dieser eindrücklichen Ergebnisse wurden die entsprechenden Messungen bezüglich des Implantatdurchmessers (\emptyset) und der Implantatlänge (L) in Tabelle 2-Kapitel 5 als Übersicht dargestellt.

Tabelle 2-Kapitel 5: Bestimmung der Implantatdurchmesser (\emptyset) und Implantatlänge (L) in Millimetern [mm] durch drei verschiedene Anwender (P: Präparat, M: Material)

Implantat-Parameter				Anwender 1		Anwender 2		Anwender 3	
P	M	\emptyset	L	\emptyset_1	L ₁	\emptyset_2	L ₂	\emptyset_3	L ₃
1	PA	12,1	71,0	12,08	71,00	12,10	71,00	12,16	71,02
2	PA	12,1	69,0	12,06	69,01	12,12	68,88	12,08	68,81
3	AI	12,0	55,0	11,98	55,04	12,00	54,91	12,04	54,99
4	AI	12,0	52,0	11,92	52,02	11,98	52,06	12,00	52,05
5	PA	12,1	35,2	12,06	35,10	12,12	35,39	12,18	35,23
6	PA	12,1	32,3	12,12	32,34	12,10	32,20	12,12	32,21
7	PA	12,1	52,7	12,12	52,94	12,12	52,90	12,14	52,86
8	PA	12,1	52,2	12,12	52,35	12,04	52,22	12,10	52,42
9	AI	12,0	37,4	11,90	37,37	12,02	37,37	12,04	37,41
10	AI	12,0	37,0	12,04	36,95	12,02	36,96	12,00	36,96
11	AI	12,0	54,0	11,92	53,98	11,98	54,03	11,98	54,03
12	AI	12,0	56,1	11,98	56,11	12,00	56,21	11,98	56,26

Die Abweichungen der CT-Messungen blieben meist innerhalb der Genauigkeit, welche durch die Implantatbestimmung mittels digitaler Schieblehre ($\pm 0,1$ mm) überhaupt vorgegeben werden konnte. Dabei schien die Messwertstreuung der Durchmesserbestimmung mit Hilfe eines Zylinder-Referenzobjektes und der Option für automatische Anpassung von Antastpunkten geringer zu sein, als die Streuung der Zweipunkt-Längenbestimmung mit Hilfe eines Längenmessinstrumentes unter Verwendung der Schnappfunktion. (Abbildung 79)

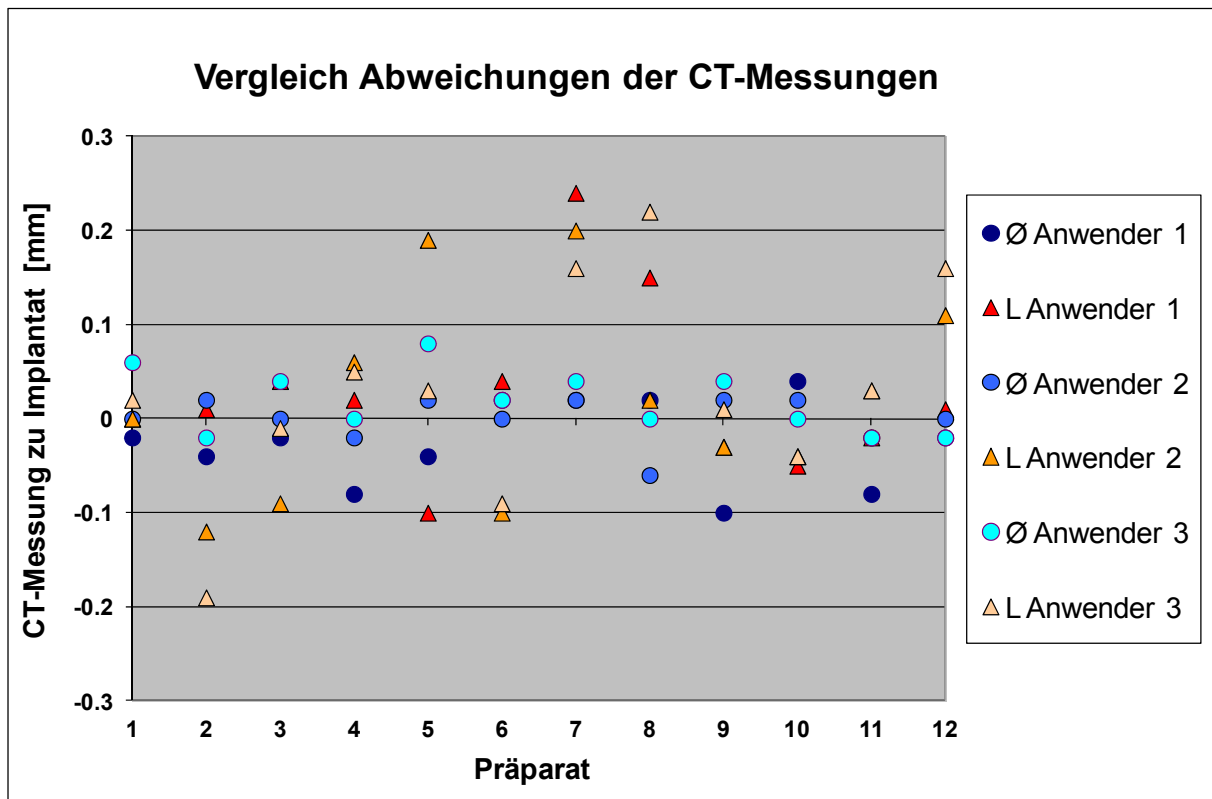


Abbildung 79: Differenz zur Implantatbestimmung mittels digitaler Schieblehre:

Die Messwertstreuung der Durchmesserbestimmung (runde Marker, Blautöne) mit Hilfe eines Zylinder-Referenzobjektes und Option für automatische Anpassung von Antastpunkten scheint geringer zu sein, als die Streuung der Zweipunkt-Längenbestimmung (dreieckige Marker, Rottöne) mit Hilfe eines Längenmessinstrumentes unter Verwendung einer Schnappfunktion.

Die Mittelwerte der Abweichungen bezüglich der Implantatdurchmesser-Bestimmung betragen bei Anwender 1 0,02 ($\pm 0,05$) mm, für Anwender 2 0,00 ($\pm 0,02$) mm und 0,02 ($\pm 0,03$) mm für Anwender 3. Nur wenig grösser waren die gemittelten Abweichungen betreffend der Implantatlänge, bei Anwender 1 0,03 ($\pm 0,09$) mm, für Anwender 2 0,02 ($\pm 0,11$) mm und 0,03 ($\pm 0,11$) mm für Anwender 3.

Aufgrund dieser geringen Abweichungen erschien eine weitere statistische Analyse hinsichtlich der Interobserver-Variabilität nicht sinnvoll.

Die Messungen zur Bestimmung der Abweichungen des TT zur Überprüfung der Genauigkeit des speziell entwickelten Zielgerätes zeigte eine Fehlausrichtung von bis zu 1,6 ° (Innenrotation, Präparat 12; Varusabweichung, Präparat 10; Tabelle 3-Kapitel 5).

Im Mittel betrug die Innenrotation 0,11 (+/- 0,89) ° und die Valgusabweichung 0,13 (+/- 0,63) °. Auch hier wurde in Anbetracht der geringen Abweichungen auf eine weitere statistische Analyse, z.B. inwieweit die Abweichung abhängig vom Abstand der Implantation zur Gelenkslinie ist, verzichtet.

Tabelle 3-Kapitel 5: Implantatabweichung (Innenrotation φ_{rot} und Valgusabweichung φ_{val})

Präparat	Abstand	φ_{rot} [°]	φ_{val} [°]
1	15	0,4	0,2
2	15	0,0	-0,1
3	15	-0,6	0,5
4	15	0,0	0,3
5	35	-1,0	0,2
6	35	0,8	0,1
7	25	-1,0	0,7
8	25	-0,7	-0,2
9	35	1,4	0,6
10	35	0,7	-1,6
11	25	-0,5	0,8
12	25	1,6	0,0
	Mittelwert	0,11	0,13
	STABW	0,89	0,63

Seitens der Lagebeziehung des Transversalträgers in sagittaler Richtung zum Knochen anhand der CT-Messungen konnte festgestellt werden, dass sich insbesondere mit Vergrößerung des Abstandes von 25 auf 35 mm der umgebende Knochen deutlich verringerte. (Abbildung 80)

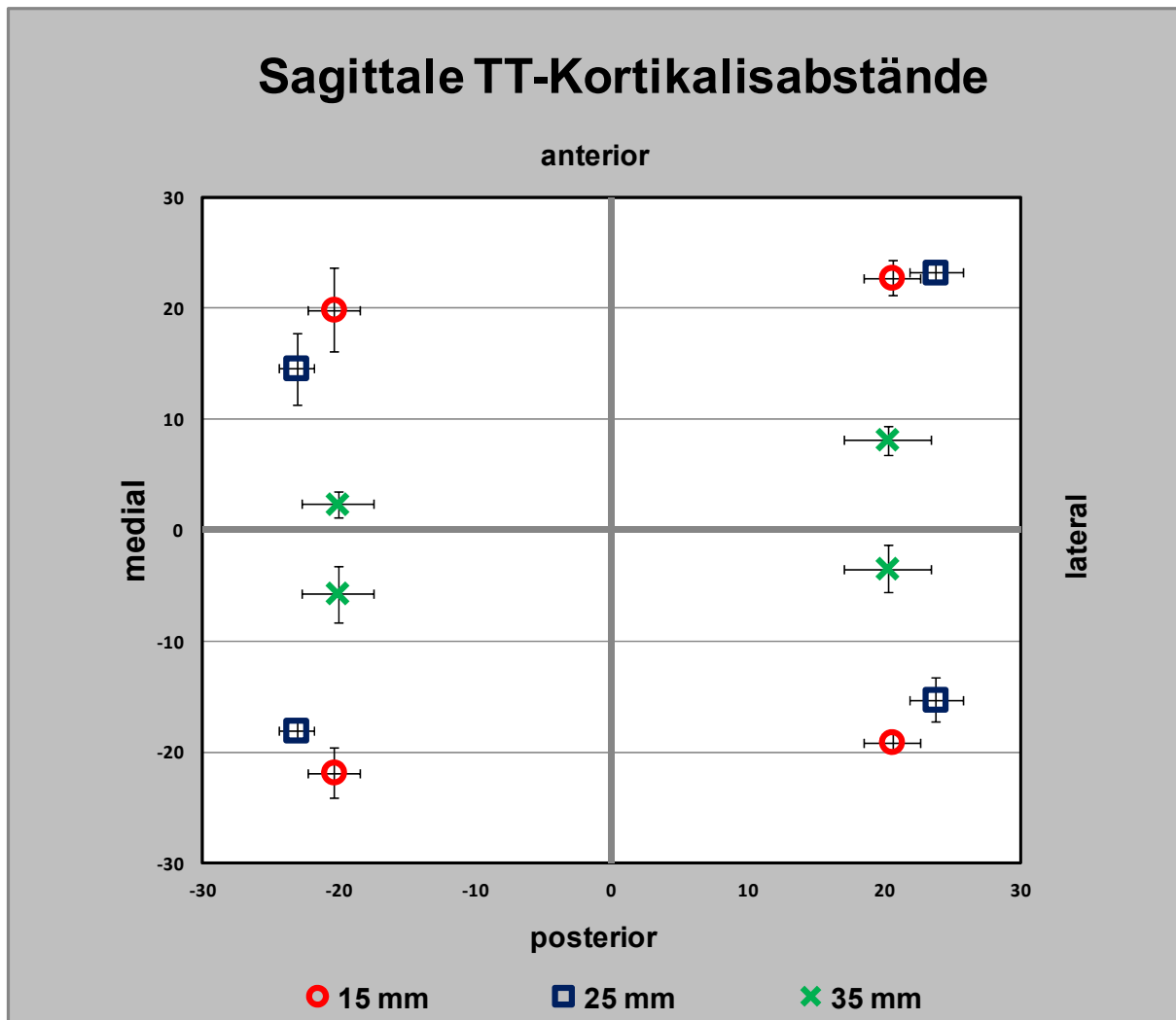


Abbildung 80: Mittelwerte der Kortikalisabstände in sagittaler Richtung (anterior-posterior) zur TT-Achse in Abhängigkeit der Implantationsabstände zur Gelenkslinie.

Die Werte in transversaler Richtung (medial-lateral) stellen die Abstände der jeweiligen Gelenkflächenmittelpunkte zur Kniemitte in dieser Richtung dar.

Ausserdem vergrösserten sich die gemessenen Abstände lateral im Vergleich zu medial in anteriorer Richtung, beziehungsweise verringerten sich analog dazu in posteriorer Richtung. Im Mittel aller 12 Präparate betrug der mediolaterale Abstand der Gelenkflächenmittelpunkte 42,7 (+/- 5,1) mm. Dabei lagen diese Abstände zusammengefasst für die Kniepräparate bei einem Implantationsabstand von 15 mm

mit 40,9 (+/- 3,9) mm etwa im Bereich der Präparate mit 35 mm, welche hier einen Abstand von 40,4 (+/- 5,8) mm aufwiesen. Lediglich die Kniegelenke mit einem Implantationsabstand von 25 mm zeigten tendenziell einen etwas grösseren Abstand der Gelenkflächenmittelpunkte von 46,9 (+/- 3,2) mm.

Die Analyse der Tibia-Ausdehnung in mediolateraler Richtung, gemessen in der mittleren Frontalebene, zeigte ebenso eine deutlichere Abnahme der knöchernen Ausdehnung beim Schritt von 25 mm Implantationsabstand zu 35 mm, während diese sich von der Gelenklinie bis 15 mm und von 15 mm zu 25 mm deutlich geringer veränderte. (Abbildung 81)

Ausserdem schien dieser Effekt lateral stärker ausgeprägt zu sein, als medial.

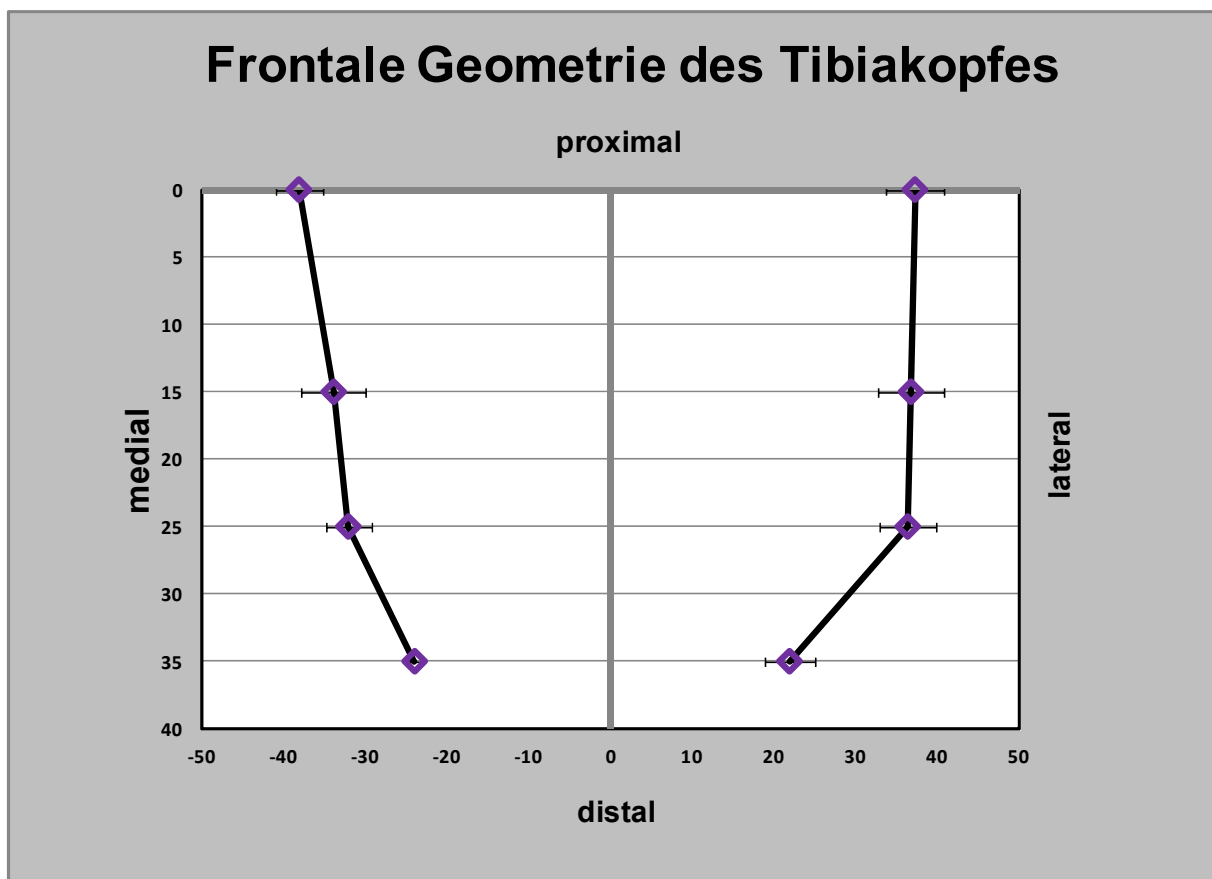


Abbildung 81: Knöcherne mediolaterale Ausdehnung der proximalen Tibia in Abhängigkeit des Abstandes von der Gelenklinie

Die detaillierten Schnitte in den jeweiligen Ebenen sind für alle Präparate im Anhang 6.1 als Übersicht zusammengefasst.

Im Gegensatz zu den sehr präzisen und beliebig oft wiederholbaren Einstell- und Ausrichtmöglichkeiten der Untersuchungsebenen anhand der CT-Datensätze unter Verwendung von VGStudio max konnte bei der Herstellung der Schnittpräparate nur mit einem definitiven Vorgang die gewünschte Ebene dargestellt werden. Hierbei galt es dann auch zu berücksichtigen, dass ein Teil der Schnitfführung durch das mechanische Sägen Material abträgt, so dass nach dem Schnittvorgang nur eine einzige Schnittebene weiter verwendet werden konnte. Mit Hilfe der beschriebenen Justierhilfen und einiger Probeschnitte anhand der Voruntersuchungen konnten jedoch auch auf diese Weise sehr exakte Ebenen reproduziert werden.

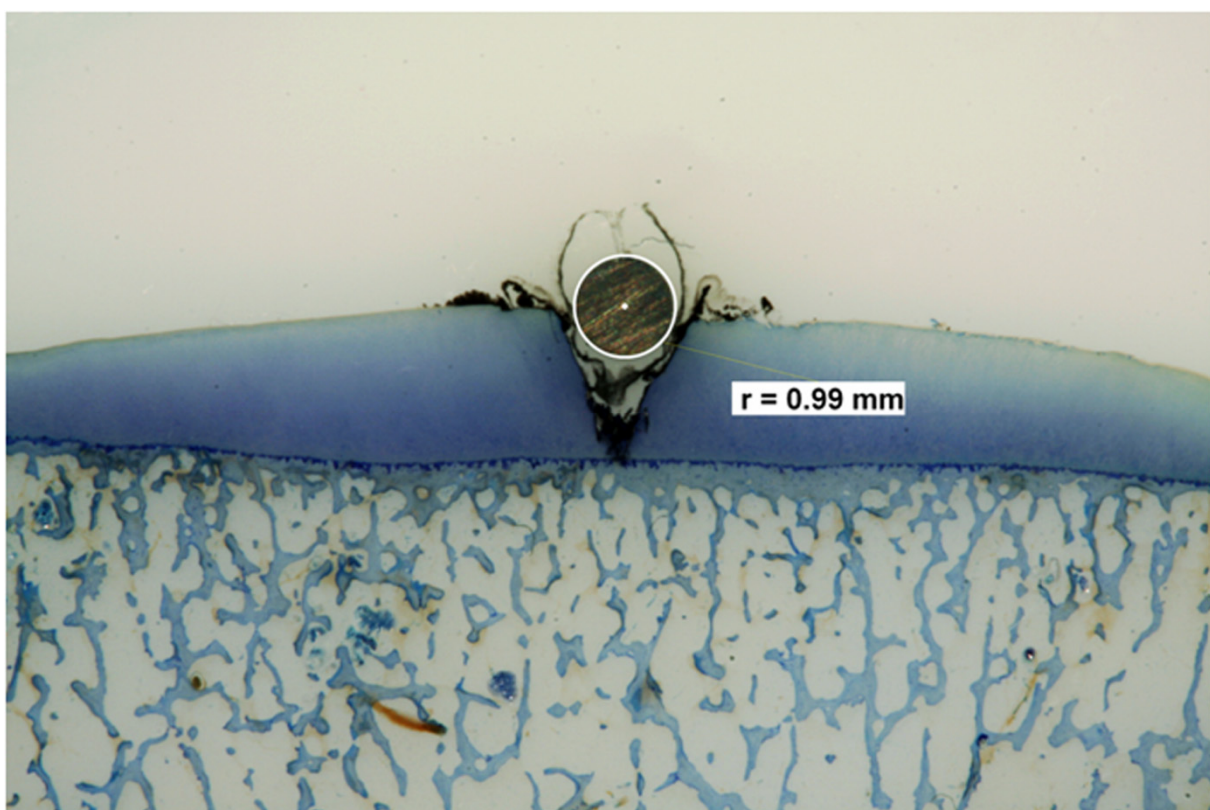


Abbildung 82: Sagittaler Schnitt durch den lateralen Gelenkflächenmittelpunkt (P6)

- Die Tastspitze des Zielinstrumentes hat in der Knorpelschicht der Gelenkfläche einen kegelförmigen Defekt erzeugt, hier wurde die Markierungskugel ($\varnothing 2,0 \text{ mm}$) mit Cementit[®] festgeklebt.
- Die Vermessung der Kugel mit Hilfe des digitalen Bildanalyse-Systems ImageAccess zeigt, dass nahezu eine exakte Schnitfführung in der Kugelmittle vorliegt.

Aufgrund der geringeren Anzahl der Schnittmöglichkeiten wurde auf eine vergleichende Auswertung der Schnittpräparate verzichtet. Ausserdem kam es hier während des Vorganges zum Einbetten in PMMA teilweise zum Herauslösen der Markierungskugeln. (Abbildung 83)

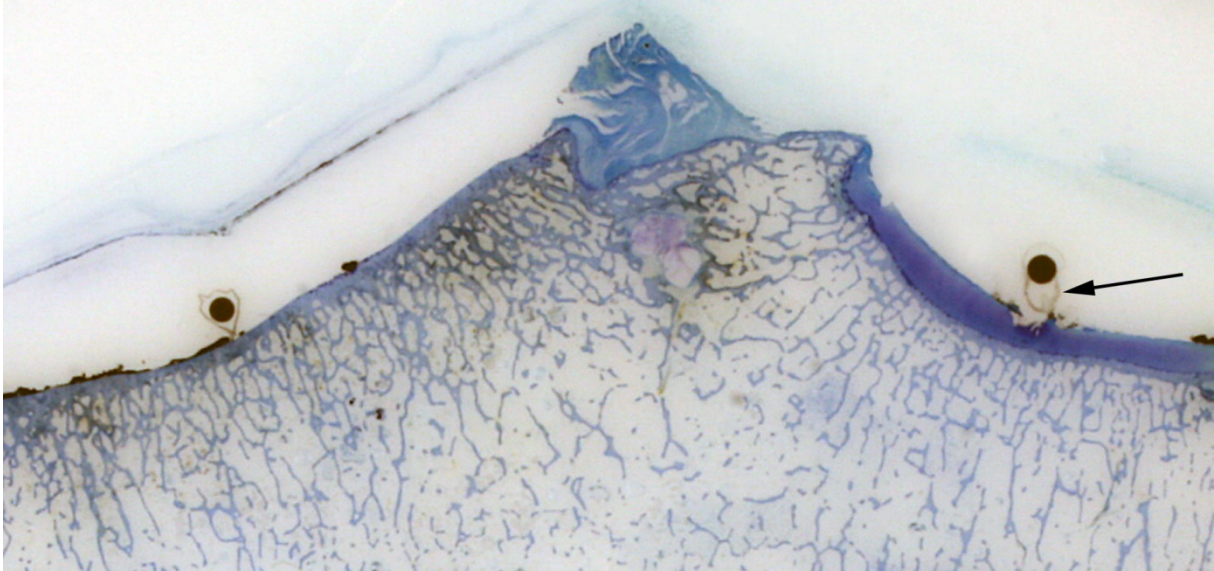


Abbildung 83: Frontalschnitt durch beide Markierungen der Gelenkflächenmittelpunkte (P8)

Der Pfeil zeigt das ursprüngliche Lager der Markierungskugel, welche sich beim Aushärten des Polymethylmethacrylates infolge Blasenbildung hieraus entfernt hat.

In Einzelfällen hat sich beim Schleifen die verbleibende dünne Bleischeibe vollständig herausgelöst. Jedoch konnte auch in diesen Fällen das ursprüngliche Lager der Markierungskugel regelmässig identifiziert werden.

Weiterführende Informationen können aus diesen Präparaten – z.B. im Hinblick auf die umgebende Trabekelstruktur im Verhältnis zum TT – gewonnen werden, die in den CT-Schnitten hingegen weniger gut darstellbar waren. Auch hier wurden daher alle Einzelschnitte im Anhang 6.2 als Übersicht zusammengefasst.

Diskussion (Kapitel 5)

Der Einsatz konventioneller Koordinatenmessmaschinen ist z.B. aus dem Bereich der Verschleissmessungen von Totalknieprothesen bekannt [18]. Heutzutage werden im industriellen Bereich auch mehr und mehr CT-basierte Koordinatenmesssysteme zur zerstörungsfreien Materialtestung und Evaluation eingesetzt. Generell wird die Profil und Massgenauigkeit von CT-basierten Messsystemen durch verschiedene zugrundeliegende physikalische Prozesse beeinflusst, wie Streuung, Strahlaufhärtung, Strahlung ausserhalb des Focus, Punktspreizfunktion und Partialvolumeneffekte [151].

Es wurden verschiedene Methoden zur Standardisierung und Optimierung von 3D-CT-Messungen entwickelt, z.B. die Matrix-Transformation im 3D-Koordinatensystem [69] oder die Verwendung von Algorithmen zur parametrischen Grenzwertrekonstruktion [151].

Mit der Computertomographie wird eine Punktedichte erzeugt, welche von anderen messtechnischen Verfahren nicht erreicht werden kann. Im Gegensatz zur konventionellen Koordinatenmessmaschinen sind die gemessenen minimalen und maximalen Einzeldurchmesser bei der CT-basierten KMT daher kleiner beziehungsweise grösser. Diese Begebenheit wird z.B. mit Hilfe der hier verwendeten Software (VGStudio Max 2.1) bei der Oberflächenbestimmung oder der Koordinatenmesstechnik mit Hilfe von Referenzobjekten ausgenutzt. Die durchgeführte Oberflächenbestimmung beeinflusst im Wesentlichen die Richtigkeit der Messungen. Aufgrund unterschiedlicher Materialien (Luft, Knochen, Aluminium bzw. Polyamid) wurde in dieser Studie nicht eine softwareintegrierte automatische Oberflächenbestimmung durchgeführt, sondern eine erweiterte Oberflächenbestimmung. Diese erweiterte Oberflächenbestimmung ermöglichte eine unterschiedliche Interpretation von gleichen Grauwerten, abhängig von den Voxeln der Umgebung.

Dieser Schritt unserer Untersuchung mit der Interpretation eines ISO-Grauwertes im Histogramm zur Definition der Material-Knochengrenze unter Ausnutzung des Partialvolumeneffektes hätte entsprechend zu grösseren Interobserver-Abweichungen führen können. Die Vergleichsmessungen der einzelnen Anwender blieben dennoch - insbesondere für die Referenzobjekt basierte Durchmesserbestimmung - im Bereich der Genauigkeit des vorgegebenen Wertes

(Bestimmung mittels digitaler Schieblehre, +/- 0,1 mm). Hier dürfte auch die zugrundeliegende Anpassungsmethode der kleinsten Quadrate (Gaußsche Anpassung) zur Anpassung der Referenzobjekte dazu beigetragen haben, dass die Abweichungen noch geringer ausfielen, als bei der Zweipunkt-Längenbestimmung mit Hilfe eines Längenmessinstrumentes unter Verwendung der Schnappfunktion. Hierbei wurde die Summe aller Abweichungen der Antastpunkte minimiert, welche bei entsprechend grosser Anzahl – wie hier durch Verwendung der Option zur automatischen Erzeugung von Antastpunkten - üblicherweise einer Gaußschen Verteilung unterlagen. Das Geometrieelement (z.B. Zylinder-Referenzobjekt) wurde dann durch die Software so positioniert, dass die Summe der negativen Abweichungen gleich der Summe der positiven Abweichungen war. Durch die Verwendung von KMT in Verbindung mit Referenzobjekten anhand von CT-3D-Rekonstruktionen kann somit eine hohe Präzision erreicht werden. Insgesamt kann die CT-basierte KMT mit hoher Richtigkeit und Präzision eingesetzt werden, um Implantatausrichtungen zu kontrollieren. Zur weiteren Überprüfung der Messgenauigkeit könnten z.B. einfache Referenzobjekte dienen, welche bei Erstellung der CT-Datensätze mitgescannt werden. Durch Automatisierung der Oberflächenbestimmung anhand dieser Referenzobjekte könnte so eine Interobserver-Variabilität noch weiter minimiert werden.

Bei der Überprüfung des speziell entwickelten Zielinstrumentes zur Ausrichtung des TT wurden maximale Einzelabweichungen von $1,6^\circ$ sowohl für die Implantatrotation um die Axialachse als auch für die Varus-/Valgusabweichung gemessen. Damit lagen selbst die Extremwerte noch deutlich innerhalb des üblichen 3° Toleranzbereichs, welcher meist als wünschenswertes Ziel der mechanischen Beinachse angegeben wird [14, 27-28, 112].

Ursprünglich sollte eine weitere Analyse erfolgen, ob die Auswahl des Abstands zur Gelenklinie (15, 25, und 35 mm) oder die Seite der Implantation (medial oder lateral) z.B. durch schrägeres Auftreffen des Bohrers aufgrund der sich ändernden Geometrie der proximalen Tibia oder mit zunehmender Kortikalisdicke nach distal einen Einfluss auf die Implantatausrichtung hat. Die insgesamt gemessenen sehr kleinen Abweichungen unter Berücksichtigung der Stückzahl sowie der zusätzlichen Einflussfaktoren, wie etwa die mögliche Variabilität allein schon beim Aufkleben der Bleikugeln, lassen jedoch weitere Aussagen diesbezüglich nicht sinnvoll erscheinen.

Einschränkungen dieser Studie hinsichtlich der Überprüfung des Zielgerätes liegen selbstverständlich darin, dass die abgegriffenen Punkte markiert wurden und nicht eine Überprüfung im Verhältnis zu den knöchernen Landmarken selbst erfolgte. Diese Vorgehensweise wurde jedoch extra so gewählt, da zum einen das Abgreifen von knöchernen Landmarken selbst im CT schon einer Intra- und Interobserver-Variabilität unterliegen [138]. Zum anderen werden auch beim Einsatz von Navigationssystemen zur Implantation von Knieendoprothesen grundlegende Achsen häufig lediglich punktuell abgegriffen, wie beispielsweise die Epikondylenachse des distalen Femurs. Es leuchtet nicht ein, warum eine so bestimmte Achse navigationsbasiert genauer ausgerichtet werden können sollte, als mit einem entsprechend konstruierten Instrumentations-System auf konventioneller Basis. Demgegenüber können moderne Navigationssysteme insbesondere das intraoperativ schlecht abgreifbare Hüftkopffzentrum errechnen, sowie die Ausrichtungen in allen gewünschten Ebenen entsprechend auf Monitoren visualisieren. Insbesondere diese beiden Punkte dürfen als Vorteil der Navigation bei Prothesenimplantationen angesehen werden. Nachteile sind sicherlich im grösseren Aufwand und der meist zusätzlich nötigen Invasivität auszumachen.

Bis heute ist nicht eindeutig klar, warum einige Studien nach Verwendung von Navigationssystemen zur Implantation von Knieendoprothesen eine bessere Beinachsenausrichtung zeigen [14, 26, 47, 66, 77, 87, 140], andere hingegen keine Unterschiede zur konventionellen Implantationstechnik feststellen konnten [15, 60, 67-68, 85, 131].

Möglicherweise könnte eine Ursache für dieses Phänomen die Verwendung von konventionellen Röntgenbildern zur Überprüfung der Prothesenausrichtung sein, welche die Ausrichtungsvorteile der Navigation nicht widerspiegeln können [28]. Ein anderer Grund könnte jedoch auch sein, dass moderne Navigationssysteme auf einem höheren Entwicklungsstand sind, als die jeweils verglichenen konservativen Instrumentarien, bei diesen also noch entsprechend Verbesserungspotential vorhanden wäre. Ausserdem könnte es zudem sein, dass seitens der präoperativen Planung bei der konventionellen Implantationstechnik im Bereich der Knieendoprothetik zusätzliches Verbesserungspotential vorhanden ist, wohingegen ein gewisser Planungsanteil bei der Navigation quasi in den Operationssaal verlagert wird, teilweise auch zu Lasten der Operationszeit.

Mit Hilfe der weiterführenden Analysen zur Lagebeziehung des Transversalträgers zum Knochen anhand der CT-Messungen sowie der PMMA-Schnittpräparate wird deutlich, dass ein Implantationsabstand von 35 mm zur Gelenklinie weniger geeignet ist. Hier verjüngt sich die proximale Tibia bereits so stark, dass der TT direkt unterhalb der Gelenkflächenpunkte nicht mehr von Knochen umgeben ist. Bei diesem Abstand könnten also nur noch sehr schräge Gelenkflächenträger in Verbindung mit kurzen Transversalträgern zum Einsatz kommen.

Die Beobachtung, dass der TT scheinbar schräg im Knochen liegt (Abbildung 80), also lateral ventral sowie medial dorsal von mehr Knochen umgeben ist, als jeweils in entgegengesetzter Richtung, lässt sich durch die anatomischen Gegebenheiten gut erklären. Diese Lagebeziehung beruht wohl auf der Tatsache, dass der Träger in den Versuchen unter Abgreifen der Gelenkflächenmittelpunkte mit dem Zielgerät ausgerichtet wurde. Denn, wie Fick [35] in seinem Werk bereits 1904 beschrieben hat, liegen die Gelenkflächen – je nach Betrachtung der Achsen – parallel gegeneinander verschoben auf der Tibia.

Teile der Ergebnisse dieses Kapitels wurden in Surgical Innovation publiziert:

***A.M. Nowakowski, M. Müller-Gerbl, V. Valderrabano. Assessment of Knee Implant Alignment Using Coordinate Measurement on Three-Dimensional Computed Tomography Reconstructions. Surgical Innovation, 2012
DOI: 10.1177/1553350611429689 in press***

4 Diskussion und Schlussfolgerungen

Herkömmliche Knieprothesen zeigen üblicherweise kein physiologisches Gangbild. Ein Grund hierfür liegt in der schwierigen Einstellung von Extensions- und Flexions-Gaps. Kim et al. [65] und Stiehl et al. [128] postulieren, dass das hintere Kreuzband (HKB) richtig gespannt sein muss, um die Vorteile des alleinigen Erhalts des HKB nutzen zu können, andernfalls entstünden Nachteile.

Möglicherweise lässt sich jedoch ein HKB ohne zugehöriges vorderes Kreuzband (VKB) bei ausgeglichenen bzw. symmetrischen Extensions- und Flexions-Gaps überhaupt nicht „richtig“ spannen [101].

Wie in Kapitel 1 und 2 aufgezeigt, wirken sich die Resektionen von HKB und/oder VKB unterschiedlich auf die Gaps aus, diese sind zudem beim normalen Kniegelenk asymmetrisch und ungleich in Flexion und Extension.

Ob sich jedoch intraoperativ ein Angleichen an „physiologischere“ Gaps mit herkömmlichen Prothesen positiv auswirkt, kann anhand dieser Untersuchungen nicht vorhergesagt werden. Die Knieprothesen stellen immer einen Kompromiss dar, sei es z.B. in der limitierten Auswahl der Grösse oder der nicht exakten Nachbildung der Femurkondylenradien.

Auch die Ausrichtung der Komponenten beinhaltet – je nach Implantationstechnik – bereits eine Entfernung vom „physiologischen“ Zustand, wenn z.B. die mediolaterale Schnittführung der Tibiapräparation senkrecht zur Sagittalebene durchgeführt wird, anstatt leicht um etwa 2 bis 3° nach medial geneigt. Hierdurch sollen mediolaterale Scherkräfte auf das Implantat vermieden werden, für welche herkömmliche Prothesen anfällig sind. Zum Ausgleich wird ggf. die Femurkomponente um etwa 3° aussenrotiert implantiert, um lateral vermeintlich zu grosse Flexions-Gaps auszugleichen.

Ausserdem entsprechen Kapsel und Bänder arthrotischer Kniegelenke z.B. hinsichtlich der Elastizität nicht mehr den Eigenschaften ursprünglicher physiologischer Zustände. Es erscheint daher nicht sinnvoll, für unterschiedliche Designs allgemeine Implantationsvorgaben hinsichtlich der Gap-Einstellungen zu postulieren und zum anderen stellt sich weiterhin die Frage, wie gross die Extensions- und Flexions-Gaps für das jeweilige Design idealerweise eingestellt werden sollen. Vor diesem Hintergrund ist es bemerkenswert zu sehen, dass aktuell

mehr und mehr patientenspezifische Instrumente zur hochpräzisen Ausrichtung der Komponenten auf den Markt gebracht werden, was insbesondere durch die Industrie massiv beworben wird. In meinen Augen erscheint es etwas schwierig, ein hochgenaues Instrument zur Ausrichtung einzusetzen, wenn man das Ziel der Ausrichtung noch nicht ausreichend definiert hat. Denn nicht nur bezüglich der Gap-Kinematik, sondern auch bezüglich der Beinachsenausrichtung scheinen immer noch einige Fragen offen zu sein. Dies zeigt z.B. die Arbeit von Parratte et al. [112], welche nach 15 Jahren keinen Unterschied zwischen den vermeintlichen schlechter implantierten Gelenke zu den Gelenken mit den Beinachsen im Zielbereich von $\pm 3^\circ$ nachweisen konnten.

Auch andere Argumente, wie etwa kürzere Operationszeiten oder weniger Instrumentenbedarf sind bei genauer Betrachtungsweise hinfällig, denn wenn man die Informationen aus den aufwendigen vorherigen Abklärungen mittels dreidimensionaler Bildgebung anstelle zur Fertigung individueller Schnittblöcke zur Auswahl und Einstellung durchdachter konventioneller Instrumentarien verwenden würde, liesse sich hier ein ähnliches Niveau erreichen.

Es stellt sich aber auch die Frage nach dem Sinn für den VKB-Erhalt in der Knieprothetik. Denn die Bänder sind nicht mehr im ursprünglichen Zustand und besonderes das VKB oft schon durch die Osteophyten aus dem Bereich der Notch stark beschädigt. Gemäss Lee et al. [78] scheint jedoch in ca. 60 % der Fälle das VKB während der Indikation zur Knieprothese brauchbar zu sein. Durch den Erhalt des VKB sollen zusätzliche Stabilität, physiologischere Bewegung des Gelenkes mit Verbesserung des Gangbildes sowie verbesserte Propriozeption und Balance der Patienten erreicht werden. Jedoch gilt auch hier, dass eine exakte Nachahmung der früheren physiologischen Gegebenheiten nicht möglich ist und Kompromisse eingegangen werden müssen.

Allgemein betrachtet erfordert die Implantation einer Knieprothese mit Erhalt beider Kreuzbänder einen erhöhten operativen Aufwand. Dieser könnte zum Teil durch verbesserte Implantationswerkzeuge und Verfahren kompensiert werden [100]. Knieprothesen mit Erhalt beider Kreuzbänder sollten nach Hamelynck und Stiehl [48] nur von Operateuren implantiert werden, die gewillt sind sich Zeit zu nehmen, um ein besseres Ergebnis zu erzielen.

In Kapitel 3 konnte nachgewiesen werden, dass sich die Primärstabilität in Anlehnung an das neue TTTP-Prinzip auf dem Niveau herkömmlicher PCR-Prothesen befindet und deutliche Vorteile gegenüber der Implantation zweier unikondylärer Knieprothesen diesbezüglich aufweist.

Eine Vorhersage über einen möglichen Vorteil hinsichtlich der positiv beeinflussten Sekundärstabilität durch das Klemmprinzip (Kapitel 2.2.2) war durch diese Versuchsanordnung nicht möglich. Abschätzungen sind ebenfalls schwierig, da es kaum vergleichbare Lösungsansätze im Knieprothesenbereich gibt.

Auch aufwendige mathematische Modelle (Finite-Elemente etc.) stossen hier an ihre Grenzen, da eine knöcherne Integration von sehr vielen Variablen abhängt und der Vorgang als solches die Stabilität selbst wiederum beeinflusst. Lediglich das gute Integrationsverhalten der Druckscheibenprothese aus dem Hüftbereich kann Anhaltspunkte geben. (Abbildung 84)

Hier werden ebenfalls zwei Ebenen (Druckscheibe und Lasche) gegeneinander verklemmt, allerdings hat dieses Design eigene spezifische Probleme seitens der Lasche oder hinsichtlich der Bewegungsfreiheit im Kopf-/Halsbereich.



Abbildung 84: Druckscheibenprothese, Druckscheibe und Lasche werden gegeneinander verspannt, aus [24]

Schwierig wird auch die Berechnung und Auslegung der Dimensionen des Transversalträgers (TT) und der zugehörigen Verbindungselemente. Prinzipiell anzustreben wäre eine möglichst knochensparende minimale Auslegung unter Berücksichtigung einer konsekutiven knöchernen Integration, so dass der TT nach der Einheilungsphase neben den Scherkräften durch die tibiale Roll-Gleitbewegung lediglich noch minimale Kräfte zum Ausgleichen eines unterschiedlichen Nachsinkens zwischen medialer und lateraler Gelenkfläche aufnehmen müsste.

Analog zu Osteosyntheseverfahren könnte es dann allerdings zu Implantatbrüchen kommen, wenn sich die knöcherne Integration verzögern würde oder vollständig ausbliebe.

Prinzipiell macht es für die Patienten keinen Unterschied, ob ein Implantat locker, oder locker und gebrochen ist, da es gleichwohl gewechselt werden muss.

Jedoch droht einem Prothesenhersteller immer ein gewisser Imageverlust, wenn Implantatbrüche bekannt werden, so dass man zunächst wohl eher von der idealen Auslegung in Richtung mehr Sicherheit und grösserer Dimensionierung rechnen sollte.

Auch hier gibt es kaum Daten zum Vergleich, allenfalls die Versorgung bei aufklappender Tibiavalgisationsosteotomie (TVOT) kann andeuten, wie sparsam ein Implantat in diesem Bereich ausgelegt werden kann, denn hier wird die Last letztendlich über die kleinen Gewinde der Kopfverriegelungsschrauben übertragen. (Abbildung 85)

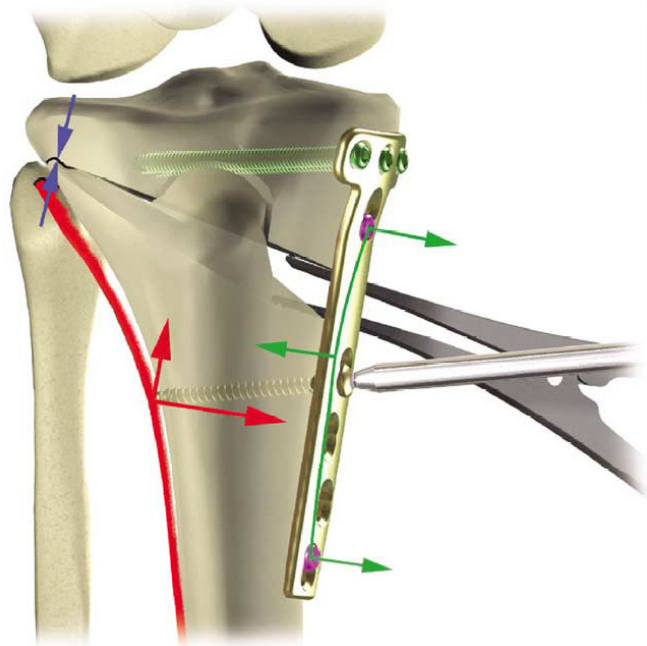


Abbildung 85: aufklappende TVOT, aus [126]

Der offene Keil kann z.B. mit Knochenersatzmaterialien gefüllt

werden, aber auch vollständig frei belassen werden. Jedoch wird bei diesem Operationsverfahren meist eine Teilbelastung für 6 Wochen vorgesehen, welche bei Knieprothesen heutzutage eher unüblich ist. Die Auslegung und Dimensionierung bleibt für die Zukunft eine schwierige Frage.

Die Berechnung der auf den TT wirkenden Kräfte unter Berücksichtigung der ossären Integration kann allenfalls näherungsweise betrachtet werden. Hierbei gilt es auch zu berücksichtigen, dass das gesamte Konstrukt TTTP als Einheit Nachsinken kann.

Für weitere Analysen wären eher In-vivo-Studien anhand von Modellen und Prototypen geeignet, wie beispielsweise am Schafsmodell [16].

Sowohl die anatomischen Untersuchungen an Präparaten (Kapitel 4) als auch die Analyse der Implantatlage mit Hilfe CT-basierter Koordinatenmesstechnik (Kapitel 5) führten zur grundlegenden Feststellung, dass eine eher proximale Lage des Transversalträgers mit entsprechend kürzer ausgebildeten Gelenkflächenträgern günstig erscheint.

Bei dieser kürzeren Bauweise kann auf die Modularität zwischen den Gelenkflächen (GF) und den Gelenkflächenträgern (GFT) verzichtet werden, da bei kürzerer Dimensionierung eine Implantation als Gelenkflächeneinheiten (GFE) in toto möglich ist.

In weiteren Studien sollen nun günstige Verbindungselemente zwischen TT und GFE ausgearbeitet werden, welche eine sichere Verbindung der Komponenten zueinander auf Dauer gewährleisten können. Wenn möglich soll durch diese Verbindung während der Implantation eine zusätzliche Kompression auf den Knochenstock ausgeübt werden, um die sekundäre knöchernen Integration zu verbessern. (Abbildung 86 und Abbildung 87)

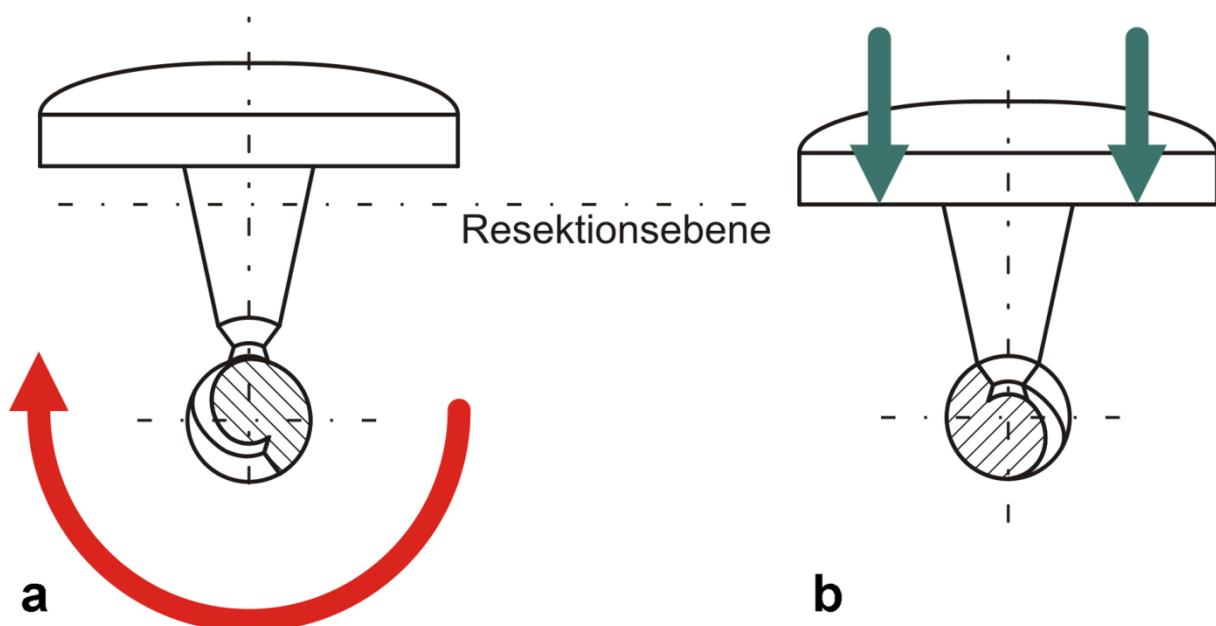


Abbildung 86: Variante zur Ausbildung der Verbindungselemente zwischen GFE und TT

a) Die Gelenkflächeneinheiten (GFE) stehen auf dem zuvor um 180° verdreht eingebrachten TT

b) Bei Drehbewegung des TT werden die GFE durch eine entsprechende Führung heruntergezogen und fest mit dem TT verbunden

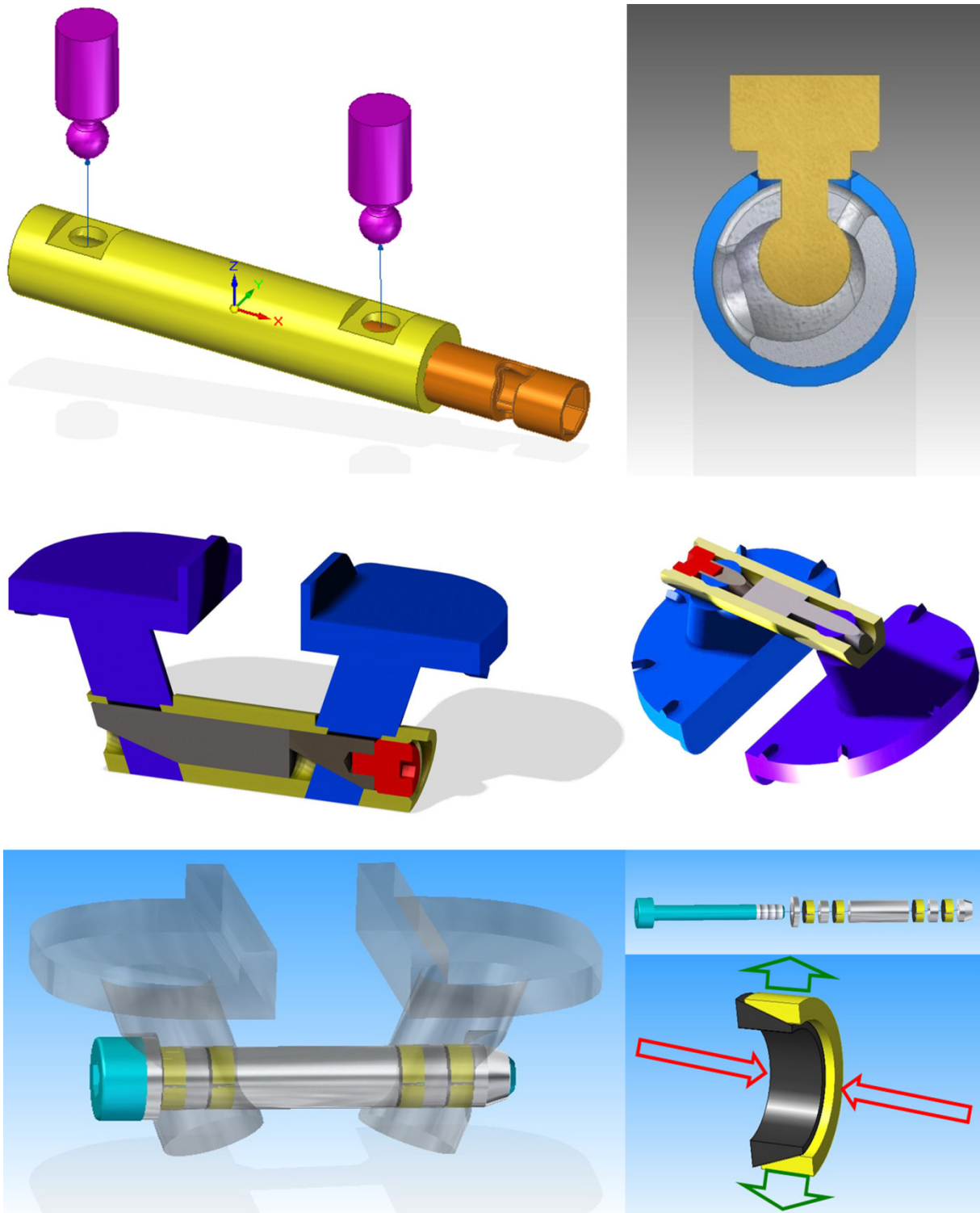


Abbildung 87: Beispielhafte Darstellungen verschiedener Lösungsansätze zur Ausbildung der Verbindungselemente zwischen Transversalträger und Gelenkflächeneinheiten in Zusammenarbeit mit der Fachhochschule Nordwestschweiz

- Verbindung nach dem Prinzip eines Schrankverbinders (oben)
- Verklemmung mittels innenliegendem Keilsystem (in der Mitte)
- Ringfedersystem aufgespannt durch einen Spreizdorn (unten)

Nach derzeitigem Stand scheinen sich hier z.B. kegelförmige (Abbildung 88) oder keilartige Verbindungselemente (Abbildung 89) als geeignet zu erweisen, welche die formschlüssige Verbindung von Gelenkflächeneinheiten zum Transversalträger sichern.

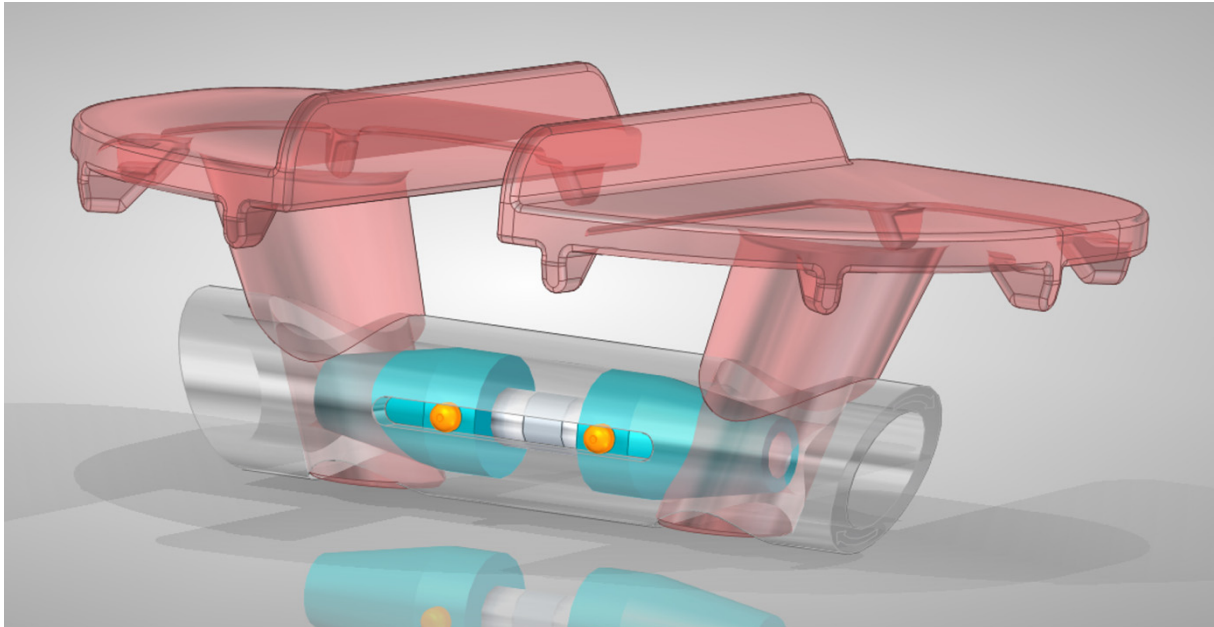


Abbildung 88: Sicherung der formschlüssigen Verbindung von den Gelenkflächeneinheiten zum Transversalträger durch Konen, welche bei Implantation zunächst innenliegen und anschliessend über ein Gewinde auseinandergedrückt werden.

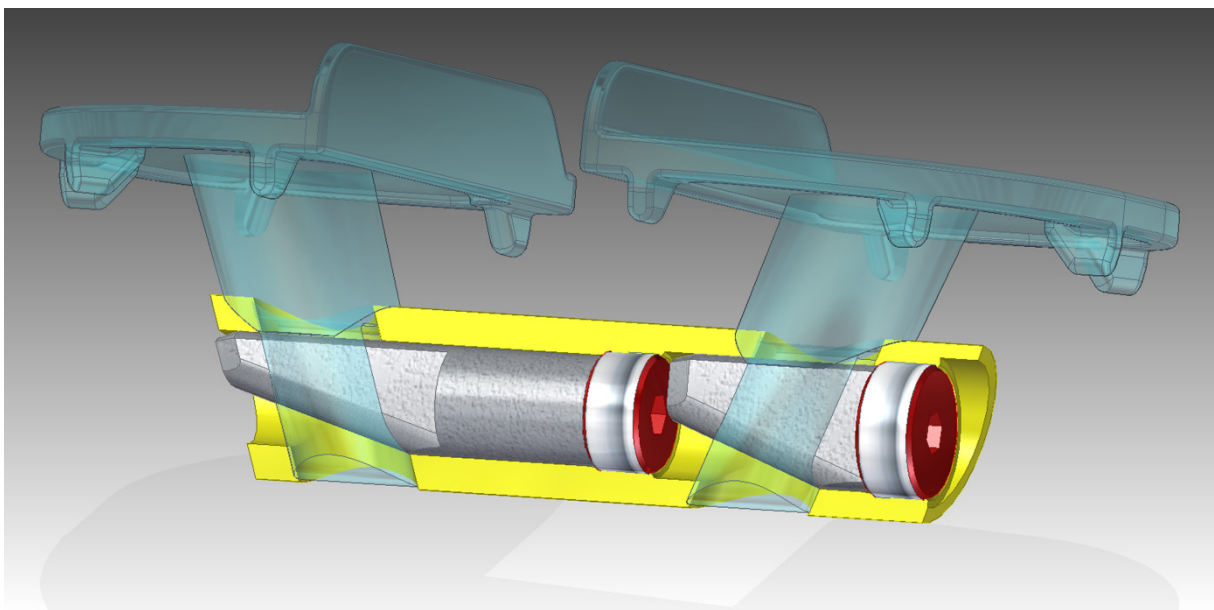


Abbildung 89: Sicherung der formschlüssigen Verbindung durch nacheinander eingebrachte Keile, welche zunächst die Gelenkflächeneinheiten in die Endposition ziehen und anschliessend jeweils mittels Feingewindeschraube arretiert werden.

Bei weiterführender Betrachtung der Frontalschnitte aus den CT-Datensätzen durch die Gelenkflächenmittelpunkte konnten im Wesentlichen drei verschiedene Morphotypen der proximalen Tibia erkannt werden (Abbildung 90):

- Typ A: tulpenförmig,
- Typ B: kegelstumpfförmig,
- Typ C: trompetenförmig.

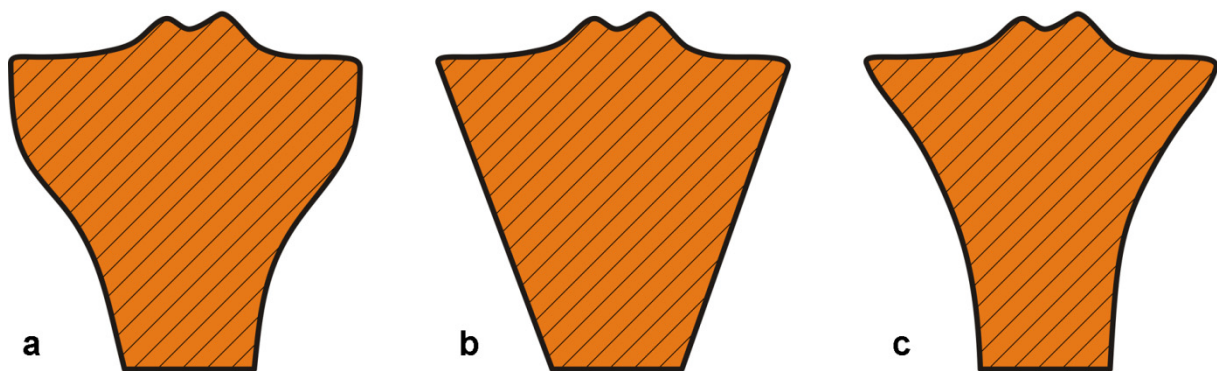


Abbildung 90: Morphologische Einteilung der proximalen Tibia anhand der Frontalebene

a) tulpenförmig, b) kegelstumpfförmig, c) trompetenförmig

Der tulpenförmige Morphotyp (Typ A) sowie bedingt auch der kegelstumpfförmige Morphotyp (Typ B) scheinen sich gut für eine Versorgung mittels Transversalträger-Tibiaplateau zu eignen, da hier die angestrebte kürzere Bauform eine vollständige Integration des Transversalträgers in den Knochenstock erlauben würde. Hingegen wäre der trompetenförmigen Morphotyp (Typ C) mit sich rasch nach distal verjüngendem Knochenstock weniger günstig, da hier möglicherweise der TT den Knochen permanent perforieren würde.

Durch übermäßige Knochenresektion könnte sich jedoch auch eine günstige proximale Tibia Typ A in einen weniger günstigen Typ C überführen lassen.

Mit Hilfe dieser morphometrischen Zusammenhänge, wie auch aus der in Kapitel 5 beschriebenen Beobachtung, dass bei Implantation mittels Abgreifen der Gelenkflächenmittelpunkte der TT scheinbar schräg im Knochen liegt, können weitere Analysen zur Designentwicklung angestrebt werden. Es sollen Studien mit Hilfe der Koordinatenmesstechnik folgen, um eine günstige Geometrie des TTTP weiter zu spezifizieren, möglicherweise als asymmetrisches Design.

Neben der Gewinnung weiterer morphometrischer Daten kann durch Implementierung der CAD-basierten Konstruktionsdaten in die Bildanalysesoftware VGStudio max ein direktes Übereinanderlegen zu den DICOM CT-Datensätzen der proximalen Tibia bzw. Kniegelenke erfolgen, was völlig neue Möglichkeiten zur weiteren Designentwicklung eröffnet. (Abbildung 91 und Abbildung 92)

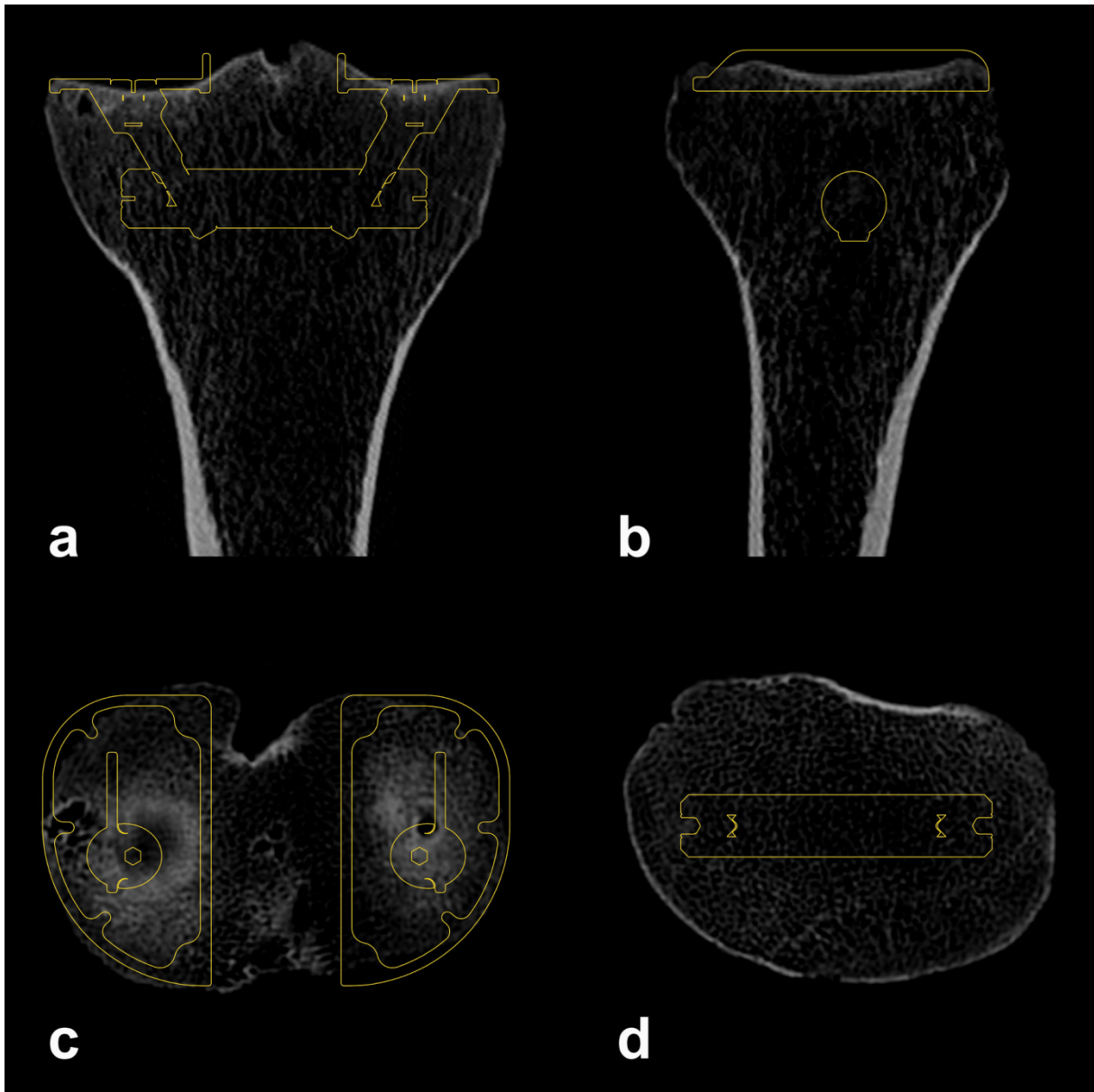


Abbildung 91: 2D-Darstellung von CAD-Daten in Verbindung mit einem CT-Datensatz

- a) virtuelle TTTP-Anpassung im Frontalschnitt**
- b) paramedianer Sagittalschnitt direkt an der Gelenkflächenbegrenzung**
- c) Horizontalschnitt im Bereich der Resektionsebene**
- d) Horizontalschnitt auf Höhe des Transversalträgers (asymmetrische TTTP-Lage)**

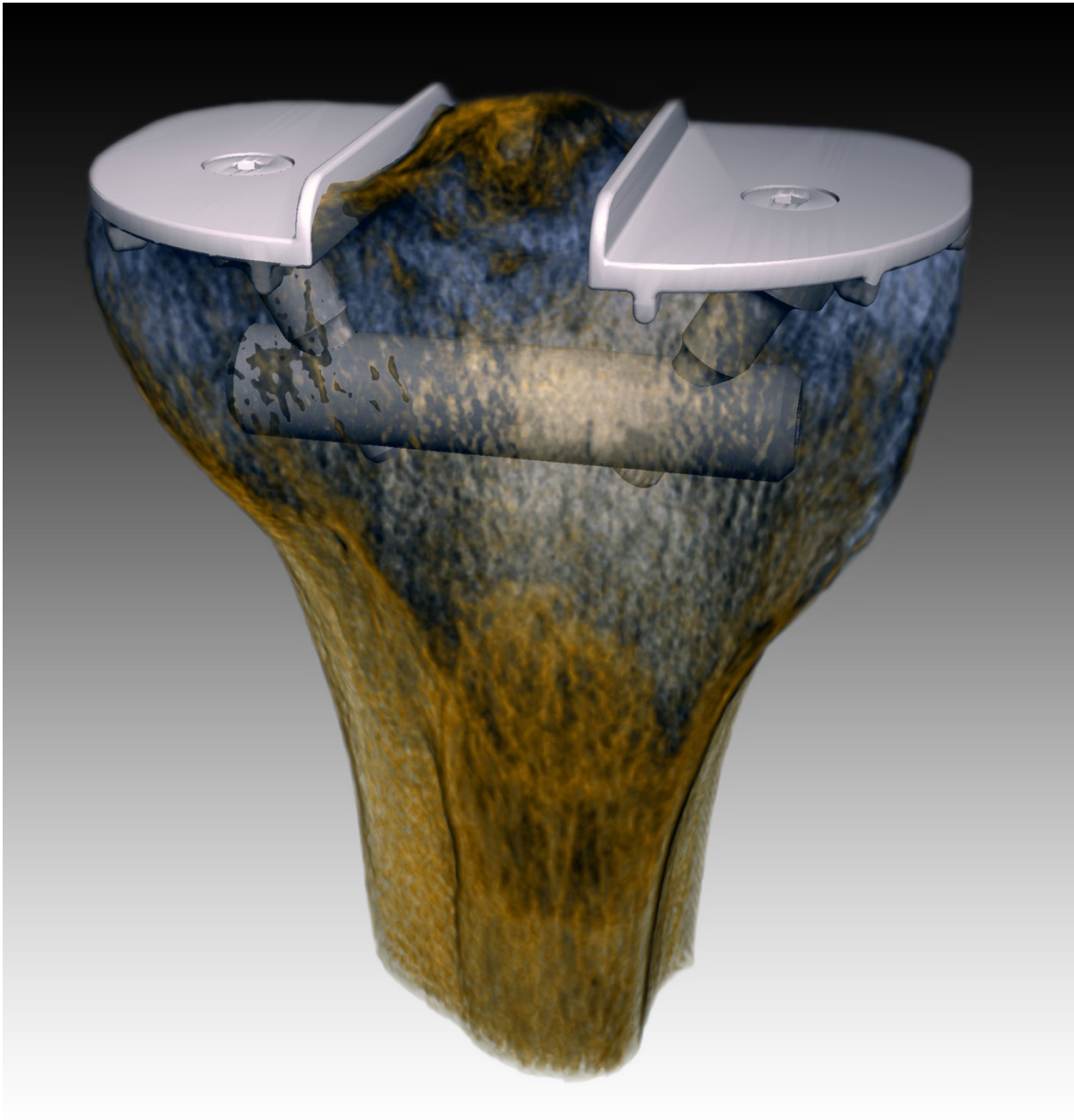


Abbildung 92: 3D-Darstellung analog zu Abbildung 91

- Der Transversalträger liegt vollständig im metaphysären Tibiakopfbereich, ohne die umgebende Kortikalis zu tangieren.
- Die Area intercondylaris bleibt vom Implantat ausgespart, so dass der Ansatz des vorderen Kreuzbandes erhalten bleiben kann.

Ob in Zukunft ein Design nach dem TTTP-Prinzip mit Erhalt des vorderen Kreuzbandes eine Berechtigung im Bereich der Knieendoprothetik erlangen kann, wird von vielen Faktoren abhängen. Allgemein erscheinen diverse Punkte zur Designoptimierung mit dem Ziel einer physiologischeren Beweglichkeit im Bereich der Knieendoprothetik verbesserungsfähig.

Zum einen kann die Femurkondylenform asymmetrisch ausgebildet werden, also lateral eine andere Radienfestlegung gewählt werden, als medial. Zum anderen scheint tibial nicht nur eine asymmetrische Auslegung der Gelenkflächengrößen zur optimalen knöchernen Abdeckung günstig, möglicherweise können hier auch die unterschiedlichen Höhen der Gelenkflächen berücksichtigt werden, was entsprechend mit der asymmetrischen Femurkondylenform korrespondieren kann, oder aber auch durch unterschiedliche Inlays ausgleichbar wäre. Auch wurde in herkömmlichen Prothesendesigns die unterschiedliche Lage der Gelenkflächenmittelpunkte in sagittaler Richtung bislang wenig berücksichtigt, was möglicherweise auch die Anfälligkeit verschiedener Designs auf Innenrotationsfehler erklären könnte. Zu dieser Fragestellung sollen weitere Studien folgen.

In dieser Arbeit unberücksichtigt blieb bislang das patellofemorale Gelenk. Hier darf es kein Argument sein, dass eine Femurkomponente standardmässig rotiert implantiert wird, um das Patellatracking zu verbessern. Dieser Schritt sollte doch eher direkt im Implantatdesign berücksichtigt werden.

Zur Vermeidung von ungünstigen Kreuzbandspannungen und Überlastungen konnten in dieser Arbeit grundlegenden Erkenntnisse gewonnen werden, dennoch bleibt das Ligament-Balancing ein Kompromiss aufgrund veränderter Kapsel- und Bandparameter. Daher muss ein Design mit Erhalt der Kreuzbänder Möglichkeiten zur Kompensation berücksichtigen, sei es z.B. durch geringere Kongruenz oder bewegliche Inlays.

Auch eine Kombination dieser beiden Ansätze ist bei der Weiterentwicklung des TTTP's denkbar, da physiologischerweise medial eine geringere Translationsbewegung beobachtet wird, als lateral. Analog dazu könnte also medial ein festes Inlay mit etwas geringerer Kongruenz im Zusammenspiel mit einem mobilen hochkongruenten Inlay lateral günstig sein.

Durch Erhalt des vorderen Kreuzbandes mit Hilfe des Transversalträger-Tibiaplateaus sollen für das endoprothetisch versorgte Kniegelenk vor allem folgende Punkte erreicht werden [100]:

- höhere Stabilität,
- physiologischere Bewegung des Gelenkes mit Verbesserung des Gangbildes,
- verbesserte Propriozeption und Balance der Patienten.

Ziele der Verankerung mit Anordnung des Transversalträgers unterhalb der Gelenkflächen sind [100]:

- hohe Primärstabilität,
- gute Osseointegration und sekundäre Stabilität,
- Vermeidung von Torsionsbelastungen und Materialbrüchen,
- Erhalt des Knochenstocks für etwaige Revisionsoperationen.

Aufgrund der modularen Bauweise kann eine Anpassung an individuelle anatomische Gegebenheiten und Grössen gewährleistet werden. Ausserdem ist bei entsprechender Femurkomponentenwahl ein minimalinvasives Operationsverfahren möglich.

Die gewonnene Stabilität kann in mehr Beweglichkeit der Inlays investiert werden, wodurch diese ggf. mit höherer Kongruenz zur Vermeidung von vorzeitigem PE-Verschleiss ausgestattet sein können.

Insgesamt scheinen daher die mechanischen Ziele hinsichtlich Verankerung, Kongruenz und Stabilität durch das Transversalträger-Tibiaplateau (TTTP) erfüllt, so dass ein positiver Einfluss auf die Standzeit möglich wäre.

Das TTTP kann eine ideale Schnittmenge der wichtigen mechanischen Faktoren bilden.

(Abbildung 93)

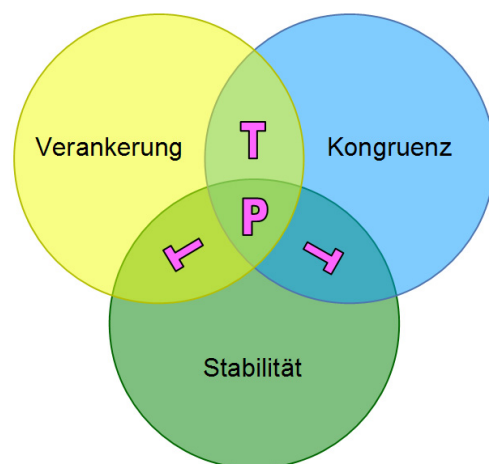


Abbildung 93: Schnittmenge TTTP

5 Literatur

- [1] Abdel-Rahman EM, Hefzy MS. Two dimensional dynamic model of the tibio-femoral joint. *Advances in Bioengineering* 1991;20:413-6.
- [2] Adachi N, Ochi M, Uchio Y, Iwasa J, Ryoke K, Kuriwaka M. Mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament contribute to the joint position sense. *Acta Orthop Scand* 2002;73:330-4.
- [3] Andersson GB, Andriacchi TP, Galante JO. Correlations between changes in gait and in clinical status after knee arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 1991;52:569-74.
- [4] Andriacchi TP, Alexander EJ. Studies of human locomotion: past, present and future. *J Biomech* 2000;33:1217-24.
- [5] Andriacchi TP, Galante JO, Fermier RW. The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64:1328-35.
- [6] Asano H, Hoshino A, Wilton TJ. Soft-tissue tension total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2004;19:558-61.
- [7] ASTM. Standard Test Method for Cyclic Fatigue Testing of Metal Tibial Tray Components of Total Knee Joint Replacements. AMERICAN SOCIETY OF TESTING AND MATERIALS (ASTM). <http://www.astm.org>: ASTM International, West Conshohocken, PA, 2007.
- [8] Baldini A, Scuderi GR, Aglietti P, Chalnack D, Insall JN. Flexion-extension gap changes during total knee arthroplasty: effect of posterior cruciate ligament and posterior osteophytes removal. *J Knee Surg* 2004;17:69-72.
- [9] Banks SA, Boniforti F, Fregly BJ, Rahman H, Reinschmidt C, Romagnoli S. The kinematics of deep flexion in bi-cruciate retaining resurfacing knee arthroplasty. 49th Annual Meeting Orthop. Res. Soc., 2003.
- [10] Banks SA, Fregly BJ, Boniforti F, Reinschmidt C, Romagnoli S. Comparing in vivo kinematics of unicondylar and bi-unicondylar knee replacements. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2005;13:551-6.
- [11] Barrett DS, Cobb AG, Bentley G. Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. *J Bone Joint Surg Br* 1991;73:53-6.

- [12] Bartel DL, Bicknell VL, Wright TM. The effect of conformity, thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1986;68:1041-51.
- [13] Bartel DL, Rawlinson JJ, Burstein AH, Ranawat CS, Flynn WF, Jr. Stresses in polyethylene components of contemporary total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res* 1995:76-82.
- [14] Bathis H, Perlick L, Tingart M, Luring C, Zurakowski D, Grifka J. Alignment in total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86:682-7.
- [15] Bauwens K, Matthes G, Wich M, Gebhard F, Hanson B, Ekkernkamp A, et al. Navigated total knee replacement. A meta-analysis. *The Journal of bone and joint surgery* 2007;89:261-9.
- [16] Bellemans JJ. Osseointegration in porous coated knee arthroplasty. The sheep stifle joint as in vivo evaluation model. Catholic University. Leuven, Belgium: Catholic University, 1997.
- [17] Blunn GW, Joshi AB, Minns RJ, Lidgren L, Lilley P, Ryd L, et al. Wear in retrieved condylar knee arthroplasties. A comparison of wear in different designs of 280 retrieved condylar knee prostheses. *J Arthroplasty* 1997;12:281-90.
- [18] Blunt LA, Bills PJ, Jiang XQ, Chakrabarty G. Improvement in the assessment of wear of total knee replacements using coordinate-measuring machine techniques. *Proc Inst Mech Eng H* 2008;222:309-18.
- [19] Bolanos AA, Colizza WA, McCann PD, Gotlin RS, Wootten ME, Kahn BA, et al. A comparison of isokinetic strength testing and gait analysis in patients with posterior cruciate-retaining and substituting knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 1998;13:906-15.
- [20] Bottros J, Gad B, Krebs V, Barsoum WK. Gap balancing in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006;21:11-5.
- [21] Briard JL, Witoolkollachit P, Lin G. [Soft tissue management in total knee replacement. Analysis of ligament balancing]. *Orthopade* 2007;36:635-42.
- [22] Buechel FF, Pappas MJ. 20 Jahre LCS[®] Knie-System. 1998. p. 1-14.
- [23] Buechel FF, Pappas MJ. Long-term survivorship analysis of cruciate-sparing versus cruciate-sacrificing knee prostheses using meniscal bearings. *Clinical orthopaedics and related research* 1990:162-9.

- [24] Buergi ML, Stoffel KK, Jacob HA, Bereiter HH. Radiological findings and clinical results of 102 thrust-plate femoral hip prostheses: a follow-up of 2 to 8 years. *J Arthroplasty* 2005;20:108-17.
- [25] Cameron HU. Tibial component wear in total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1994:29-32.
- [26] Chauhan SK, Scott RG, Breidahl W, Beaver RJ. Computer-assisted knee arthroplasty versus a conventional jig-based technique. A randomised, prospective trial. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86:372-7.
- [27] Cheng T, Zhang G, Zhang X. Clinical and Radiographic Outcomes of Image-Based Computer-Assisted Total Knee Arthroplasty: An Evidence-Based Evaluation. *Surg Innov* 2010.
- [28] Choi WC, Lee S, An JH, Kim D, Seong SC, Lee MC. Plain Radiograph Fails to Reflect the Alignment and Advantages of Navigation in Total Knee Arthroplasty. *The Journal of arthroplasty* 2010.
- [29] Collier JP, Mayor MB, McNamara JL, Surprenant VA, Jensen RE. Analysis of the failure of 122 polyethylene inserts from uncemented tibial knee components. *Clin Orthop Relat Res* 1991:232-42.
- [30] Confalonieri N, Manzotti A, Cerveri P, De Momi E. Bi-unicompartamental versus total knee arthroplasty: a matched paired study with early clinical results. *Arch Orthop Trauma Surg* 2009;129:1157-63.
- [31] de Jong RJ, Heesterbeek PJ, Wymenga AB. A new measurement technique for the tibiofemoral contact point in normal knees and knees with TKR. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18:388-93.
- [32] Dennis DA, Komistek RD, Hoff WA, Gabriel SM. In vivo knee kinematics derived using an inverse perspective technique. *Clin Orthop Relat Res* 1996:107-17.
- [33] Dorr LD, Boiardo RA. Technical considerations in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1986:5-11.
- [34] Fehring TK, Valadie AL. Knee instability after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1994:157-62.
- [35] Fick R. Gelenkflächen des Kniegelenkes. *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke*. Jena: Verlag von Gustav Fischer, 1904. p. 342-60.
- [36] Freeman MA. Soft tissues: a question of balance. *Orthopedics* 1997;20:827-31.

- [37] Freeman MA, Sculco T, Todd RC. Replacement of the severely damaged arthritic knee by the ICLH (Freeman-Swanson) arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1977;59:64-71.
- [38] Friederich NF, Muller W, O'Brien WR. [Clinical application of biomechanic and functional anatomical findings of the knee joint]. *Orthopade* 1992;21:41-50.
- [39] Fuchs S, Floren M, Skwara A, Tibesku CO. Quantitative gait analysis in unconstrained total knee arthroplasty patients. *Int J Rehabil Res* 2002;25:65-70.
- [40] Fuchs S, Thorwesten L, Niewerth S. Proprioceptive function in knees with and without total knee arthroplasty. *Am J Phys Med Rehabil* 1999;78:39-45.
- [41] Fuchs S, Tibesku CO, Frisse D, Genkinger M, Laass H, Rosenbaum D. Clinical and functional comparison of uni- and bicondylar sledge prostheses. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2005;13:197-202.
- [42] Fuchs S, Tibesku CO, Genkinger M, Laass H, Rosenbaum D. Proprioception with bicondylar sledge prostheses retaining cruciate ligaments. *Clin Orthop Relat Res* 2003:148-54.
- [43] Fuss FK. Biometrics of the four-bar link of the cruciate ligaments in projection on the flexion-extension plane of the human knee joint. *Anat Anz* 1991;173:51-9.
- [44] Gejo R, Morita Y, Matsushita I, Sugimori K, Kimura T. Joint gap changes with patellar tendon strain and patellar position during TKA. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466:946-51.
- [45] Griffin FM, Insall JN, Scuderi GR. Accuracy of soft tissue balancing in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2000;15:970-3.
- [46] Gunther P, Schenk JP, Wunsch R, Troger J, Waag KL. Abdominal tumours in children: 3-D visualisation and surgical planning. *Eur J Pediatr Surg* 2004;14:316-21.
- [47] Haaker RG, Stockheim M, Kamp M, Proff G, Breitenfelder J, Ottersbach A. Computer-assisted navigation increases precision of component placement in total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research* 2005:152-9.
- [48] Hamelynck KJ, Stiehl JB, editors. LCS[®] Mobile bearing Knee Arthroplasty. 25 Years of worldwide experience: Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 2002.

- [49] Heesterbeek PJ, Jacobs WC, Wymenga AB. Effects of the balanced gap technique on femoral component rotation in TKA. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:1015-22.
- [50] Heesterbeek PJ, Keijsers NL, Wymenga AB. Ligament releases do not lead to increased postoperative varus-valgus laxity in flexion and extension: a prospective clinical study in 49 TKR patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009.
- [51] Hertel R, Lehmann O. [Glenohumeral joint. Anatomical aspects and implications for prosthesis design]. *Der Orthopade* 2001;30:363-9.
- [52] Higuchi H, Hatayama K, Shimizu M, Kobayashi A, Kobayashi T, Takagishi K. Relationship between joint gap difference and range of motion in total knee arthroplasty: a prospective randomised study between different platforms. *Int Orthop* 2009;33:997-1000.
- [53] Hill PF, Vedi V, Williams A, Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA. Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br* 2000;82:1196-8.
- [54] Hungerford DS, Kenna RV, Krackow KA. The porous-coated anatomic total knee. *Orthop Clin North Am* 1982;13:103-22.
- [55] In Y, Kim SJ, Kim JM, Woo YK, Choi NY, Kang JW. Agreements between different methods of gap balance estimation in cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17:60-4.
- [56] Insall J, Scott WN, Ranawat CS. The total condylar knee prosthesis. A report of two hundred and twenty cases. *J Bone Joint Surg Am* 1979;61:173-80.
- [57] Ishii Y, Terajima K, Koga Y, Takahashi HE, Bechtold JE, Gustilo RB. Gait analysis after total knee arthroplasty. Comparison of posterior cruciate retention and substitution. *J Orthop Sci* 1998;3:310-7.
- [58] ISO. Implants for surgery -- Total knee-joint prosthesis -- Part 1: Determination of endurance properties of knee tibial trays. INTERNATIONAL ORGANISATION FOR STANDARDIZATION (ISO). <http://www.iso.org>: ISO Central Secretariat, Geneva, Switzerland, 2000.
- [59] Jamali AA, Deuel C, Perreira A, Salgado CJ, Hunter JC, Strong EB. Linear and angular measurements of computer-generated models: are they accurate, valid, and reliable? *Comput Aided Surg* 2007;12:278-85.

- [60] Jenny JY, Boeri C. Computer-assisted implantation of total knee prostheses: a case-control comparative study with classical instrumentation. *Comput Aided Surg* 2001;6:217-20.
- [61] Kachar SM, Williams KM, Finn HA. Neuroma of the infrapatellar branch of the saphenous nerve a cause of reversible knee stiffness after total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty* 2008;23:927-30.
- [62] Kadoya Y, Kobayashi A, Komatsu T, Nakagawa S, Yamano Y. Effects of posterior cruciate ligament resection on the tibiofemoral joint gap. *Clin Orthop Relat Res* 2001:210-7.
- [63] Kanamiya T, Whiteside LA, Nakamura T, Mihalko WM, Steiger J, Naito M. Ranawat Award paper. Effect of selective lateral ligament release on stability in knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2002:24-31.
- [64] Kilgus DJ, Moreland JR, Finerman GA, Funahashi TT, Tipton JS. Catastrophic wear of tibial polyethylene inserts. *Clin Orthop Relat Res* 1991:223-31.
- [65] Kim H, Pelker RR, Gibson DH, Irving JF, Lynch JK. Rollback in posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. A radiographic analysis. *J Arthroplasty* 1997;12:553-61.
- [66] Kim SJ, MacDonald M, Hernandez J, Wixson RL. Computer assisted navigation in total knee arthroplasty: improved coronal alignment. *The Journal of arthroplasty* 2005;20:123-31.
- [67] Kim YH, Kim JS, Choi Y, Kwon OR. Computer-assisted surgical navigation does not improve the alignment and orientation of the components in total knee arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery* 2009;91:14-9.
- [68] Kim YH, Kim JS, Yoon SH. Alignment and orientation of the components in total knee replacement with and without navigation support: a prospective, randomised study. *J Bone Joint Surg Br* 2007;89:471-6.
- [69] Kitaura H, Yonetsu K, Kitamori H, Kobayashi K, Nakamura T. Standardization of 3-D CT measurements for length and angles by matrix transformation in the 3-D coordinate system. *Cleft Palate Craniofac J* 2000;37:349-56.
- [70] Komistek RD, Allain J, Anderson DT, Dennis DA, Goutallier D. In vivo kinematics for subjects with and without an anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res* 2002:315-25.

- [71] Krackow KA, Mihalko WM. The effect of medial release on flexion and extension gaps in cadaveric knees: implications for soft-tissue balancing in total knee arthroplasty. *Am J Knee Surg* 1999;12:222-8.
- [72] Krackow KA, Mihalko WM. The effects of severe femoral bone loss on the flexion extension joint space in revision total knee arthroplasty: a cadaveric analysis and clinical consequences. *Orthopedics* 2001;24:121-6.
- [73] Krackow KA, Mihalko WM. Flexion-extension joint gap changes after lateral structure release for valgus deformity correction in total knee arthroplasty: a cadaveric study. *J Arthroplasty* 1999;14:994-1004.
- [74] Kroll MA, Otis JC, Sculco TP, Lee AC, Paget SA, Bruckenstein R, et al. The relationship of stride characteristics to pain before and after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1989:191-5.
- [75] Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am* 2007;89:780-5.
- [76] Laskin RS. Flexion space configuration in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1995;10:657-60.
- [77] Laskin RS, Beksac B. Computer-assisted navigation in TKA: where we are and where we are going. *Clinical orthopaedics and related research* 2006;452:127-31.
- [78] Lee GC, Cushner FD, Vigoritta V, Scuderi GR, Insall JN, Scott WN. Evaluation of the anterior cruciate ligament integrity and degenerative arthritic patterns in patients undergoing total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty* 2005;20:59-65.
- [79] Lewandowski PJ, Askew MJ, Lin DF, Hurst FW, Melby A. Kinematics of posterior cruciate ligament-retaining and -sacrificing mobile bearing total knee arthroplasties. An in vitro comparison of the New Jersey LCS meniscal bearing and rotating platform prostheses. *J Arthroplasty* 1997;12:777-84.
- [80] Lobenhoffer P, Tscherne H. [Rupture of the anterior cruciate ligament. Current status of treatment]. *Unfallchirurg* 1993;96:150-68.
- [81] Lombardi AV, Jr., Berend KR, Aziz-Jacobo J, Davis MB. Balancing the flexion gap: relationship between tibial slope and posterior cruciate ligament release and correlation with range of motion. *The Journal of bone and joint surgery* 2008;90 Suppl 4:121-32.

- [82] Lüring C, Hüfner T, Kendoff D, Perlick L, Bähris H, Grifka J, et al. Eversion or subluxation of patella in soft tissue balancing of total knee arthroplasty? Results of a cadaver experiment. *Knee* 2006;13:15-8.
- [83] Lüring C, Hüfner T, Perlick L, Bähris H, Krettek C, Grifka J. [Soft tissue management in knees with varus deformity. Computer-assisted sequential medial ligament release]. *Orthopade* 2005;34:1118, 20-2, 24.
- [84] Lüring C, Perlick L, Tingart M, Bähris H, Grifka J. [Advances in soft tissue management in total knee arthroplasty. The use of imageless navigation systems]. *Orthopade* 2006;35:1066-72.
- [85] Lutzner J, Krummenauer F, Wolf C, Gunther KP, Kirschner S. Computer-assisted and conventional total knee replacement: a comparative, prospective, randomised study with radiological and CT evaluation. *J Bone Joint Surg Br* 2008;90:1039-44.
- [86] Martelli S, Ellis RE, Marcacci M, Zaffagnini S. Total knee arthroplasty kinematics. Computer simulation and intraoperative evaluation. *J Arthroplasty* 1998;13:145-55.
- [87] Mason JB, Fehring TK, Estok R, Banel D, Fahrback K. Meta-analysis of alignment outcomes in computer-assisted total knee arthroplasty surgery. *The Journal of arthroplasty* 2007;22:1097-106.
- [88] Matsueda M, Gengerke TR, Murphy M, Lew WD, Gustilo RB. Soft tissue release in total knee arthroplasty. Cadaver study using knees without deformities. *Clin Orthop Relat Res* 1999:264-73.
- [89] Matsumoto T, Muratsu H, Tsumura N, Mizuno K, Kuroda R, Yoshiya S, et al. Joint gap kinematics in posterior-stabilized total knee arthroplasty measured by a new tensor with the navigation system. *J Biomech Eng* 2006;128:867-71.
- [90] Matsumoto T, Muratsu H, Tsumura N, Mizuno K, Kurosaka M, Kuroda R. Soft tissue balance measurement in posterior-stabilized total knee arthroplasty with a navigation system. *J Arthroplasty* 2009;24:358-64.
- [91] McNamara JL, Collier JP, Mayor MB, Jensen RE. A comparison of contact pressures in tibial and patellar total knee components before and after service in vivo. *Clin Orthop Relat Res* 1994:104-13.
- [92] Menschik A. Kinematik und Endoprothetik des Kniegelenkes. *OrthopTechn* 1979;5:61-9.

- [93] Mihalko WM, Krackow KA. Flexion and extension gap balancing in revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2006;446:121-6.
- [94] Mihalko WM, Krackow KA. Posterior cruciate ligament effects on the flexion space in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1999:243-50.
- [95] Mihalko WM, Miller C, Krackow KA. Total knee arthroplasty ligament balancing and gap kinematics with posterior cruciate ligament retention and sacrifice. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2000;29:610-6.
- [96] Mihalko WM, Whiteside LA, Krackow KA. Comparison of ligament-balancing techniques during total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85-A Suppl 4:132-5.
- [97] Minoda Y, Sakawa A, Aihara M, Tada K, Kadoya Y, Kobayashi A. Flexion gap preparation opens the extension gap in posterior cruciate ligament-retaining TKA. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15:1321-5.
- [98] Müller W. *The knee, form, function and ligament reconstruction*: Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 1983.
- [99] Murray MP, Gore DR, Laney WH, Gardner GM, Mollinger LA. Kinesiologic measurements of functional performance before and after double compartment Marmor knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1983:191-9.
- [100] Nowakowski AM. *Das Transversalträger-Tibiaplateau (TTTP)*. *Orthopädische Praxis* 2006;42:419-28.
- [101] Nowakowski AM. *Dynamische In-vitro-Kraft-, Bewegungs- und Druckanalyse an beweglichen Meniskallagern unterschiedlicher Konzeption nach alloplastischem Kniegelenkersatz*. Orthopaedic Department. <http://edok.bib.mh-hannover.de/ediss/diss-nowakowski.pdf> Hannover: Medical High School Hannover, 2002.
- [102] Nowakowski AM. *Knee Joint Endoprosthesis System*. Patent Application; US000007037341B2; 2006.
- [103] Nowakowski AM. *Knee Joint Endoprosthesis System*. Patent Application; EP000001335684B1; 2005.
- [104] Nowakowski AM. *Knee Joint Endoprosthesis System*. Patent Application; CA000002425523C; 2008.
- [105] Nowakowski AM. *Transversally Supported Tibia Plateau (TTTP)*. Patent Application; EP000001807024A2; 2007.

- [106] Nowakowski AM. Transversally Supported Tibia Plateau (TTTP). Patent Application; WO002006047982A3 2006.
- [107] Nowakowski AM, Majewski M, Muller-Gerbl M, Valderrabano V. Development of a force-determining tensor to measure "physiologic knee ligament gaps" without bone resection using a total knee arthroplasty approach. *Journal of Orthopaedic Science* 2011.
- [108] Nowakowski AM, Muller-Gerbl M, Valderrabano V. Surgical approach for a new knee prosthesis concept (TSTP) retaining both cruciate ligaments. *Clin Anat* 2010;23:985-91.
- [109] Olcott CW, Scott RD. A comparison of 4 intraoperative methods to determine femoral component rotation during total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2000;15:22-6.
- [110] Ostermeier S, Nowakowski A, Stukenborg-Colsman C. [Dynamic in vitro measurement of pressure and movement with the LCS prosthetic system]. *Orthopade* 2003;32:292-5.
- [111] Pap G, Meyer M, Weiler HT, Machner A, Awiszus F. Proprioception after total knee arthroplasty: a comparison with clinical outcome. *Acta Orthop Scand* 2000;71:153-9.
- [112] Parratte S, Pagnano MW, Trousdale RT, Berry DJ. Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacements. *The Journal of bone and joint surgery* 2010;92:2143-9.
- [113] Perlick L, Luring C, Tingart M, Grifka J, Bathis H. [Revision prosthetic of the knee joint. The influence of a navigation system on the alignment and reconstruction of the joint line]. *Orthopade* 2006;35:1080-6.
- [114] Pinskerova V, Iwaki H, Freeman MA. The shapes and relative movements of the femur and tibia at the knee. *Orthopade* 2000;29 Suppl 1:S3-5.
- [115] RDevelopmentCoreTeam. R: A language and environment for statistical computing. Vienna, Austria: R Foundation for Statistical Computing, 2009.
- [116] Rittman N, Kettelkamp DB, Pryor P, Schwartzkopf GL, Hillberry B. Analysis of patterns of knee motion walking for four types of total knee implants. *Clin Orthop Relat Res* 1981:111-7.
- [117] Robertsson O, Dunbar MJ, Knutson K, Lidgren L. 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* 2000;71:376-80.
- [118] Romero J, Duronio JF, Sohrabi A, Alexander N, MacWilliams BA, Jones LC, et al. Varus and valgus flexion laxity of total knee alignment methods in loaded cadaveric knees. *Clin Orthop Relat Res* 2002:243-53.
- [119] Rubel IF, Schwarzbard I, Leonard A, Cece D. Anatomic location of the peroneal nerve at the level of the proximal aspect of the tibia: Gerdy's safe zone. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86-A:1625-8.
- [120] Sambatakakis A, Attfield SF, Newton G. Quantification of soft-tissue imbalance in condylar knee arthroplasty. *J Biomed Eng* 1993;15:339-43.
- [121] Schenk RK, Olah AJ, Herrmann W. Preparation of calcified tissues for light microscopy. In: Dickson GR, editor. *Methods of calcified tissue preparation*. Amsterdam: Elsevier Amsterdam, New York, Oxford, 1984.
- [122] Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, Micheli L. Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66:1072-6.
- [123] Schutte MJ, Dabezies EJ, Zimny ML, Happel LT. Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:243-7.
- [124] Siebel T, Kafer W. Modification of the posterior cruciate ligament tension following total knee arthroplasty: comparison of the Genesis CR and LCS meniscal bearing prostheses. *Knee* 2004;11:203-8.
- [125] Skinner HB, Barrack RL, Cook SD, Haddad RJ, Jr. Joint position sense in total knee arthroplasty. *J Orthop Res* 1984;1:276-83.
- [126] Staubli AE, De Simoni C, Babst R, Lobenhoffer P. TomoFix: a new LCP-concept for open wedge osteotomy of the medial proximal tibia--early results in 92 cases. *Injury* 2003;34 Suppl 2:B55-62.
- [127] Stiehl JB, Dennis DA, Komistek RD, Crane HS. In vivo determination of condylar lift-off and screw-home in a mobile-bearing total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty* 1999;14:293-9.
- [128] Stiehl JB, Dennis DA, Komistek RD, Keblish PA. In vivo kinematic analysis of a mobile bearing total knee prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1997:60-6.

- [129] Stiehl JB, Komistek RD, Cloutier JM, Dennis DA. The cruciate ligaments in total knee arthroplasty: a kinematic analysis of 2 total knee arthroplasties. *The Journal of arthroplasty* 2000;15:545-50.
- [130] Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA, Paxson RD, Hoff WA. Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retaining knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1995;77:884-9.
- [131] Stulberg SD, Yaffe MA, Koo SS. Computer-assisted surgery versus manual total knee arthroplasty: a case-controlled study. *The Journal of bone and joint surgery* 2006;88 Suppl 4:47-54.
- [132] Sugama R, Kadoya Y, Kobayashi A, Takaoka K. Preparation of the flexion gap affects the extension gap in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005;20:602-7.
- [133] Tanaka K, Muratsu H, Mizuno K, Kuroda R, Yoshiya S, Kurosaka M. Soft tissue balance measurement in anterior cruciate ligament-resected knee joint: cadaveric study as a model for cruciate-retaining total knee arthroplasty. *J Orthop Sci* 2007;12:149-53.
- [134] Thiel W. [The preservation of the whole corpse with natural color]. *Ann Anat* 1992;174:185-95.
- [135] Thiel W. [Supplement to the conservation of an entire cadaver according to W. Thiel]. *Ann Anat* 2002;184:267-9.
- [136] Tokish JM, Benjamin JB. Total knee arthroplasty with posterior cruciate ligament retention. *Op Tech Orthop* 1998;8:181-5.
- [137] Tokuhara Y, Kadoya Y, Nakagawa S, Kobayashi A, Takaoka K. The flexion gap in normal knees. An MRI study. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86:1133-6.
- [138] Victor J, Van Doninck D, Labey L, Innocenti B, Parizel PM, Bellemans J. How precise can bony landmarks be determined on a CT scan of the knee? *The Knee* 2009;16:358-65.
- [139] Wasielewski RC, Galat DD, Komistek RD. Correlation of compartment pressure data from an intraoperative sensing device with postoperative fluoroscopic kinematic results in TKA patients. *J Biomech* 2005;38:333-9.
- [140] Weng YJ, Hsu RW, Hsu WH. Comparison of computer-assisted navigation and conventional instrumentation for bilateral total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty* 2009;24:668-73.

- [141] Whiteside LA. Correction of ligament and bone defects in total arthroplasty of the severely valgus knee. *Clin Orthop Relat Res* 1993:234-45.
- [142] Whiteside LA. Selective ligament release in total knee arthroplasty of the knee in valgus. *Clin Orthop Relat Res* 1999:130-40.
- [143] Whiteside LA. Soft tissue balancing: the knee. *J Arthroplasty* 2002;17:23-7.
- [144] Whiteside LA, Kasselt MR, Haynes DW. Varus-valgus and rotational stability in rotationally unconstrained total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research* 1987:147-57.
- [145] Whiteside LA, Saeki K, Mihalko WM. Functional medical ligament balancing in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2000:45-57.
- [146] Wilson SA, McCann PD, Gotlin RS, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Insall JN. Comprehensive gait analysis in posterior-stabilized knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1996;11:359-67.
- [147] Wimmer MA, Andriacchi TP. Tractive forces during rolling motion of the knee: implications for wear in total knee replacement. *J Biomech* 1997;30:131-7.
- [148] Winemaker MJ. Perfect balance in total knee arthroplasty: the elusive compromise. *J Arthroplasty* 2002;17:2-10.
- [149] Wong FS, Willmott NS, Davis GR. Dentinal carious lesion in three dimensions. *Int J Paediatr Dent* 2006;16:419-23.
- [150] Wright TM, Rimnac CM, Stulberg SD, Mintz L, Tsao AK, Klein RW, et al. Wear of polyethylene in total joint replacements. Observations from retrieved PCA knee implants. *Clin Orthop Relat Res* 1992:126-34.
- [151] Yin Z, Khare K, De Man B. Parametric boundary reconstruction algorithm for industrial CT metrology application. *J Xray Sci Technol* 2009;17:115-33.
- [152] Zalzal P, Papini M, Petruccelli D, de Beer J, Winemaker MJ. An in vivo biomechanical analysis of the soft-tissue envelope of osteoarthritic knees. *J Arthroplasty* 2004;19:217-23.
- [153] Zhao D, Banks SA, D'Lima DD, Colwell CW, Jr., Fregly BJ. In vivo medial and lateral tibial loads during dynamic and high flexion activities. *J Orthop Res* 2007;25:593-602.

6 Anhang

Tabelle 6-1: Versuchsprotokoll zur Messung von Extensions- und Flexionsspalt

P	Extension		Flexion	
	M	I	m	l
Eichung				
physiologisch				
100 N				
200 N				
100 N				
200 N				
VKB-Resektion				
100 N				
200 N				
100 N				
200 N				
HKB-Resektion				
100 N				
200 N				
100 N				
200 N				

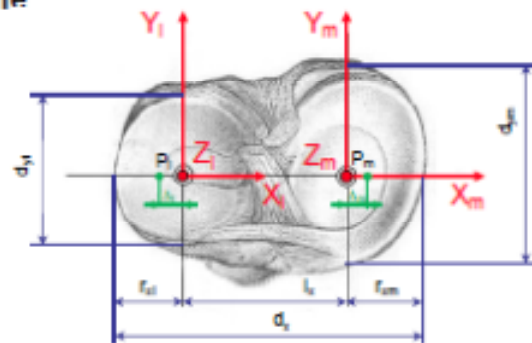
Tabelle 6-2: Versuchsprotokoll zur Implantation der Transversalträger

Protokoll Trägerimplantation

Präparat: _____ Datum: _____ Operateur: _____

1. Bestimmung Mittelpunkt Gelenksfläche

	medial	lateral
d_y		
r_x		
Δ (Taster)		
l_x		
d_x		



2. Bohrung

	15mm	25mm	35mm
medial			
lateral			

3. Trägereigenschaften

Material	Länge	Bohrung	Durchmesser

4. Fotodokumentation

Markierung Gelenksflächen

Übersicht: ap lat

Zentrierung Gelenkflächen (Δ)

Tabelle 6-3: Protokoll zur Entwässerung der Präparate nach Transversalträger-Implantation

Entwässerung

Auf dem Schüttler bei Raumtemperatur

Bei jedem Lösungsmittelwechsel werden die Behälter ca. 1 Minute entlüftet.

Lösungsmittel	Dauer in Tage	Kleinere Stücke Ca. 0.5 x 1.0 cm	Dauer in Tage	Grössere Stücke z.B. humanes Femur Querschnitt
40%	1			2.03.10
Ethanol 70%	1		1	5.3.10
	1		1	8.3.10
	-		1	9.3.10
Ethanol 80%	1		1	11.3.10
	1		1	12.3.10
	-		1	15.3.10
Ethanol 96%	1		1	16.3.10
	1		1	18.3.10
	-		1	19.3.10
Ethanol abs.	1		2	22.3.10
	1		2	25.3.10
	1		4	29.3.10
Xylol	2		2	06.04.10
	2		4	8.4.10
	-		-	
MMA Infiltration Kühlschrank	3		3	12.04.10
MMA Einbettung Kühlschrank	bis hart		bis hart	15.4.10

6.1 Übersicht CT-Schnitte nach TT-Implantation

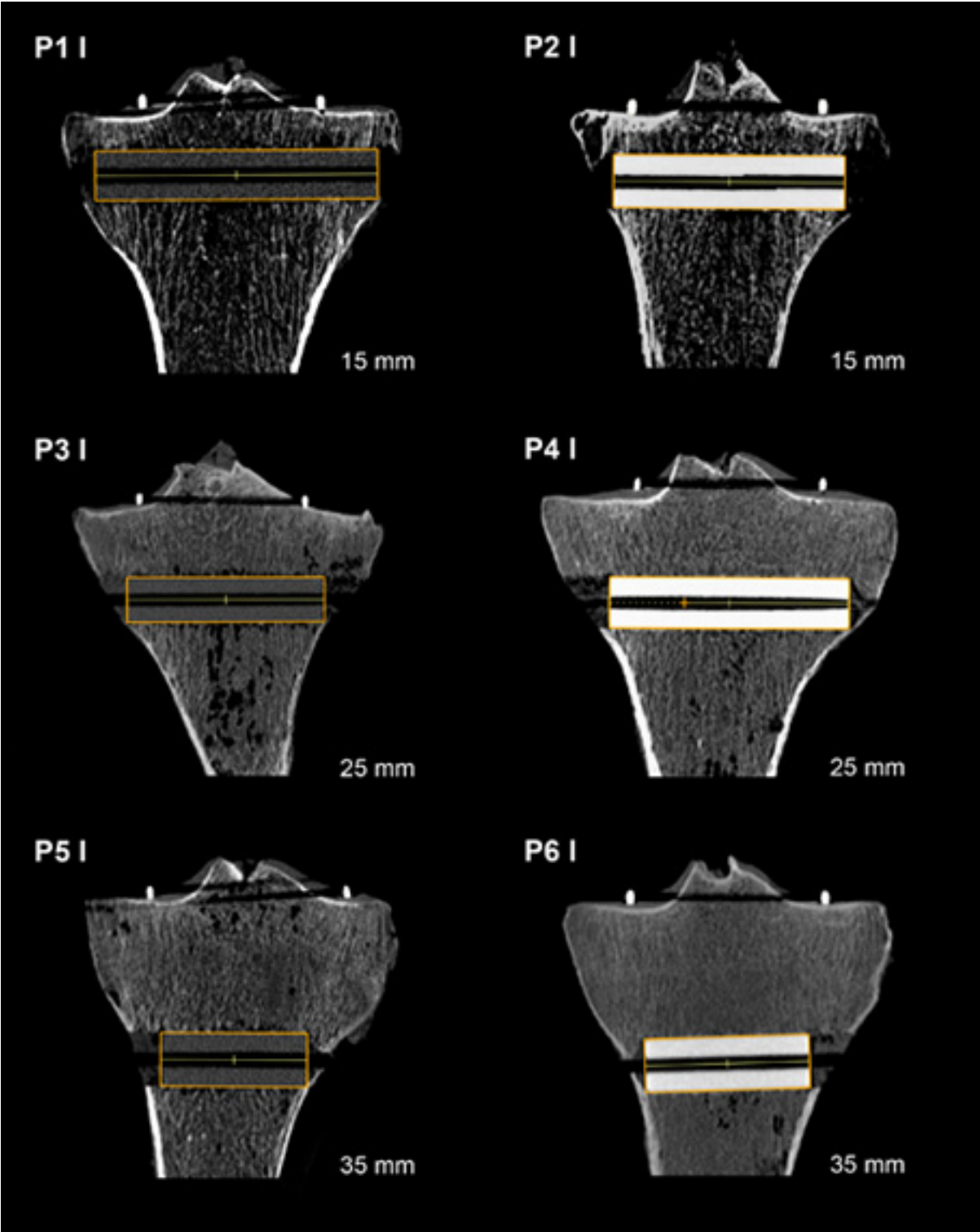


Abbildung 94: CT-Frontalschnitte linke Präparate

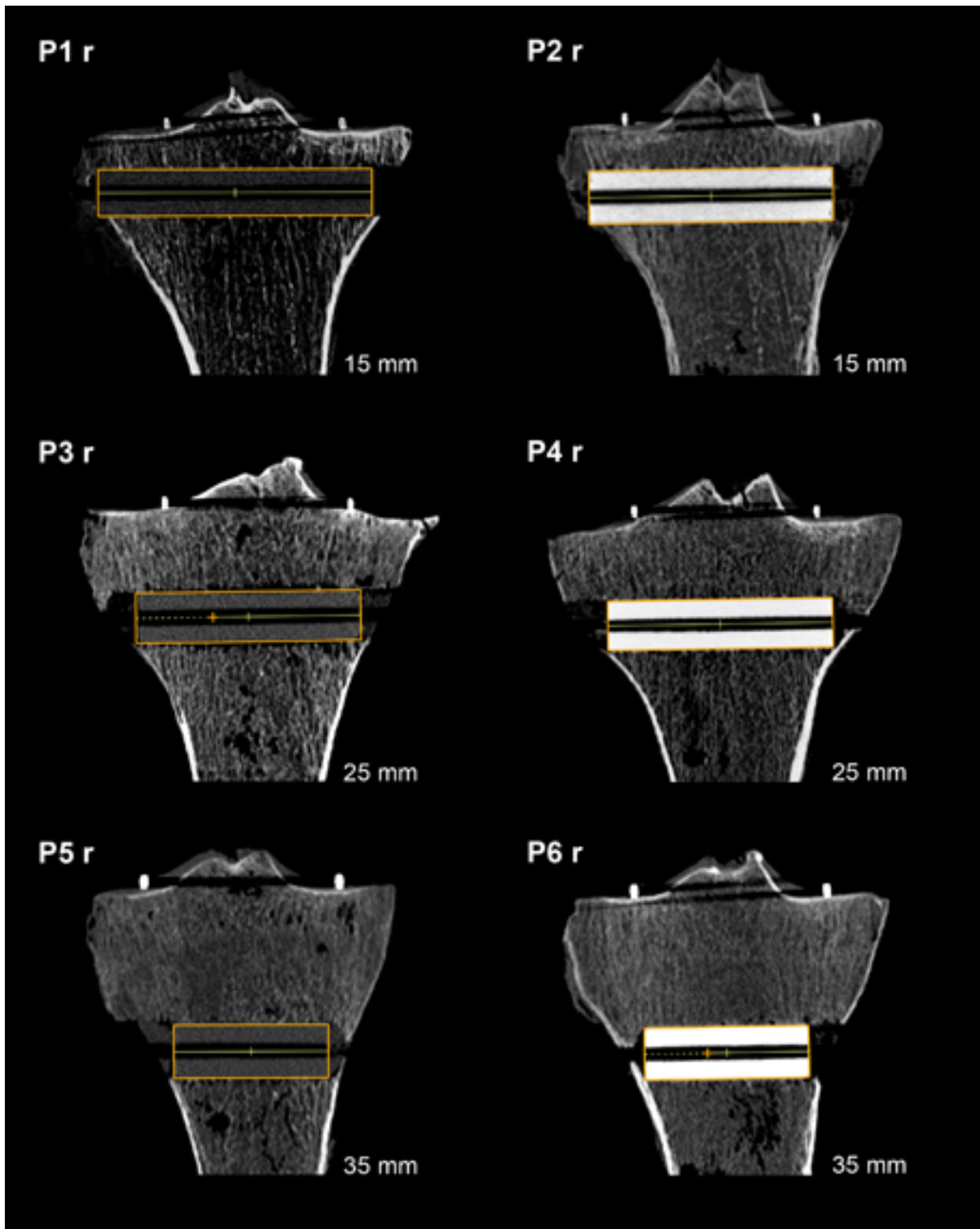


Abbildung 95: CT-Frontalschnitte rechte Präparate

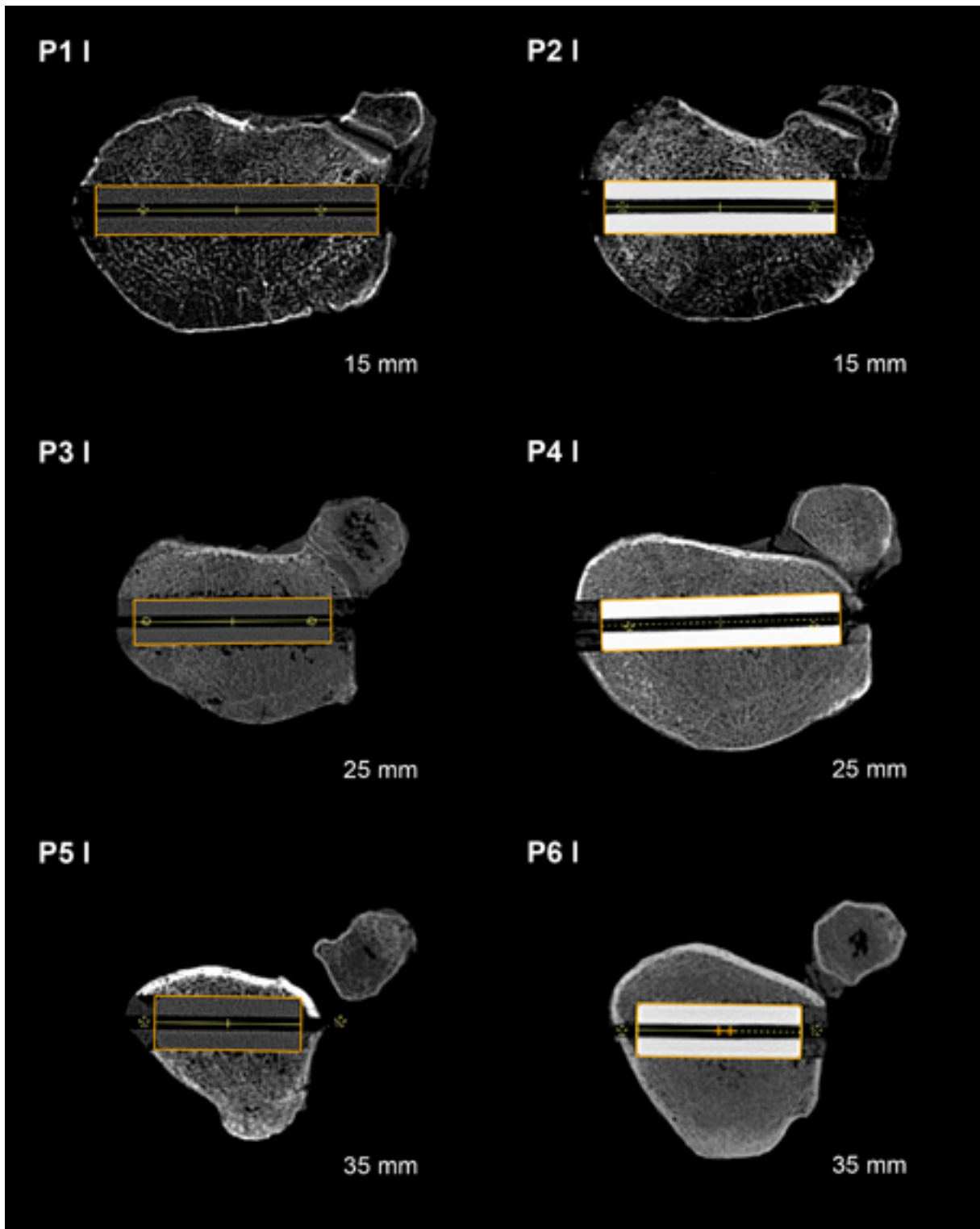


Abbildung 96: CT-Transversalschnitte linke Präparate

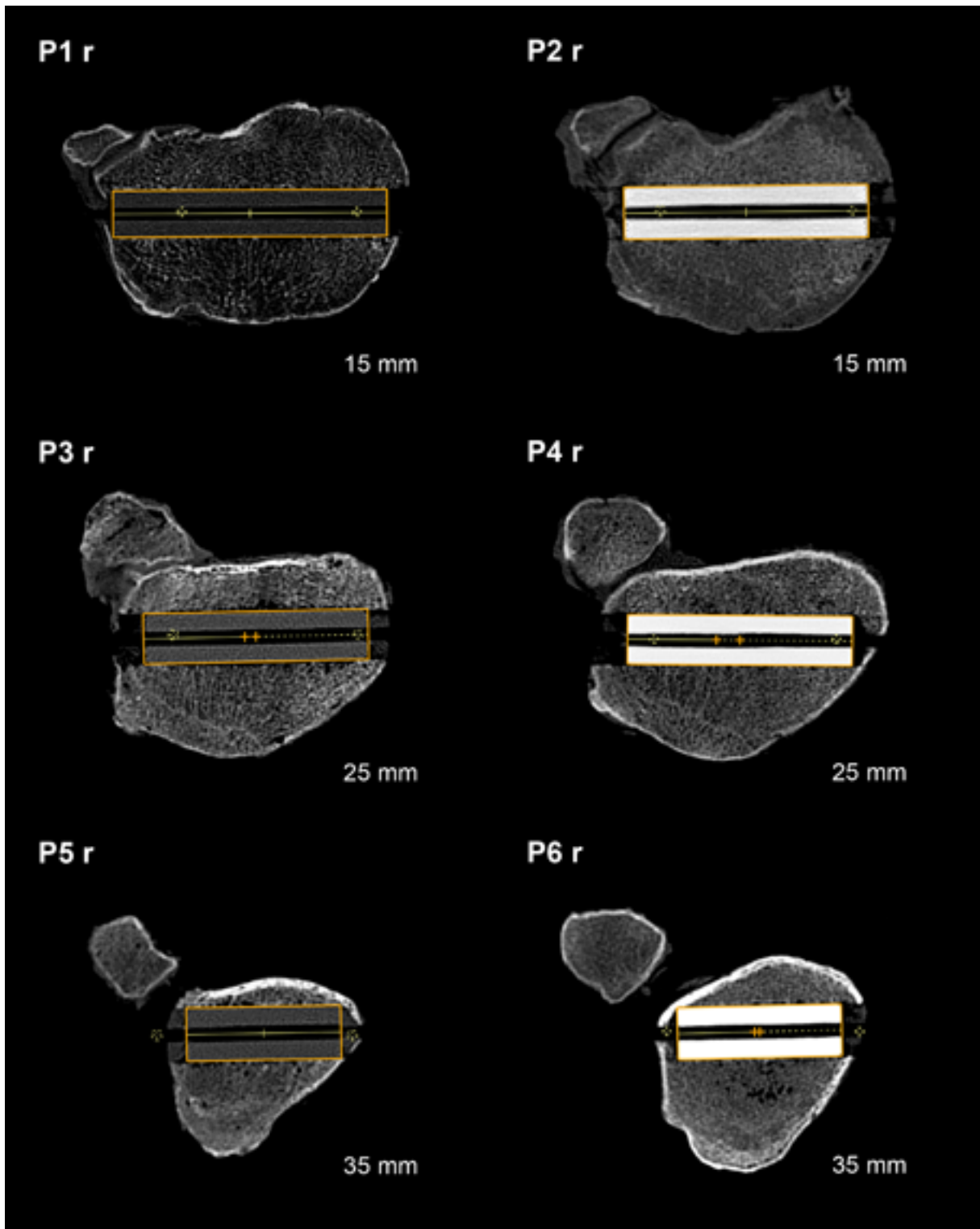


Abbildung 97: CT-Transversalschnitte rechte Präparate

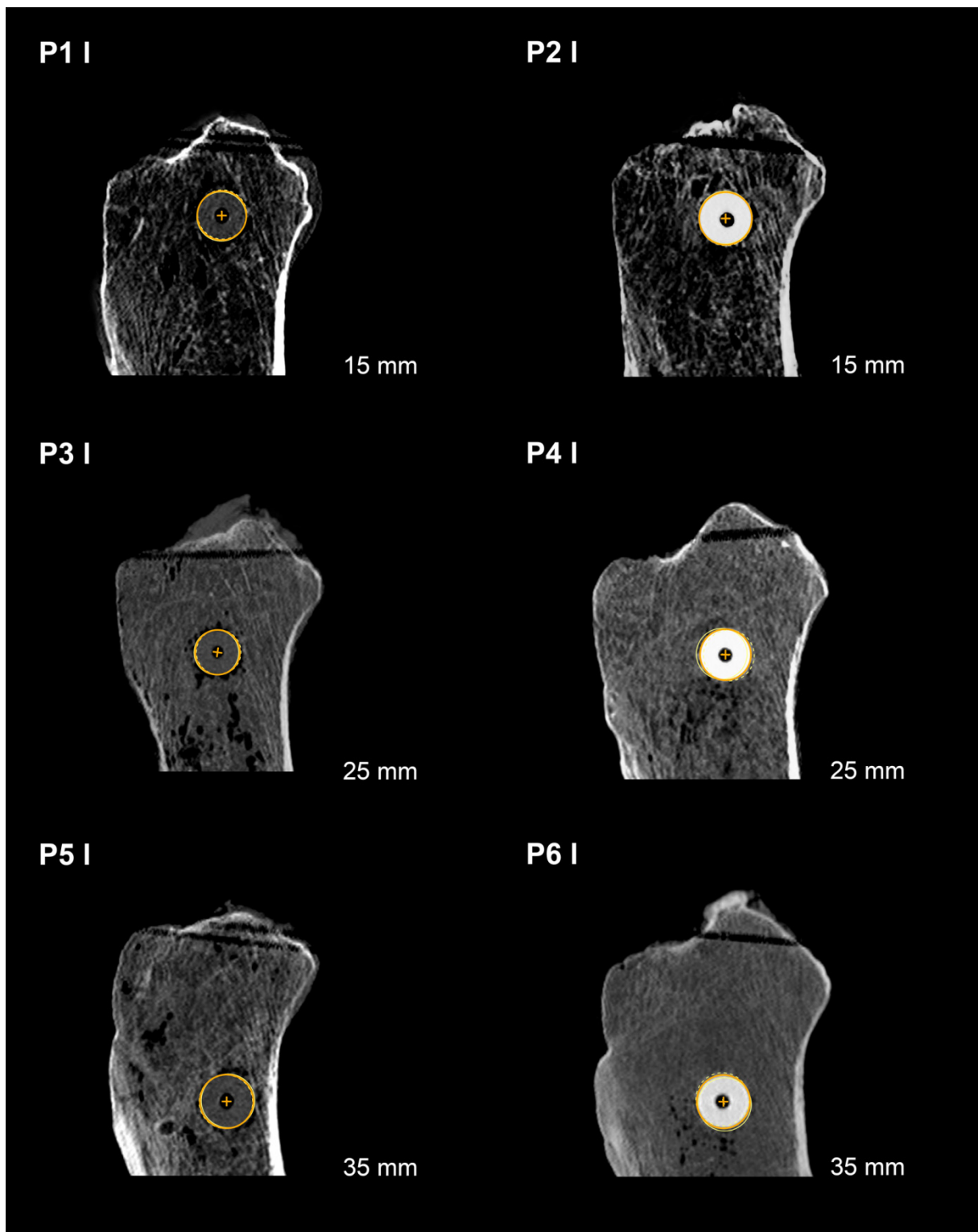


Abbildung 98: CT-Sagittalschnitte Präparatmitte, linke Präparate

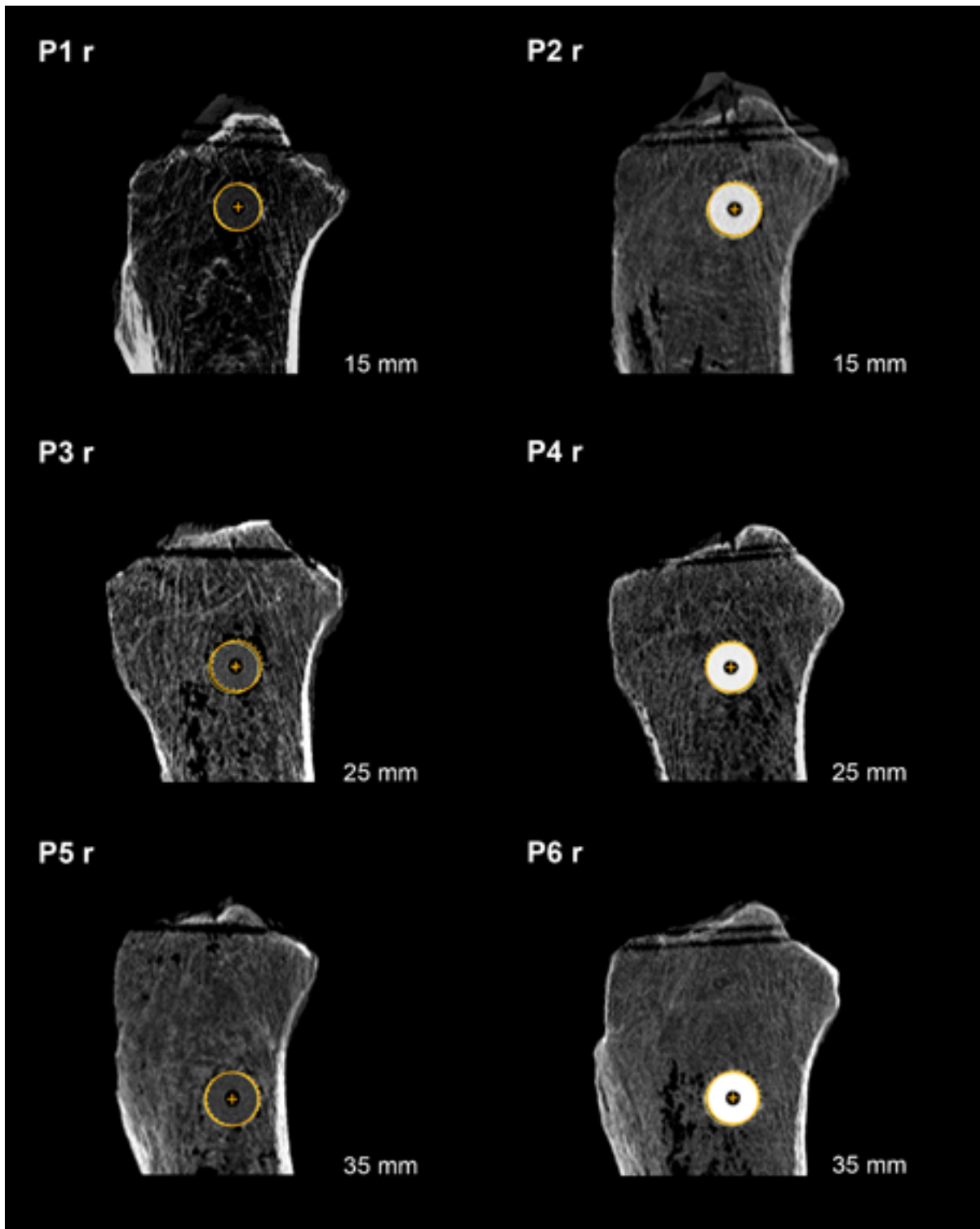


Abbildung 99: CT-Sagittalschnitte Präparatmitte, rechte Präparate

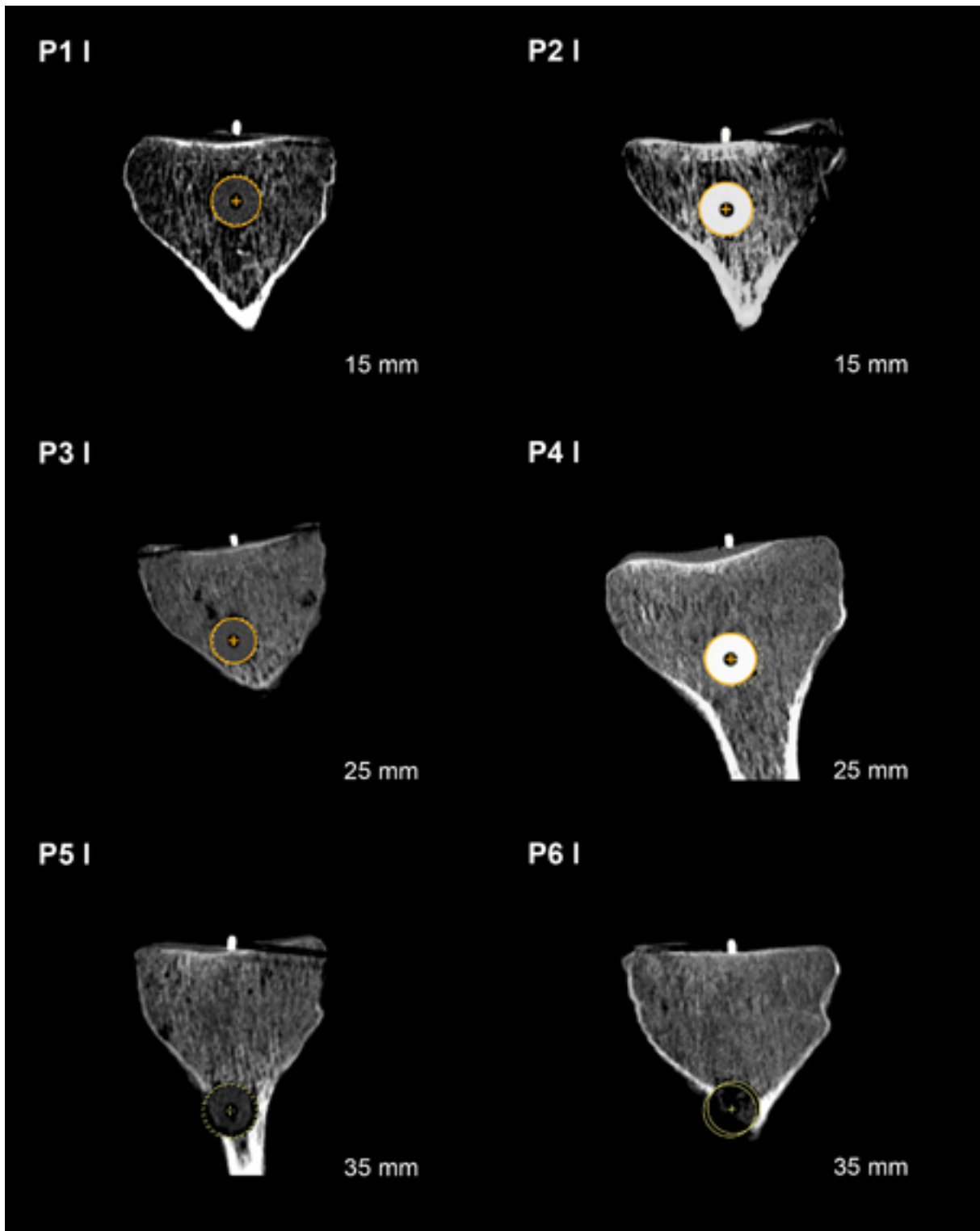


Abbildung 100: CT-Sagittalschnitte durch medialen Gelenkflächenmittelpunkt, linke Präparate

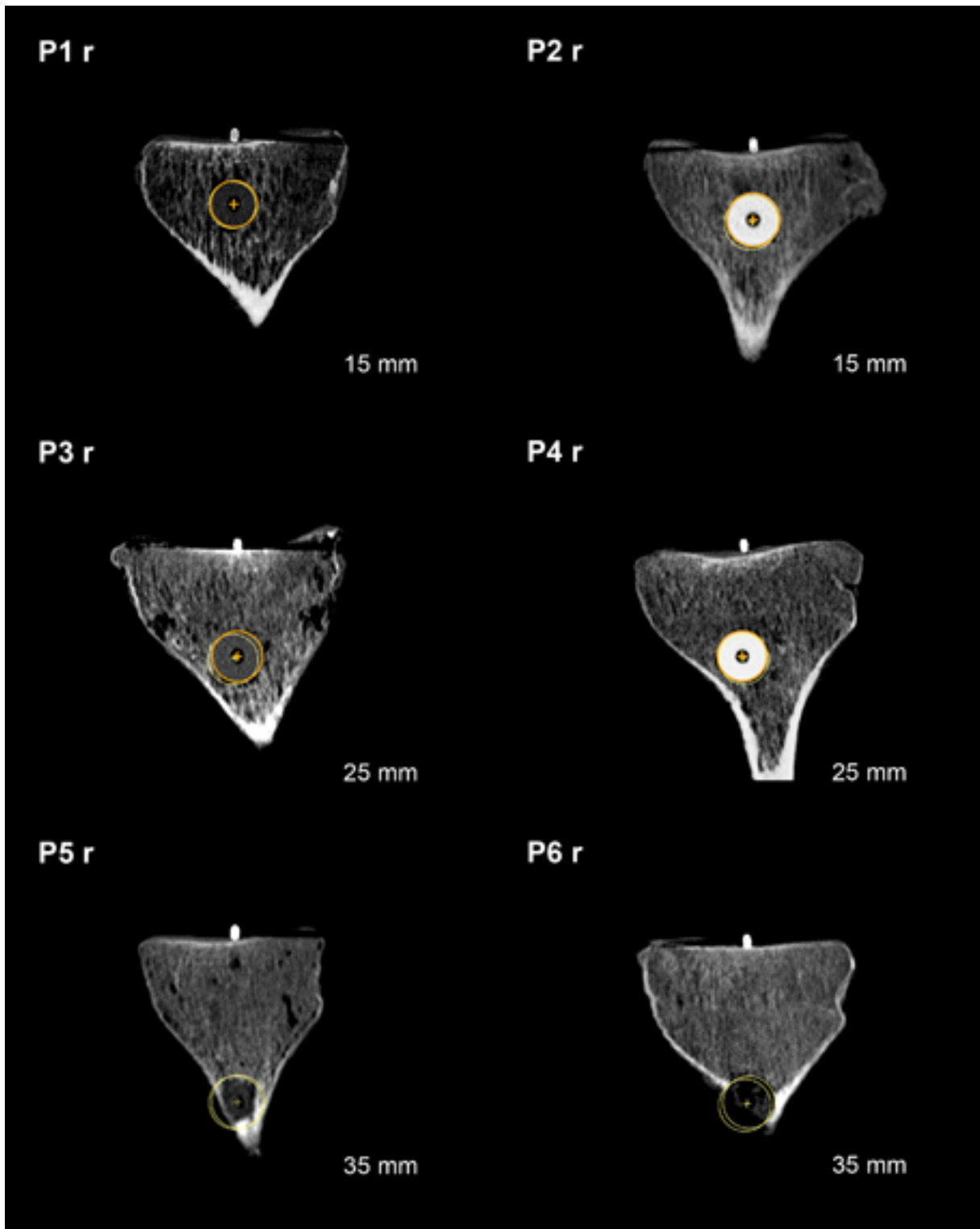


Abbildung 101: CT-Sagittalschnitte durch medialen Gelenkflächenmittelpunkt, rechte Präparate

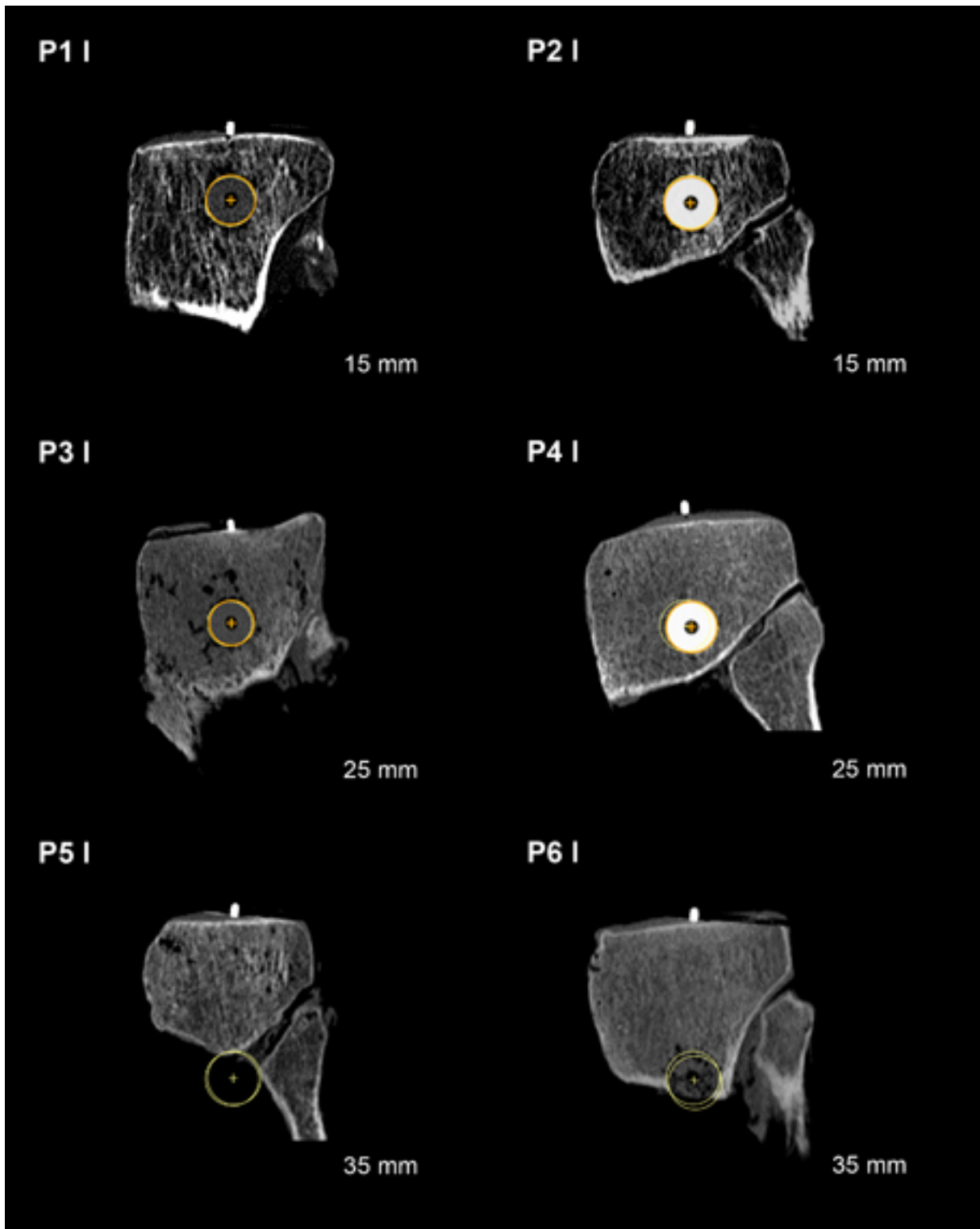


Abbildung 102: CT-Sagittalschnitte durch lateralen Gelenkflächenmittelpunkt, linke Präparate

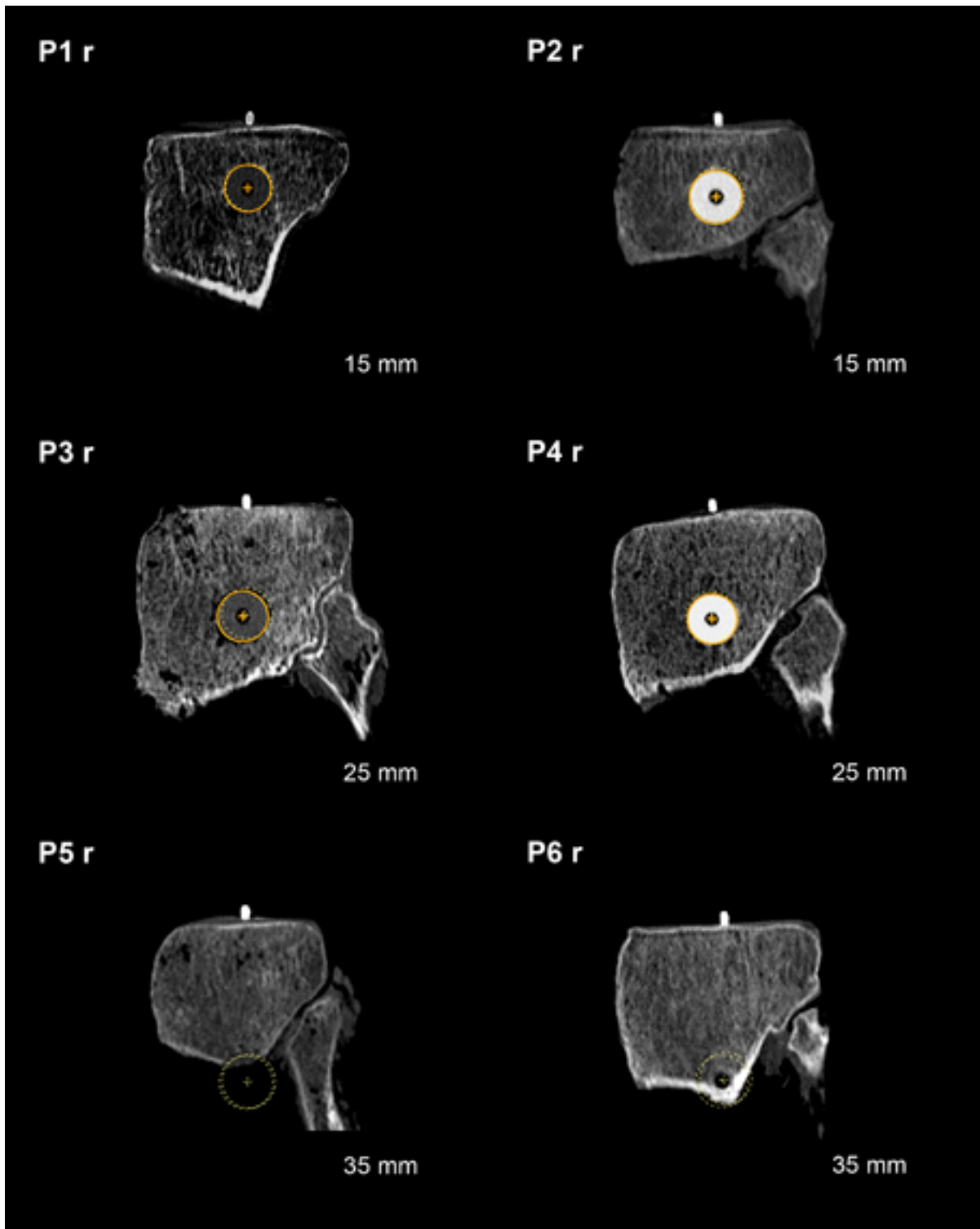


Abbildung 103: CT-Sagittalschnitte durch lateralen Gelenkflächenmittelpunkt, rechte Präparate

6.2 Übersicht Schnittpräparate nach TT-Implantation

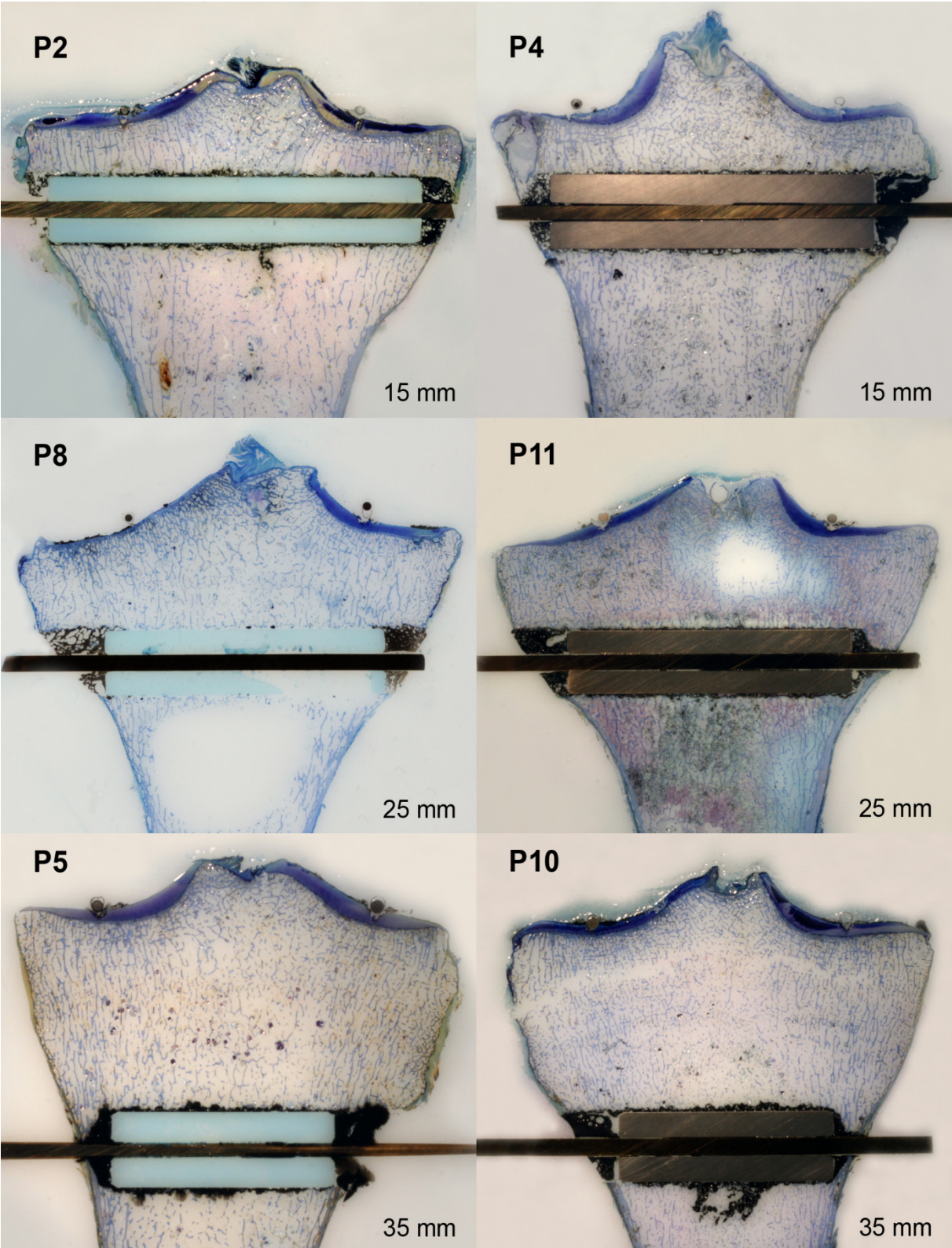


Abbildung 104: Frontalschnitte der Schnittpräparate nach Oberflächenfärbung

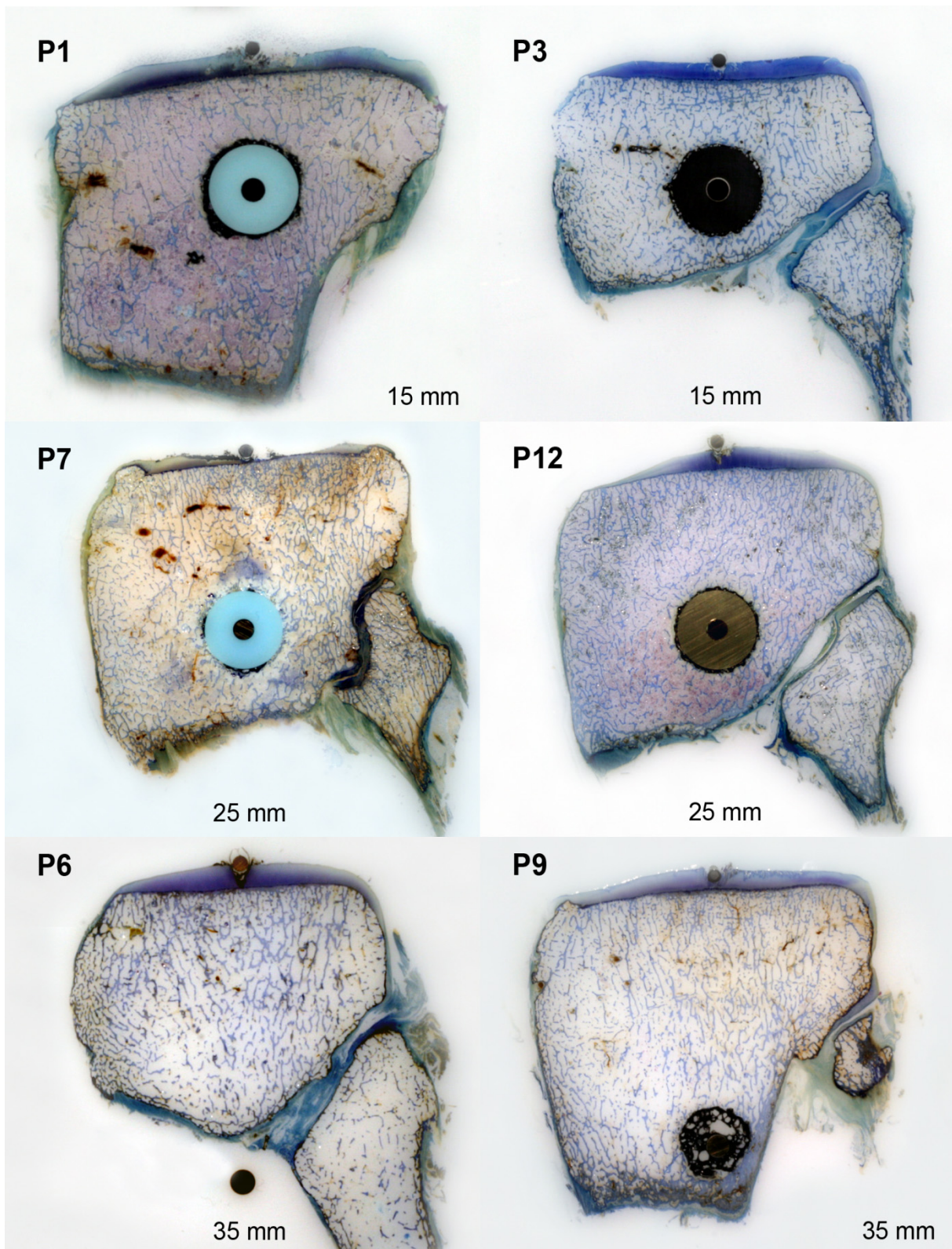


Abbildung 105: Sagittalschnitte der Schnittpräparate durch laterale Gelenkflächenmittelpunkte

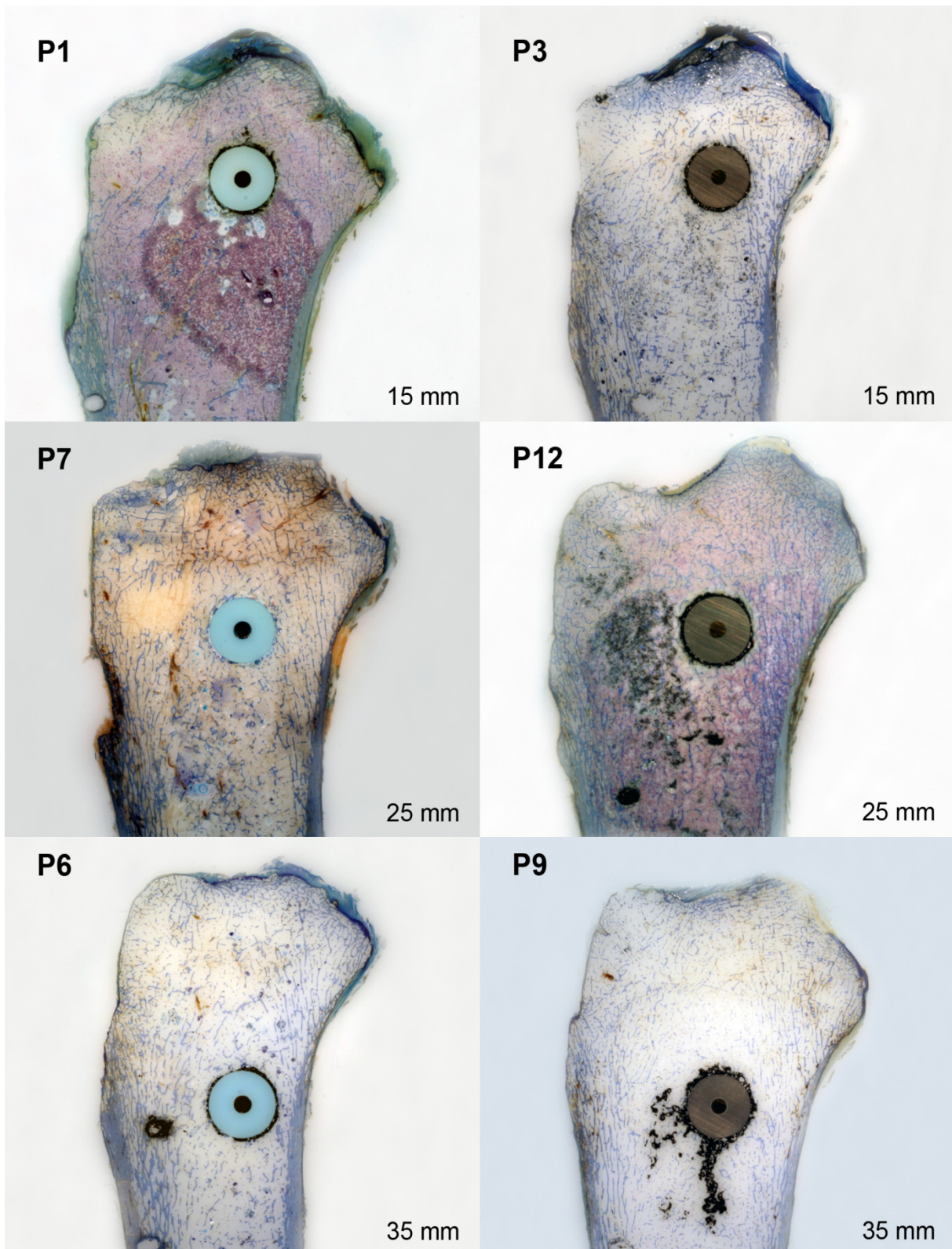


Abbildung 106: Sagittalschnitte der Schnittpräparate durch die Präparatmitte

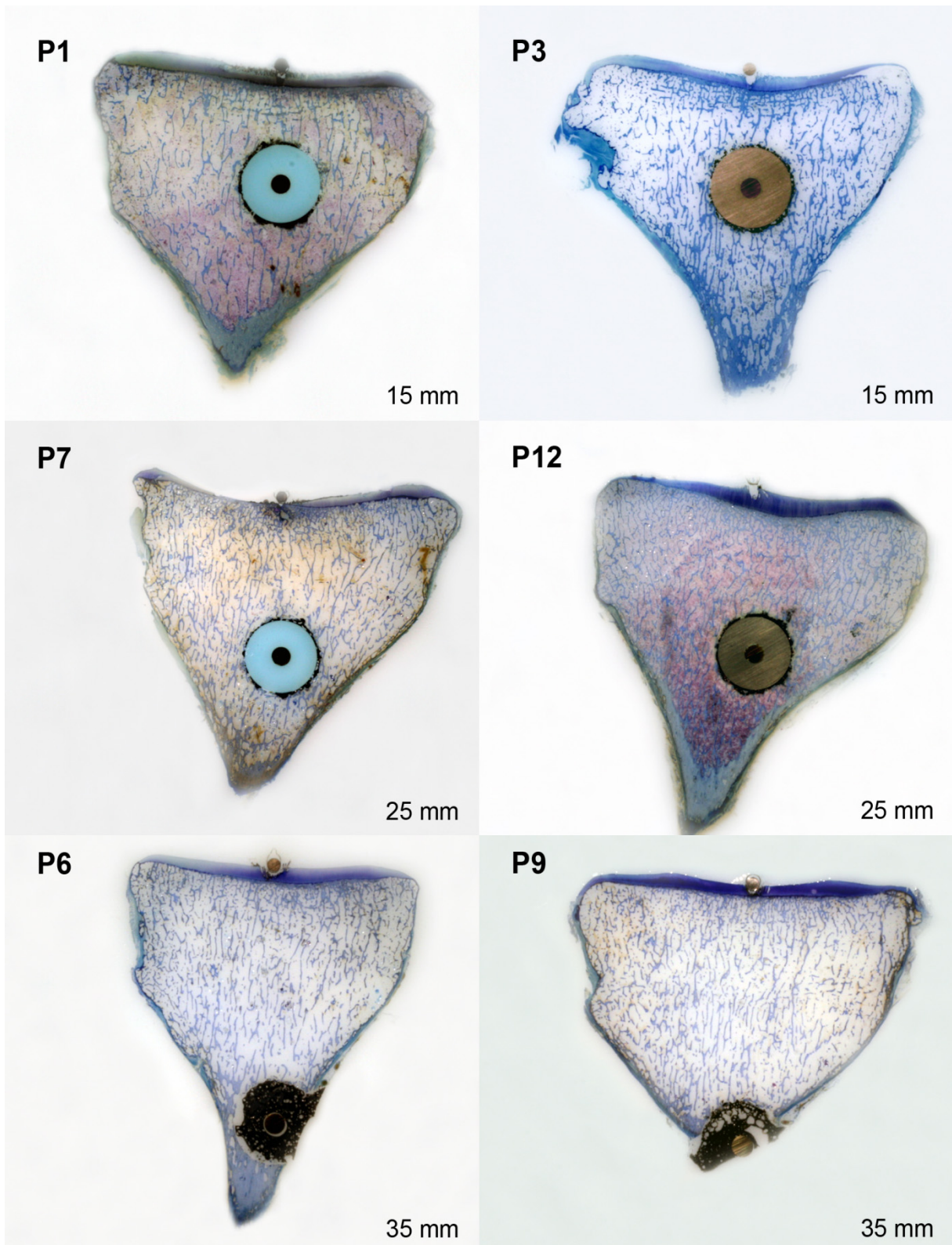


Abbildung 107: Sagittalschnitte der Schnittpräparate durch mediale Gelenkflächenmittelpunkte

Danksagung

Aufrichtig bedanke ich mich bei

Prof. Dr. med. Magdalena Müller Gerbl,
Prof. Dr. med. Peter E. Ochsner,
Prof. Dr. med. Pietro Regazzoni,
Prof. Dr. med. Dr. phil. Victor Valderrabano,

welche mich nicht nur entscheidend in dieser Arbeit unterstützt haben, sondern sich auch immer mit Nachdruck für meine medizinische Ausbildung und Laufbahn eingesetzt haben.

Der Firma Aesculap, insbesondere vertreten durch die Herren PD Dr. Thomas Grupp und Roland Böttiger, habe ich die unkomplizierte, rasche und kompetente Bereitstellung der jeweiligen Prototypen und Spezialinstrumente zu verdanken sowie die Finanzierung der Präparate.

Bei den Herren PhD Thomas Fabbro, PhD Thomas Zumbrunn und PhD Pascal Benkert der Clinical Trial Unit des Universitätsspitals Basel bedanke ich mich für die diversen statistischen Analysen und Modelle.

Mein besonderer Dank gilt Sarah P. Halberg, MD für die Korrekturen der englischen Texte.

Für die Unterstützung im Rahmen eines Forschungsstipendiums bedanke ich mich bei der Schweizerischen Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie (SGOT).

Lebenslauf

Persönliche Daten

Nachname	Nowakowski
Vorname	Andrej
Geburtsdatum	26.03.1968
Geburtsort	Paderborn

2009 - 2012 Doktoratsstudium Biomedizinische Technik (PhD Biomedical Engineering) an der Universität Basel

Ausbildung: medizinische Tätigkeit

seit 2011 Oberarzt Orthopädische Universitätsklinik, Behandlungszentrum Bewegungsapparat Basel
(Prof. V. Valderrabano)

2010 Wissenschaftlicher Mitarbeiter Anatomisches Institut der Universität Basel
(Prof. M. Müller-Gerbl)

2008 - 2009 Assistenzarzt Behandlungszentrum Bewegungsapparat Basel
(Prof. W. Dick / Prof. P. Regazzoni)

2007 - 2008 Assistenzarzt Chirurgische Klinik, Kantonsspital Laufen
(Dr. W. Jockers)

2003 - 2007 Assistenzarzt Orthopädische Klinik, Kantonsspital Liestal
(Prof. P.E. Ochsner / Prof. B. Hintermann)

2002 - 2003 Research Fellow Biomechanisches Labor der Orthopädischen Klinik,
Medizinische Hochschule Hannover
(Prof. C.J. Wirth / Prof. C. Stukenborg-Colsmann)

Weitere Ausbildung: beruflicher Werdegang

Dez. 2002 Promotion (Dynamische In-vitro-Kraft-, Bewegungs- und Druckanalyse an beweglichen Meniskallagern unterschiedlicher Konzeption nach alloplastischem Kniegelenkersatz)

2001 - 2002 Humanmedizin an der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

1996 - 2001 Humanmedizin an der Medizinischen Hochschule Hannover

1994 - 2003 Selbständig als Kfz-Sachverständiger (Ing.-Büro für Kfz-Schadens- und Wertgutachten)

1989 - 1993 Maschinenbaustudium an der Universität der Bundeswehr München

1987 - 1996 Offizierslaufbahn bei der Bundeswehr (Unna, Aachen, Hannover, Hammelburg, Neubiberg, Altstadt, Augustdorf)

1987 Abitur am Gymnasium Theodorianum Paderborn

Schriftliche Erklärung

Ich erkläre, dass ich die Dissertation

Erhalt des vorderen Kreuzbandes in der Knieendoprothetik:
Probleme und Möglichkeiten am Beispiel des Transversalträger-Tibiaplateaus (TTTP)

nur mit der darin angegebenen Hilfe verfasst und bei keiner anderen Universität und keiner anderen Fakultät der Universität Basel eingereicht habe.

Ich bin mir bewusst, dass eine unwahre Erklärung rechtliche Folgen haben kann.

Basel, 17. Juni 2012

(Ort, Datum)

A handwritten signature in black ink, consisting of several loops and a long horizontal stroke at the end, positioned above a horizontal line.

(Unterschrift)

Diese Arbeit wurde durch einen Beitrag des Stipendienfonds der SGOT unterstützt.

