

Technische Universität München
Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie
Klinikum rechts der Isar
(Leiter: Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff)

**Ersatz des hinteren Kreuzbandes in Double-Bundle-Technik:
Biomechanische Evaluation möglicher Insertionspunkte**

Wolfgang Johannes Unkhür

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff
2. Priv.-Doz. Dr. R. H. H. Burgkart

Die Dissertation wurde am 09.02.2010 bei der Technischen Universität
München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 22.09.2010
angenommen.

Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie
Klinikum rechts der Isar
Technische Universität München
(Leiter: Univ.-Prof. Dr. med. Andreas B. Imhoff)

**Ersatz des hinteren Kreuzbandes in Double-Bundle-Technik:
Biomechanische Evaluation möglicher Insertionspunkte**

Wolfgang Johannes Unkhür



Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis:

Abkürzungsverzeichnis	10
1. Einleitung.....	11
1.1. Klinische Bedeutung	11
1.2. Klinische Problematik des Ersatzes des hinteren Kreuzbandes.....	12
1.3. Theoretische Grundlagen	13
1.4. Zielsetzung der Arbeit	15
2. Anatomische, biomechanische und funktionelle Grundlagen ..	16
2.1. Das Kniegelenk	16
2.2. Die Kreuzbänder	19
2.2.1. Das vordere Kreuzband	20
2.2.2. Das hintere Kreuzband	21
2.2.2.1. Femorale Insertion des hinteren Kreuzbandes	21
2.2.2.2. Tibiale Insertion des hinteren Kreuzbandes	23
2.2.2.3. Funktion des hinteren Kreuzbandes	24
2.2.2.4. Funktionelle Bündel des hinteren Kreuzbandes	24
3. Literaturübersicht	27
3.1. Historischer Überblick.....	27
3.2.1. Veränderung der Kinematik des Kniegelenks.....	28
3.2.2. Sekundäre Veränderungen.....	30
3.3. Therapie der Ruptur des hinteren Kreuzbandes	31
3.3.1. Konservative Behandlung versus operative Rekonstruktion	31
3.3.2.1. Biomechanische Untersuchungen zur single-bundle-Technik	34
3.3.2.2. Klinische Untersuchungen zur single-bundle-Technik	35
3.3.3. Verwendete Transplantate	36
3.3.4. Technik mit tibialen Tunnel versus Tibial-Inlay-Technik	37
3.3.5. Rekonstruktion des hinteren Kreuzbandes in double-bundle-Technik	39
3.3.5.1. Biomechanische Untersuchungen zum Ersatz in double-bundle-Technik	39
3.3.5.2. Untersuchungen zur Positionierung der Bohrkanäle bei der double-bundle-Technik.....	41
3.3.5.3. Klinische Untersuchungen zum Ersatz in double-bundle-Technik	43
3.4. Untersuchungen zur Isometrie und zum Längenverhalten des HKB	44
3.4.1. Biomechanische Studien unter Anwendung von Messfäden	44

3.4.2. Biomechanische Untersuchungen unter Anwendung von Computerberechnungen	50
3.4.3. Untersuchungen auf der Basis von bildgebenden Verfahren	55
3.5. Zusammenfassung der Ergebnisse von Isometrieuntersuchungen	57
4.1. Vorbemerkung	59
4.2. Material	59
4.2.1. Präparate	59
4.2.2. Versuchsapparatur	60
4.3. Methode	63
4.3.1. Vorbereitung der Versuche	63
4.3.2. Aufzeichnung der verschiedenen Gelenkpositionen	64
4.3.3. Präparation des hinteren Kreuzbandes und Teilung der Hauptbündel	65
4.3.4. Bohrung der Knochenkanäle und Einführung einer Nomenklatur	67
4.3.5. Kombination von femoralen mit tibialen Bohrkanälen	69
4.3.6. Einziehen der Messfäden und Anschließen an die Messelektronik	70
4.3.7. Messelektronik	72
4.3.8. Durchführung der Messungen	72
4.4. Daten und Auswertung	73
4.4.1. Erfassen der Messdaten	73
4.4.2. Statistische Methoden	74
4.4.2.1. Deskriptive Statistik.....	74
4.4.2.2. Prüfung auf statistische Signifikanz.....	74
4.4.3. Darstellung der Ergebnisse	75
4.4.3.1. Betrachtung des Längenverhaltens der gesamten Bündel.....	75
4.4.3.2. Individueller Vergleich der femoralen bzw. tibialen Insertionen.....	75
4.4.3.4. Betrachtung nach statistischer Signifikanz	76
5. Ergebnisse	77
5.1. Anterolaterales Bündel	77
5.1.1. Betrachtung des ALB insgesamt	77
5.1.2. Vergleich der femoralen Insertionspunkte	78
5.1.3. Vergleich der tibialen Insertionspunkte	80
5.1.4. Vergleich der einzelnen Kombinationen	81
5.1.5. Statistische Signifikanz der Ergebnisse des ALB	82
5.1.5.1. Statistische Signifikanz der femoralen Insertionen.....	82
5.1.5.2. Statistische Signifikanz der tibialen Insertionen.....	83

5.2. Posteromediales Bündel.....	85
5.2.1. Betrachtung des PMB insgesamt	85
5.2.2. Vergleich der femoralen Insertionspunkte	86
5.2.3. Vergleich der tibialen Insertionspunkte.....	88
5.2.4. Vergleich der einzelnen Kombinationen	89
5.2.5. Statistische Signifikanz der Ergebnisse des PMB	90
5.2.5.1. Statistische Signifikanz der femoralen Insertionen.....	90
5.2.5.2. Statistische Signifikanz der tibialen Insertionen	92
5.3. Übertragung der Ergebnisse auf die anatomischen Verhältnisse.....	93
6. Diskussion	94
6.1. Isometrie als Kriterium für die ideale Insertion des HKB.....	94
6.2. Diskussion von Material und Methode.....	94
6.2.1. Kadaveruntersuchungen	94
6.2.2. Fadenmessversuche	95
6.2.3. Die Präparate.....	95
6.2.4. Die Versuchsapparatur	96
6.2.5. Vorversuche und Ausarbeitung der Methode	97
6.2.6. Durchführung der Versuche	98
6.2.7.1. Statische Methoden.....	100
6.2.7.2. Auswertung der Messdaten.....	100
6.3. Diskussion der Ergebnisse	102
6.4. Limitierungen der Studie.....	108
7. Zusammenfassung	111
Literaturverzeichnis:.....	115
Abbildungsverzeichnis:	125
Lebenslauf	127
Danksagung	131

Abkürzungsverzeichnis

(in alphabetischer Reihenfolge)

Abb	Abbildung
ALB	antero-laterales Bündel
HKB	hinteres Kreuzband
MFL	menisco-femorales Ligament
MRT	Magnetresonanztomographie
PMB	postero-mediales Bündel
VKB	vorderes Kreuzband

1. Einleitung

1.1. Klinische Bedeutung

Mit zunehmender Bedeutung von körperlicher Mobilität und sportlicher Aktivität in unserer Gesellschaft, nicht nur für den jungen Menschen, sondern bis ins hohe Alter, sind auch die Verletzungen des muskuloskelettalen Systems und insbesondere der gelenkigen Verbindungen häufig geworden. Gleichzeitig ist der Anspruch an die Medizin gestiegen, die volle Leistungsfähigkeit des menschlichen Organismus über die gesamte Lebenszeit zu erhalten und nach Verletzung wiederherzustellen.

Traumata des Kniegelenks und seiner Weichteile sind in der westlichen Welt häufig[111]. Vor allem beliebte Sportarten wie Fußball, Football, Rugby, Skifahren, Tennis, Snowboarden, Inline-Skaten, Kampf- und Kraftsportarten, aber auch Unfälle im Straßenverkehr und im häuslichen Bereich haben Verletzungen des Kniegelenks mit Beteiligung der Kreuzbänder zur Folge[111, 139]. Ein Mechanismus, der im speziellen zur Schädigung des hinteren Kreuzbandes (HKB) führt, ist vor allem die frontale Gewalteinwirkung auf das flektierte Knie mit Translation der Tibia nach posterior (Abb. 1). Dies ist der Fall bei der klassischen „dashboard injury“ bei Auto- oder Motorrollerunfällen (Abb. 2) und im Sport, bei Sturz auf das flektierte Knie, insbesondere bei plantar gebeugtem Sprunggelenk (Abb. 3). Ebenso führen forcierte Hyperextension und Hyperflexion zu Verletzungen des HKB[31, 37, 139].

Rupturen, knöcherne Ausrisse, Dehnungen und Zerrungen der Kreuzbänder führen zu Instabilität des Kniegelenks mit pathologisch veränderter Kinematik, die sekundär zu degenerativen Veränderungen im Gelenk führen[18, 45, 48, 83, 85, 154].

Mit diesen Erkenntnissen hat in den vergangenen Jahren die operative Rekonstruktion der Kreuzbänder und damit der Versuch die natürliche Kinematik des Kniegelenks wiederherzustellen immer mehr an Bedeutung gewonnen.



Abb. 1: Schematische Darstellung der Ruptur des HKB bei frontaler Gewalt auf die Tibia.



Abb. 2: Autounfälle verursachen die sog. „dashboard-injury“ durch Anprall des Knies an das Armaturenbrett.



Abb. 3: Der Sturz auf das flektierte Knie kann zu Verletzungen des HKB führen.

1.2. Klinische Problematik des Ersatzes des hinteren Kreuzbandes

Isolierte Verletzungen des HKB sind, verglichen mit dem vorderen Kreuzband (VKB), seltener und führen häufig nicht zu akutem subjektivem Instabilitätsgefühl. Die Verletzung des HKB wird deshalb häufig übersehen oder klinisch als Läsion des VKB fehlgedeutet [153]. Dadurch standen Verletzungen des HKB lange nicht im vergleichbaren Interesse der

Wissenschaft und die Indikation zur operativen Versorgung wurde zögerlicher gestellt, nicht zuletzt deshalb, weil der operative Zugang zum Situs des HKB kompliziert ist[8, 31, 66]. Studien zur Rekonstruktion des HKB waren in der Vergangenheit häufig geprägt von niedrigen Fallzahlen, unterschiedlicher Verletzungsätiologie und heterogenen Ergebnissen, sodass eine konservative Therapie in manchen Fällen als vorteilhaft erschien[37, 64, 69, 81, 89, 146, 153].

In jüngerer Zeit ist das hintere Kreuzband durch verbesserte Methoden in der Diagnostik und der operativen Versorgung wieder mehr in den Focus der Wissenschaft gerückt. Auch zeigen Untersuchungen, dass für ein Knie mit defizientem HKB, durch die pathologische Kinematik, Spätfolgen wie Knorpelschäden, Arthrose und Gelenksverlust drohen und die konservative Therapie meist nicht ausreicht, diese zu vermeiden[90, 102, 150, 154].

Daher ist die Optimierung der operativen Rekonstruktion des HKB ein Schwerpunkt vieler Studien in den letzten Jahren[3, 53, 68, 73, 75, 82].

1.3. Theoretische Grundlagen

Die fächerartig angeordnete Faserstruktur der Kreuzbänder und die mikroanatomische Vielzahl unterscheidbarer Faserbündel, die in verschiedenen Positionen von Flexion zu Extension ihre Stabilisierungsfunktion übernehmen (Abb. 4), sind durch operative Verfahren nur näherungsweise zu ersetzen[47, 87]. Die Rekonstruktion der beiden funktionellen Hauptbündel eines Kreuzbandes („double-bundle-Technik“) (Abb. 5B), die von einigen Autoren[1, 56, 91, 131, 158] befürwortet wird, stellt einen Kompromiss dar zwischen den anatomischen Verhältnissen der Kreuzbänder und der technischen Durchführbarkeit eines operativen Eingriffes und ist in biomechanischen Studien Rekonstruktionen mit einem Bündel („single-bundle-Technik“) (Abb. 5A) überlegen[1, 56, 91, 131, 158]. Über den gesamten Bewegungsumfang soll so die ursprüngliche Gelenkkinematik exakter wiederhergestellt werden und eine höhere Stabilität in der Translation und Rotation erreicht werden.



Abb. 4: Fächerförmiger Verlauf der Fasern des HKB; bereits künstliche Auftrennung in die 2 Hauptbündel.

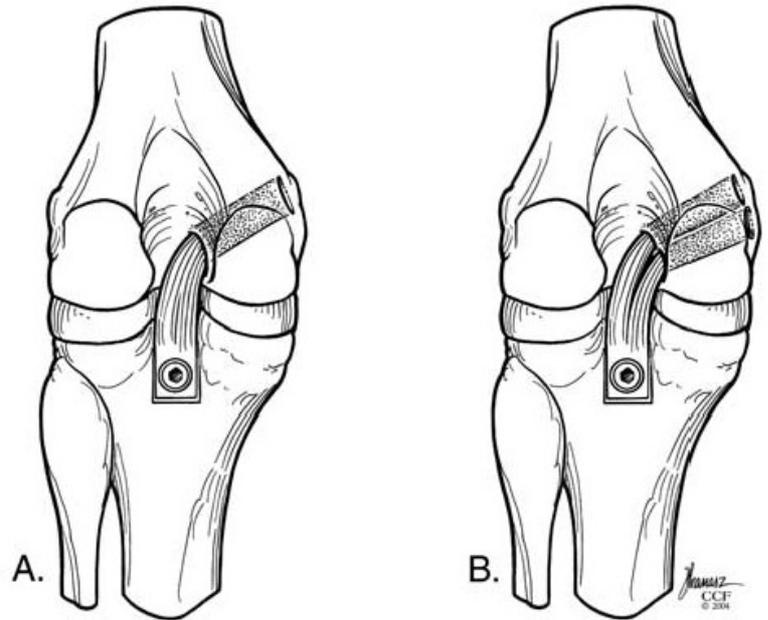


Abb. 5: Rekonstruktionen des HKB; A.: „single-bundle“-Technik; B.: „double-bundle“-Technik („split craft“: femoral 2 Tunnel, „tibial inlay“-Technik).

Als autologe Transplantate in der Doppelbündelrekonstruktion werden meist die Sehnen des M. gracilis und M. semitendinosus (=Hamstrings) verwendet[3, 31, 59, 82, 126, 160].

Für die optimale Funktion eines Transplantats ist die Platzierung der Bohrkanäle von zentraler Bedeutung. Die Transplantate sollen eine physiologische Spannung über den gesamten Bewegungsumfang erreichen. Fehlplatzierung der Transplantate führt zu Ausrissen oder frühzeitiger Lockerung oder Einschränkung der Gelenkbeweglichkeit. Weil die native Insertionsfläche des HKB deutlich größer ist als die Ansatzfläche der Transplantate[7, 47, 54, 87, 107], kann sie lediglich zur Orientierung bei der Platzierung der Transplantate dienen. Daher ist es Gegenstand vieler Studien, für eine HKB-Rekonstruktion die optimalen Insertionsstellen an Tibia und Femur zu finden[25, 26, 39, 44, 50, 52, 53, 88, 92, 93, 95, 96, 99, 112, 113, 115, 116, 117, 125, 126, 131, 142, 145, 157].

Ein sehr wichtiges Kriterium ist die möglichst funktionell-anatomische Transplantatführung. Die Verbindung von femoralen und tibialen Ansatzstellen, deren Distanz über den gesamten Bewegungsumfang die geringste Längenänderung zeigt, gilt als optimal. In diesem Fall ist mit der geringsten Beanspruchung des Transplantats und seiner Fixierung im Knochen zu rechnen und somit mit einer niedrigen Rate von Transplantatversagen postoperativ[26, 39, 50, 116, 147, 157]. Bisherige Untersuchungen zum Isometrieverhalten des HKB beziehen sich ausschließlich auf den Ersatz durch nur ein Transplantat. Ferner wurde in mehreren Studien ein Kreuzband, beide Kreuzbänder oder andere führende Strukturen für die Messungen

exziiert, was einen schweren Eingriff in die Gelenkkinematik bedeutet und somit einen erheblichen Einfluss auf die Längenänderung des HKB haben kann bzw. die Längenänderung unter unnatürlichen Bedingungen ermittelt[63, 115, 116, 125, 157].

1.4. Zielsetzung der Arbeit

Ziel der vorliegenden Studie ist es, für die zwei Hauptbündel des HKB jeweils Insertionen im Bereich der anatomischen Ansatzzonen an Femur und Tibia zu beschreiben, deren Abstand sich über den gesamten Bewegungsumfang möglichst wenig ändert. Der anatomische Insertionsbereich des anterolateralen und posteromedialen Bündels des HKB wird dabei individuell betrachtet. Für diese Untersuchung wird die physiologische Bewegung unter Führung beider intakter Kreuzbänder als essentiell erachtet. Daher wird eine spezielle Versuchsapparatur entworfen und gebaut, die in der Lage ist, verschiedene Positionen der physiologischen Kniegelenksbewegung millimetergenau festzuhalten und nach Präparation und Entfernung führender Sehnen und Bänder diese wiederherzustellen. Somit sollen Fadenversuche im Bereich der Insertionsflächen des HKB ermöglicht werden, bei denen die natürlichen intraartikulären Verhältnisse reproduziert werden können.

Daraus soll eine Empfehlung für die Platzierung der Bohrkanäle bei dem Ersatz des HKB in double-bundle-Technik ableitbar sein.

2. Anatomische, biomechanische und funktionelle Grundlagen

2.1. Das Kniegelenk

Die articulatio genus besteht aus dem Femoropatellargelenk, das sich zwischen Femur und Patella befindet und dem Femorotibialgelenk zwischen Femur und Tibia. Bereits 1836 beschrieben die Brüder Weber das komplexe Zusammenwirken einer Drehgleit- und einer Rollbewegung im Kniegelenk[161]. Diese Theorie wurde von anderen Autoren bestätigt und verfeinert[100]. Beschränkt auf die sagittale Ebene, vollzieht das Kniegelenk demnach eine Mischbewegung aus einem Abrollen des Femurkondylus über die Tibia mit Streckengewinn (Abb. 6) und einem Gleiten der Kondylen, das einer Drehbewegung mit ruhender Achse entspricht (Abb. 7).

Das Verhältnis dieses Rollgleitens (Abb. 8) bleibt über den gesamten Bewegungsumfang nicht konstant, sondern verschiebt sich zugunsten des Gleitens im Laufe der Flexion bis zu einem Verhältnis von 1:4[108].

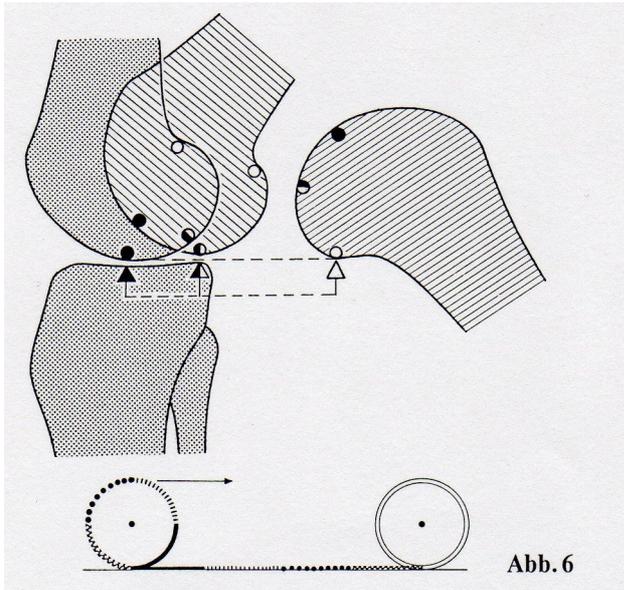


Abb. 6: Bewegung des Femurs über die Tibia mit theoretischen Auflagepunkten, wenn es sich um eine reine Abrollbewegung handeln würde.

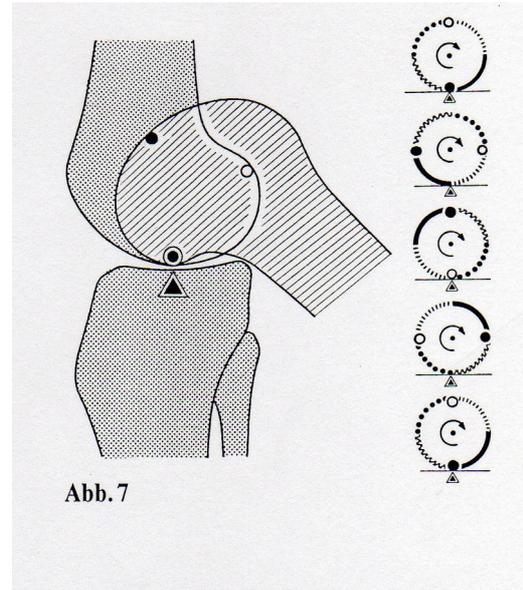


Abb. 7: Bewegung des Femurs über die Tibia mit theoretisch nur einem Auflagepunkt, wenn es sich um ein reines Gleiten handeln würde.

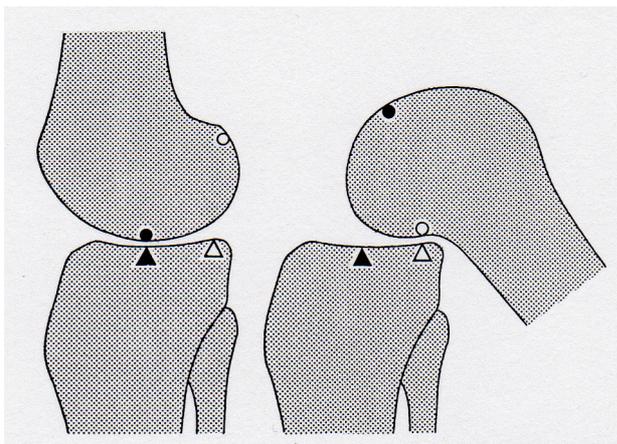


Abb. 8: Kombination von Rollen und Gleiten während einer Flexionsbewegung, wie dies physiologisch tatsächlich der Fall ist.

Das Modell der überschlagenen Viergelenkkette beschreibt die Kreuzbänder als gekreuzte Pleuelstangen (Abb. 9)[57, 76, 108]. Das Modell beschreibt die Kreuzbänder als grundlegende Struktur für die Kinematik und das morphologische Erscheinungsbild des Kniegelenks. In dieser theoretisch-mechanischen Betrachtungsweise werden die beiden Kreuzbänder als zwei starre, sich überkreuzende Stangen angenommen, wobei eine längere dem vorderen Kreuzband entspricht und eine kürzere dem hinteren Kreuzband. Beide sind drehbar auf einer Geraden fixiert, die die Femurlängsachse in einem der Fixationspunkte unter einem Winkel von 40° schneidet, wie es für die Fossa intercondylaris der Fall ist (Abb. 9

links). Die Enden der beiden exemplarischen Kreuzbänder sind mit der Koppelstange verbunden, die der Tibia entspricht. Der Punkt in dem sich die beiden Kreuzbänder überschneiden stellt den Momentendrehpunkt des Gelenks dar. Nimmt man nun das Femur als fixiert und die Tibia als beweglich an und zeichnet über einen Umfang von 5° bis 150° Geraden entlang der Koppelstange auf, so ergibt sich aus den Tangenten der Geraden die so genannte Koppelhüllkurve (Abb. 9 rechts). Diese entspricht nahezu einem Sagittalschnitt durch die dorsale Hälfte eines Femurkondylus. Doch selbst wenn zur Konkretisierung dieses Modells die Tibia nicht als gerade Koppel, sondern in der wahren anatomischen Form postuliert wird, bleibt diese Modellvorstellung auf die Theorie beschränkt, weil sie für nur eine Bewegungsebene gilt und die Rotationsfreiheit unberücksichtigt bleibt[16, 62, 112].

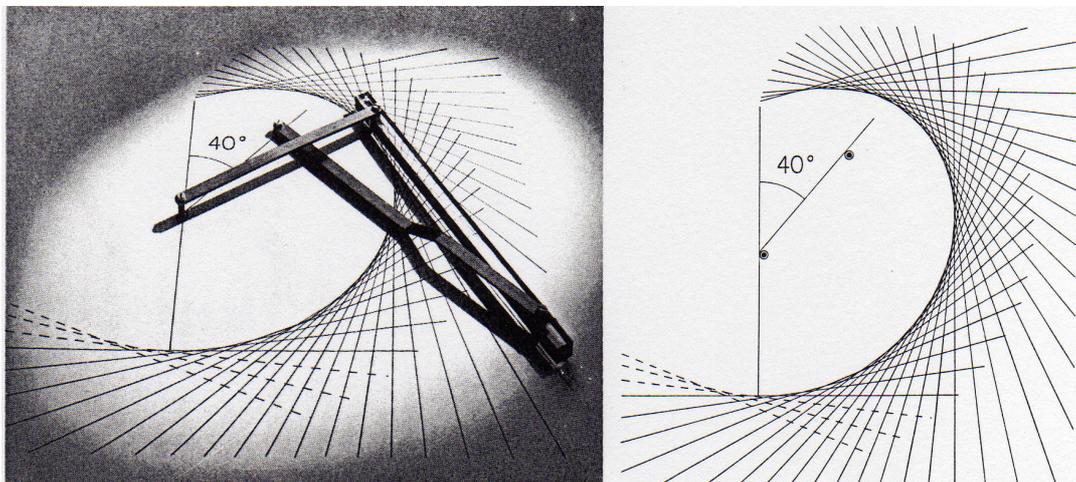


Abb. 9:

Links: Das Modell der überschlagenen Viergelenksskette postuliert die Kreuzbänder als starre Stangen, die mit der Koppelstange (= Plexiglasstab entspricht Tibiaplateau) verbunden sind.

Rechts: Zeichnet man in verschiedenen Positionen Geraden entlang der Koppelstange, so bilden diese Geraden Tangenten entlang der sogenannten Koppelhüllkurve. Diese entspricht der anatomischen Krümmung des dorsalen Abschnittes einer Kondylenrolle des Femurs.

Eine weitere wichtige Modellvorstellung für die Kniegelenkkine matik und das Zusammenwirken der Kreuzbänder mit den Kollateralbändern ist die Burmesterkurve[100, 101, 108]. Die von dem Münchener Mathematiker Burmester 1888 entwickelte Kurve setzt sich aus einem femoralen Teil, der Scheitelkubik und einem tibialen Teil, der Angelkubik zusammen. Verbindet man einen Punkt auf der Scheitelkubik mit einem Punkt auf der Angelkubik durch eine Gerade, die durch den Kreuzungspunkt der Viergelenksskette verläuft, so bewegen sich diese Punkte auf angenäherten Kreisbahnen und verhalten sich isometrisch zueinander. Bei der Rotation im Kniegelenk verhalten sich die Kreuz- und Kollateralbänder antagonistisch. Die Kreuzbänder sind so angeordnet, dass sie sich bei Außenrotation

entspannen und bei Innenrotation durch weitere Verwicklung anspannen und somit eine Kompression der Gelenkflächen bewirken, was die Innenrotation limitiert. Die Seitenbänder hingegen werden bei Innenrotation lockerer und spannen sich bei Außenrotation an und übernehmen die stabilisierende und limitierende Funktion, wenn die Kreuzbänder entspannt sind[76, 108].

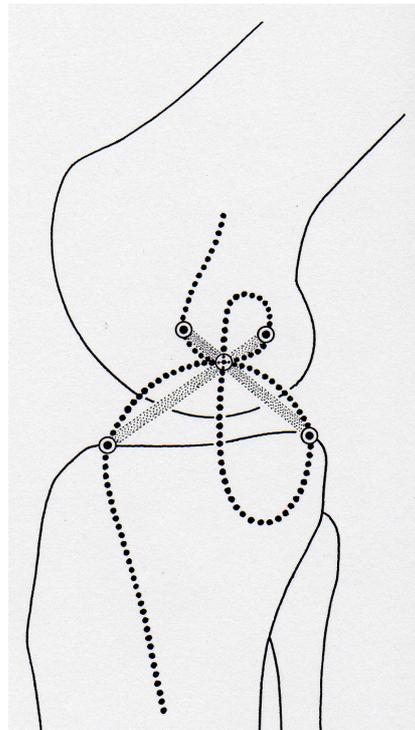


Abb. 10: Die Burmesterkurve. Punkte auf der Angelkubik (femoral) verbunden mit der Scheitelkubik (tibial) mittels Geraden durch den Drehpunkt der Viergelenkskette verhalten sich isometrisch zueinander.

2.2. Die Kreuzbänder

Die Kreuzbänder sind wichtige Strukturen für die funktionelle Kongruenz des Kniegelenks. Sie sind Hauptstabilisatoren gegen anteriore und posteriore Translation der Tibia und wurden von Menschik[100, 101] und Huson[62] als „Getriebe und Kernstück der Kinematik“ bezeichnet. Mehrere Autoren zeigten auch die veränderte Kinematik nach Läsion eines der Kreuzbänder[19, 42, 51, 80, 83].

Da in dem Modell der Viergelenkskette von der Isometrie der Kreuzbänder ausgegangen wird, ist die Natur hier vor das Problem gestellt, dass nicht alle Fasern, die für die mechanische Stabilität benötigt werden, in dieser Idealebene Platz finden. Eine Hypothese zur Lösung des Problems ist der fächerartige Faserverlauf der Kreuzbänder und das

Vorhandensein von mehreren Bündeln, die sich untereinander wieder wie Viergelenksketten verhalten[16, 108].

2.2.1. Das vordere Kreuzband

Das VKB entspringt proximal an der medialen Seite des lateralen Femurkondylus, zieht nach distal-anterior-medial und inseriert medial des Vorderhorns des Außenmeniskus am Tibiaplateau (Abb. 11). Die genaue femorale Insertion wurde von mehreren Autoren untersucht, wobei leichte individuelle Varianzen beschrieben wurden. Dass sich das Insertionsareal im posterioren Teil der medialen Fläche des lateralen Kondylus befindet, ist unumstritten[43, 47, 114, 127, 163]. Die femorale Insertionsfläche („footprint“) hat gemäß mehreren Autoren eine mittlere Länge von 18 mm und eine mittlere Breite von 11 mm. Tibial beträgt der Durchmesser 11 mm in der Koronarebene und 17 mm in der Sagittalebene. Das VKB besitzt im Verlauf einen um den Faktor 3,5 kleineren Durchmesser als in den Insertionsstellen und weist im mittleren Abschnitt einen Durchmesser von 7-12 mm bei einer mittleren Länge von ca. 32 mm auf[6, 47, 114, 163]. Girgis et al.[47] berichteten über eine femorale Insertion mit einem Durchmesser von anteroproximal nach posterodistal von 23 mm. Tibial betrug die Länge des footprints in sagittaler Richtung 30 mm und war 15 mm von der vorderen Tibiakante entfernt.

Die Hauptfunktion des VKB ist das Verhindern einer Dislokation der Tibia nach anterior, sowie die Begrenzung der tibialen Rotation. Die meisten Autoren unterscheiden am VKB zwei Hauptfaserbündel, die nach der tibialen Insertion benannt sind. Das anteromediale Bündel gewinnt an Spannung mit zunehmender Flexion, während das posterolaterale Bündel in Extension seine maximale Spannung erreicht[40, 152, 163].

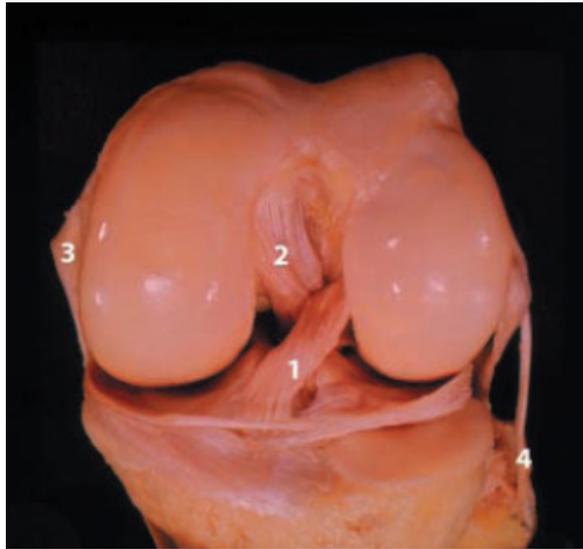


Abb. 11: Anatomische Ansicht eines gebeugten linken Kniegelenkes von vorne. 1: VKB; 2: HKB; 3: Lig. collaterale tibiale; 4: Lig. collaterale fibulare.

2.2.2. Das hintere Kreuzband

2.2.2.1. Femorale Insertion des hinteren Kreuzbandes

Die Fasern des HKB inserieren fächerförmig in einem ellipsen- bis halbmondförmigen Areal an der lateralen Seite des medialen Femurkondylus und breiten sich bis in den medialen Anteil des interkondylaren Daches aus (Abb. 11, 12, 13)[4, 7, 43, 47, 54, 87, 107]. Der Durchmesser dieses Areals misst nach Makris et al.[87] und Girgis et al.[47] ca. 32 mm in anterior- posteriorer Richtung und 6 mm - 11 mm in proximal-distaler Richtung. Harner et al.[54] beschreiben die Fläche mit 128 mm^2 etwas kleiner. Während die posterioren Anteile des HKB in den flachen Teil des medialen Kondylus ziehen, sind die anterioren Fasern am abgerundeten interkondylaren Dach befestigt[99]. Posterodistal wird die Insertionsfläche vom Gelenkknorpel des medialen Femurkondylus begrenzt, anterodistal vom interkondylaren Dach (Abb. 12, 13).

Das genaue Ausmaß und die posteriore Begrenzung erwiesen sich als individuell verschieden und vom Vorhandensein eines oder beider meniscofemorale Ligamente (MFL) abhängig[7, 99]. Die MFL liegen dem HKB an und ziehen vom Hinterhorn des lateralen Meniskus zu einem femoralen Insertionsareal benachbart zu den posterioren Anteilen des HKB (Abb. 12).

Es wird ein anteriores MFL (Humphry Ligament) von einem posterioren MFL (Wrisberg Ligament) unterschieden. Die MFL sind nicht in allen Kniegelenken ausgebildet. Girgis et al.[47] fanden in keinem Fall anteriores und posteriores MFL zusammen und in 30 % keines von beiden. Makris et al.[87] und Mejia et al.[99] bestätigen die individuell unterschiedlichen Ausbildungen der MFL.

Im Anblick von ventral auf das 90°-flektierte Gelenk, breitet sich der femorale Ansatz des HKB bei einem rechten Knie von der 4.30 Uhr Position bis zur 11.30 Uhr Position aus, bei einem linken Knie dementsprechend von der 7.30 Uhr bis zur 12.30 Uhr Position (Abb. 12)[7, 99]. Verglichen mit dem Durchmesser des HKB im mittleren Abschnitt, ist die Fläche der femoralen Insertion ca. dreimal so groß. Die Insertionsfläche des HKB ist um den Faktor $1,21 \pm 0,2$ größer als die Insertionsfläche des VKB[54].

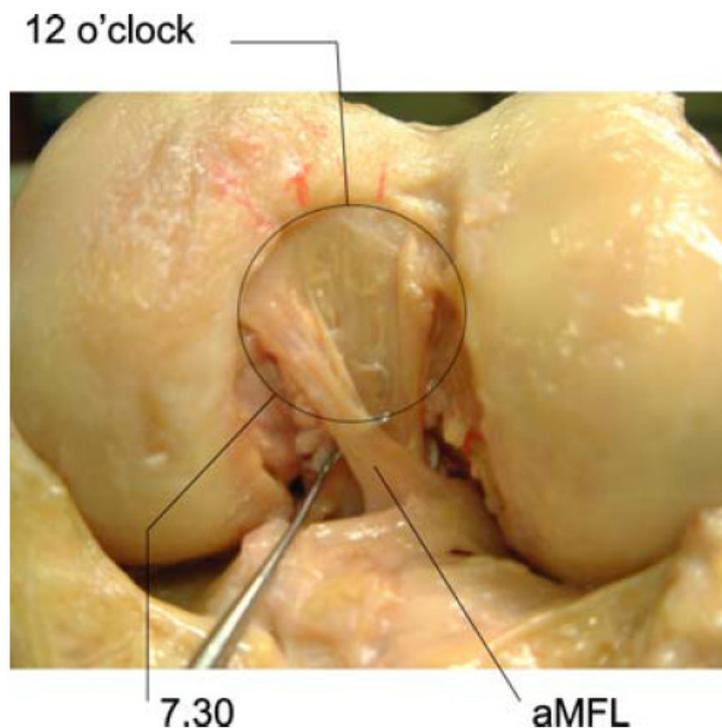


Abb. 12: Linkes Knie von ventral, 120° gebeugt. VKB entfernt. Im Kreis: Femorale Insertion des HKB. In diesem Fall zeigt sich ein kräftiges anteriores menisiofemorales Ligament (aMFL).

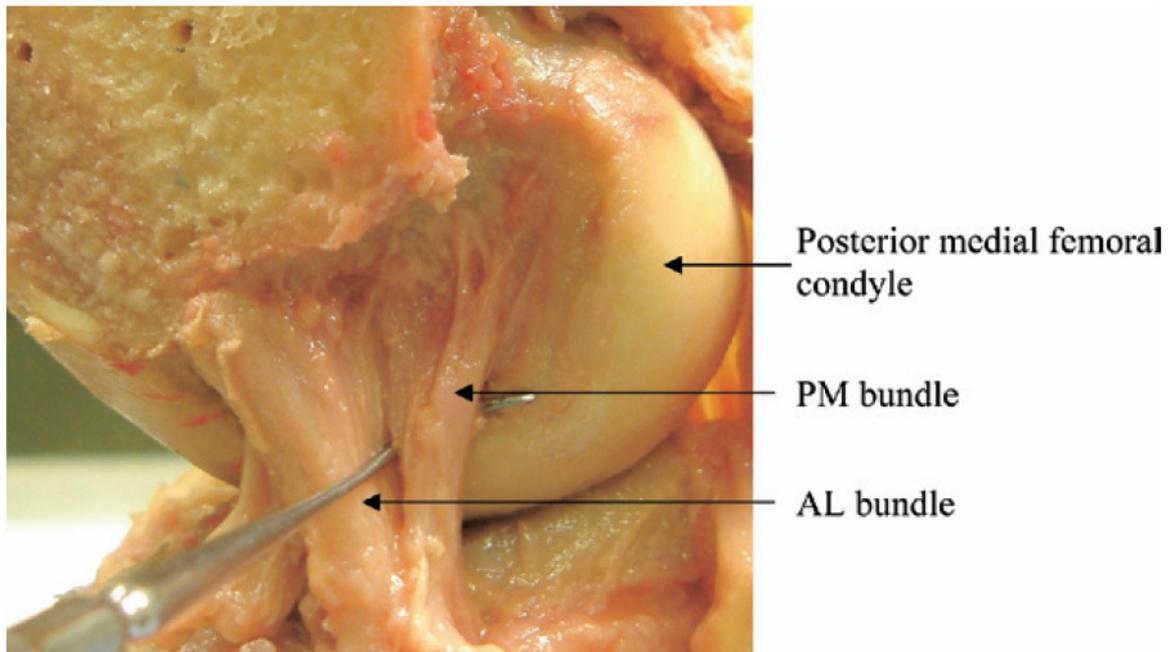


Abb. 13: Aufsicht auf den medialen Kondylus von lateral. Lateraler Kondylus entfernt. Tasthaken zwischen den beiden Hauptbündeln des HKB. Deutlich imponiert das Ausmaß der femoralen Insertion des HKB.

2.2.2.2. Tibiale Insertion des hinteren Kreuzbandes

Die tibiale Insertion entspricht einem Viereck bzw. Trapez mit abgerundeten Ecken, das in der posterioren Hälfte der Area interkondylaris beginnt und kontinuierlich nach distal abfallend bis auf einen Teil auf der dorsalen Tibiaseite erstreckt (Abb. 14). Die proximale Begrenzung dieses Trapezes, das durch die Anheftungsstellen des medialen und lateralen Meniscus gebildet wird, fällt von lateral nach medial nach inferior ab. An der distalen Begrenzung befindet sich eine tastbare knöcherne Kante[7, 43, 47, 54, 63, 145]. Nach Harner et al.[54] entspricht die die Größe der Fläche der tibialen Insertion des HKB $117\% \pm 16\%$ der Größe der tibialen Insertionsfläche des VKB. Makris et al.[87] ermittelten einen Durchmesser von $14,0\text{ mm} \pm 2\text{ mm}$ in anterior-posteriorer Richtung und $14,4\text{ mm} \pm 1\text{ mm}$ in mediolateraler Richtung. Sheps et al.[145] vermaßen das Rechteck und erhielten folgende Ergebnisse: Mediale Seite $12,8\text{ mm} \pm 2,1\text{ mm}$, laterale Seite $16,0\text{ mm} \pm 3,0\text{ mm}$, superiore Seite $10,7\text{ mm} \pm 2,6\text{ mm}$, inferiore Seite $16,9\text{ mm} \pm 3,4\text{ mm}$. Außerdem werden in dieser Studie tibial vier Fossae beschrieben, die die vier Eckpunkte der tibialen Insertion des HKB markieren.

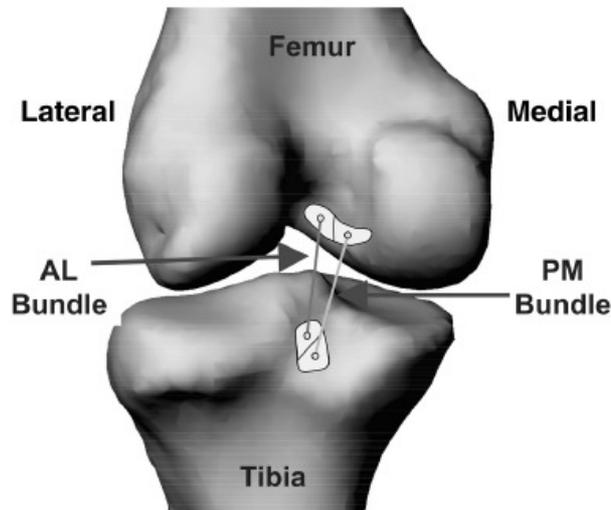


Abb. 14: Schematische Darstellung der femoralen und tibialen Insertionen der beiden Hauptbündel des HKB.

2.2.2.3. Funktion des hinteren Kreuzbandes

Kadaverstudien zeigen, dass das HKB der Hauptstabilisator gegen eine Translation der Tibia nach posterior ist[19, 42, 47, 49, 51]. Dies gilt vor allem für das flektierte Knie ab 30°[51, 129, 130]. Bei weniger als 30° Flexion stabilisiert hauptsächlich der posterolaterale Komplex gegen tibiale Translation nach posterior, das HKB wird sekundärer Stabilisator. Eine weitere wichtige Aufgabe des HKB ist die Begrenzung der Außenrotation, sowie der Varus- und Valgusstellung[24, 49, 51, 130]. Aus biomechanischer Sicht übernimmt das HKB mit zunehmender Flexion immer mehr die Funktion des zentralen Drehpfilers. Durch seinen Faserverlauf begrenzt das HKB in Flexion gleichzeitig die Außenrotation und verleiht dem Knie Stabilität. Nach Wang et al.[159] liegt die Rotationsachse dann im posterioren Teil der medialen Gelenkhälfte und sehr nahe bei oder sogar im HKB.

2.2.2.4. Funktionelle Bündel des hinteren Kreuzbandes

Um die Funktion des HKB in seiner Gesamtheit besser verstehen und untersuchen zu können, unterscheiden mehrere Studien verschiedene Faserbündel im HKB[6, 24, 39, 43, 47, 54, 63, 87, 104, 107, 145]. Diese Bündel setzen sich aus Fasern zusammen, die entweder morphologisch und/oder funktionell als eine Einheit betrachtet werden können. Jede Einteilung in Bündel bedeutet jedoch eine Vergrößerung und Schematisierung der natürlichen

Verhältnisse, wo die einzelnen Fasern ein Kontinuum in Form und Funktion bilden. Um dies zu berücksichtigen wird auch von verschiedenen Faserregionen gesprochen[24, 26, 43, 87]. Makris et al.[87] beschreiben in ihrer Arbeit vier Faserregionen: anterior, zentral, posterior-longitudinal, posterior-oblique (Abb. 15). Friederich und O'Brien[39] unterscheiden in ihrer Studie drei Faserbündel: Ein anterolaterales, ein posteromediales und ein postero-obliques Bündel. Inderster et al.[63] unterstützen diese Theorie. Mehrere Autoren gehen von zwei Hauptbündeln aus, einem stärkeren anterolateralen Bündel (ALB) und einem schwächeren posteromedialen Bündel (PMB)[6, 47, 54, 107, 145, 155]. Femoral inseriert das ALB eher im medialen Anteil des interkondylaren Daches, während das PMB weiter medial an der Notchwand des medialen Kondylus befestigt ist. Tibial ist das ALB anterior und leicht lateral vor dem PMB befestigt (Abb. 14)[6, 145]. Obwohl die Insertionsflächen beider Bündel gleich groß sind, ist das ALB deutlich stärker als das PLB[1, 5, 54, 56, 79, 129, 140].

Race et al.[129] berichten über ein sechsfach stärkeres ALB, das durchschnittlich einem Zug von 1,6 kN stand hält, bei jungen aktiven Menschen 4 kN. Das PMB hält einem Zug von 258 N stand. Dieser Unterschied ist vor allem durch die unterschiedlichen Querschnittflächen bedingt, 43 mm² für das ALB und 10 mm² für das PMB. Amis et al.[7] untersuchten am Kadaver die Spannungsverhältnisse der Anteile des HKB. Das ALB ist unter Spannung im mittleren Flexionsbereich, während das PMB in Vollextension und in hohen Flexionsgraden unter Spannung gerät. Makris et al.[87] berichten, dass die anterioren Faseranteile zwischen 30° und 90° unter maximalen Zug geraten und die posterioren Faseranteile in voller Extension und voller Flexion unter Spannung stehen. Race und Amis[130] untersuchten durch selektives Durchtrennen der Bündel des HKB deren Beitrag zur anterior-posterioren Stabilität im Kniegelenk. In Extension und niedrigen Flexionsgraden waren die sekundären Strukturen (Kapsel, Seitenbänder, M. popliteus) die Hauptstabilisatoren. Zwischen 40° und 120° wurde das ALB zum Hauptstabilisator und trug 50 % - 74 % der Kraft einer applizierten hinteren Schublade. Gegen Vollflexion reduzierte sich der Beitrag des ALB, während der Anteil des PMB sich von Extension zu Vollflexion ungefähr verdoppelte.

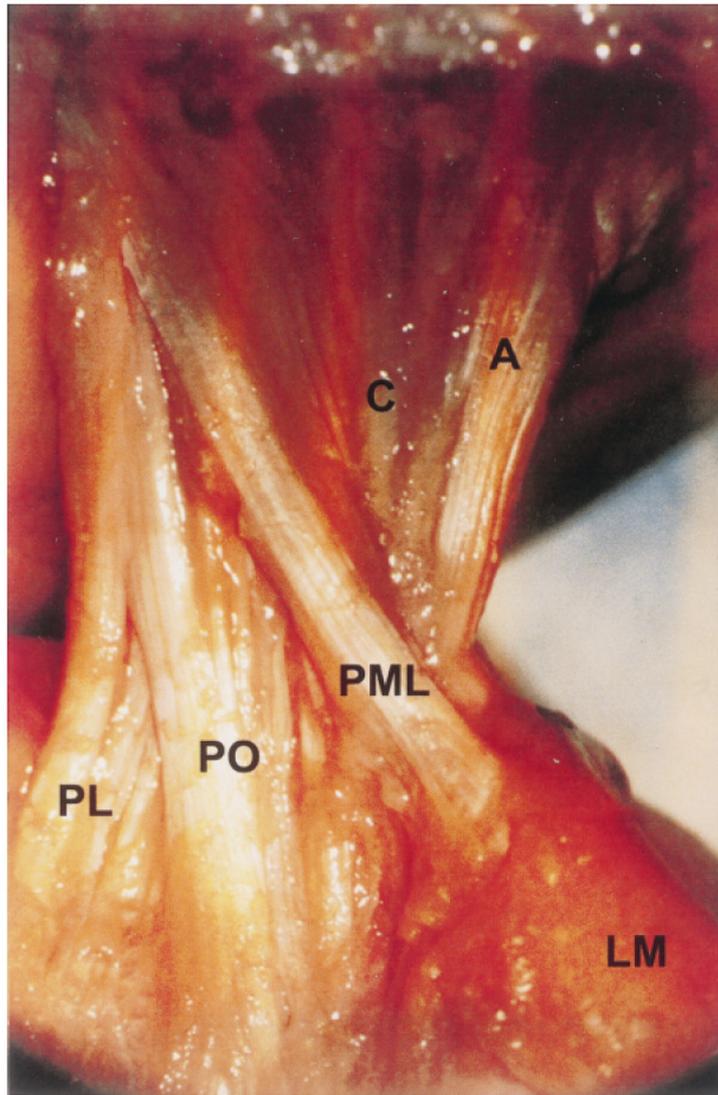


Abb. 15: Nahaufnahme des HKB. Makris et al. [87] unterscheiden anteriore, zentrale, posterior-longitudinale und posterior-oblique verlaufende Faserregionen. Daneben ist hier ein posteriores meniscofemorales Ligament (PML) und ein Teil des lateralen Meniskus (LM) markiert.

3. Literaturübersicht

3.1. Historischer Überblick

Nach ersten Erwähnungen der Kreuzbänder auf einer Papyrusrolle aus dem alten Ägypten (ca. 3000 v. Chr.) und dem Erkennen der stabilisierenden Funktion bereits durch Hippokrates (460-370 v. Chr.), war es Claudius Galen von Pergamon, der erstmals den Namen „ligamenta genu cruciata“ verwendete[32, 149]. Im Jahre 1836 beschrieben die Brüder Weber[161] aus Göttingen die Biomechanik des Kniegelenks und wiesen auf die stabilisierende Wirkung der Kreuzbänder in der anterior-posterioren Ebene hin[32, 108, 121]. Sie unterschieden bereits mehrere Faserbündel sowohl für das VKB, als auch für das HKB und zeigten, dass je ein Bündel über den gesamten Bewegungsumfang unter konstanter Spannung verbleibt[112, 161]. Fick[36] bestätigte 1911 in seinen Untersuchungen das Vorhandensein von zwei Hauptbündeln mit unterschiedlicher Funktion. Eine Pionierleistung auf dem Gebiet der Kreuzbandchirurgie war die erste von Robson[135] 1895 durchgeführte primäre Naht des VKB und HKB bei einem Patienten mit gutem Ergebnis. Die folgenden Jahrzehnte waren geprägt von zahlreichen Untersuchungen, die sich mit der Indikation, mit den operativen Techniken und den verschiedenen Materialien für einen Kreuzbandersatz beschäftigten. Neben der primären Bandnaht kamen verschiedenste Methoden und Materialien zum Einsatz: Gestielte und ungestielte autologe Transplantate (Menisci, Fascia lata, Periost, Muskelfascien, Retinaculum Patellae, Ligamentum Patellae, Quadricepssehne), allogene und xenogene Transplantate (homologe Sehnenstücke von Spendern, Känguruhsehne) bis hin zu natürlichen und synthetischen Materialien (Seide, Goretex®, Problast®)[32, 121, 149]. Die von Bircher 1921 erstmals beschriebene diagnostische Arthroskopie konnte sich zunächst nicht durchsetzen[70]. Erst die Arbeit von Palmer[118] 1938 mit detaillierten Abhandlungen über die Anatomie, Biomechanik, Pathologie und Behandlung zeigte den Weg zur modernen Kreuzbandforschung auf. Damals galt das Hauptinteresse dem Ersatz des VKB, während die „stiefmütterliche“ Behandlung des HKB durch die Wissenschaft bis heute anhält[31, 153, 162].

3.2. Folgen der Ruptur des hinteren Kreuzbandes

3.2.1. Veränderung der Kinematik des Kniegelenks

Mit der Entdeckung der Wichtigkeit eines intakten HKB für Stabilität und Kinematik des Kniegelenks wurde die Forschung für einen operativen Ersatz vorangetrieben.

Butler et al.[19] zeigten in einer Kadaverstudie, dass das HKB 81,5 % - 94,3 % der Kraft bei forcierter posteriorer Translation übernimmt (in 90° und in 30° Flexion) und dass der posterolaterale Komplex nach Durchtrennung des HKB nur 58 % der Funktion übernehmen kann. Bei durchtrenntem HKB kam es durchschnittlich zu einer tibialen Translation nach posterior von 21 mm, während es bei intaktem HKB nur 5 mm bei einer Kraft von 500 N waren.

Li et al.[80] verglichen in ihrer Kadaverstudie die anterior-posteriore Translation und die Rotation bei intaktem und durchtrenntem HKB unter simuliertem Muskelzug (Abb. 16a-c). Auch sie zeigten eine signifikant erhöhte posteriore Translation der Tibia bei fehlendem HKB bei 90° Flexion, bei kombinierter M. quadriceps- und Hamstring-Belastung (Abb. 16b) sogar von $2,3 \text{ mm} \pm 5,7 \text{ mm}$ (intakt) auf $6,0 \text{ mm} \pm 3,5 \text{ mm}$ (HKB durchtrennt). Bei defizientem HKB wurde zudem eine signifikante Zunahme der Außenrotation der Tibia gezeigt.

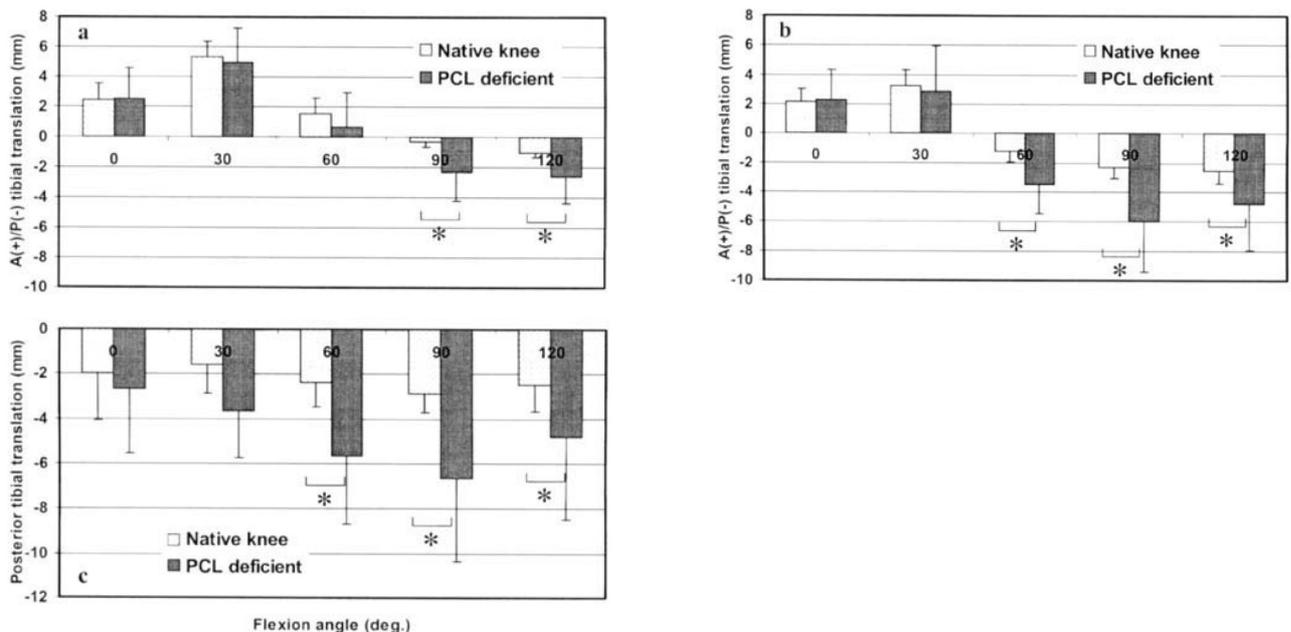


Abb. 16: Vergleich der tibialen Translation nach posterior (negativ) bei intaktem und defizientem HKB aus der Arbeit von Li et al. [79] bei simuliertem Muskelzug von M. quadriceps (a), M. quadriceps + Hamstrings (b), Hamstrings (c). (*p < 0,05)

Gröod et al.[51] durchtrennten an Kadaverknien nacheinander HKB und die posterolateralen Strukturen in verschiedener Reihenfolge und untersuchten die Zunahme der Beweglichkeit. Die alleinige Durchtrennung des HKB führte zu einer Zunahme der tibialen Translation nach posterior, die minimal bei Extension war und kontinuierlich zunehmend mit 11,4 mm ihr Maximum bei 90° Flexion erreichte. Diese Zunahme führten die Autoren auf die Erschlaffung des posterioren Kapselanteils im Laufe der Flexion zurück. Wurden anschließend die posterolateralen Strukturen zusätzlich durchtrennt, nahm die Translation auf 21,5 mm zu. Die Durchtrennung der posterolateralen Strukturen außerhalb des Gelenks führte primär zu einer Zunahme der Außenrotation, die aber durch das HKB limitiert wurde, vor allem in höheren Flexionsgraden. Nach anschließender Entfernung des HKB nahm die Außenrotation weiter zu, bei 90° Flexion von 5,3° auf 20,9°. Eine pathologische Varus-Stellung wurde vor allem durch die Durchtrennung des lateralen Seitenbandes ausgelöst und durch Entfernung des posterolateralen Komplexes und des HKB vergrößert. Auch hier war der Einfluss des HKB bei 90° Flexion mit einer Zunahme der Aufklappung des Gelenks um 14,4° am größten. Gollehon et al.[49] zeigten in einer vergleichbaren Studie, dass das HKB der Hauptstabilisator der Tibia in posteriorer Richtung ist, vor allem bei über 30° Flexion. Dagegen blieben Varus-Stellung und Außenrotation von der Durchtrennung des HKB zunächst unbeeinflusst. Wurde jedoch das HKB nach dem lateralen Seitenband und den posterolateralen Strukturen durchtrennt, nahmen die Varus-Stellung und die Außenrotation der Tibia deutlich zu. Weitere Untersuchungen der verschiedenen Strukturen und ihres Einflusses auf die Gelenkstabilität durch Markolf et al.[94] und Bergfeld et al.[14] unterstützen diese Ergebnisse.

Fukubayashi et al.[42] stellten in ihrer Kadaverstudie fest, dass bei intakten Kreuzbändern die Translation der Tibia nach anterior begleitet wird von einer Innenrotation bzw. von einer Außenrotation bei posteriorer Translation. Die mögliche anterior-posteriore Beweglichkeit nahm um 30% zu, wenn man die Rotation der Tibia erlaubte. Die Durchtrennung der Kreuzbänder führte zu einer Zunahme der Laxizität in anterior-posteriorer Richtung und zu einem Verschwinden der passiven Rotationen. Daraus schlussfolgerten die Autoren, dass die Kreuzbänder nicht nur primäre Stabilisatoren in anterior-posteriorer Richtung sind, sondern auch primär Limitierung, Kontrolle und Ursache der tibialen Rotation sind. Im Gegensatz zu anderen Studien beschrieben sie, nach Durchtrennung des HKB, die maximale (fast dreifache im Vergleich zu intaktem HKB) Translation der Tibia nach posterior bereits bei 75° Flexion.

Logan et al.[83] verglichen bei sechs Patienten mit isolierter, einseitiger Ruptur des HKB das betroffene mit dem gesunden Knie mittels MRT. Die Patienten führten eine Flexion von 0°-90° unter Belastung aus, anschließend wurde in 90° Flexion der Schubladentest

angewendet und jeweils die Bewegung im femorotibialen Gelenk aufgezeichnet. Dabei stellten sie eine Zunahme der passiven Laxizität in der Sagittalebene vor allem im medialen Kompartiment des Gelenks fest. Unter Belastung verzeichneten sie eine konstante Subluxation der Tibia nach posterior und ein Aufrollen des Femurkondylus auf die anteriore Erhebung des medialen Tibia-Plateaus. Die signifikante posteriore Subluxation der Tibia wurde über den gesamten getesteten Flexionsbereich (0°-90°) festgestellt und von den Autoren für die Folgeschäden im mittleren Gelenkanteil sowie am Femurkondylus verantwortlich gemacht.

Kumagai et al.[78] zeigten, dass neben einer signifikanten Zunahme der posterioren Translation der Tibia bei defizientem HKB zwischen 25° und 90° (durchschnittlich 10 mm) auch der Flexionswinkel der Patella zum Femur verändert ist. Die Zunahme des patellaren Flexionswinkels war von 30° bis 90° vergrößert und erreichte bei 45° Beugung sein Maximum, mit einer Zunahme des Flexionswinkels um 4,4°. Dies führt möglicherweise zu erhöhtem Druck im inferioren femoropatellaren Gelenk, mit der Folge von Knorpelschäden. Andere Autoren zeigten, dass bei defizientem HKB der Druck im medialen Kompartiment des Kniegelenks zunimmt[85, 132, 148] oder der durch die Menisci übertragene Druck abnimmt[2], was eine pathologische Alteration der natürlichen Kräfteverhältnisse im Kniegelenk verdeutlicht.

3.2.2. Sekundäre Veränderungen

Strobel et al.[154] analysierten in einer retrospektiven Studie die Aufzeichnungen nach Arthroskopie bei 181 Patienten mit defizientem HKB. Basierend auf Röntgenaufnahmen unter Belastung (durchschnittliche anterior-posteriore Laxizität: 13,8 mm ± 4,8 mm), wurden die Patienten in eine Gruppe mit isolierter HKB-Defizienz (45,3 %) und eine Gruppe mit HKB und posterolateraler Insuffizienz (54,7 %) aufgeteilt. Die Gesamtinzidenz von degenerativen Läsionen des Gelenkknorpels (Grad II-IV nach Outerbridge) betrug 67,4 %. Bestand die Insuffizienz des HKB länger als fünf Jahre, wurden bei 88,9 % Knorpelläsionen gefunden. Bei 77,8 % dieser Patienten befand sich ein Schaden am medialen Femurkondylus und bei 46,7 % zeigten sich degenerative Veränderungen an der Patella. Nach einem Jahr ohne suffiziente Funktion des HKB stieg die Zahl an Knorpelläsionen am medialen Femurkondylus auf 39,1 % an, von 13,6 % bei Läsion weniger als 30 Tage alt. Bei defizientem HKB in Kombination mit Läsion der posterolateralen Strukturen, stieg die Inzidenz von Schäden am

medialen Femurkondylus signifikant an (36,6 % vs. 60,6 %). Die Autoren folgerten daraus, dass nach Insuffizienz des HKB bereits früh Läsionen am Gelenkknorpel auftreten und kontinuierlich fortschreiten. Dies gilt vor allem für das mediale Gelenkkompartiment, insbesondere bei Patienten nach medialer Meniskusresektion (Abb. 17).

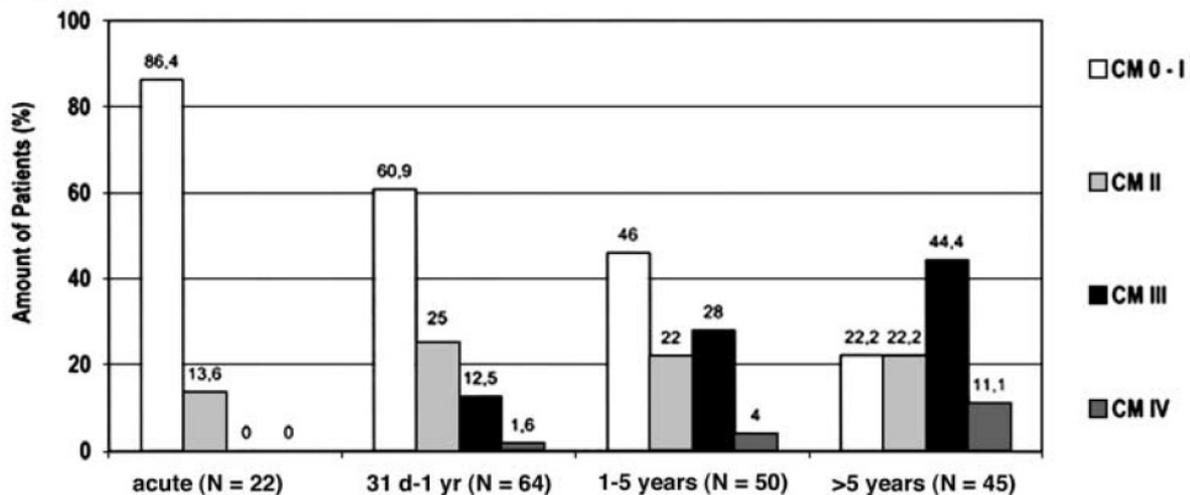


Abb. 17: Progression von Knorpelschäden (CM= Chondromalacia, Grad I-IV) am medialen Femurkondylus mit zeitlichem Abstand zur Verletzung. Daten in Prozent der Patienten [153].

3.3. Therapie der Ruptur des hinteren Kreuzbandes

3.3.1. Konservative Behandlung versus operative Rekonstruktion

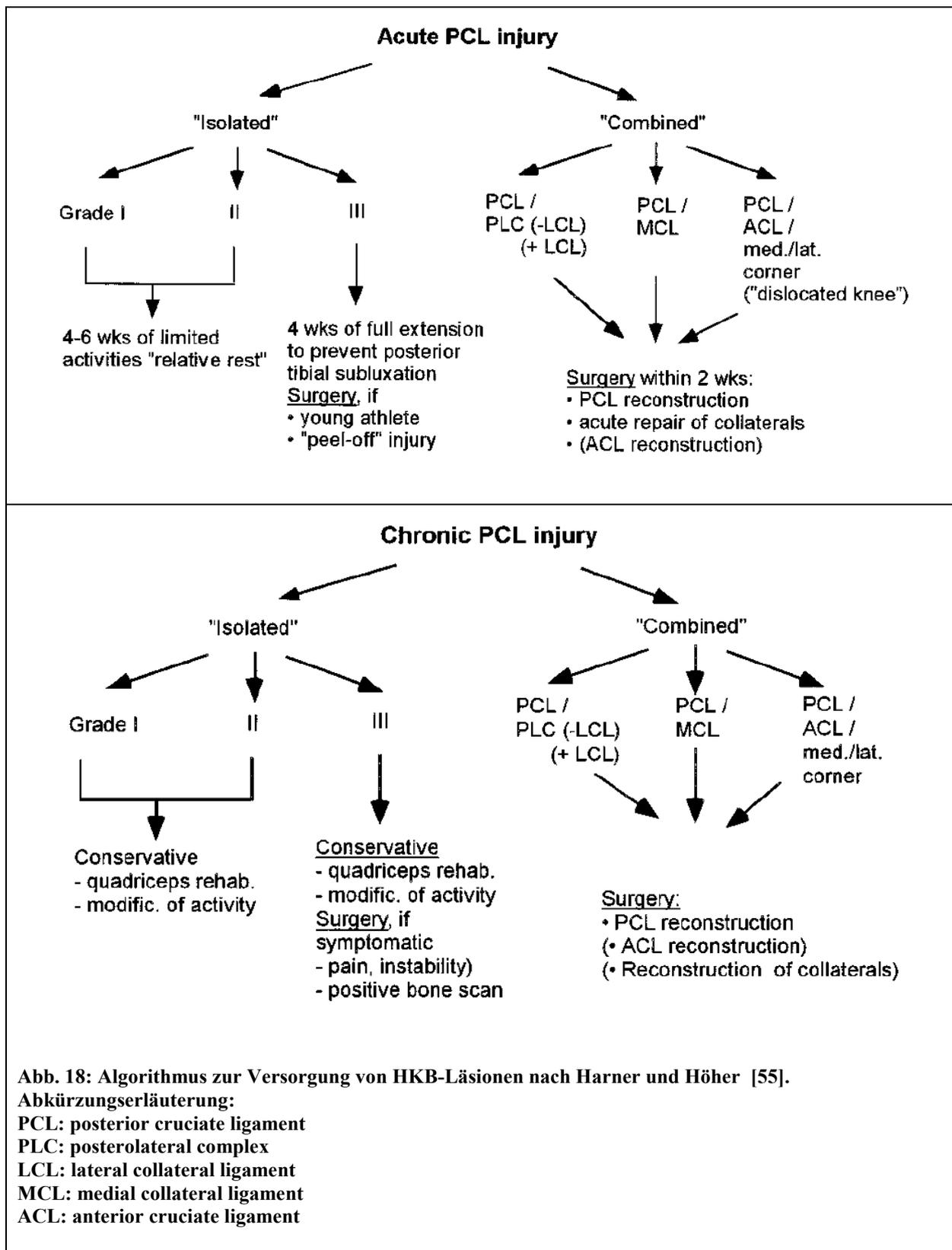
Die Indikation zum operativen Vorgehen bei Ruptur des HKB wird kontrovers diskutiert, auch deshalb, weil eine Vielzahl von Faktoren für den Therapieentscheid eine Rolle spielen: Akute oder chronische Läsion, Ausmaß der Instabilität, Vorhandensein von Kombinationsverletzungen (posterolateraler Komplex), Vorliegen von Begleitverletzungen (VKB, Innenband, Knorpel-, Meniskusläsionen, arthrotische Veränderungen), Alter des Patienten, Vorhandensein einer fixierten hinteren Schublade, zur Verfügung stehendes Transplantatmaterial, vorangegangene Operationen[153]. Mehrere Autoren[23, 55, 153, 162] unterscheiden verschiedene Verletzungsgrade des HKB (I bis III oder I bis IV), die aber nicht auf identischen Parametern beruhen, was die Vergleichbarkeit erschwert. Generell wird bei partiellen Rupturen, geringer tibialer Translation, geringen Beschwerden und älteren Patienten zunächst eine konservative Therapie eingeleitet. Diese besteht aus einer Ruhigstellung in einer Orthese mit posterior Unterstützung der Tibia für 6 Wochen und einem frühen physiotherapeutischen Muskelaufbau, v.a. des M. quadriceps, zur Stabilisierung des

betroffenen Kniegelenks. In der Vergangenheit wurde von einigen Autoren über gute Ergebnisse der konservativen Therapie bei isolierter HKB-Ruptur berichtet[27, 28, 37, 120, 144, 156].

Mehrere Autoren[23, 55, 153, 162] sehen eine Indikation zur operativen Versorgung bei einer hinteren Schublade von ≥ 10 mm (bzw. ≥ 12 mm), vor allem bei jungen und sportlich aktiven Patienten. Im Falle einer Kombinationsverletzung des HKB mit dem posterolateralen Komplex mit ausgeprägter lateraler Aufklappbarkeit in Extension empfehlen Strobel et al.[153] die Rekonstruktion des Tractus iliotibialis, des lateralen Seitenbandes und des M. popliteus. Bei Patienten, die trotz geringer Laxizität (≤ 10 mm) weiterhin Beschwerden angeben (Schmerzen, Schwellung, Instabilitätsgefühl), die durch Tragen einer stabilisierenden Orthese nicht verbessert werden, wird auch hier die Rekonstruktion erwogen. Bei ausgeprägten arthrotischen Begleitläsionen und bei fortgeschrittenem Alter der Patienten wird von geminderten Erfolgsaussichten ausgegangen[153].

Abb. 18 zeigt den Algorithmus zur Versorgung von HKB-Läsionen von Harner und Höher[55]. Als Verletzungen I. Grades wird hier eine hintere Schublade von 0 mm bis 5 mm bezeichnet. Grad II hat eine hintere Schublade von 5 mm - 10 mm zur Folge, Grad III Verletzungen >10 mm. Ferner werden akute HKB-Verletzungen von chronischen unterschieden, sowie isolierte Rupturen von Kombinationsverletzungen (HKB + posterolateraler Komplex, laterales Seitenband, mediales Seitenband oder VKB).

Auf Grund des zunehmenden Verständnisses der schwerwiegenden biomechanischen Rolle des HKB und der Verbesserung moderner minimal invasiver Operationstechniken, kann davon ausgegangen werden, dass sich in Zukunft die Indikation für die Rekonstruktion des HKB ausweiten wird[162].



3.3.2. Rekonstruktion des hinteren Kreuzbandes in single-bundle-Technik

3.3.2.1. Biomechanische Untersuchungen zur single-bundle-Technik

Für die Rekonstruktion des rupturierten HKB durch ein Transplantat mit einer femoralen und einer tibialen Insertion (=single-bundle), stellten mehrere Autoren ihre Operationstechniken vor[11, 21, 31, 35, 55, 66, 71, 72, 115, 138, 162], auf die hier nicht genauer eingegangen wird. Die Platzierung des Transplantats ist von großer Bedeutung für das spätere Ergebnis. Die Operateure orientieren sich nach Debridement der Reste des HKB am nativen „footprint“ (=anatomisches Insertionsareal des HKB). Autoren, wie Hughston et al.[60, 61], gaben lediglich den Hinweis innerhalb des anatomischen Ansatzes zu bohren. Clancy et al.[22] erkannten, dass das Transplantat am unteren Rand des Bohrkanals verlaufen würde und empfahlen deshalb eine Platzierung des Führungsdrahtes oberhalb des femoralen „footprints“ des HKB. Der inferolaterale Rand der Bohrung sollte somit im Zentrum des anatomischen Ansatzes liegen. Paulos et al.[122] rieten bereits 1983 zu einer Platzierung hoch im interkondylaren Dach, 8-10mm vom Gelenkknorpel, was eher dem ALB entspricht.

Meist ist heute das Ziel, das stärkere ALB zu ersetzen[11, 26, 31, 44, 55, 82, 129]. Einige Autoren favorisieren aber auch eine zentrale Platzierung innerhalb des gesamten Insertionsareals des HKB[95, 96, 123]. Oakes et al.[113] untersuchten biomechanisch die Spannung im nativen HKB und verglichen die Spannungen in Transplantaten bei zentraler und exzentrischer Bohrkanalplatzierung (-5°-120° Flexion). Kein signifikanter Unterschied wurde zwischen zentraler und exzentrischer Insertion gefunden. Geringfügig niedrigere Spannung wurde bei exzentrischer Positionierung gemessen, die bei -5° (Hyperextension) signifikant niedriger wurde. Allerdings war bei höheren Flexionsgraden die Spannung der Transplantate bei zentraler und exzentrischer Positionierungen signifikant größer als im nativen HKB. Markolf et al.[92] verglichen in einer biomechanischen Studie drei verschiedene femorale Positionierungen eines Transplantats im Bezug auf Spannungsverhältnisse und anterior-posteriore Laxizität. Eine Bohrung befand sich zentral im footprint, eine im Bereich des ALB und eine im PMB. Bei der Bohrung im Bereich der Insertion des ALB zeigte sich eine Reproduktion der natürlichen Spannungsmuster, jedoch eine leicht erhöhte Laxizität (Zunahme: 0,9 mm - 1,7 mm) von 0° - 45° Flexion. Die zentrale Position stellte die native Kniestabilität am besten wieder her, jedoch zeigte sich eine erhöhte Spannung im Transplantat. Die Bohrung im Bereich der Insertion des PMB führte sowohl zu erhöhter Spannung, als auch zu einer übermäßigen Einschränkung der Beweglichkeit (um

2 mm – 4 mm) zwischen 0° und 45° Flexion. Daraus folgerten die Autoren, dass die Bohrkanalplatzierung im Bereich der Insertion des PMB nicht für eine single-bundle-Rekonstruktion zu empfehlen ist.

Die Anspannung und Fixation der Transplantate erfolgt je nach Autor bei 70° bis 90° Flexion. Gill et al.[46] untersuchten biomechanisch die Effektivität des Ersatzes des HKB mit einer transtibialen Rekonstruktionstechnik mit Achillessehnen-transplantat. Acht Kadaverknie wurden mit intaktem, durchtrenntem und rekonstruiertem HKB unter simuliertem Muskelzug auf anterior-posteriore Translation und Innenrotation/Außenrotation untersucht. Dafür wurde ein Roboter verwendet, der fünf verschiedene Flexionsgrade (0°-120°) exakt wiederherstellen konnte. Die Rekonstruktion des HKB reduzierte signifikant die posteriore Translation der Tibia in allen Flexionsgraden und nicht signifikant die tibiale Außenrotation in höheren Flexionsgraden. Unter simuliertem Muskelzug zeigte sich, dass die Rekonstruktion nicht in der Lage war die Stabilität signifikant zu verbessern. Die Autoren folgerten daraus, dass unter physiologischer Belastung eine Rekonstruktion des HKB die native Kniekinematik nicht in allen sechs Freiheitsgraden wiederherstellt. Davis et al.[29] untersuchten in ihrer Studie sieben Paare Kadaverknie mit intaktem, defizientem und transplantiertem HKB von Vollextension bis 120° Flexion. Sie verwendeten dabei eine neuartige Rekonstruktionstechnik mit Einlage eines femoralen und tibialen Knochenblocks. Die Ergebnisse zeigten sowohl für die physiologische posteriore Translation des Femurs gegen die Tibia bei Flexion (rollback), als auch für die hintere Schublade signifikante Unterschiede für intakt versus defizient und transplantiert versus defizient. Jedoch gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen intakt versus transplantiert. Daraus wird gefolgert, dass diese Rekonstruktion des HKB zumindest die untersuchten Parameter der Kniekinematik wiederherstellt.

3.3.2.2. Klinische Untersuchungen zur single-bundle-Technik

Die klinischen Ergebnisse nach Ersatz des HKB in single-bundle-Technik wurden von verschiedenen Autoren vorgestellt. Cooper et al.[23] untersuchten in einer prospektiven Studie 41 Patienten 2-10 Jahre nach Rekonstruktion des HKB mit einem Knochen-Patellarsehne-Knochen Transplantat (16 autogen, 25 allogene). Alle Patienten zeigten bei Nachuntersuchung eine Abnahme der posterioren Instabilität, 39 Patienten erzielten bessere Ergebnisse im IKDC (International Knee Documentation Committee), bei durchschnittlich 4° Flexionsverlust. Alle Patienten empfanden eine deutliche Verbesserung und würden den

Eingriff wieder durchführen lassen. Sekiya et al.[141] untersuchten in einer retrospektiven Studie 21 Patienten nach Grad III HKB-Verletzung. 62 % der Patienten zeigten eine hintere Schublade von ≤ 3 mm und 31 % von 3 mm - 5 mm. Subjektiv (IKDC) hatten postoperativ 57 % eine normale/fast normale Kniefunktion, 62 % erreichten ein normales/fast normales Aktivitätslevel. Radiographisch zeigte sich bei 75 % ein normales/fast normales Ergebnis nach IKDC-Kriterien. Patienten mit einer akuten bzw. subakuten Läsion des HKB zeigten postoperativ ein signifikant besseres Ergebnis als Patienten mit chronischer posteriorer Instabilität. Fanelli et al.[34, 35] und Freeman et al.[38] verwiesen auf gute Ergebnisse mit deutlicher postoperativer Verbesserung nach Rekonstruktion des HKB. Andere Autoren[60, 81, 98, 106, 128, 134] präsentierten heterogene oder schlechte Ergebnisse.

3.3.3. Verwendete Transplantate

Da bis auf wenige Ausnahmen[77, 110] synthetische Materialien als unbrauchbar für einen Ersatz der Kreuzbänder erachtet werden[32, 58], kommen heute autogene bzw. allogene Transplantate zum Einsatz. Teile der Achillessehne[34, 55, 58, 66, 71, 98, 141, 162], Teile der Patellarsehne[21, 23, 58, 59, 66, 68, 98], M. quadriceps-Sehne[133, 151] und die Sehnen der Mm. gracilis und semitendinosus (Hamstrings/Sehnen des Pes anserinus) [3, 20, 58, 81, 153, 160] sind die bevorzugten Transplantate. Seltener finden auch andere Sehnen Verwendung, wie die des M. tibialis anterior und posterior [74, 124]. Die Patellarsehne mit anheftenden Knochenblöcken („bone – patellar-tendon – bone“) eignet sich für die sog. Inlay-Techniken, bei der durch die Fixation der Knochenblöcke eine hohe primäre Stabilität erreicht wird. Durch die Entnahme wird jedoch einer der wichtigsten Agonisten des HKB geschwächt und das Risiko von vorderem Knieschmerz, Patellafrakturen sowie Ruptur des Ligamentum patellae besteht[55, 58, 82]. Vor allem die Achillessehne und die Hamstrings eignen sich für eine Rekonstruktion in der double-bundle-Technik. Letztere werden vor allem bei arthroskopischen Eingriffen verwendet, weil sie leicht durch die Bohrkanäle gezogen werden können[31, 59, 82, 160, 162].

Bezüglich der Länge der Transplantate, zeigten Miller et al.[103], dass zwischen den Insertionsstellen eines Transplantates meist ein geringerer intraartikulärer Abstand herrscht, als die anatomische Gesamtlänge der Kreuzbänder beträgt, was durch die Auffächerung der Ligamente im Bereich ihrer knöchernen Insertionen erklärt wird. Nur das Patellarsehnen-

Transplantat hatte in dieser Studie die Länge, die dem intraartikulären Abstand der in dieser Studie gewählten Insertionspunkte entsprach.

Vorteile der allogenen Transplantate sind die fehlende Morbidität an der Entnahmestelle, kürzere Operationszeiten und größerer Transplantatdurchmesser. Jedoch sind verschiedene Nachteile, wie rechtliche Einschränkungen (je nach Land), Infektionsrisiken (HIV, Hepatitis) und Abstoßungsreaktionen zu berücksichtigen[58].

3.3.4. Technik mit tibialen Tunnel versus Tibial-Inlay-Technik

Zwei tibiale Fixationstechniken stehen für die Rekonstruktion des HKB zur Verfügung. Bei der Technik mit tibialen Tunnel wird das Transplantat durch einen zuvor gebohrten Kanal (medial der Tuberositas tibiae nach posteroproximal bis zur Kante des Tibiaplateaus) gezogen und im nativen footprint ausgeleitet (Abb. 19a,b)[22, 34, 55]. Bei der Tibial-Inlay-Technik wird die Sehne, die noch mit einem nativen Knochenblock verbunden ist, in einer geschaffenen Kerbe am posterioren Rand des Tibiaplateaus verankert (Abb. 19c,d)[12, 65]. Während für die Inlay-Technik ein offener Zugang zur Fossa poplitea mit intraoperativer Umlagerung des Patienten geschaffen werden muss, um den Knochenblock offen fixieren zu können, kann die Technik mit tibialen Tunnel arthroskopisch durchgeführt werden. Allerdings besteht hier durch den sogenannten „Killer-Turn“, das scharfe Abknicken des Transplantats über die Tibiakante bzw. die Kante des Bohrkanals (Abb. 19a), die Gefahr der Beschädigung des Transplantates und des Transplantatversagens[31, 82, 162].

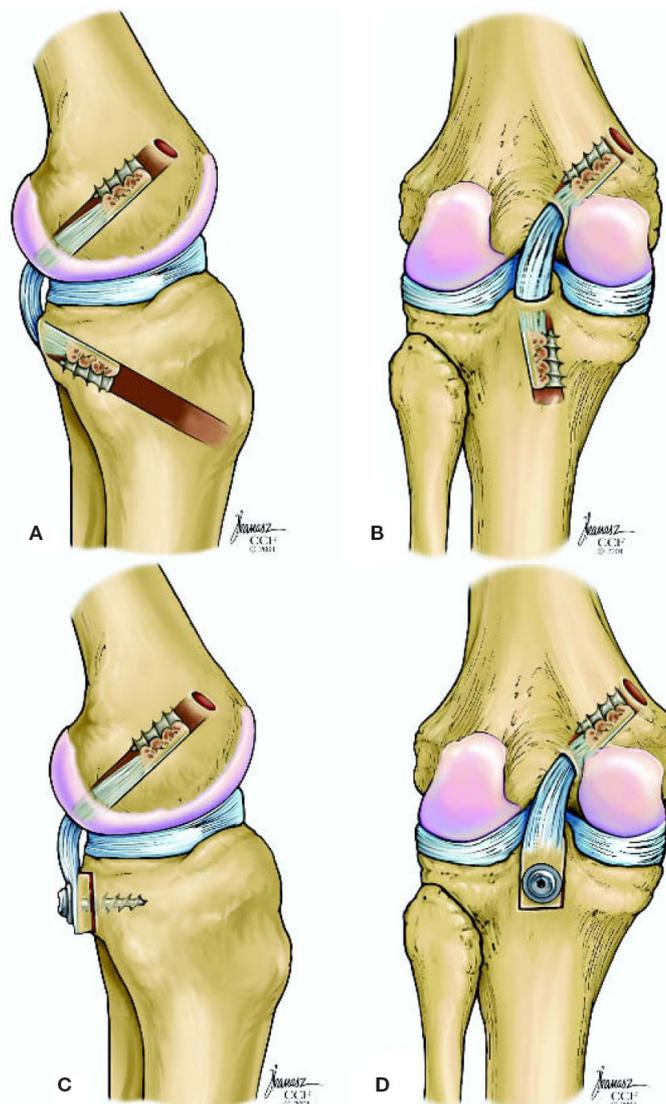


Abb. 19: Rekonstruktionen des HKB; A und B: Fixierung mit tibialem Tunnel; C und D: Fixierung als tibiales Inlay mit einem Knochenblock.

Bergfeld et al.[15] verglichen die beiden Techniken biomechanisch an sechs Paar Kadaverknien. Bei je einem Knie eines Paares wurde die Rekonstruktion mit tibialem Tunnel bzw. Inlay-Technik durchgeführt. Anschließend wurden die Rekonstruktionen auf Translation in antero-posteriorer Richtung in verschiedenen Flexionsgraden (Tibia: neutral, in Innenrotation, in Außenrotation) und unter simulierter Belastung (72 Bewegungszyklen) untersucht und mit intakten Knien verglichen. Danach wurden die Transplantate auf Veränderungen untersucht. Es zeigte sich eine vermehrte Laxizität der Tibia in anterior-posteriorer Richtung bei der Tunnel-Technik in allen tibialen Rotationsstellungen. In neutraler Stellung war der Unterschied zur Inlay-Technik signifikant von 30°-90° Flexion. Unter zyklischer Belastung nahm bei beiden Techniken die Translation gegenüber der primären

Fixation zu. Bei der transtibialen Technik war die Zunahme signifikant größer im Vergleich zum intakten Zustand, während sich die Translation bei der Inlay-Technik nicht signifikant vom intakten Knie unterschied. Das Transplantat nach Tunnel-Technik zeigte deutliche Ausdünnung und Ausfransung an der Stelle der maximalen Biegung („Killer-Turn“), während das Inlay-Transplantat keine nennenswerte Abnutzung aufwies. Markolf et al.[97] verglichen die beiden Methoden im Bezug auf die Auswirkung auf ein Knochen-Patellarsehnen-Knochen Transplantat. Bei 31 Knien wurde das Transplantat in einem tibialen Tunnel fixiert, bei 31 in der Inlay-Technik. Auf das tibial implantierte Transplantat wurde unter einem 45° Winkel zum Tibiaplateau eine zyklische Belastung (2000 Zyklen) von 50 N bis 500 N ausgeübt. Anschließend wurde die Ausdünnung und Längenänderung der Transplantate untersucht. 10 Sehnenstücke, die in einem tibialen Tunnel fixiert waren, versagten bevor die 2000 Zyklen vollendet waren an dem spitzen Winkel am Tibiaplateau („Killer-Turn“), während alle Transplantate mit Inlay-Technik die Tests überstanden. Die Dicke der verbliebenen 21 Transplantate hatte sich im „Killer-Turn“ bei der Tunnel-Technik um 40,6 % reduziert, bei der Inlay-Technik um 12,5 % am Übergang zum Knochenblock.

Die Verlängerung der Transplantate betrug 9,8 mm bei der Tunnel-Technik und 5,9 mm bei der tibialen Inlay-Technik.

Unabhängig von der Fixationsart fanden 38 % der Verlängerung bei den ersten sechs Zyklen statt.

Aus den Ergebnissen leiten die Autoren biomechanische Vorteile zugunsten der Inlay-Technik ab.

3.3.5. Rekonstruktion des hinteren Kreuzbandes in double-bundle-Technik

3.3.5.1. Biomechanische Untersuchungen zum Ersatz in double-bundle-Technik

Mit der Rekonstruktion der beiden funktionellen Hauptbündel sollten die nativen Verhältnisse im Kniegelenk genauer wiederhergestellt werden können. Mehrere Autoren untersuchten daher die Rekonstruktion des HKB in double-bundle-Technik auf biomechanische Überlegenheit über die single-bundle-Technik:

Apsingi et al.[9] verglichen an Leichenknien eine single-bundle-Technik mit einer double-bundle-Technik jeweils kombiniert mit einer Rekonstruktion des posterolateralen Ecks. In

dieser Studie stellten beide Verfahren die tibiale Translation, Rotation und Varus-Beweglichkeit gleich gut wieder her, sodass sie sich nicht signifikant von den Verhältnissen bei intaktem HKB unterschieden.

Markolf et al.[91] untersuchten an Kadaverknien ein Transplantat in einem anterolateralen Tunnel als single-bundle auf Zugkräfte und anterior-posteriore Laxizität von 0° bis 120° Flexion. Anschließend wurde ein posteromediales Bündel hinzugefügt, wobei zwei verschiedene Positionen für das PMB möglich waren. Eine Position des PMB hatte größerem Abstand zum ALB und somit eine größere Knochenbrücke, eine weitere PMB-Position befand sich näher am ALB. Dabei zeigte sich, dass das single-bundle Transplantat im ALB dem Spannungsprofil des HKB am nächsten kam, jedoch eine erhöhte anterior-posteriore Translation von 0° bis 30° Flexion auftrat. Das Hinzufügen eines PMB reduzierte die Instabilität, wobei erhöhte Zugkräfte innerhalb des PMB-Transplantats auftraten.

Bergfeld et al.[13] verglichen biomechanisch eine single-bundle mit einer double-bundle Tibial-Inlay-Technik. Es wurden erhöhte Zugkräfte in dem double-bundle Transplantat zwischen 30° und 60° gemessen, während die single-bundle-Rekonstruktion zwischen 10° und 90° mehr Translation der Tibia zuließ. Kein signifikanter Unterschied lag zwischen den beiden Rekonstruktionsverfahren. Auch zum intakten Knie unterschieden sich beide Verfahren nicht signifikant. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen Hagemeyer et al.[52].

Ramaniraka et al.[132] simulierten in einem dreidimensionalen Gitternetz mit der Finite-Element-Berechnung die Flexion eines Knies von 0° bis 90° mit nativem, durchtrenntem und rekonstruiertem HKB, wobei die single-bundle-Technik mit der double-bundle-Technik verglichen wurde. Dabei wurde gefunden, dass beide Rekonstruktionsmethoden nur teilweise in der Lage waren die normale Kniekinematik wiederherzustellen. Auf das double-bundle Transplantat wirkten dabei große Spannungskräfte.

Harner et al.[56] verglichen in einer Kadaverstudie eine single-bundle und eine double-bundle-Technik untereinander und mit intaktem HKB. Bei dem single-bundle Transplantat zeigte sich eine vermehrte hintere Schublade und um bis zu $44 \text{ N} \pm 19 \text{ N}$ erniedrigte Zugkräfte im Transplantat, was mit einer alterierten Funktion gleichgesetzt wurde. Nach double-bundle-Ersatz unterschied sich die tibiale Translation nicht mehr signifikant von der des gesunden Knies und die Spannungsverhältnisse wurden genauer wiederhergestellt.

Race und Amis[131] verglichen biomechanisch eine isometrische single-bundle-Rekonstruktion, eine anatomische single-bundle-Rekonstruktion (ALB) und eine anatomische double-bundle-Rekonstruktion. Es wurde untersucht, inwieweit diese Verfahren in der Lage

waren die normale anterior-posteriore Beweglichkeit über den gesamten Bewegungsumfang (0°-130° Flexion) wiederherzustellen. Die von den Autoren als isometrisch erachtete Positionierung führte zu Bewegungseinschränkung mit hohen Kräften im Transplantat und zu Instabilität in Flexion. Die anatomische single-bundle-Rekonstruktion des ALB zeigte eine normale anterior-posteriore Laxizität von 0° bis 60°, bei weiterer Flexion nahm die Instabilität jedoch zu. Nur die double-bundle-Rekonstruktion konnte die normale Beweglichkeit wiederherstellen.

Auch Valdevit et al.[158] konnten mechanische Vorteile für die double-bundle-Rekonstruktion zeigen.

3.3.5.2. Untersuchungen zur Positionierung der Bohrkanäle bei der double-bundle-Technik

Shearn et al.[142] untersuchten den Einfluss der Positionierung eines zweiten PMB auf die Spannung des ALB und die Verteilung der Last auf beide Bündel (Abb. 20). An 19 Kadaverknien wurden eine single-bundle-Rekonstruktion (antero-distal; AD1) und drei verschiedene double-bundle-Rekonstruktionen mit Patellarsehnenanteilen durchgeführt. Die double-bundle-Rekonstruktionen unterschieden sich durch die Positionstiefe des PMB in der Notch: Mittig-distal (AD2 + MD), mittig-proximal (AD2 + MP) und mittig-mittig (AD2 + MM). Unter Flexion von 5° bis 120° und Applikation von einer Kraft nach posterior von 100 N wurden die Kniebewegung und die Spannung beider Bündel registriert. Ein zweites PMB mittig oder distal in der Notch reduzierte signifikant die Spannung im ALB (um 43 % bzw. 37 %). Die Spannung innerhalb des PMB nahm mit Abstand vom Gelenkknorpel ab. Im Vergleich mit dem distalen Tunnel, nahm bei mittigem Tunnel die Spannung im PMB um 32 % ab, bei proximalem Tunnel um 61 %. Bei mittiger oder distaler Positionierung des PMB ist von einer kooperativen Ladungsverteilung auf beide Bündel auszugehen, während bei proximaler Position eine reziproke Funktion der Bündel angenommen wird (eines agiert in Flexion, das andere in Extension). Als Kompromiss wurde die mittige Position des PMB angesehen, wo die Ladung auf beide Bündel verteilt wird und die maximale Spannung signifikant niedriger bleibt, als bei den anderen Rekonstruktionen.

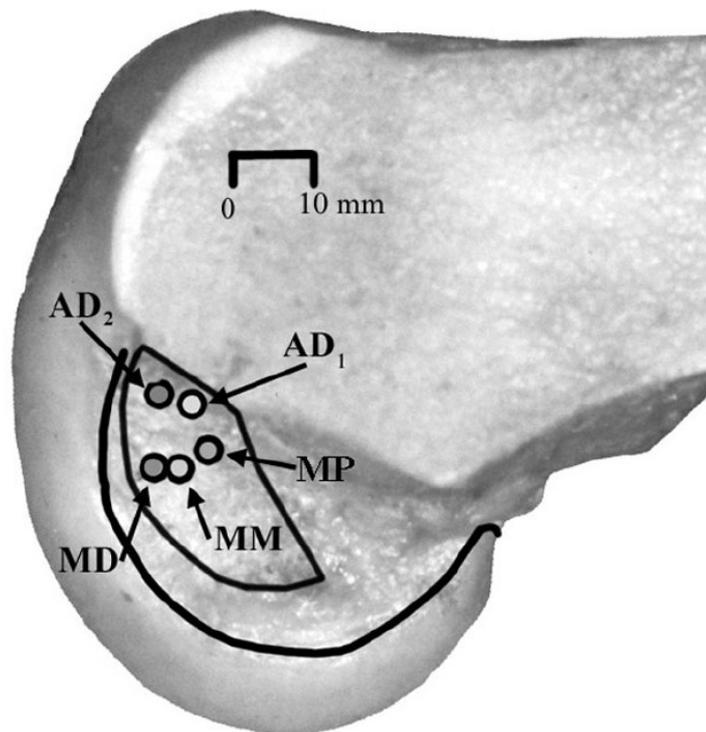


Abb. 20: Die Bohrpositionen bei der Studie von Shearn et al. [142]; AD1(antero-distal): single-bundle-Rekonstruktion; AD2 kombiniert mit MD, MM, MP: 3 double-bundle-Rekonstruktionen.

Mannor et al.[88] untersuchten drei verschiedene femorale Insertionen auf ihren Einfluss auf die Kniekinematik (anterior-posteriore Translation) und die Spannung der Transplantate (Patellarsehne) bei Flexion von 0° bis 120° (Abb. 21). In eine hohe oberflächliche Bohrung (Notchview, Nomenklatur siehe Abb. 59) S1, eine mittlere oberflächliche Bohrung S2 und eine mittlere tiefe Bohrung D wurde jeweils ein single-bundle eingezogen. Ferner wurden die Kombinationen S1-S2 und S1-D als double-bundle-Rekonstruktion den Tests unterzogen. Die oberflächlichen single-bundle Positionen stellten die anterior-posteriore Translation des gesunden Knies auf 2 mm wieder her, gerieten aber im Laufe der Flexion unter größere Spannung. Bei tiefer Bohrung blieb die Spannung konstant, jedoch konnte hier eine pathologische tibiale Translation über 45° Flexion nicht verhindert werden. Beide double-bundle-Rekonstruktionen, stellten die normale anterior-posteriore Stabilität wieder her. Bei der S1-S2 Kombination gerieten beide Bündel in Flexion unter Spannung, während bei der S1-D Kombination das eine Bündel (S1) in Flexion unter Spannung stand, das andere (D) in Extension.

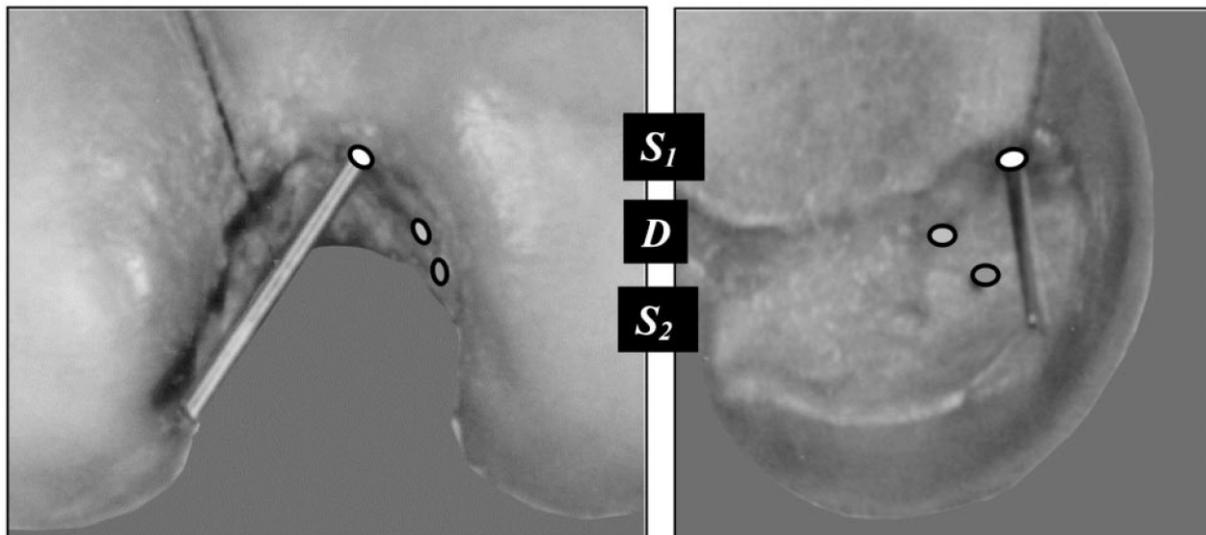


Abb. 21: Mannor et al. [88] verglichen die femoralen Positionen S1 (shallow), S2 und D (deep) als single-bundle-Rekonstruktionen; anschließend die Kombinationen S1+S2 und S1+D als double-bundle-Verfahren.

Petersen et al.[126] verglichen für die Rekonstruktion des HKB in double-bundle-Technik eine mehr anteriore (oberflächliche) Platzierung der beiden Bohrkanäle bzw. eine weiter posteriore (tiefere) Platzierung der beiden Bündel. Dafür wurde ein Robotersystem benutzt, das die Kniekinematik in allen Freiheitsgraden registrieren, reproduzieren und Kräfte simulieren konnte. Die Beweglichkeit und die in den Transplantaten (Hamstrings) herrschenden Kräfte wurden untereinander, sowie mit dem intakten Knie verglichen. Die anteriore Tunnelplatzierung reduzierte die hintere Schublade, die nach Durchtrennen des HKB auftrat (=100 %), signifikant besser als die posteriore Tunnelplatzierung (auf 38 % bei 60° und auf 35 % bei 90°). Die posteriore Position der Bündel konnte die posteriore Translation der Tibia auf jeweils nur 52 % bei 60° und 90° begrenzen. Die gemessene in situ Spannung war in den Transplantaten bei anteriorer Platzierung höher als bei posteriorer Platzierung, jedoch war dieser Unterschied nicht signifikant.

3.3.5.3. Klinische Untersuchungen zum Ersatz in double-bundle-Technik

Da die Rekonstruktion des HKB in double-bundle-Technik klinisch erst in neuerer Zeit angewandt wird, existieren noch keine Langzeitergebnisse nach diesem Eingriff.

Houe und Jorgensen[59] untersuchten 16 Patienten nach durchschnittlich 35 (25-51,5) Monaten, die sich bei persistierender Instabilität nach isolierter Ruptur des HKB einer Operation unterzogen. Die arthroskopische Rekonstruktion erfolgte entweder mittels eines

single-bundle Patellarsehnentransplantats oder mittels double-bundle-Technik mit Sehnen des M. semitendinosus und M. gracilis. Beide Techniken erhöhten objektiv und subjektiv den Level an Aktivität und besserten die Symptome. Keine Unterschiede zwischen den beiden Rekonstruktionsmethoden wurden gefunden.

Wang et al.[160] untersuchten 35 Patienten nach, davon 19 nach single-bundle und 16 nach double-bundle-Rekonstruktion mit Hamstring-Sehnen. Die mittlere Zeit nach Operation betrug 41,0 Monate (single-bundle) bzw. 28,2 Monate (double-bundle). Auch hier wurde kein Unterschied zwischen den beiden Rekonstruktionstechniken festgestellt.

3.4. Untersuchungen zur Isometrie und zum Längenverhalten des HKB

Eine anatomische Transplantatführung wird als ein wichtiger Faktor erachtet, um nach Rekonstruktion des HKB die volle Stabilität und die natürliche Gelenkkinematik wiederherzustellen. Unphysiologische Änderungen der Länge und somit auch der Spannung im Transplantat führen zu exzessiver Belastung während der Bewegung und können zur Elongation und mechanischem Versagen des eingesetzten Gewebes führen. Der Betrag der Längenänderung ist von den gewählten Insertionspunkten an Femur und Tibia abhängig. Daher ist es Gegenstand mehrerer Studien, Punkte an Femur und Tibia zu definieren, deren Distanz sich nicht (=Isometrie) oder wenig über den Bewegungsumfang des Kniegelenks ändert. Gegenwärtig muss allerdings davon ausgegangen werden, dass die Kinematik des Knies am ehesten wiederhergestellt werden kann, in dem das Spannungsverhalten des nativen HKB wiederhergestellt wird. Untersuchungen beschäftigten sich deshalb auch mit dem Längenverhalten des HKB im Ganzen oder seiner Bündel. Einige wichtige Untersuchungen und die grundlegenden Methoden werden im Folgenden vorgestellt.

Eine Zusammenfassung und eine graphische Darstellung der Ergebnisse der verschiedenen Studien zum Isometrieverhalten des HKB zeigt Abb. 31.

3.4.1. Biomechanische Studien unter Anwendung von Messfäden

Trus et al.[157] untersuchten an sechs Kadaverknien die Längenänderung zwischen sechs ausgewählten femoralen und sechs tibialen Bohrkanälen (Durchmesser 2 mm) (Abb. 22). Die Bohrungen befanden sich sowohl im nativen Insertionsareal des HKB, als auch außerhalb.

Jeder femorale Punkt wurde mit jedem tibialen mit einem unelastischen Messfaden verbunden und die Änderung der Distanz während einer Flexion von 0° bis 110° in 10°-Schritten mit einem elektronischen Längenmessgerät aufgezeichnet. Die femoralen Insertionen waren der maßgebliche Parameter für die Längenänderung, während die tibiale Position nur untergeordneten Einfluss hatte. Femoral befand sich der Punkt, der eine fast isometrische Verbindung zeigte, am posterosuperioren Rand der femoralen Insertion des HKB (Y2 in Abb. 22). Eine Abweichung in anteriorer oder posteriorer Richtung femoral hatte eine drastische Veränderung des Längenverhaltens zur Folge (± 8 mm bei 110° Flexion), während Punkte proximal und distal des „isometrischen“ Punktes zu geringerer Änderung der tibiofemorale Distanz führte.

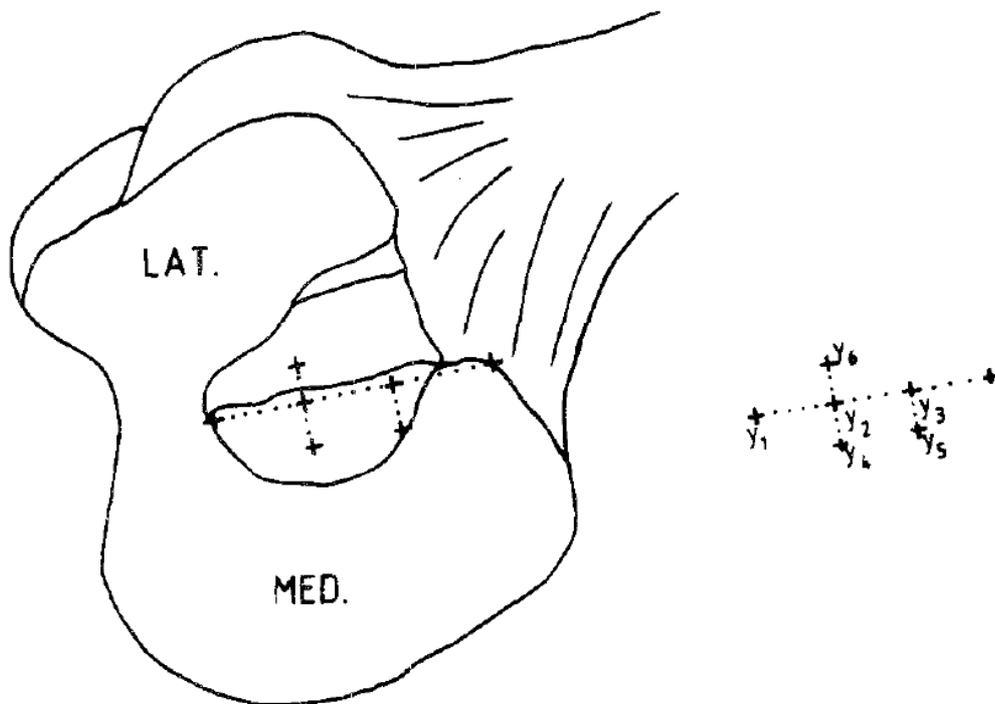


Abb. 22: Die femoralen Bohrpositionen, die von Trus et al. [157] auf Isometrie untersucht wurden. Der Punkt Y2 zeigte die geringste Längenänderung verbunden mit der Tibia.

In einem zweiten Teil dieser Studie wurde von Petermann et al. [125] geprüft, ob sich dieses Ergebnis von dem Fadenmodell auf dickere Transplantate übertragen lässt. Wurde das 9 mm Kunststofftransplantat am zuvor beschriebenen isometrischen Punkt befestigt ergab sich eine Veränderung der tibiofemorale Distanz um 2 mm, während anteriore und posteriore Abweichung von diesem Punkt größere Längenänderungen (ca. ± 8 mm) zur Folge hatten.

Covey et al.[26] untersuchten an neun Kadaverknien das Längenverhalten von vier verschiedenen Faserregionen des HKB: Anterior, zentral, posterior-oblique und posterior-longitudinal (Abb. 23). Unter verschiedenen mechanischen Bedingungen wurde eine Flexion von 0° bis 120° durchgeführt und dabei die Distanzänderung zwischen den knöchernen Insertionsstellen aufgezeichnet. Die Messung erfolgte über in die Faserregionen eingebrachte Stahldrähte, die mit einem Wegaufnehmer verbunden wurden. Nahezu isometrische Eigenschaften hatten das kleine posterior-oblique verlaufende Faserbündel mit einer mittleren Längenänderung von $0,07 \text{ mm} \pm 0,53 \text{ mm}$ und das posterior-logitudinale Bündel mit $0,5 \text{ mm} \pm 0,66 \text{ mm}$ Längenänderung. Signifikant größer waren die Abstandsänderung in der anterioren und zentralen Faserregion mit $6,0 \text{ mm} \pm 0,52 \text{ mm}$ bzw. $5,3 \text{ mm} \pm 0,40 \text{ mm}$. Die verschiedenen mechanischen Bedingungen hatten nur untergeordneten Einfluss auf die Ergebnisse.

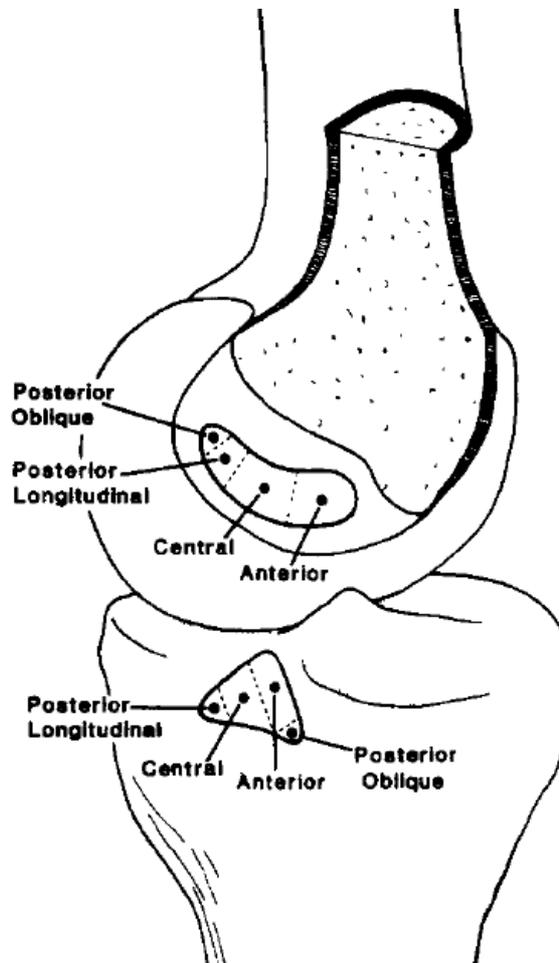


Abb. 23: Die vier von Covey et al. [26] auf Isometrie untersuchten Faserregionen.

In einer weiteren Studie untersuchten Covey et al.[25] den Einfluss verschiedener Gelenkpositionen und Muskelbelastungen auf das Längenverhalten verschiedener Faseranteile im HKB. In die vier Faserregionen wurden wiederum über minimale

Arthrotomien nicht-elastische Messfäden eingebracht, die femoral außerhalb des Kondylus fixiert wurden, tibial ausgeleitet und mit einem Wegaufnehmer verbunden wurden. Dieser zeichnete kontinuierlich die Längenänderung der verschiedenen Faseranteile während verschiedener mechanischen Bedingungen von 0° bis 120° Flexion auf. Zunächst wurde ein Zug auf die Sehne des M. quadriceps von 89 N ausgeübt, was nicht die funktionelle Belastung simulieren, sondern zeigen sollte, welchen Einfluss bereits geringe Kräfte haben. Anschließend wurde der Einfluss von tibialer Innen- und Außenrotation unter 5,5 Nm getestet. Es zeigte sich, dass der Quadriceps-Zug eine Lockerung der meisten Fasern bei der Flexion unter 75° zur Folge hatte. Die tibiale Innenrotation lockerte die anterioren und zentralen Faseranteile nahe der Extension und spannte die zentralen und posterioren Fasern mit zunehmender Flexion. Die Außenrotation hatte denselben Effekt auf die anterioren und zentralen Anteile wie die Innenrotation und führte auch bei den posterioren Fasern von 0° bis 45° zu einer Entspannung.

Ogata und McCarthy[116] untersuchten mittels Fadenversuchen an Kadaverknien sechs verschiedene femorale Insertionspunkte auf ihr Längen- und Spannungsverhalten bezogen auf einen zentralen Punkt im tibialen „footprint“ des HKB, während einer Kniegelenksflexion von 0° bis 120° (Abb. 24). Der am nächsten isometrische und isotonische Insertionspunkt befand sich ca. 10 mm proximal der Grenze des Gelenkknorpels, an der 10Uhr-Position (linkes Knie) des interkondylaren Daches (Längenänderung = 2,5 mm, D in Abb. 24). Die maximalen Änderungen der Distanz bei Fixation an anderen femoralen Punkten betrugen 12,2 mm und 8,4 mm.

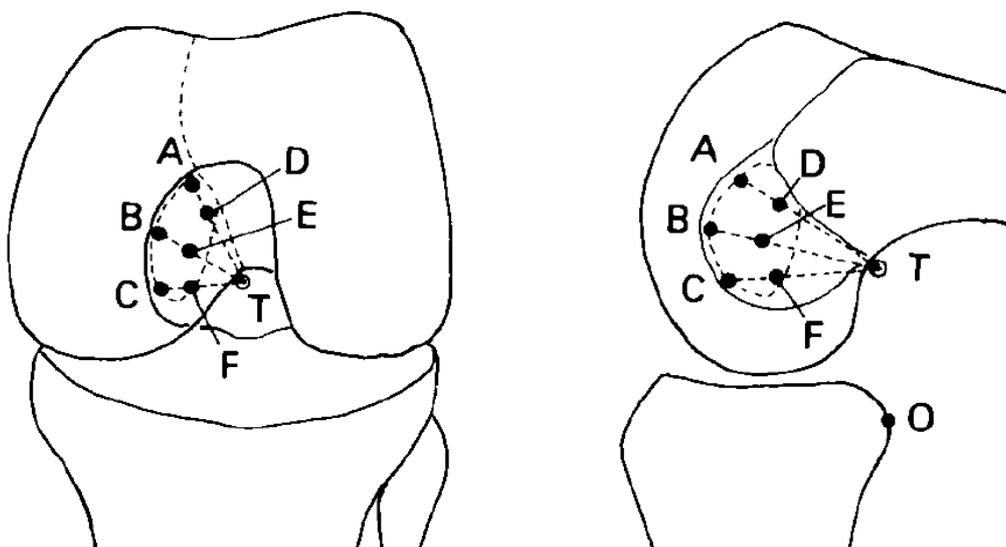


Abb. 24: Der Punkt D zeigte bei Ogata und McCarthy [116] einen nahezu isometrischen Verlauf.

Inderster et al.[63] verglichen bei 10 Kadaverknien drei verschiedene Faserbündel des HKB (ALB, PMB, postero-oblique Bündel) bezüglich der Distanzänderung zwischen ihren Insertionsflächen. Die drei Bündel wurden femoral mit zentralen Bohrkanälen markiert, durch die Fäden gezogen wurden. Diese wurden tibial in den entsprechenden Insertionspunkten mit Schrauben fixiert. Die Fäden wurden mit einem Wegaufnehmer verbunden und das Knie unter Kontrolle eines Standardgoniometers manuell in vier Flexionsgrade gebracht. In jeder Position wurde die Längenänderung der drei Bündel aufgezeichnet. Von 0° bis 90° ergab sich für das ALB eine mittlere Zunahme der tibiofemorale Distanz um 5,5 mm. Das PMB zeigte eine Längenzunahme um 6,3 mm, während sich die femorale und tibiale Insertion des posterior-oblique verlaufenden Bündels nur 0,6 mm im Mittel voneinander entfernten. Die femorale Insertion des posterior-oblique-Bündels wurde hier posterior-proximal, nahe dem intercondylaren Dach, angegeben.

Markolf et al.[95] untersuchten den Einfluss von vier verschiedenen femoralen Insertionspunkten auf das Längen- und Spannungsverhalten eines Transplantats bei Ersatz des HKB an 12 Leichenknien. Dazu wurde femoral das Knochenstück, das die Insertion des HKB enthielt von dem umliegenden Knochengewebe abgetrennt und mit einem Spannungsmessgerät verbunden. Nach Messung der Verhältnisse bei intaktem und durchtrenntem HKB, wurden vier ausgewählte femorale Bohrungen für Messfäden innerhalb des natürlichen „fooprints“ angefertigt. Eine Bohrung lag zentral, eine proximal, eine distal und eine anterior (Abb. 25). Auf eine Bohrung am posterioren Rand der Insertion des HKB wurde verzichtet. Die vier femoralen Punkte wurden mit einem zentralen Punkt im tibialen footprint verbunden. Die geringste Änderung der tibiofemorale Distanz zeigte sich, wenn der Messfaden mit der proximalen Bohrung verbunden wurde (Abb. 25). Die anteriore Bohrung hatte die größte Längenänderung zur Folge. Die zentrale und distale Bohrung unterschieden sich nicht signifikant voneinander, jedoch war bei beiden die Änderung signifikant größer als bei der proximalen Bohrung. Abweichungen in proximaler oder distaler Richtung innerhalb des footprints wurden als weniger einflussreich erachtet als Abweichungen in anterior-posteriorer Richtung.

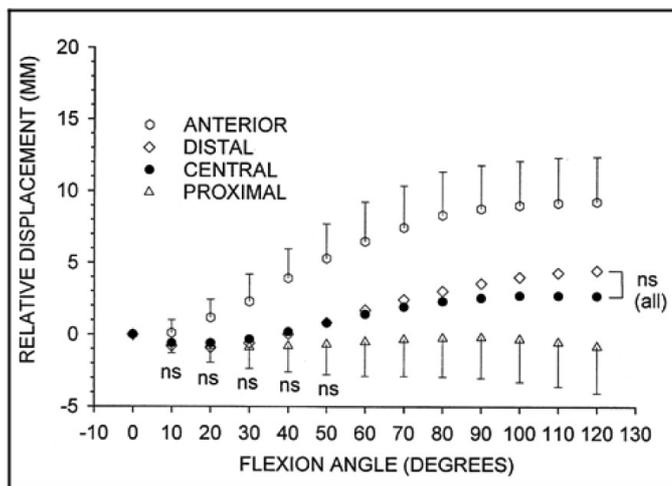
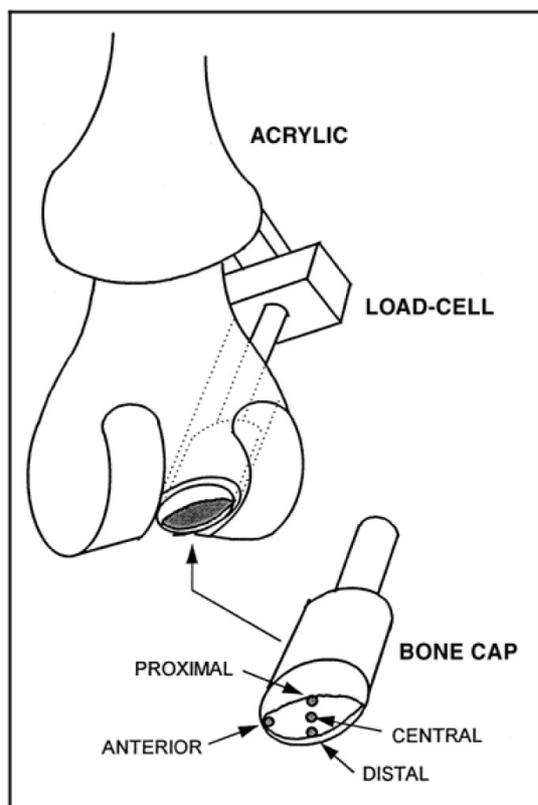


Abb. 25: Bei Markolf et al. [95] zeigte der proximale Punkt von den vier verglichenen femoralen Punkten die geringste Distanzänderung.

Odensten und Gillquist[115] verglichen an 10 Leichenknien vier verschiedene femorale Insertionspunkte auf ihre Distanzänderung zu einem zentralen Punkt innerhalb der anatomischen tibialen Insertion des HKB. Die jeweiligen Punkte wurden mit einem unelastischen Faden verbunden, der femoral ausgeleitet wurde und die Distanzänderung gemessen. Es zeigte sich, dass die Fixation zentral im proximalen Teil und im posterioren Teil des femoralen Insertionsareals die kleinste Längenänderung zur Folge hatte ($0,9 \text{ mm} \pm 1,5 \text{ mm}$ bzw. $0,9 \text{ mm} \pm 1,3 \text{ mm}$). Die anteriore und distale Fixierung zeigten eine deutlichere Zunahme der tibiofemorale Distanz ($3,2 \text{ mm} \pm 1,6 \text{ mm}$ bzw. $5,4 \text{ mm} \pm 0,8 \text{ mm}$).

Friederich und O'Brien[39] führten ihre Studie an 4 Kadaverknien durch. Die Insertionen wurden mit intaktem Knochenblock, in den Bohrlöcher eingebracht wurden, entfernt. Durch diese Bohrlöcher wurden Fäden gezogen, die Knochenblöcke wieder an ihrer ursprünglichen Stelle eingesetzt und die Fäden tibial ausgeleitet. Dort wurde die Längenänderung mit einem pneumatischen Wegaufnehmer registriert. Die geringste Abstandsänderung zeigte das „posterior-oblique“ verlaufende Faserbündel. Der Insertionspunkt mit der geringsten

Längenänderung des Fadens befand sich am posterior-proximalen Rand der anatomischen Insertion des HKB mit einer Längenänderung von 0,2 mm (Abb. 26).

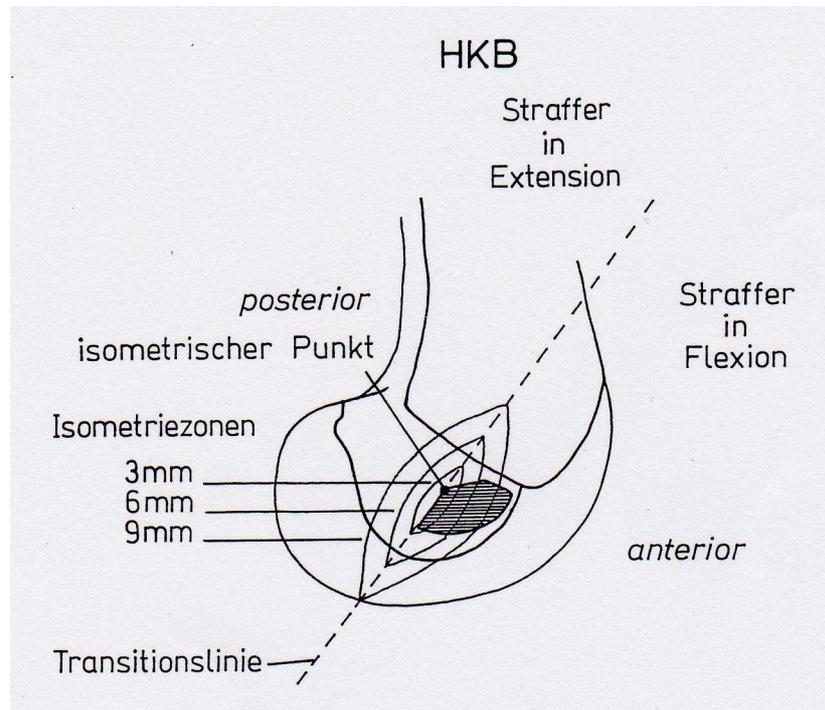


Abb. 26: Aus der Studie von Friederich und O'Brien [39]: Der isometrische Punkt befindet sich am posterior-proximalen Rand des Insertionsbereiches. Um diesen Punkt wurden Isometriezonen erstellt.

Um diesen Punkt wurden Isometriezonen erstellt, innerhalb derer die Distanzänderung gleich ist. Die Längsachse dieser schmalen schiffchenförmigen Areale verlief entlang der posterioren Kante des nativen footprints von anteroproximal nach posterodistal. Die anderen Faseranteile zeigten mit zunehmendem Abstand vom beschriebenen isometrischen Punkt größere Distanzänderungen. Die zentralen Fasern unterlagen einer Längszunahme von 31 %, die anterioren Fasern von 53 %. Die tibiale Insertion mit geringster Längenänderung wurde am posterolateralen Rand des anatomischen Insertionsareals gefunden. Fujii et al.[41] bestätigen diese Ergebnisse.

3.4.2. Biomechanische Untersuchungen unter Anwendung von Computerberechnungen

Sidles et al.[147] erstellten Isometriekarten von den Insertionsarealen beider Kreuzbänder durch Computerberechnung. Dafür wurden mit einem Digitalisierungsgerät die Knieanatomie und Kinematik unter verschiedenen Belastungsmustern, sowie die Umrisse der Insertionsareale in einen Computer eingelesen. Die Änderung der tibiofemorale Distanz im

Laufe der Flexion wurde berechnet und dreidimensionale Isometriekarten durch verschiedene Farbschattierungen dargestellt. Dabei zeigte sich, dass die tibiale Fixation von untergeordnetem Einfluss auf das Längenverhalten ist. Femoral wurde ein nahezu isometrisches (Längenänderung 3 %) Areal beschrieben, das 3 mm in anterior-posteriorer Richtung beträgt und ca. 13 mm in proximo-distaler Richtung. Dieses befindet sich 2 - 4 mm posterior einer charakteristischen Vertiefung im interkondylaren Dach und beinhaltet die posterioren Anteile des nativen footprints des HKB.

Ortiz et al.[117] untersuchten den Effekt von funktioneller Muskelbelastung auf das Isometrieverhalten des HKB. An acht Leichenknien wurde über den gesamten Bewegungsumfang, sowie bei einer simulierten Hocke verschiedene Zugkräfte auf die belassenen Sehnen der Mm. quadriceps, gastrocnemius, biceps femoris und semimembranosus appliziert und registriert. Mit Hilfe eines dreidimensionalen Ultraschall-Ortungsgerätes und an Femur und Tibia befestigten Referenzpunkten konnte die Bewegung des Kniegelenks aufgezeichnet werden. Für die verschiedenen Belastungsmuster konnte über die drei Raumkoordinaten (x,y,z) und den tibialen Referenzpunkt, der femorale Isometriepunkt berechnet werden (Abb. 27). Der Isometriepunkt für niedrige Muskelbelastung lag 5,6 mm proximal und 0,1 mm anterior des Zentrums der nativen Insertionsfläche. Höhere Belastung verschob den Isometriepunkt auf 6,3 mm proximal und 6,7 mm anterior des Zentrums. Alle beschriebenen Isometriepunkte lagen proximal in oder außerhalb der anatomischen Insertion, hoch im interkondylaren Dach.

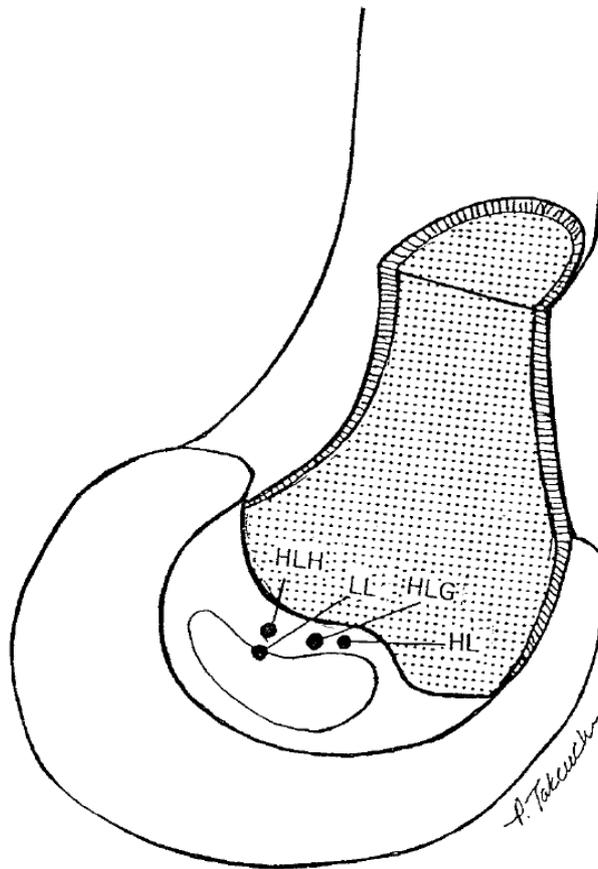


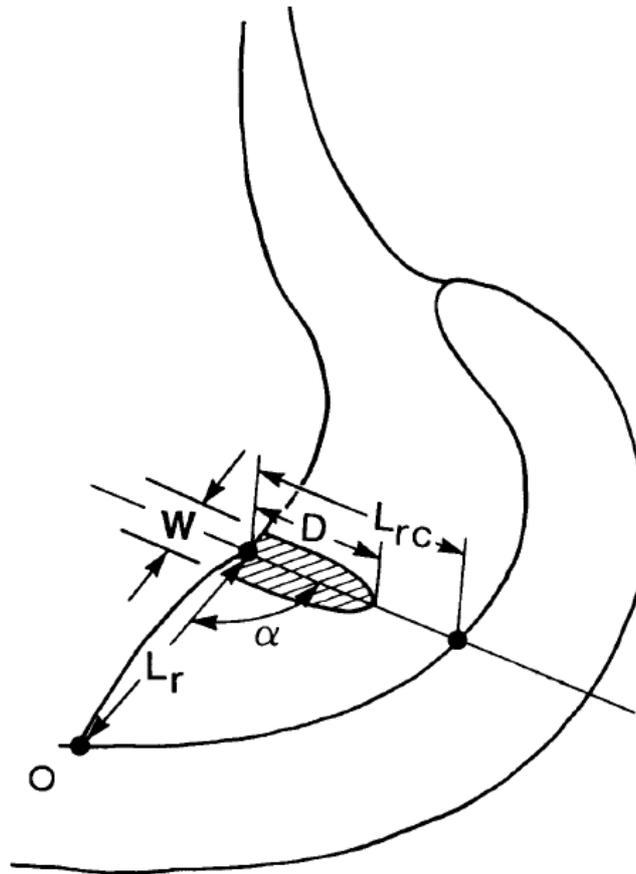
Abb. 27: Ortiz et al. [117] fanden verschiedene femorale Isometripunkte für simulierte Muskelbelastungen: High Load (HL), Low Load (LL), High Load+Hamstrings (HLH), High Load+ M. gastrocnemius (HLG).

Ahmad et al.[1] untersuchten die Distanzänderung zwischen den Insertionen der beiden Hauptbündel des HKB. 6 Kadaverknie wurden in einer speziellen Versuchsanordnung unter simuliertem Muskelzug von 0° bis 120° Flexion bewegt und die Position der Knochen zueinander im Raum während dieser Bewegung registriert. Dies wurde von jeweils zwei dreiarmligen Markierungsstiften in Femur und Tibia ermöglicht, die von einem dreidimensionalen Ortungsgerät in den drei Raumachsen registriert wurden. Nach Präparation des Gelenks wurden die beiden Insertionen des ALB und des PMB aufgesucht und deren relative Position zu den Knochenmarkierungen ebenfalls in den Computer eingelesen. Die Längenänderung der beiden Bündel konnte über die Abstandsänderung der Insertionen für die verschiedenen Flexionswinkel berechnet werden. Die Länge des ALB nahm im Laufe der Flexion von 10° bis 120° an Länge zu, während das PMB von 0° bis 45° an Länge abnahm und von 60° bis 120° wieder leicht zunahm. Das ALB befand sich von 0° bis 45° in einer horizontalen Verlaufsrichtung, während das PLM diese Form erst in Vollflexion annahm.

Daraus wurde gefolgert, dass nur eine double-bundle-Rekonstruktion diesem unterschiedlichen Längenverhalten gerecht werden könne.

Grood et al.[50] vermaßen die Distanz zwischen ausgewählten tibialen und femoralen Befestigungen an sechs Leichenknien von 0° bis 90° Flexion. Zur Aufzeichnung der Bewegung der Knochen zueinander wurde ein extern fixiertes Messgerät angebracht, das alle sechs Freiheitsgrade im Raum berücksichtigte und 512 Messungen mit gleichem Zeitintervall im Laufe der Flexion aufnahm und an einen Rechner übermittelte. Anschließend wurden die Kreuzbänder durchtrennt und die Umrisse der Insertion des HKB, neben weiteren Landmarken, als Koordinaten im Raum in den Computer eingelesen. Indem die Bewegungsdaten mit den Koordinaten der Insertionsareale in Beziehung gesetzt wurden, war es möglich die tibiofemorale Distanz verschiedener Anheftungsstellen zu berechnen. Fünf tibiale Punkte bezogen auf die natürliche Insertion wurden verglichen (zentral, proximal, distal, lateral und medial). Es zeigte sich, dass die Veränderung der tibialen Insertion sehr geringen Einfluss auf die Distanzänderung der femoralen und tibialen Insertion hatte. Am Femur wurde eine Linie der isometrischen Punkte berechnet, indem zunächst auf einer Linie durch den footprint von proximal nach distal der „isometrischste“ Punkt gesucht wurde. Dann wurde diese Linie nach anterior und posterior verschoben und jeweils der „isometrischste“ Punkt berechnet. Daraus ergab sich eine Linie in anterior-posteriorer Richtung aus den jeweils „isometrischsten“ Punkten. Diese Linie war die Achse eines patronenförmigen Areal, innerhalb dessen eine Längenänderung der tibiofemorale Distanz von ≤ 2 mm gemessen wurde (Abb. 28). Diese „Patrone“ hatte ihre Basis zum interkondylaren Dach hin und ihre Spitze zeigte nach posterior und leicht distal. Am interkondylaren Dach (anteroproximal) zeigte sich die geringste Distanzänderung. Ein absolut isometrischer Punkt wurde nicht gefunden. Veränderungen der Anheftungsstelle in proximal-distaler Richtung zeigten einen stärkeren Effekt auf die Distanzänderung als anterior-posteriore Veränderungen.

Diese Ergebnisse werden von Sandler et al.[136] bestätigt. Der größte Teil des HKB wird ebenfalls als anisometrisch charakterisiert. Die Fasern mit der geringsten Längenänderung wurden im proximalsten Teil der nativen Insertion lokalisiert.



$$\begin{aligned}
 W &= 3.3 \pm 0.4 \text{ mm} \\
 L_{rc} &= 16.2 \pm 2.1 \text{ mm} \\
 L_r &= 11.3 \pm 3.1 \text{ mm} \\
 D &= 10.6 \pm 2.8 \text{ mm} \\
 \alpha &= 105.8 \pm 10.0 \text{ deg}
 \end{aligned}$$

Abb. 28: Das von Grood et al. [50] beschriebene patronenförmige Areal mit isometrischen Eigenschaften und seine Abmessungen am medialen Femurkondylus.

Bach et al.[10] untersuchten in einem zuvor validierten dreidimensionalen Computermodell des Kniegelenkes den Einfluss von veränderten Insertionsstellen des HKB auf das Isometrieverhalten von 0° bis 90° Flexion. Die Zentren der (fiktiven) anatomischen Insertionen wurden als Referenzwert angenommen. Femoral wurde die Anheftung in fünf Richtungen um 2,5 mm und 5 mm verschoben: anterior, posterior, distal, antero-distal und postero-distal. Tibial wurde die Insertionsstelle um dieselben Beträge in vier Richtungen verändert: proximal, distal, lateral und medial. Jeder dieser Punkte wurde mit dem anatomischen (zentralen) Punkt des anderen Knochens kombiniert und die Längenänderung in Prozent berechnet, bezogen auf die anatomische Verbindung (zentral-zentral). Es zeigte sich ein geringerer Einfluss der tibialen Veränderung auf die Isometrie. Femoral hatte die

Veränderung der Fixierung hohe prozentuale Abweichungen zur Folge. Es konnte keine Position als isometrisch charakterisiert werden. Die größte prozentuale Abweichung von 39 % zeigte sich bei der Platzierung 5 mm anterior des Zentrums. Auch die posteriore Verschiebung hatte große Auswirkungen auf das Längenverhalten, während die Verschiebung nach distal die geringste Abweichung gegenüber der zentralen Verbindung zeigte (10%).

3.4.3. Untersuchungen auf der Basis von bildgebenden Verfahren

Fuss[43] untersuchte das Längen- und Spannungsverhalten der Kreuzbänder radiologisch. An Leichenknien wurden Referenzpunkte und die Insertionsflächen der Kreuzbänder mit Messingnägeln markiert und in fünf Positionen von Vollextension zu extremer Flexion geröntgt. Anschließend wurden die Kreuzbänder in mehrere Bündel geteilt, entfernt und die Insertionen der verschiedenen Bündel am Knochen markiert. Über die radiologischen Referenzpunkte konnten die einzelnen Insertionspunkte der Bündel auf das Röntgenbild übertragen werden und das Längenverhalten abgemessen werden. Femoral zeigten die proximal, dem interkondylaren Dach anliegenden Fasern (helle Areale in Abb. 29), den Verlauf mit der konstantesten Länge und Spannung. Tibial inserieren die Anteile des HKB mit geringster Längenänderung lateral und eher posterior innerhalb des Insertionsareals.

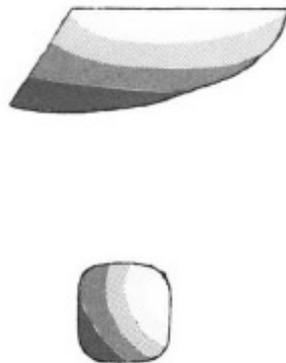


Abb. 29: Die Graustufungen zeigen die Isometriezonen des HKB eines linken Knies nach Fuss [43] für die femorale Insertion (oben, von lateral betrachtet) und die tibiale Insertion (unten, von ventral betrachtet). Hell: isometrischer Faserverlauf; dunkel: nicht-isometrischer Verlauf.

Li et al.[79] untersuchten bei fünf Probanden die Knie und Kreuzbänder im Magnetresonanztomographen (MRT), unbelastet und bei Ausführen eines Ausfallschrittes mit verschiedenen Flexionsgraden (0° bis 90°). Diese Daten wurden in ein dreidimensionales Computermodell übertragen, das in der Lage war das Längenverhalten der einzelnen Bündel

beider Kreuzbänder in den verschiedenen Positionen zu berechnen. Für beide Bündel des HKB zeigte sich eine Längenzunahme. Das ALB nahm relativ zu seiner Länge bei Vollextension um 31 % an Länge zu, von 27,8 mm bei 0° auf 36,4 mm bei 90°. Das PMB nahm von 28,8 mm in Vollextension auf 35,1 mm bei 90° an Länge zu, was einer relativen Zunahme um 22% entspricht.

In einer Studie der gleichen Arbeitsgruppe untersuchten DeFrate et al.[30] das HKB als Ganzes auf seine Längenänderung, Drehung und Winkelverhalten innerhalb des Gelenks von 0° bis 90° Flexion. Es zeigte sich eine Längenzunahme des HKB von Vollextension bis 90° Flexion von 28,7 mm auf 35,3 mm, was einem relativen Längenzuwachs von 23 % entspricht. Daneben wurde eine Verdrehung der tibialen Insertion nach außen bei Extension bzw. nach innen bei zunehmender Flexion festgestellt. Nakagawa et al.[109] kommen in ihrer Studie zu vergleichbaren Ergebnissen.

Papannagari et al.[119] untersuchten bei sieben gesunden Probanden ebenfalls mittels MRT die Distanzänderung der zentralen Punkte des ALB und PMB im Laufe einer Flexion von 0° bis 135° (Abb. 30). Das ALB nahm bis 120° Flexion um 34,7 % \pm 7,5 % an Länge zu, von 120° bis 135° Flexion wieder leicht an Länge ab. Das PMB zeigte ebenfalls eine deutliche Längenzunahme und erreichte sein Maximum bei 120° Flexion mit einer Längenzunahme um 27,1 % \pm 9,9 %. Anschließend nahm auch die Distanz für das PMB leicht ab. Als absolute Länge der Bündel bei 0° Flexion, auf die sich die prozentualen Angaben beziehen, werden für das ALB 29,4 mm \pm 3,6 mm und für das PMB 33,4 mm \pm 3,5 mm angegeben. Somit lässt sich für das ALB eine Distanzzunahme von 10,2 mm und für das PMB von 9,1 mm bis 120° Flexion berechnen. Außerdem stellten die Autoren keinen reziproken funktionellen Effekt der beiden Hauptbündel des HKB fest.

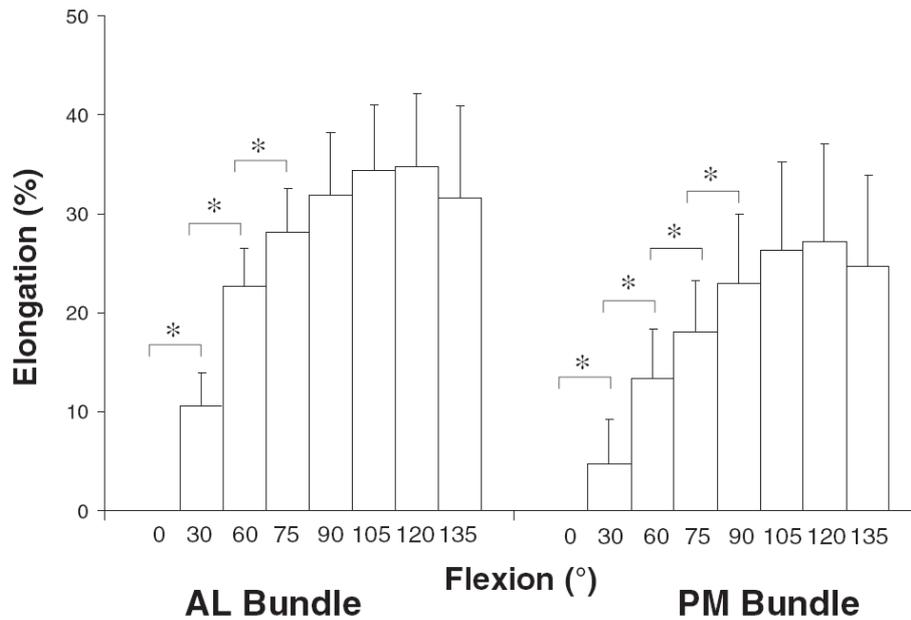
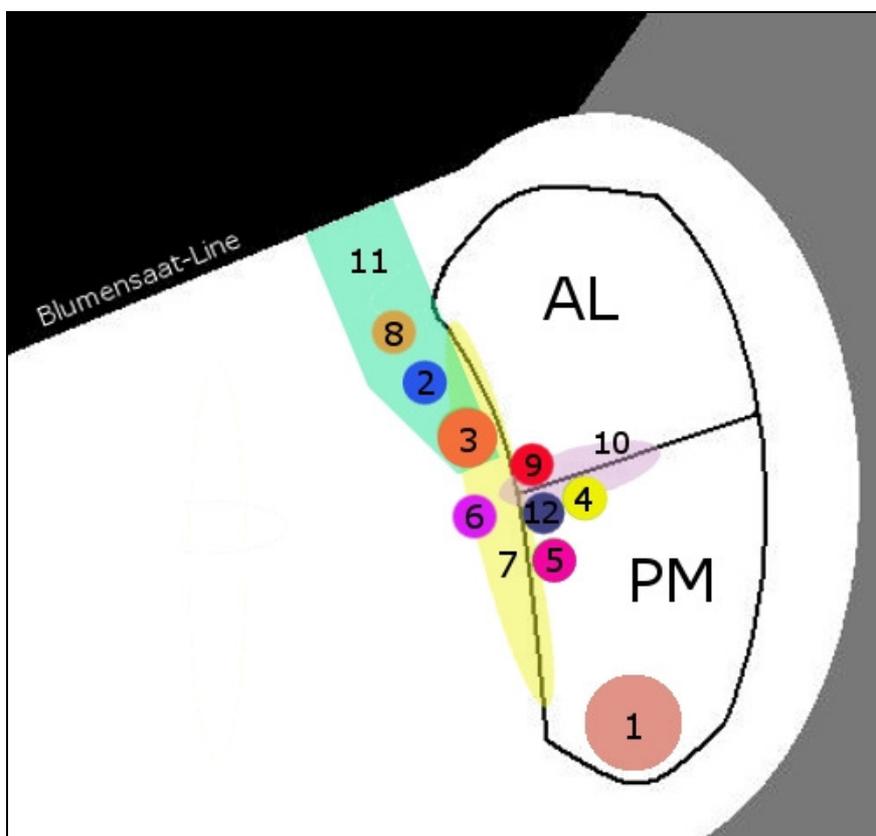
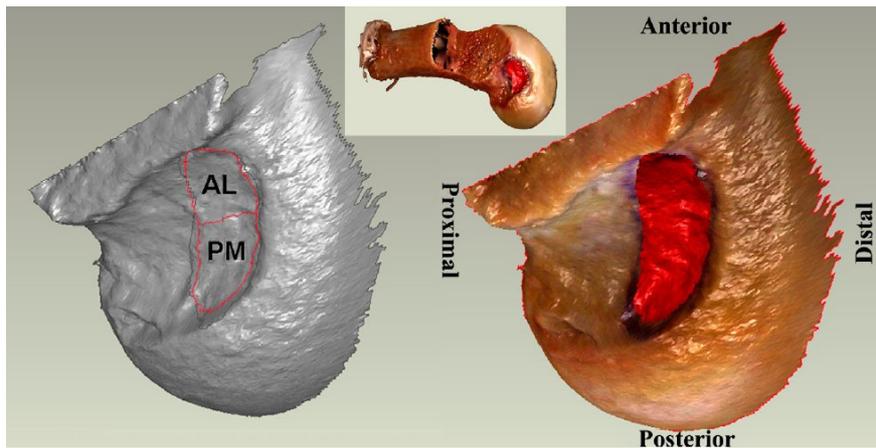


Abb. 30: Längenzunahme des ALB und PMB im Laufe der Flexion in Prozent, bezogen auf 0° Flexion. *:p<0.05. Aus der Studie von Papannagari et al. [119].

3.5. Zusammenfassung der Ergebnisse von Isometrieuntersuchungen

Insgesamt zeigen die Untersuchungen den nicht-isometrischen Charakter des HKB. Der Großteil der Fasern und beide Hauptbündel verändern ihre Länge bzw. die Insertionen dieser Anteile verändern ihre Distanz zueinander im Laufe der Flexion[1, 4, 7, 10, 26, 30, 39, 41, 43, 50, 63, 79, 87, 109, 115, 116, 119, 125, 131, 136, 147, 157]. Bei dieser Veränderung handelt es sich überwiegend um eine Längen- bzw. Distanzzunahme mit zunehmender Flexion[1, 26, 30, 39, 43, 63, 79, 109, 115, 119]. In den Studien wurden keine Insertionen gefunden, deren Verbindung sich absolut isometrisch verhält. Deswegen beschreiben die meisten Autoren Verbindungen mit nahezu isometrischen Verläufen bzw. Insertionen, deren Distanz sich im Vergleich zu anderen am wenigsten ändert[4, 39, 41, 43, 50, 95, 115, 116, 136, 147].

Abb. 31 zeigt eine graphische Zusammenschau der beschriebenen femoralen „isometrischen“ Punkte der verschiedenen Autoren im Bezug auf die anatomische Insertion des HKB.



Nummer in Graphik und Autoren:

1. Covey et al.[25]
2. Trus et al.[157]
3. Inderster et al.[63]
4. Odensten et al.[115]
5. Ortiz et al.[117]
6. Fujii et al.[41]
7. Fuss[43]
8. Ogata et al.[116]
9. Friederich et al.[39]
10. Sidles et al.[147]
11. Grood et al.[50]
12. Markolf et al.[95]

Abb. 31: Oben: Orientierung über die Lage der femoralen Insertion des HKB und der zwei Hauptbündel.
Unten: Übersicht über die in der Literatur beschriebenen Punkte mit minimaler Distanzänderung.

Bezüglich der tibialen Insertion kamen die meisten Untersuchungen zu dem Schluss, dass diese von untergeordnetem Einfluss auf das Längenverhalten ist. Jedoch erscheint die tibiale Fixation innerhalb des anatomischen Insertionsareals als empfehlenswert [4, 10, 50, 93, 95, 115, 116, 125, 147, 157]. Einige Autoren befürworten eine posterolaterale Anheftung im footprint, weil es der Insertion des posterior-oblique verlaufenden Bündels entspricht [26, 39, 43, 63].

4. Material und Methode

4.1. Vorbemerkung

Die Versuche der vorliegenden biomechanischen Studie wurden zeitgleich mit Untersuchungen zu einer Studie durchgeführt, die sich mit dem Längenverhalten des vorderen Kreuzbandes beschäftigt. Die Messungen, die sich auf das vordere Kreuzband beziehen, wurden von Michael Berr im Rahmen seiner Dissertation durchgeführt.

4.2. Material

4.2.1. Präparate

Für die vorliegende biomechanische Studie wurden neun menschliche Frischpräparate verwendet. Bei den Präparaten handelte es sich um unfixierte Leichenknie, die den Spendern im Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München entnommen wurden. Die verwendeten Präparate stammten von männlichen Spendern im Alter zwischen 34 und 57 Jahren. Die Körpergröße der Spender betrug im Mittel 179,4 cm bei einem durchschnittlichen Körpergewicht von 77,5 kg (Tab. 1). Ein länger als 24 Stunden zurückliegender Todeszeitpunkt, Polytraumatisierung oder eine von außen sichtbare Verletzung der unteren Extremität führten zum Ausschluss der Spender.

Die Kniegelenke wurden durch Osteotomien ca. 30 cm proximal und distal des Gelenkspalts entfernt. Die Haut und das subkutane Gewebe wurden entfernt. Der übrige Weichteilmantel blieb erhalten, so dass die Faszien, Muskeln, Sehnen und Bänder unversehrt blieben. Die Präparate wurden unmittelbar nach der Entnahme luftdicht in Kunststoffbeutel eingeschweißt und bei einer Temperatur von -18° C tiefgefroren. 18 Stunden vor Versuchsbeginn wurden die tiefgefrorenen Kniegelenke bei Zimmertemperatur aufgetaut.

Zwei Präparate (1 und 2) wurden zur Ausarbeitung und Testung der Methodik verwendet, so dass die Präparate 3, 4, 5, 6, 7, 8 und 9 in die Auswertung einfließen.

KNIE Nr.	SEITE	GESCHLECHT	ALTER	GRÖSSE	GEWICHT
1	rechts	♂	32 Jahre	182 cm	78,5 kg
2	rechts	♂	49 Jahre	188 cm	77,4 kg
3	rechts	♂	42 Jahre	173 cm	70,7 kg
4	links	♂	42 Jahre	179 cm	77,6 kg
5	rechts	♂	42 Jahre	179 cm	77,6 kg
6	rechts	♂	34 Jahre	177 cm	70,0 kg
7	links	♂	40 Jahre	171 cm	94,5 kg
8	links	♂	49 Jahre	188 cm	77,4 kg
9	rechts	♂	57 Jahre	178 cm	74,2 kg
Mittelwerte			43,0 Jahre	179,4 cm	77,5 kg

Tab. 1: Anthropometrische Daten der Spender

4.2.2. Versuchsapparatur

Im Rahmen dieser Studie wurde eine Apparatur für die biomechanische Untersuchung entwickelt.

Diese Apparatur musste folgende Anforderungen erfüllen:

- Fixierung des Präparates am Femur sowie an der Tibia und Fibula
- Zulassen einer passiven, kinematisch physiologischen Flexion des Kniegelenkes über den gesamten Bewegungsumfang in allen sechs Freiheitsgraden von der Vollextension bis zur Vollflexion
- Möglichkeit der Fixierung und Registrierung verschiedener Positionen zwischen Vollextension und Vollflexion. Diese Positionen müssen nach dem Entfernen sämtlicher Weichteile exakt reproduzierbar sein.
- Möglichkeit der Messung der Distanzänderung verschiedener Insertionsstellen an Femur und Tibia

In Zusammenarbeit mit der Abteilung für Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München wurde eine Versuchapparatur entwickelt, die die oben genannten Eigenschaften erfüllt (Abb. 32).

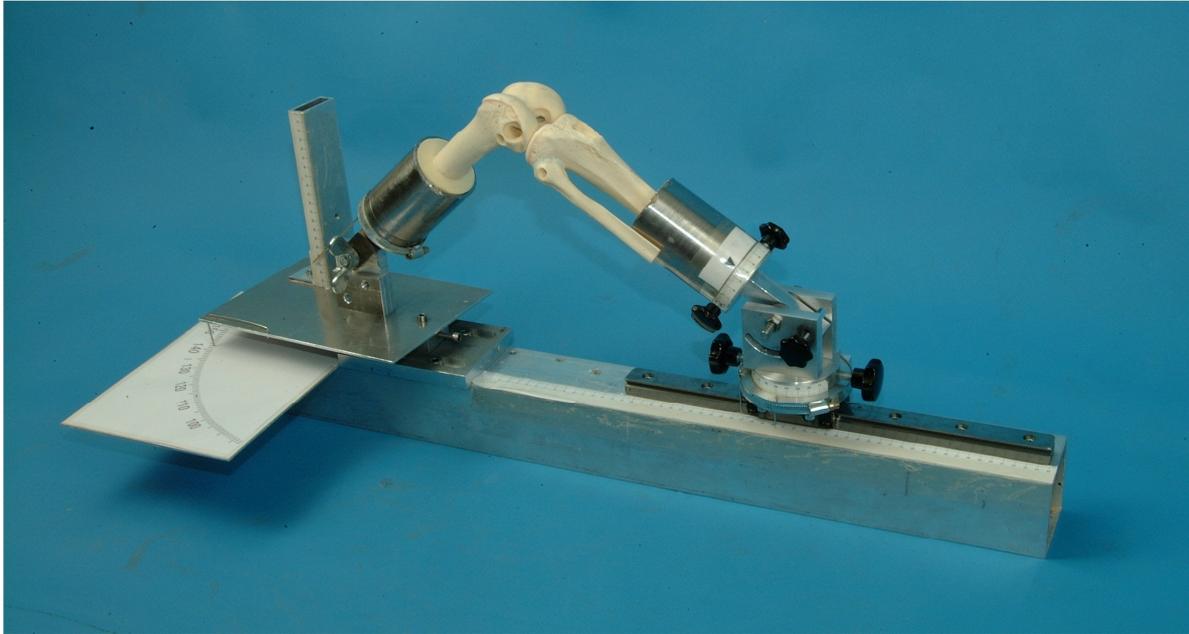


Abb. 32: Versuchapparatur, zur Demonstration mit einem Modellknie bestückt.

Die Testapparatur wurde auf einem Aluminiumprofil aufgebaut. Die Fixierung der femoralen und tibialen Knochenenden erfolgte mit Gips in zwei Hohlzylindern. Der Zylinder für das Femur wurde unverschieblich (Abb. 34), der Zylinder für die Tibia verschieblich auf einen Schlitten montiert. Dieser kugelgelagerte Schlitten konnte auf einer Schiene das Grundprofil entlang gleiten und so dem femoralen Zylinder angenähert werden (Abb. 33 links). Beide Zylinder waren mit einem Scharniergelenk versehen. Diese Scharniergelenke und der verschiebbare Zylinder erlaubten eine Flexions-Extensions-Bewegung in sagittaler Ebene (Abb. 33, 34).

Die Rotation des Kniegelenks in axialer Ebene wurde durch ein Drehgelenk ermöglicht. Dieses wurde in die Basis des tibialen Zylinders eingebaut. Da dieses Drehgelenk über dem Scharniergelenk montiert wurde, war seine Rotationsachse bezogen auf die Tibia konstant und unabhängig von der Flexionsstellung des Gelenks.

Die Bewegung des Gelenks in koronarer Ebene entspricht in voller Extensionsstellung einer Varus-Valgus-Bewegung. Die Bewegung dieser Ebene wurde auf beiden Seiten mit je einem Rotationsgelenk unterhalb des Scharniergelenks ermöglicht. Mit zunehmender Flexion des

Gelenks näherten sich die Achsen der beiden Rotationsgelenke am tibialen Zylinder aneinander an. Bei senkrechter Stellung des tibialen Zylinders ist die Rotationsachse des Rotationsgelenks oberhalb des Scharniergelenks identisch mit der Achse des Rotationsgelenks unterhalb des Scharniergelenks (Abb. 33, 34). Diese Position ist jedoch im Versuchsablauf undenkbar, da dies einem Flexionsgrad von 180° entspräche; die Tibia müsste dabei parallel zum Femur stehen.

Das Zusammenwirken dieser fünf Gelenke und des verschiebbaren Schlittens, auf dem der tibiale Zylinder montiert wurde, ermöglichte eine physiologische Flexionsbewegung des Kniegelenks unter Berücksichtigung aller sechs Freiheitsgrade.

Sowohl alle Gelenke als auch der verschiebbare Schlitten wurden mit Feststellschrauben versehen. Mit Hilfe von Zeigern und angebrachten Winkelmaßen an allen Gelenken, sowie eines entlang der Schiene angebrachten Maßbandes konnten die Positionen des Kniegelenks aufgezeichnet werden (Abb. 33, 34). Mit Hilfe der feststellbaren Gelenke konnte jede Position reproduziert werden.

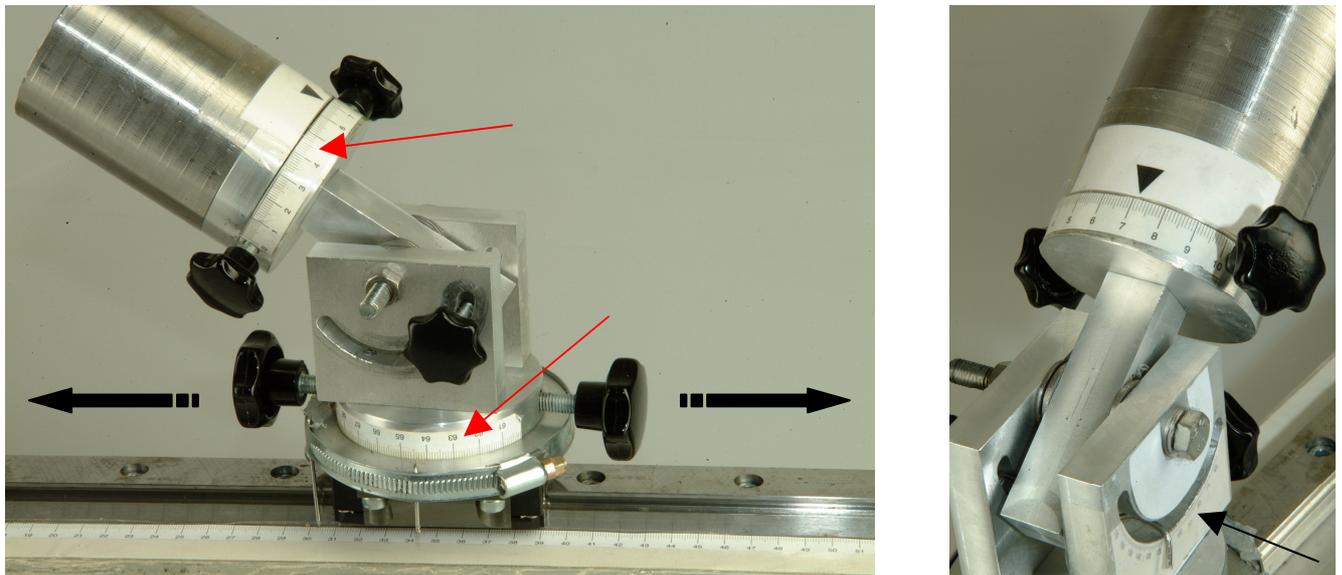


Abb. 33: Detailaufnahmen des Teils der Versuchsapparatur, der Tibia und Fibula führt:

Links: Es sind die beiden Rotationsgelenke zu sehen, deren Drehachsen bei Vollextension senkrecht aufeinander stehen (rote Pfeile). Auf der Schiene konnte der kugelgelagerte Schlitten auf das Femur zu- und weggleiten (schwarze Pfeile).

Rechts: Skala (schwarzer Pfeil) für den Flexionsgrad des Kniegelenkes.

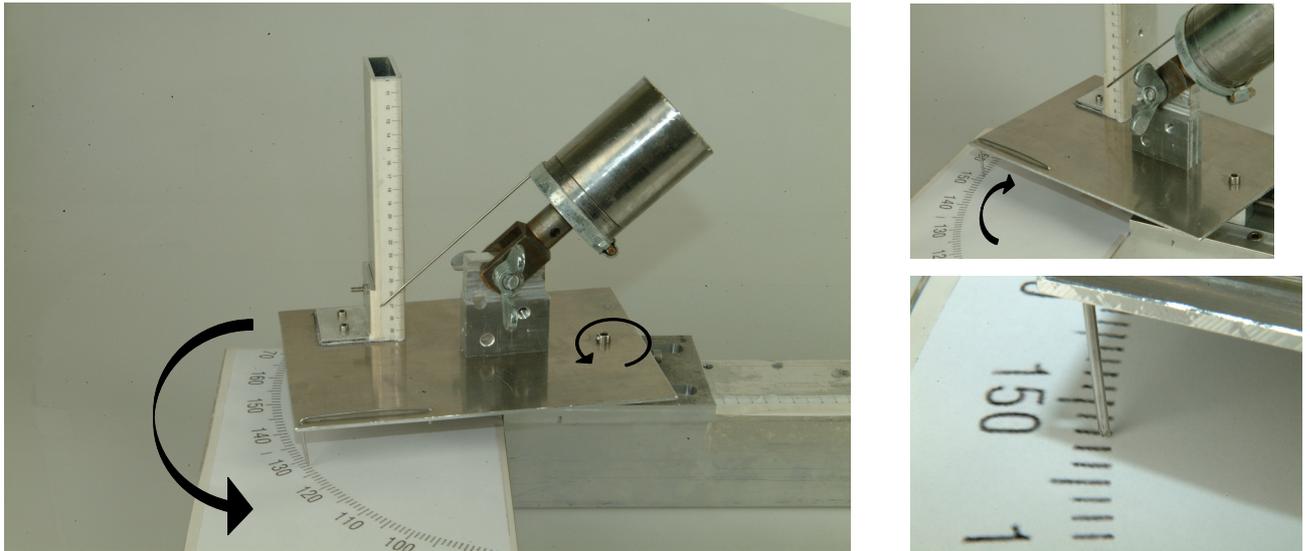


Abb. 34: Detailaufnahmen des femoralen Teils der Versuchsapparatur:

Links: Die Plattform, auf die der femorale Zylinder montiert ist, kann um eine feststellbare Achse (kleiner Pfeil) rotieren.

Rechts: Oben: Auslenkung in die Gegenrichtung.

Unten: An der Skala konnte die Rotation genau abgelesen werden.

4.3. Methode

4.3.1. Vorbereitung der Versuche

Das tiefgekühlte Präparat wurde 18 Stunden vor Beginn des Versuchs aus der Tiefkühltruhe entnommen und bei Zimmertemperatur aufgetaut. Während des Auftauens wurde das Präparat in dem luftdichten Kunststoffbeutel belassen.

Das aufgetaute Präparat wurde aus der Folie entnommen und auf sichtbare Zeichen von Traumata, Schäden und eventuelle Operationsnarben untersucht.

Zur Fixierung der Knochen in die dafür vorgesehenen Hohlzylinder wurden die Knochenenden auf eine Länge von ca. 10 cm freigelegt und der Weichteilmantel in diesem Bereich entfernt. Die das Kniegelenk umgebenden Weichteile wurden unversehrt belassen.

Das Präparat wurde mit handelsüblichem Gips in den Hohlzylindern fixiert. Zum Eingipsen des Präparats in die Zylinder, konnten diese von der Versuchsapparatur abgenommen werden.

Eine ideale Positionierung des Präparats in den Zylindern wurde gewährleistet, indem das Eingipsen nach einer standardisierten Technik vorgenommen wurde: Das Femur wurde mit einer Schraubklemme in einer Haltevorrichtung befestigt, so dass das ganze Präparat vertikal frei hängen konnte. Nur unter der Zugkraft des Eigengewichtes war das Gelenk in einer physiologischen Stellung. In dieser Stellung wurden die distal freipräparierten Enden der

Tibia und der Fibula orthograd in den dafür vorgesehenen Hohlzylinder gegipst. Nach Aushärten des Gipses (ca. 20 min.) wurde das Präparat aus der Haltevorrichtung entnommen, um 180° gedreht und an der Tibia wieder in der Halterung aufgehängt. Das freipräparierte Femurende wurde ebenfalls orthograd in einem Hohlzylinder fixiert. Nach der Aushärtungszeit wurde das Präparat mit den Zylindern in die Versuchsapparatur eingesetzt.

4.3.2. Aufzeichnung der verschiedenen Gelenkpositionen

Zunächst wurden mehrere Flexions-Extensions-Zyklen passiv ausgeführt, um die Bewegungsfreiheit des Kniegelenks in der Versuchsapparatur zu überprüfen. Alle Stellschrauben der Apparatur waren dabei gelöst, so dass alle eingebauten Gelenke frei beweglich waren. Die Flexions-Extensions-Bewegung war somit unter Berücksichtigung aller 6 Freiheitsgrade ohne Zwangskräfte durchführbar.

Ausgangspunkt der Registrierung war eine Flexionsstellung von 125°. In den Vorversuchen war dieser Flexionsgrad bei allen Präparaten ohne Zwangskräfte möglich. Mit Hilfe eines Goniometers, das an die Achse des Femur- und des Tibiaknochens angelegt wurde, wurde diese Position bestimmt.

Das auf 125° flektierte Kniegelenk wurde mit Hilfe der Stellschrauben an allen Gelenken der Versuchsapparatur festgestellt. In der Folge wurde die Position aller eingebauten Gelenke exakt von den angebrachten Skalen abgelesen und notiert. So war eine spätere Reproduktion der Position des bei 125° gebeugten Kniegelenks sichergestellt. Insgesamt wurden elf Positionen unterschiedlich starken Beugungsgrades eingestellt und registriert. In den Vorversuchen zeigte sich, dass eine Zunahme der Flexion des Kniegelenks von 25° auf 35° deutliche Messunterschiede nach sich zog, während im Bereich zwischen 100° und der Vollflexion keine relevanten Größenänderungen der Messdaten festzustellen war. Dementsprechend wurden folgende Flexionsgrade festgelegt: 125°, 100°, 90°, 80°, 60°, 50°, 35°, 30°, 25°, 10° und 0° (Vollextension). Diese elf Positionen wurden jeweils zweimal eingestellt, um die korrekte Registrierung zu überprüfen.

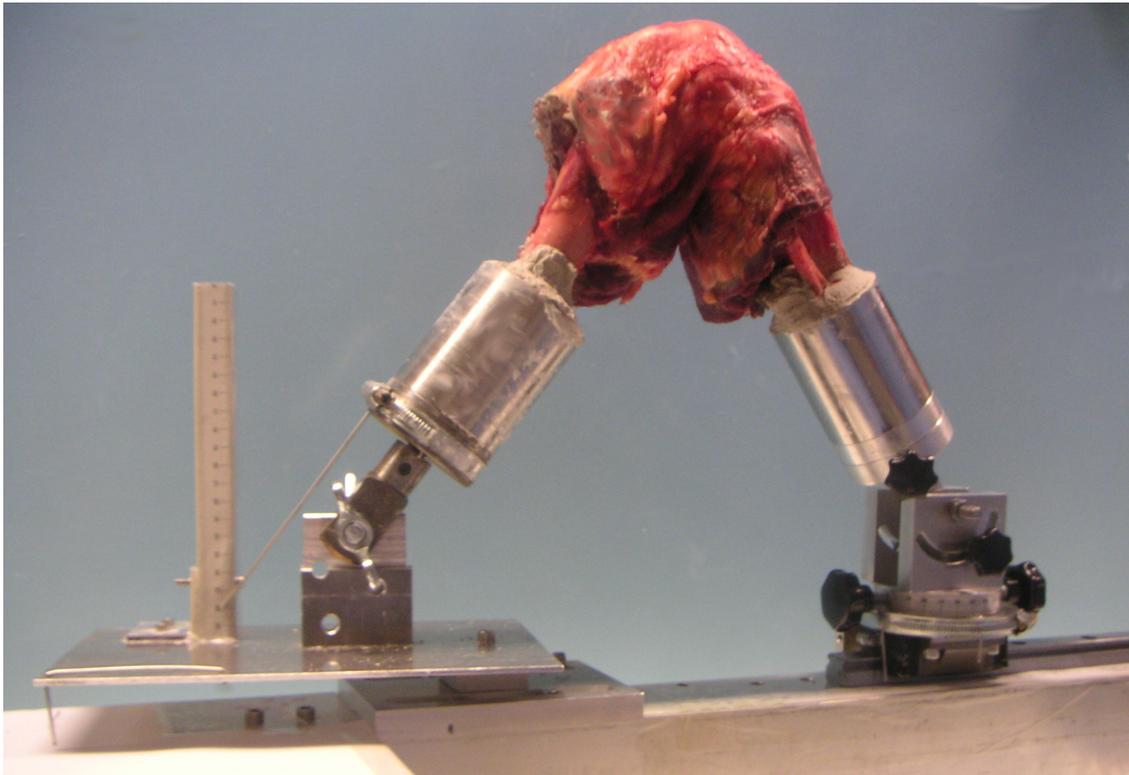


Abb. 35: Ein Knie-Präparat mit gesamtem Weichteilmantel wird zur Aufzeichnung von 11 definierten Flexionsgraden in der Versuchsapparatur bewegt.

4.3.3. Präparation des hinteren Kreuzbandes und Teilung der Hauptbündel

Nach der Registrierung der elf Flexionspositionen wurden sämtliche Weichteile des Kniegelenks entfernt. Zunächst wurden die Muskeln, Faszien und die Patella entfernt. Nach dem Eröffnen der Kapsel wurden die Kreuzbänder inspiziert und auf ihre Unversehrtheit untersucht. In der Folge wurden die Kapsel sowie die Seitenbänder entfernt. Die beiden Kreuzbänder wurden von dem sie umgebenden Synovialschlauch befreit. Am HKB konnten anhand des Faserverlaufs, der Bandstruktur und des Spannungsverhalten der Bandanteile bei Flexion die zwei Hauptbündel, das ALB und das PMB, unterschieden werden. Die Bündel wurden mit einer Sonde stumpf disseziert und anschließend mit Hilfe eines Skalpells horizontal durchtrennt. Dies ermöglichte die komplette Disartikulation von Tibia und Femur sowie die Inspektion der gesamten Knorpelflächen. Alle verwendeten Präparate wiesen keine makroskopischen Schäden auf. Die Menisci und die meniscofemorale Bänder wurden entfernt.

Die Bündel wurden stumpf bis zu ihren Insertionsstellen voneinander getrennt und zur besseren Darstellung mit einem Faden umschlungen. Zur Dokumentation wurden die Bündel fotografiert (Abb 36).

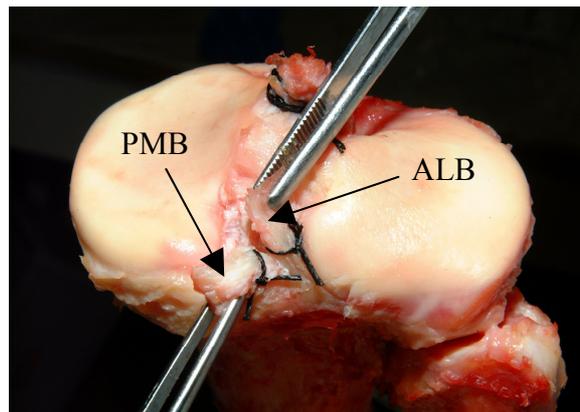
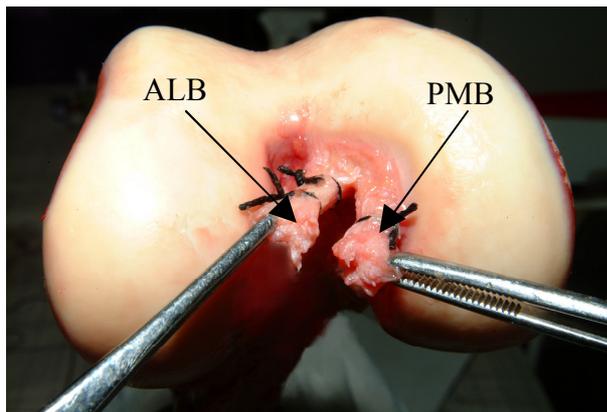


Abb. 36: Nach Trennen der zwei Bündel des HKB (ALB und PMB) wurden diese mit einem Faden umschlungen. Links: Die beiden Bündel femoral, von frontal unten. Rechts: die beiden Bündel tibial, von dorsal oben.

Die tibialen Insertionsstellen der Bündel des HKB wurden nun freipräpariert. Zunächst wurde ein Bündel nach und nach abgetragen, bis dessen knöcherne Insertion vollkommen freipräpariert war. Diese wurde mit einem farbigen Lackstift markiert. Anschließend wurde die tibiale Anheftungsstelle des zweiten Bündels freipräpariert und mit einer anderen Farbe markiert. Die tibialen Insertionsstellen der beiden Bündel waren somit markiert und deutlich voneinander abgrenzbar.

In eben dieser Weise wurden auch die femoralen Insertionsstellen des ALB und PMB freipräpariert und farblich korrespondierend zu den tibialen Anheftungsstellen markiert (Abb. 37).

Zur Dokumentation wurden die artikulierenden Anteile der Knochen vermessen und in einem standardisierten Erfassungsbogen notiert.



Abb. 37: Die markierten Insertionen des ALB (grün) und PMB (weiß). Links: Medialer Femurkondylus von unten, frontal. Rechts: Tibia von dorsal

4.3.4. Bohrung der Knochenkanäle und Einführung einer Nomenklatur

In die femoralen Insertionsareale jedes Bündels wurden fünf Bohrkanäle platziert. Jeder Bohrkanal repräsentiert das Zentrum eines möglichen intraoperativen Bohrkanals. Um ein einheitliches und standardisiertes Platzieren dieser Bohrkanäle bei allen Präparaten zu gewährleisten, wurde eine Bohrschablone entwickelt. Es wurde ein Fadenkreuz mit dem Durchmesser 6 mm entworfen. Auf der Bohrschablone waren demnach ein Mittelpunkt und vier auf einem Kreis liegende Punkte markiert (Abb. 38). Diese Bohrschablone wurde auf eine durchsichtige Kunststoffolie gedruckt.

Vor dem Bohren wurden zunächst die Mittelpunkte der Insertionsareale bestimmt. Da es sich bei den Insertionsarealen nicht unbedingt um eine kreisförmige Fläche handelt, wurde der Schwerpunkt dieser zweidimensional betrachteten Fläche als Mittelpunkt definiert. Die Schwerpunkte wurden von zwei Personen unabhängig mit bloßem Auge bestimmt. Der Mittelpunkt der entwickelten Bohrschablone wurde mit dem Schwerpunkt in Deckung gebracht.

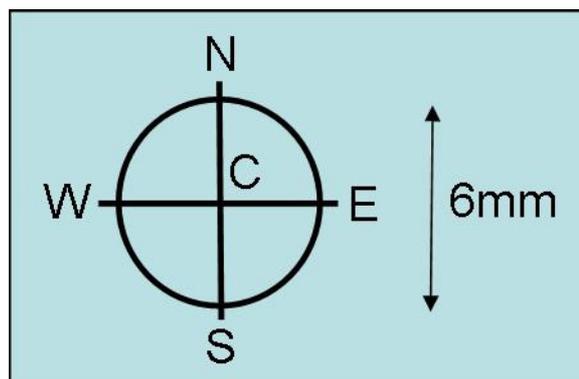


Abb. 38: Schematische, vergrößerte Darstellung der Bohrschablone. Die Nomenklatur der Bohrpunkte entspricht den Himmelsrichtungen (North, South, East, West und Center).

Für das Ausrichten der Bohrschablone und das Benennen der Bohrlöcher wurde eine neue Nomenklatur eingeführt.

Die Bohrkanäle wurden mit den englischen Abkürzungen der vier Himmelsrichtungen (North (N), East (E), South (S), West (W)) benannt, wobei der Schwerpunkt mit dem Buchstaben C (Center) beschrieben wurde. Entwickelt wurde diese Nomenklatur an einem rechten Knie. Die Ausrichtung der Bohrschablone orientiert sich an anatomischen Strukturen. Bei den femoralen Ursprüngen der Bündel wurde die Bohrschablone in der Sagittalebene nach der Blumensaatlinie ausgerichtet, die das Korrelat des interkondylaren Daches in der seitlichen Röntgenaufnahme darstellt. Die W-E-Achse des Fadenkreuzes wurde parallel zur Blumensaatlinie ausgerichtet. Die senkrecht dazu stehende N-S-Achse war so ausgerichtet,

dass N der Blumensaatlinie zugewandt war. Für die linken Knie wurde die Windrose an der N-S-Achse gespiegelt. Somit befand sich der W-Punkt für beide Seiten posterior proximal und der E-Punkt anterior distal (Abb. 39). Insgesamt wurden so 10 femorale Bohrlöcher, jeweils fünf für jedes Bündel, festgelegt.

Für die Bohrschablone der tibialen Insertionen wurden zur besseren Unterscheidung Kleinbuchstaben (n, e, s, w, c) verwendet. Die Position der tibialen Bohrschablone orientierte sich an einer gedachten Linie zwischen den beiden Eminentiae interkondylares. Die n-s-Achse der Bohrschablone wurde senkrecht zu dieser gedachten Linie ausgerichtet. Punkt n lag definitionsgemäß näher an den Eminentien, das Zentrum c wurde als Schwerpunkt des gesamten Insertionsareals definiert.

In die tibiale Insertion wurden aufgrund der vorliegenden Literatur im Gegensatz zur femoralen Insertion nur drei Bohrkänae eingebracht (n, s, c) (Abb. 40).

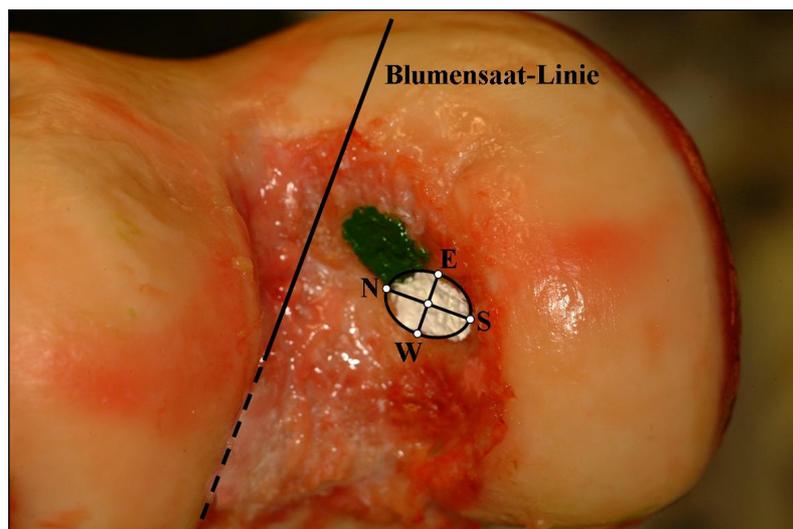


Abb. 39: Rechtes Femur von frontal, unten. Lage der Bohrpositionen für das PMB. Die Bohrschablone wurde so ausgerichtet, dass die N-S-Achse senkrecht zur Blumensaatlinie verlief, die W-E-Achse parallel zu ihr. Der N-Punkt war der Blumensaatlinie zugewandt. Für das ALB erfolgte die Ausrichtung der Bohrschablone analog.

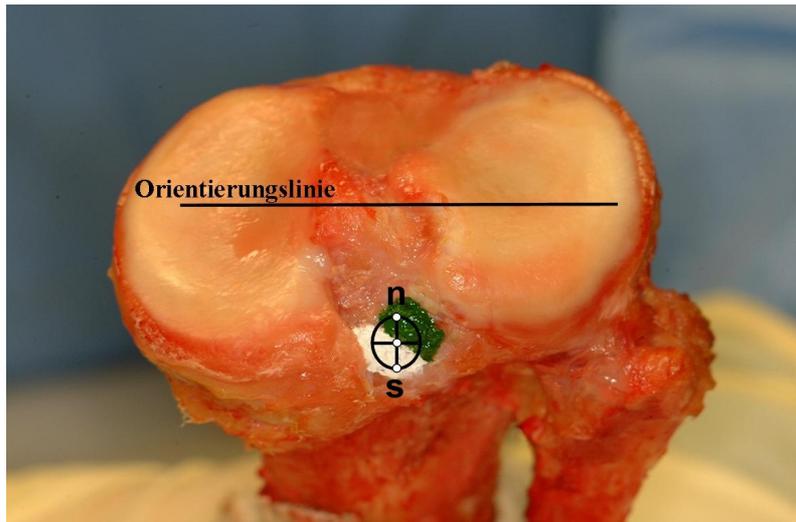


Abb. 40: Tibia von dorsal. In die gesamte tibiale Insertion des HKB wurden 3 Bohrkanäle eingebracht. Diese lagen alle auf einer Achse senkrecht zur Verbindung der Eminentiae intercondylares. n war der proximalste Punkt, c lag meist nahe der Grenze der beiden Bündel, s war die distalste Bohrposition.

Alle Kanäle wurden mit einem Kirschnerdraht mit 1,6 mm Durchmesser gebohrt. Dabei wurde der Kirschnerdraht möglichst senkrecht aufgesetzt. Der gesamte Knochen wurde durchbohrt. Die Austrittsstellen lagen alle auf der anterioren medialen Seite der Knochen.

Nach der Bohrung der Kanäle wurde in jeden Knochenkanal eine Venenverweilkanüle (Vasofix® Braunüle®, 18 G, B.Braun Melsungen AG, Germany) mit einem Außendurchmesser von 1,3 mm eingebracht. Der Stahlmandrin und die Injektionskammer wurden entfernt, so dass nur der Kanülenschlauch im Bohrkanal verblieb. So wurde der reibungslose Lauf der Messfäden durch die Kanäle gesichert und ein Ausweiten der Bohrlöcher vermieden.

4.3.5. Kombination von femoralen mit tibialen Bohrkanälen

Zur Bestimmung der geringsten Distanzänderung zwischen den möglichen Bohrkanalpositionen wurden alle Kombinationen mit einem Faden verbunden und vermessen. Die beiden Hauptbündel des HKB wurden isoliert bezüglich ihres Isometrieverhaltens betrachtet. Durch Kombination der fünf femoralen Bohrkanäle eines Bündels mit den drei tibialen Bohrkanälen ergaben sich insgesamt 15 Kombinationen pro Bündel.

Die Kombinationen wurden mit einem Code aus den zwei Buchstaben auf den Bohrschablonen benannt. Der erste (Groß-)Buchstabe einer Kombination beschreibt definitionsgemäß immer das femorale Bohrloch, während der zweite (Klein-)Buchstabe stets den tibialen Bohrkanal angibt.

Ein Beispiel soll diese Nomenklatur veranschaulichen: Die Kombination Nc beschreibt die Kombination innerhalb eines Bündels, bei der das femorale Bohrloch N mit dem tibialen Bohrloch c verbunden wurde.

4.3.6. Einziehen der Messfäden und Anschließen an die Messelektronik

Zur Messung der Distanzänderung zwischen einem femoralen und einem tibialen Bohrloch im Laufe einer Flexionsbewegung wurde ein Faden durch die Bohrkanäle gezogen und an eine Messelektronik angeschlossen.

Als Messfaden wurde der unelastische FiberWire® (Arthrex GmbH, Karlsfeld) verwendet. Mit Hilfe einer Meniskusnadel wurde der Faden durch das tibiale und das femorale Bohrloch geführt, die er miteinander verbinden sollte. Die Messfäden wurden am tibialen Austrittspunkt mit einem Metallring verknotet. Dieser sollte ein Durchrutschen durch den Bohrkanal verhindern. Auf der ventralen Seite des Femurs wurde der Faden ausgeleitet und mit einem Wegaufnehmer (RS60112 100KBX2, ALPS ELECTRIC EUROPA GmbH, Düsseldorf), der an dem femoralen Aluminiumzylinder befestigt war, verbunden. Zwei dieser Wegaufnehmer waren an dem femoralen Zylinder befestigt, so dass jeweils zwei Kombinationen des HKB zeitgleich gemessen werden konnten (Abb. 41).

Für jedes Bündel des HKB wurden 15 Kombinationen vermessen, also insgesamt 30 Kombinationen. Bei der gleichzeitigen Vermessung von zwei Kombinationen wurde darauf geachtet, dass sich die Fäden nicht berührten und der direkte intraartikuläre Verlauf nicht gestört war (Abb. 42).

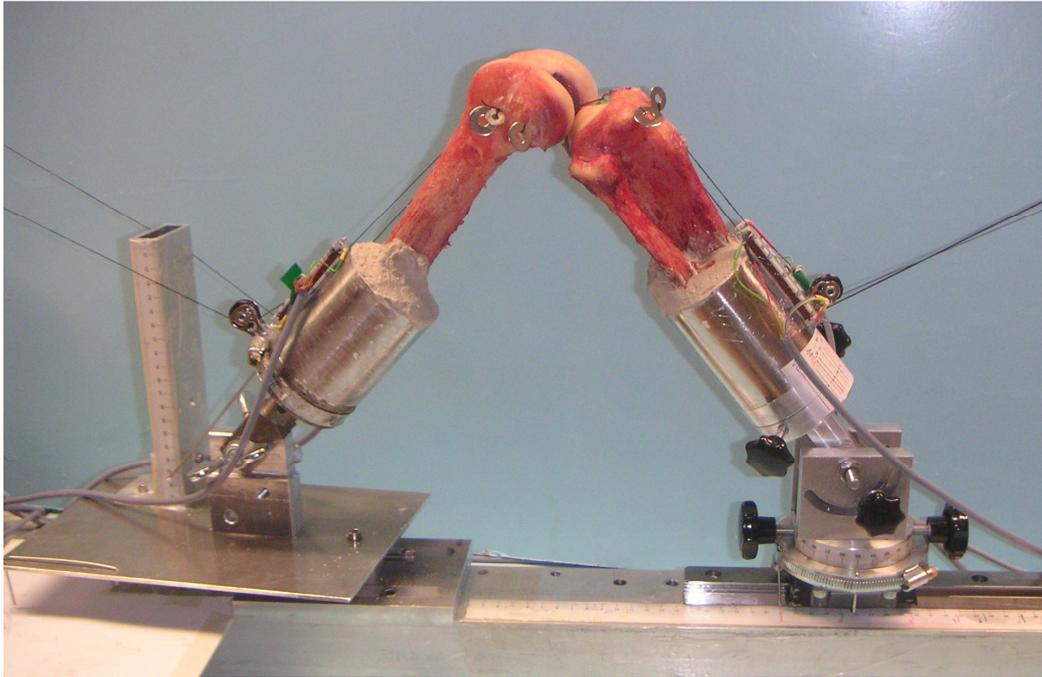


Abb. 41: Femur und Tibia in der Versuchsanordnung während den Messungen. Die femoral (links) ausgeleiteten Fäden messen jeweils eine Kombination des HKB. Die tibial (rechts) ausgeleiteten Fäden vermessen das VKB und sind nicht Bestandteil der vorliegenden Studie.

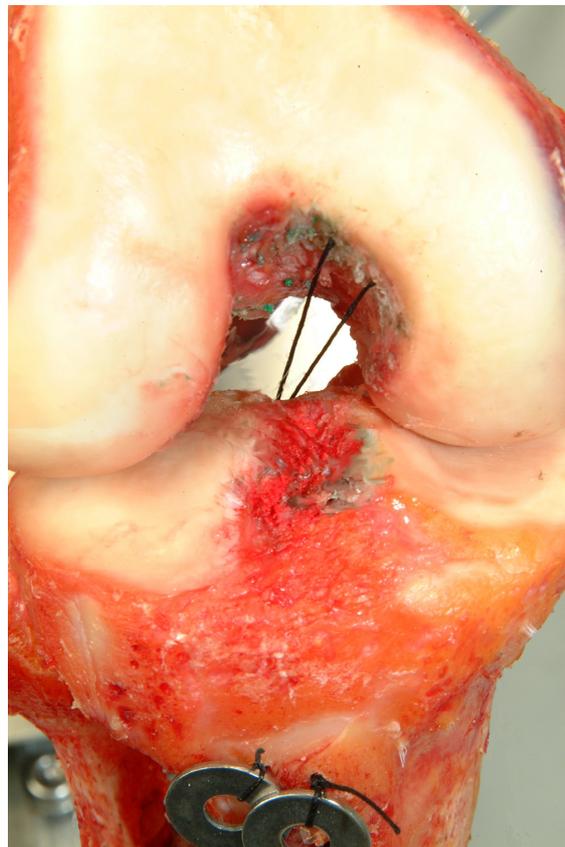


Abb. 42: Detailaufnahme eines rechten Kniegelenkes während der Messungen von ventral. Zwei Kombinationen des HKB wurden gleichzeitig vermessen. Die Messfäden sind ventral an der Tibia an Metallringen befestigt.

4.3.7. Messelektronik

Die Wegaufnehmer bestanden aus linearen Schiebepotentiometern. Sie wurden an eine konstante Spannungsquelle (U) angeschlossen und mit einem Amperemeter verbunden. Durch Zug des Fadens wurde das Schiebepotentiometer verschoben und so der elektrische Widerstand (R) verändert. Diese Widerstandsänderung führt aufgrund des Ohmschen Gesetzes $U = R \cdot I$ zu einer Änderung der Stromstärke (I). Diese konnte an den angeschlossenen Amperemetern abgelesen werden. Die konstante Spannung (U) wurde so kalibriert, dass die Stromstärke (I) bei extremer Stellung des Potentiometers dem Wert des maximalen Schiebeweges entsprach. Da die Potentiometer zu einer linearen Widerstandsänderung entsprechend der aufgenommenen Strecke führten, konnte der vom Amperemeter abgelesene Wert dem Wert des aufgenommenen Weges gleichgesetzt werden. Die Fäden wurden ungefähr in mittlerer Stellung mit dem Potentiometer verbunden, so dass sowohl eine Längenzunahme als auch eine Längenabnahme messbar war. Unterschiedliche Potentiometerstellungen bei Befestigung des Fadens wurden geduldet, da bei der Auswertung nicht die absolute Strecke, sondern die Längenänderung gemessen werden sollte.

4.3.8. Durchführung der Messungen

Nach Einzug der Messfäden wurde zunächst die Ausgangsstellung von 125° an der Versuchsanordnung eingestellt. In der exakt eingestellten Position wurden alle Gelenke der Apparatur mit Hilfe von Stellschrauben fixiert. Die Messfäden wurden in dieser Position noch einmal gestrafft und endgültig an den Wegaufnehmern fixiert. Nach erneuter Kontrolle der korrekten Gelenkposition wurde mit den Messungen begonnen.

Die Messfäden wurden konstant gespannt, und so die Messaufnehmer ausgelenkt. Die Kraft, die auf die Fäden wirkte, wurde manuell erzeugt. Es wurde in Vorversuchen getestet, ob die durchführenden Personen stets mit konstanter Kraft den Faden spannten. Diese Voruntersuchungen ergaben, dass bei zehnmalem Spannen des Fadens stets konstante Messergebnisse erzielt werden.

Der Wert der nun fließenden Stromstärke (I) wurde von dem entsprechenden Amperemeter abgelesen und in einer Tabelle notiert. Dieser Wert entspricht dem Absolutwert des vom Potentiometer aufgenommenen Weges.

Die Stellschrauben an den Gelenken der Apparatur wurden geöffnet und die Position 100° entsprechend der aufgezeichneten Daten eingestellt. Die Messung in dieser Position erfolgte analog zu der Messung bei 125° . Ebenso wurden die Messdaten bei allen weiteren Positionen bis hin zur 0° -Position erhoben.

Nachdem alle elf Positionen eingestellt und die zwei Kombinationen vermessen waren, wurden die beiden Messfäden entfernt. Analog wurde für alle 30 möglichen Kombinationen verfahren.

Das Präparat mit der Nummer 1 diente zur Ausarbeitung und zur Kontrolle der Methodik. Das Präparat Nummer 2 wurde mit konstant gewählten Flexionsgraden untersucht. Die Auswahl der elf Positionen, an denen die Messungen vorgenommen wurden, erfolgte nach Auswertung des zweiten Vorversuches.

Die Messungen wurden an den Präparaten 3 bis 9 in gleicher standardisierter Methode vorgenommen.

4.4. Daten und Auswertung

Die Messergebnisse von sieben Präparaten (Präparate 3-9) gingen in die Auswertung der vorliegenden Studie ein.

Pro Präparat wurden in elf Gelenkpositionen 30 Bohrloch-Kombinationen, 15 pro Bündel, vermessen. So wurden pro Präparat 330 Messwerte erhoben. Insgesamt ergaben sich damit in dieser Versuchsreihe mit 7 Präparaten 2310 Messergebnisse.

4.4.1. Erfassen der Messdaten

Die Messdaten wurden im Tabellenkalkulationsprogramm Excel®(Microsoft, Redmond, WA, USA) erfasst und bearbeitet.

Alle Daten wurden in Bezug zur Position 0° gesetzt. Die Distanzänderung zwischen femoralem und tibialen Bohrkanal entspricht daher bei allen Kombinationen bei 0° dem Wert 0. Alle weiteren Werte zeigen die Distanzänderung ins Positive bei Zunahme und ins Negative bei Abnahme der Distanz bezogen auf die Position 0° .

Diese Werte sind Ausgangspunkt der statistischen Auswertung.

4.4.2. Statistische Methoden

4.4.2.1. Deskriptive Statistik

Die Daten wurden zunächst deskriptiv analysiert. Die Werte für die Distanzänderung werden als Mittelwerte mit Standardabweichungen dargestellt.

4.4.2.2. Prüfung auf statistische Signifikanz

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte unter Verwendung von Microsoft Excel und SPSS V. 16.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

Für die Prüfung der Längenänderung (Delta) zwischen den verschiedenen Insertionspunkten auf statistisch signifikante Unterschiedlichkeit wurde der t-Test für verbundene Stichproben verwendet. Für alle statistischen Vergleiche wurde ein Signifikanzniveau von 5% festgesetzt. Eine Adjustierung des Signifikanzniveaus wurde im Rahmen der multiplen Paarvergleiche nicht vorgenommen, da die Analysen im Sinne einer explorativen, hypothesengenerierenden Untersuchung vorgenommen wurden[137].

Zur Illustrierung signifikanter Unterschiede in der Längenänderung zwischen den Insertionspunkten, wurden ferner 95 % Konfidenzintervalle für die mittleren Differenzen in Fehlerbalkengrafiken dargestellt. Für Vertrauensintervalle welche den Differenzwert 0 nicht enthalten, kann von einem signifikanten Unterschied ausgegangen werden.

Da es sich bei den gemessenen Längenänderungen um quantitative Messwerte handelt, können diese als normalverteilt erachtet werden, so dass die Voraussetzungen für die angewandten statistischen Verfahren erfüllt sind.

4.4.3. Darstellung der Ergebnisse

4.4.3.1. Betrachtung des Längenverhaltens der gesamten Bündel

Diese Betrachtungsweise der Messdaten macht das gemeinsame Muster des Längenänderungsverhaltens eines gesamten Bündels deutlich. Dazu wurden alle Kombinationen eines Bündels (ALB bzw. PMB) aller sieben Versuche betrachtet. Für jeden der einzelnen Flexionsgrade wurde der Mittelwert aus allen Kombinationen gebildet. Somit erhielt jeder Flexionsgrad einen mittleren Wert der Distanzänderung für dieses Bündel. Mit diesen Werten konnten Kurven erstellt werden, die den Verlauf und die quantitative Verteilung der Distanzänderungen auf die verschiedenen Flexionsschritte deutlich machen.

4.4.3.2. Individueller Vergleich der femoralen bzw. tibialen Insertionen

Diese Betrachtung der Daten ermöglicht den Vergleich der femoralen bzw. tibialen Insertionspunkte untereinander, unabhängig davon mit welchem Punkt sie verbunden wurden. Hierfür wurden für jede Kombination eines jeden Versuches aus den Messwerten der Distanzänderung von 0° Flexion bis 125° Flexion der Maximalwert und der Minimalwert ermittelt. Vom Maximalwert wurde der Minimalwert subtrahiert. So konnte jeder Kombination ein charakteristischer Δ -Wert zugeordnet werden, der der maximalen Änderung der femorotibialen Distanz einer Kombination im gemessenen Bewegungsumfang entsprach.

Für jeden Versuch wurde aus den drei Kombinationen, die mit demselben femoralen Punkt verbunden waren (z.B. Nn, Nc, Ns), der Mittelwert der entsprechenden Δ -Werte gebildet. Dieser Mittelwert diente als Vergleichswert der fünf femoralen Punkte. Dieser Vergleich wurde bei allen sieben Versuchen durchgeführt.

Für den Vergleich der tibialen Punkte wurde der Mittelwert der fünf Δ -Werte gebildet, die mit demselben tibialen Punkt verbunden waren (z.B. Nn, Cn, Sn, En, Wn). Anhand dieses Mittelwertes der Deltas konnten die drei tibialen Punkte untereinander verglichen werden. Dieser Vergleich wurde ebenfalls bei allen sieben Versuchen durchgeführt.

4.4.3.3. Vergleich der einzelnen Kombinationen

Für diese Betrachtung wurde für jede Kombination ein Δ -Wert gebildet, der sich aus der Differenz von Maximalwert und Minimalwert der femorotibialen Distanz einer Bohrlochkombination ergibt.

Anschließend wurde der Mittelwert der Δ -Werte einer Kombination aus allen sieben Versuchen gebildet. Anhand dieser Mittelwerte der Δ -Werte konnten die 15 Kombinationen eines Bündels miteinander verglichen werden. Der niedrigste Mittelwerte der Δ -Werte entsprach somit der geringsten durchschnittlichen Distanzänderung über alle sieben Versuche.

4.4.3.4. Betrachtung nach statistischer Signifikanz

Die Prüfung der Ergebnisse auf statistische Signifikanz konzentriert sich auf den Vergleich der femoralen Punkte untereinander bzw. der tibialen Punkte untereinander auf Unterschiedlichkeit.

Die Darstellung erfolgt als paarweiser Vergleich, wobei jeweils der mittlere Unterschied eines Paares mit dem 95 %-Konfidenzintervall dargestellt wird. Schließt dieses Konfidenzintervall die Null nicht mit ein, so kann von einem signifikanten Unterschied ausgegangen werden.

5. Ergebnisse

5.1. Anterolaterales Bündel

5.1.1. Betrachtung des ALB insgesamt

Komplette Isometrie, d.h. keine Änderung der femorotibialen Distanz im Laufe der Flexion über den gesamten Bewegungsumfang, wurde bei keiner untersuchten Kombination der Insertionspunkte innerhalb des ALB festgestellt. Im Verlauf einer Flexionsbewegung von Vollextension bis 120° unterlagen alle Kombinationen einer Distanzzunahme. Die Abfolge von Distanzzunahme bzw. Abnahme von Vollextension zu 120° Flexion, sowie deren quantitativer Anteil im Bezug auf die maximale Distanzänderung, folgte bei den untersuchten Kombinationen innerhalb des ALB einem gemeinsamen Muster. Eine Kurve der Mittelwerte aller Kombinationen des ALB zeigt diesen gemeinsamen Trend (Abb. 43).

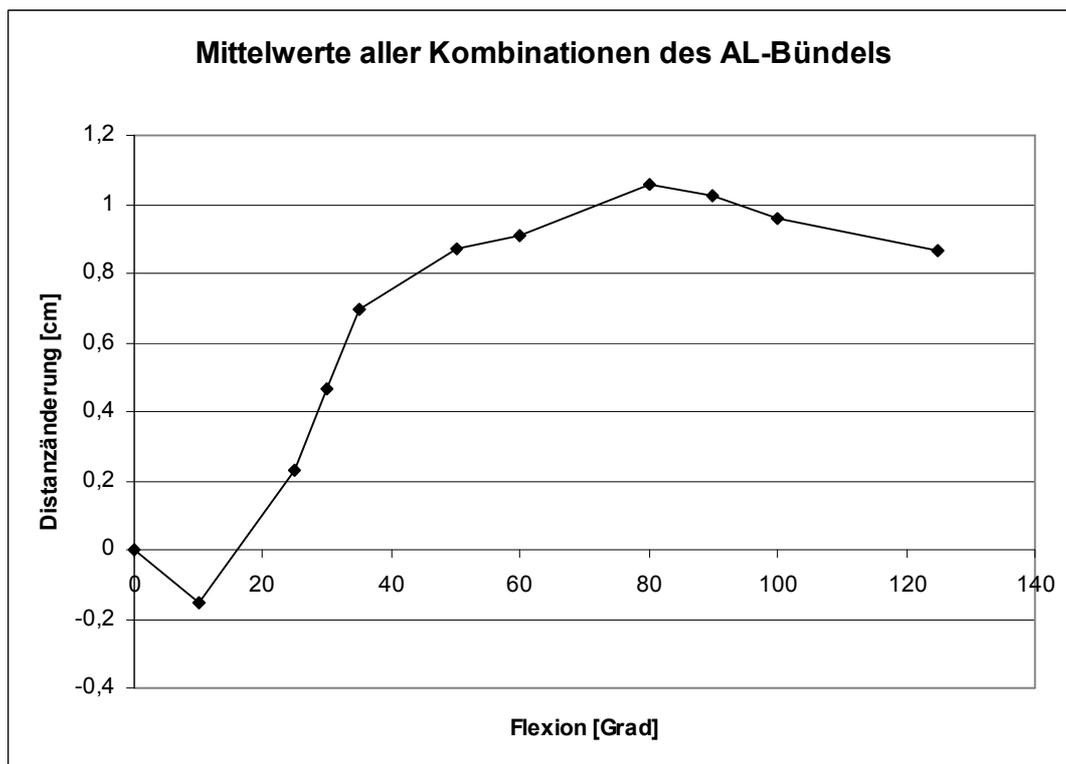


Abb. 43: Mittelwerte aus den gemessenen Distanzänderungen aller Kombinationen des ALB. Über den gesamten Bewegungsumfang betrachtet kommt es zu einer Distanzzunahme innerhalb des ALB.

Initial wurde bei der Flexion von 0° auf 10° eine Distanzabnahme (MW 1,5 mm ± 0,5 mm) festgestellt. Bei zunehmender Flexion von 10° bis 80° kam es zu einer Längenzunahme des Messfadens. Diese war von 10° bis 35° ausgeprägt, mit im Mittel 3,4 mm Längenzunahme pro 10° Flexion. Bis 35° Flexion fand bereits 65 % der maximalen Distanzänderung statt.

5.1.2. Vergleich der femoralen Insertionspunkte

Die Erhebung des Mittelwertes aus den jeweils drei Kombinationen mit demselben femoralen Insertionspunkt (z.B. Nn, Nc, Ns), ermöglicht den Vergleich der femoralen Insertionspunkte für jeden der 7 Versuche (Abb. 44). Die geringste Änderung der femorotibialen Distanz von 0° bis 125° Flexion zeigte bei allen 7 Versuchen der femorale Punkt W. Die mittlere Längenänderung für diesen Punkt betrug 11,2 mm ± 3,8 mm. Die Punkte N, C und S zeigten eine mittlere Distanzänderung von 15,6 mm ± 2,9 mm (N), 15,9 mm ± 3,6 mm (C) und 16,0 mm ± 3,4 mm (S). Der Insertionspunkt E zeigte mit 19,6 mm ± 3,3 mm die größte Distanzänderung. Die femoralen Punkte W und E unterschieden sich untereinander und von den Punkten N, C, und S statistisch hoch signifikant ($p < 0,001$). Die femoralen Punkte N, C, und S unterschieden sich nicht signifikant (Abb. 45, 49).

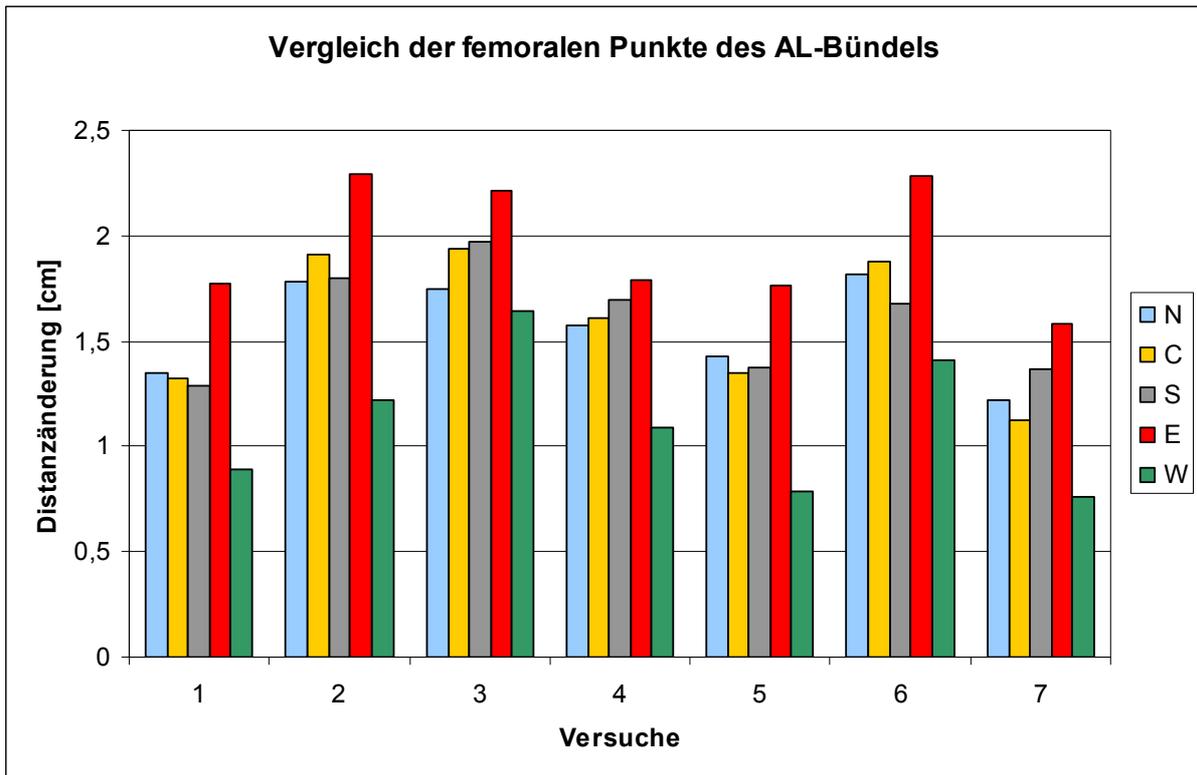


Abb. 44: Vergleich der femoralen Punkte des ALB. Bei allen 7 Versuchen zeigt der W-Punkt die geringste Distanzänderung, der Punkt E die größte Distanzänderung gegenüber der tibialen Insertion.

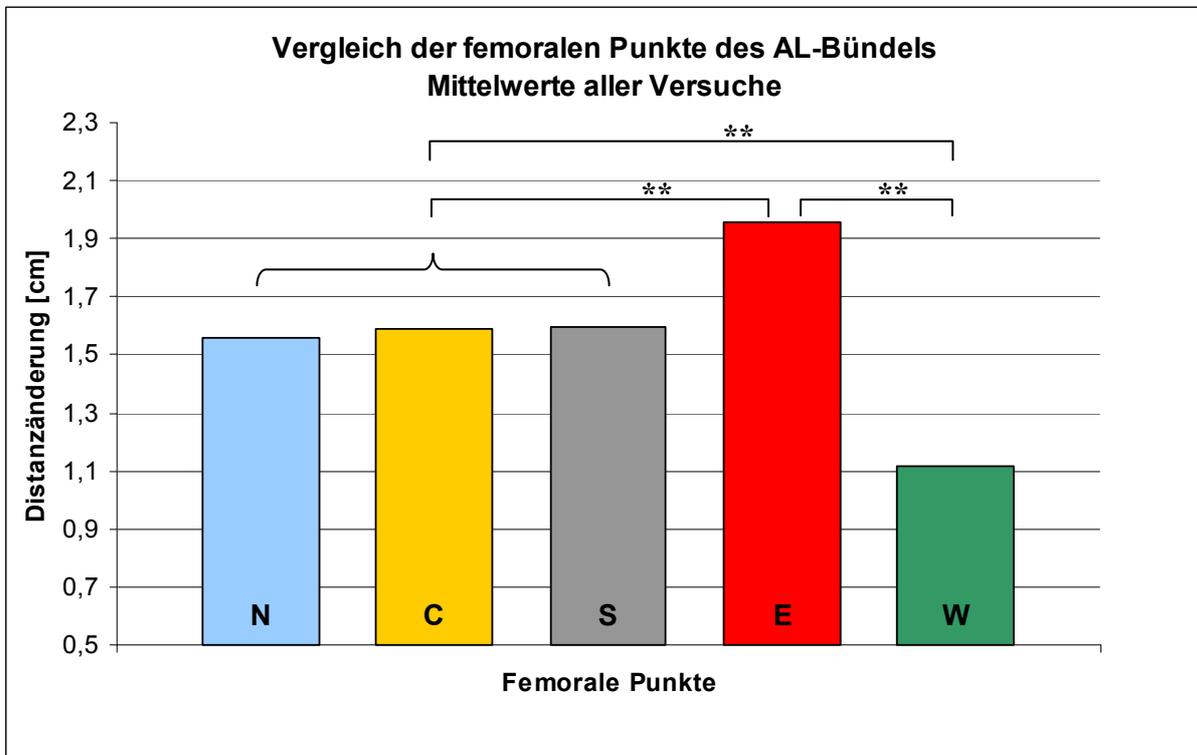


Abb. 45: Vergleich der femoralen Insertionen anhand der Mittelwerte aller 7 Versuche.

** : $p < 0,001$

5.1.3. Vergleich der tibialen Insertionspunkte

Durch Bildung der Mittelwerte aus den fünf Kombinationen, die mit demselben tibialen Insertionspunkt verbunden sind (z.B. Nn, En, Sn, Wn, Cn) können die drei tibialen Insertionspunkte miteinander verglichen werden.

Die tibialen Insertionen hatten geringeren Einfluss auf die femorotibiale Distanzänderung einer Kombination als die femoralen Insertionen. Dies zeigt sich in geringen Unterschieden zwischen den maximalen Distanzänderungen der drei tibialen Punkte (Abb. 46). Durchschnittlich über alle 7 Versuche zeigte der Punkt n mit $14,9 \text{ mm} \pm 4,3 \text{ mm}$ die geringste Distanzänderung. Der Punkt c unterlag einer mittleren Distanzänderung von $16,4 \text{ mm} \pm 4,2 \text{ mm}$, der Punkt s einer von $15,5 \text{ mm} \pm 4,4 \text{ mm}$. Statistisch signifikant zeigte sich der Unterschied zwischen den Punkten c und n ($p=0,012$), sowie c und s ($p=0,025$). Der Unterschied zwischen den Punkten n und s ist nicht signifikant (Abb. 47, 50).

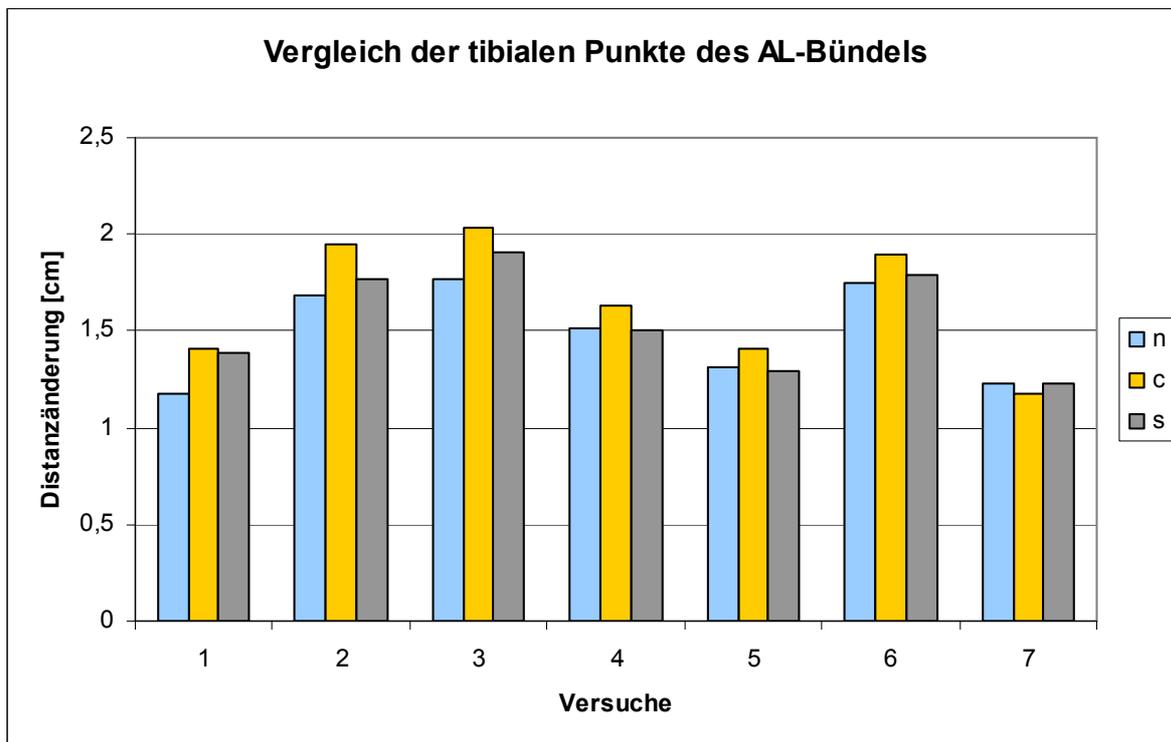


Abb. 46: Vergleich der tibialen Punkte des ALB bei den 7 Versuchen.

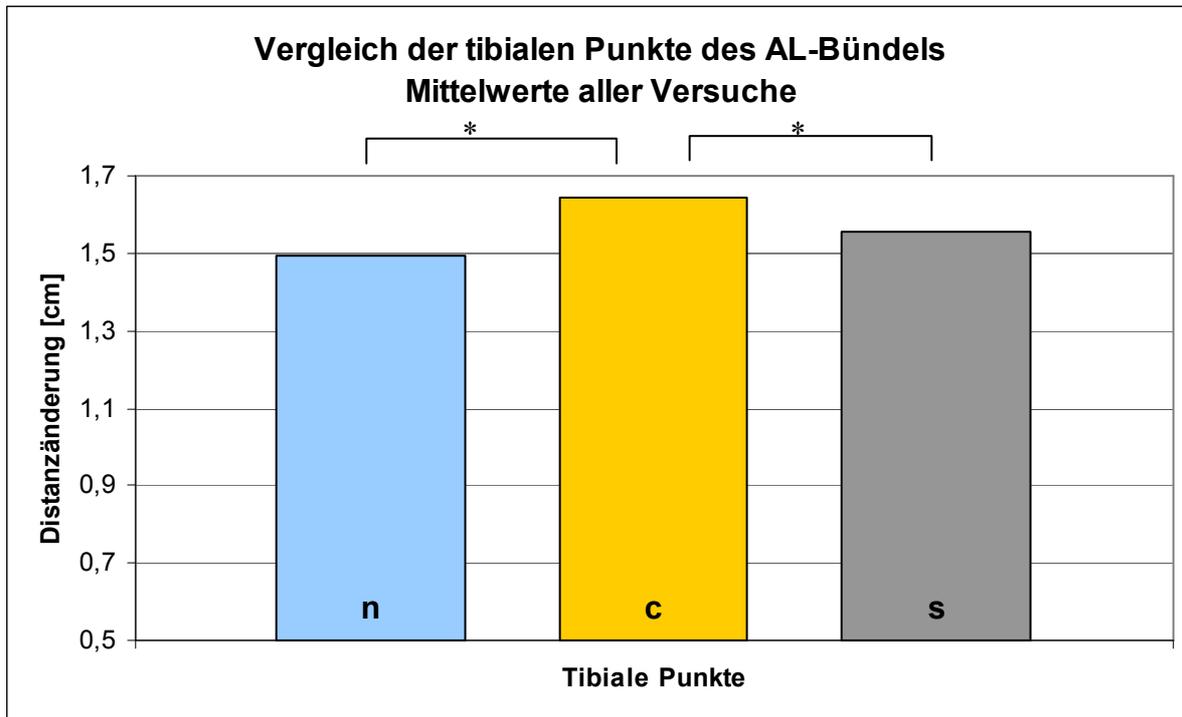


Abb. 47: Vergleich der tibialen Punkte des ALB anhand der Mittelwerte aller 7 Versuche. Der Punkt c unterscheidet sich von Punkt n und Punkt s signifikant (*: $p < 0,05$).

5.1.4. Vergleich der einzelnen Kombinationen

Zum Vergleich der einzelnen Kombinationen innerhalb des ALB wurde die Differenz zwischen minimaler und maximaler Distanz zwischen Femur und Tibia heran gezogen, d.h. die maximale Distanzänderung während der Flexion von 0° bis 125° . Gemittelt über die 7 Versuche war die Kombination mit der geringsten Distanzänderung Wn mit durchschnittlich $9,9 \text{ mm} \pm 3,2 \text{ mm}$. Etwas größere Distanzänderungen zeigten die Kombinationen Ws ($10,3 \text{ mm} \pm 2,7 \text{ mm}$) und Wc ($13,3 \text{ mm} \pm 4,8 \text{ mm}$). Die größte Distanzänderung zeigten die drei Kombinationen mit der femoralen Insertion in E (Ec $19,4 \text{ mm} \pm 3,4 \text{ mm}$, En $19,5 \text{ mm} \pm 2,3 \text{ mm}$, Es $19,8 \text{ mm} \pm 4,4 \text{ mm}$). Die genaue weitere Rangfolge kann der Graphik (Abb. 48) entnommen werden.

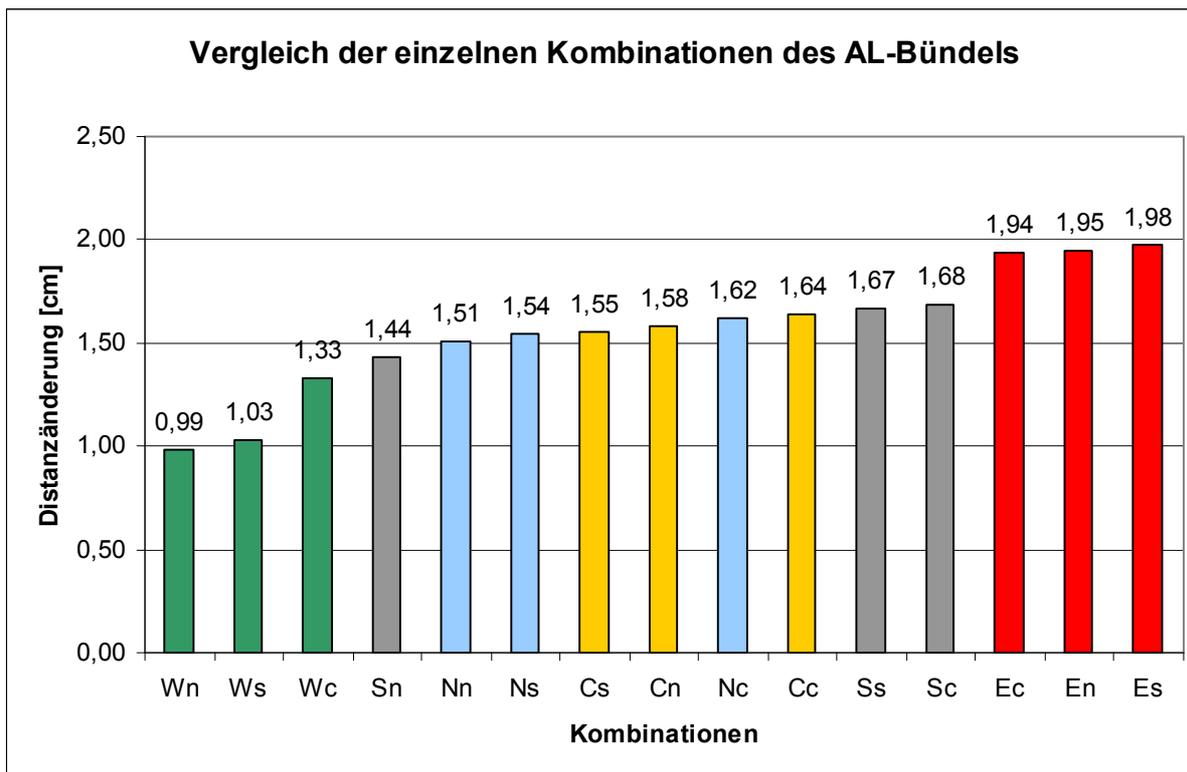


Abb. 48: Vergleich der einzelnen Kombinationen des ALB.

5.1.5. Statistische Signifikanz der Ergebnisse des ALB

5.1.5.1. Statistische Signifikanz der femoralen Insertionen

Das Diagramm in Abbildung 49 zeigt den paarweisen Vergleich von jeweils 2 der femoralen Punkte des ALB untereinander. Die Punkte der verglichenen Paare markieren die mittlere Differenz zwischen den jeweiligen miteinander verglichenen femoralen Punkten. Ferner ist das 95 %-Konfidenzintervall dargestellt. Schließt dieses die Null nicht mit ein, so ist der Unterschied für dieses Paar statistisch signifikant ($p < 0,05$). Es wird ersichtlich, dass die femoralen Punkte N, C und S sich nicht signifikant unterscheiden. Die Punkte E und W unterscheiden sich sowohl untereinander, als auch von den Punkten N, C und S hoch signifikant. Die einzelnen P-Werte des paarweisen Vergleiches der femoralen Punkte des ALB zeigt Tabelle 2.

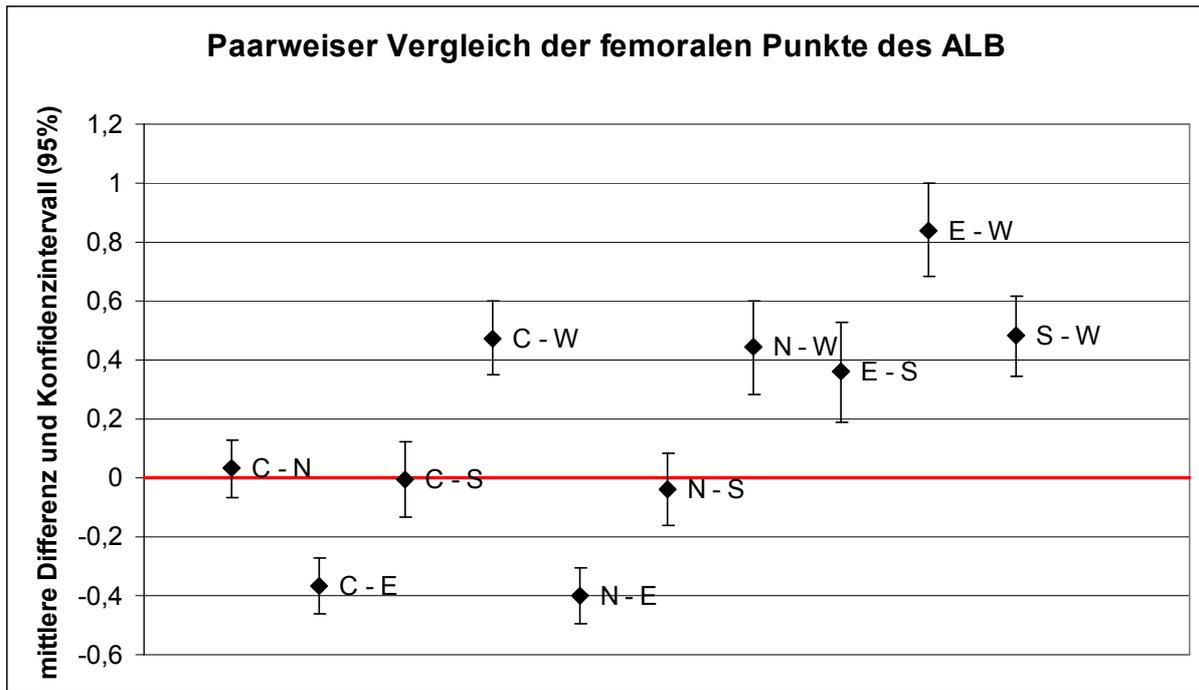


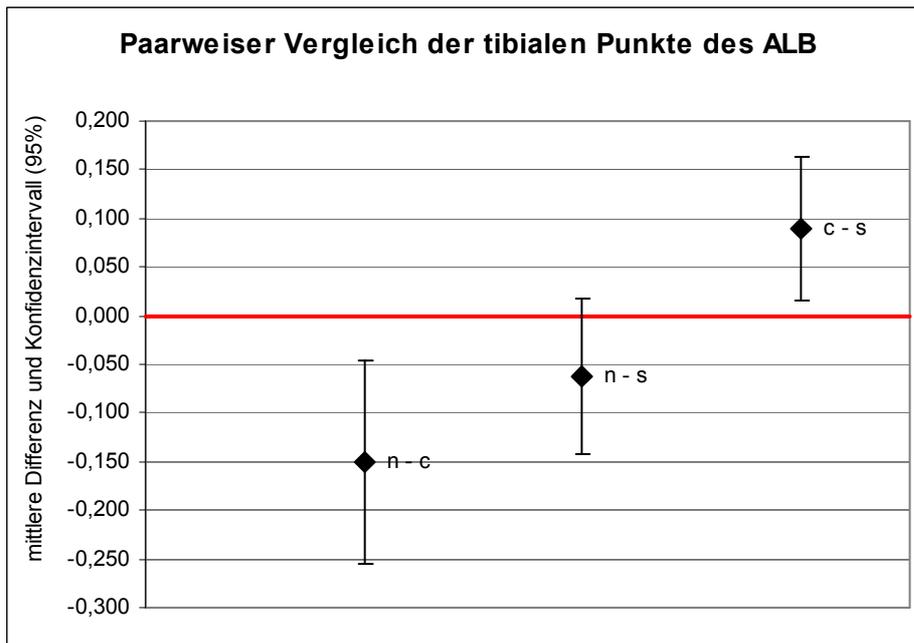
Abb. 49: Paarweiser Vergleich der femoralen Punkte des ALB.

Paare	p-Wert	Paare	p-Wert
C - N	0,46	N - S	0,47
C - E	<0,001	N - W	<0,001
C - S	0,90	E - S	0,002
C - W	<0,001	E - W	<0,001
N - E	<0,001	S - W	<0,001

Tab. 2: P-Werte des paarweisen Vergleiches der femoralen Punkte des ALB.

5.1.5.2. Statistische Signifikanz der tibialen Insertionen

Das Diagramm in Abbildung 50 und Tabelle 3 zeigen für die tibialen Punkte signifikante Unterschiede zwischen den Insertionspunkten n und c sowie c und s. Die Punkte n und s unterscheiden sich nicht signifikant.



Paare	p-Wert
n - c	0,012
n - s	0,109
c - s	0,025

Tab. 3: P-Werte des paarweisen Vergleiches der tibialen Punkte des ALB.

Abb. 50: Paarweiser Vergleich der tibialen Punkte des ALB.

5.2. Posteromediales Bündel

5.2.1. Betrachtung des PMB insgesamt

Vollkommene Isometrie, d.h. keine Änderung der femorotibialen Distanz über den gesamten Bewegungsumfang wurde auch innerhalb des PMB bei keiner untersuchten Kombination festgestellt. Die Abfolge von Distanzzunahme und Abnahme, sowie deren quantitativer Anteil an der maximalen Distanzänderung folgten bei allen Kombinationen demselben Muster. Eine Kurve der gemittelten Werte aller Kombinationen des PMB veranschaulicht den gemeinsamen Verlauf (Abb. 51).

Von 0° bis 10° Flexion kam es im Mittel zu einer Distanzabnahme (MW 1,8 mm ± 0,2 mm). Von 10° bis 25° nahm die Distanz zu. Bei dem folgenden Flexionsschritt von 25° auf 30° sind die Distanzänderungen der verschiedenen Kombinationen uneinheitlich. Die Mittelwertskurve aber zeigt, dass die Kombinationen ebenfalls einer Distanzzunahme in diesem Flexionsbereich unterliegen.

Von 30° auf 35° nehmen wieder fast alle Kombinationen (außer Wc und Es) deutlich an Distanz zu, was sich an einem Anstieg der Mittelwertskurve zeigt. Von 35° bis 80° Flexion wurde für die Mittelwerte eine nahezu lineare Zunahme der femorotibialen Distanz festgestellt mit ca. 1,0 mm pro 10° Flexion. Von 80° bis 125° Flexion zeigten die Kombinationen des PMB keine deutliche weitere Distanztanzzunahme, was sich in einem flachen Verlauf der Mittelwertskurve bestätigt.

Das PMB zeigt im Vergleich zum ALB kein reziprokes Längenänderungsverhalten. D.h. ein wechselseitiges Anspannen der zwei funktionellen Hauptbündel im Laufe der Flexion kann durch die vorliegenden Ergebnisse nicht gezeigt werden.

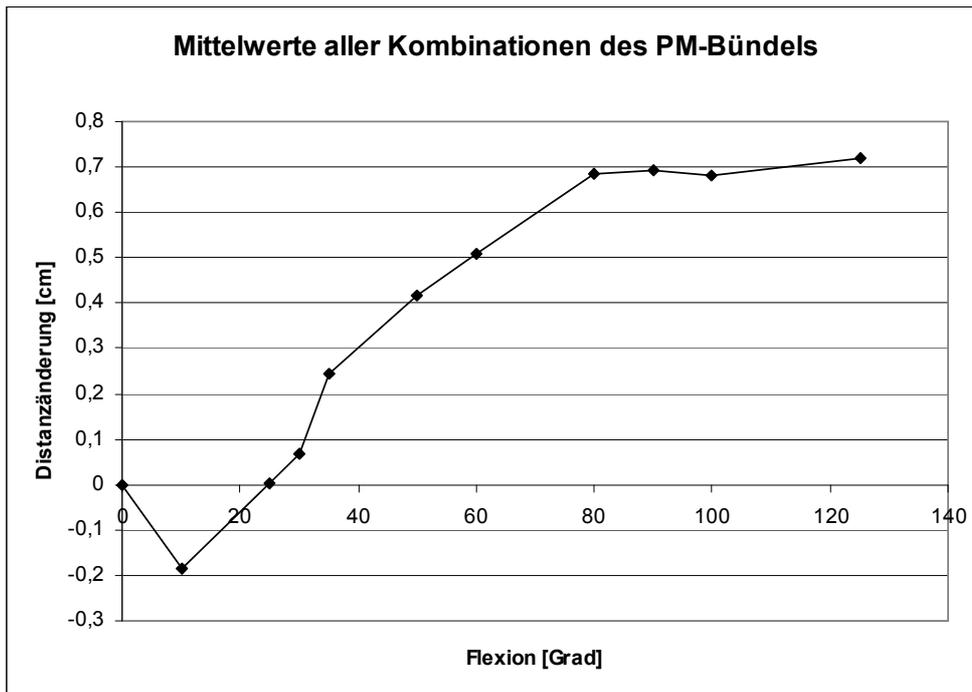


Abb. 51: Mittelwerte aus den gemessenen Distanzänderungen bei den verschiedenen Flexionsgraden aller Kombinationen des PMB. Über die gesamte Flexionsbewegung betrachtet kommt es zu einer deutlichen Distanzzunahme des PMB.

5.2.2. Vergleich der femoralen Insertionspunkte

Die Bildung des Mittelwertes der drei Kombinationen mit derselben femoralen Insertion innerhalb des PMB (z.B. Nn, Nc, Ns), ermöglicht den Vergleich der fünf verschiedenen femoralen Insertionspunkte bei den sieben Versuchen (Abb. 52).

Der femorale Punkt W zeigt die geringste Distanzänderung von durchschnittlich $10,5 \pm 4,0$ mm bei Flexion von 0° bis 125° über alle sieben Versuche. Für den Punkt N wurde eine mittlere Distanzänderung von $12,8 \text{ mm} \pm 5,3 \text{ mm}$ ermittelt, für den Punkt C von $13,8 \text{ mm} \pm 5,2 \text{ mm}$. Die Punkte E und S führen mit $15,7 \text{ mm} \pm 5,7 \text{ mm}$ bzw. $16,5 \text{ mm} \pm 6,5 \text{ mm}$ zur größten Distanzänderung innerhalb des PMB. W unterscheidet sich von E, S und C signifikant ($p < 0,05$). E unterscheidet sich von W, N und C signifikant ($p < 0,05$) (Abb. 53, 57).

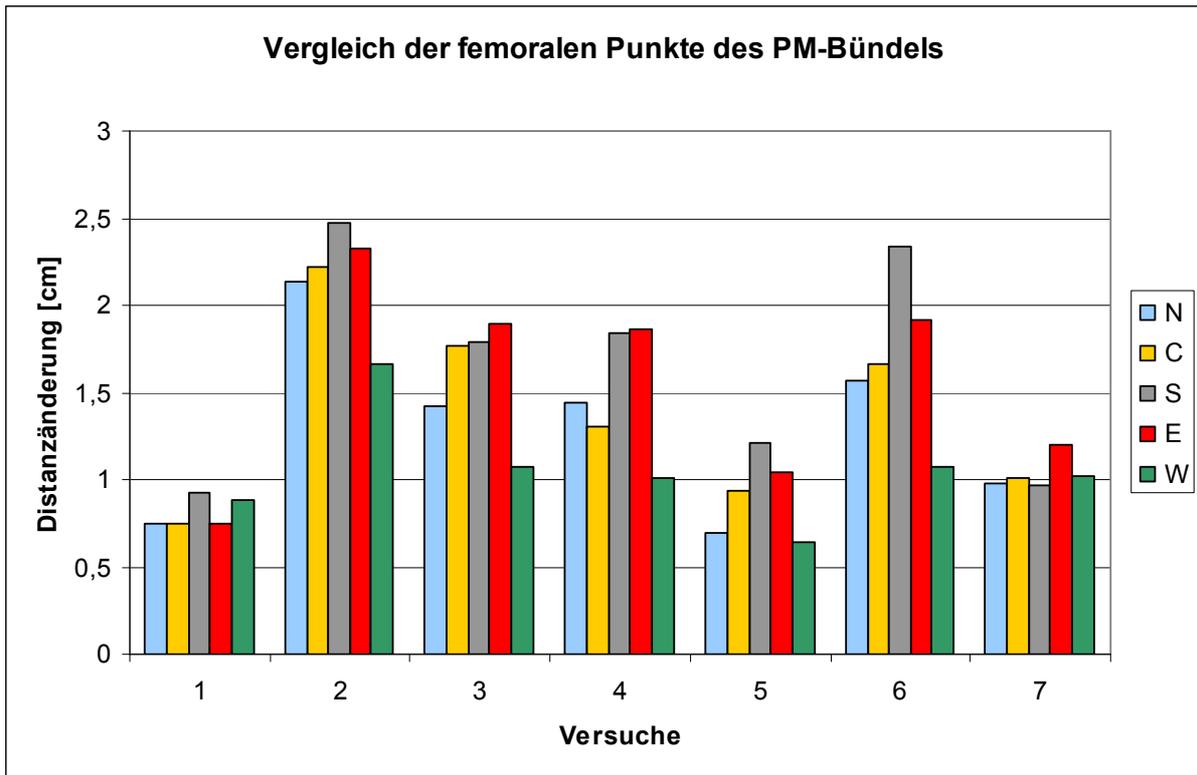


Abb. 52: Vergleich der femoralen Punkte des PMB.

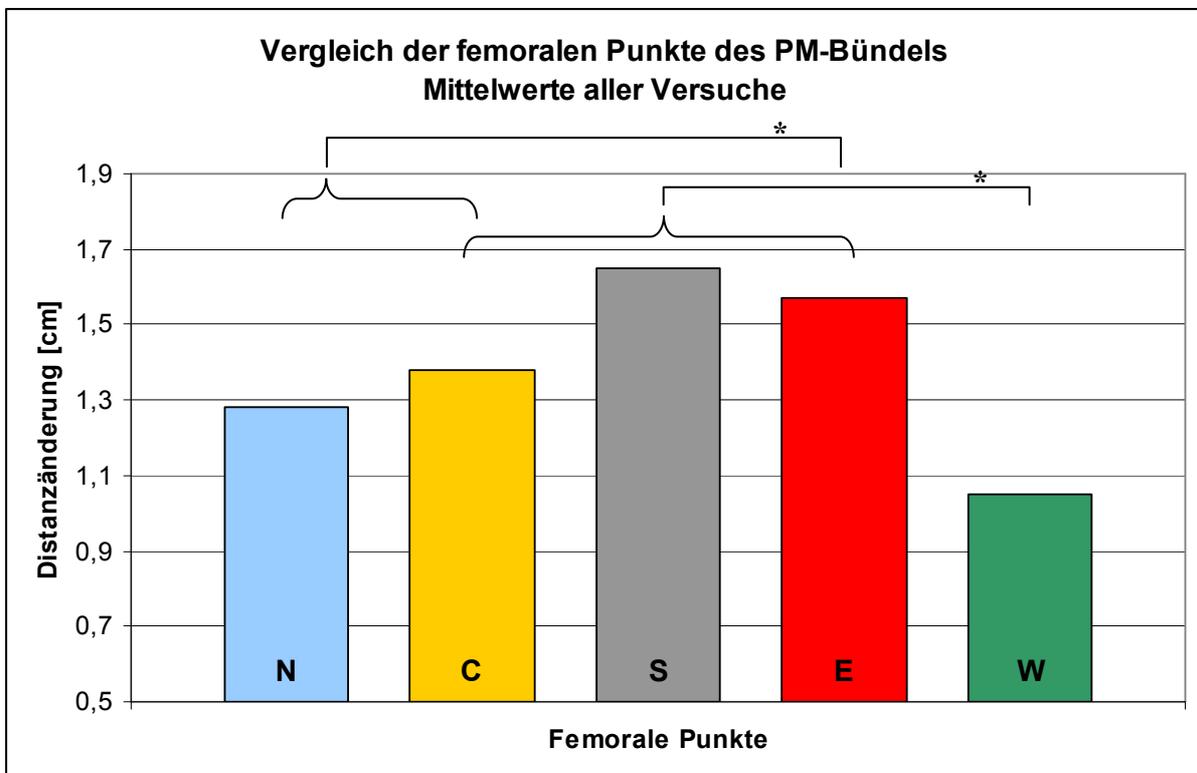


Abb. 53: Vergleich der femoralen Insertionen anhand der Mittelwerte aller 7 Versuche.

* : $p < 0,05$

5.2.3. Vergleich der tibialen Insertionspunkte

Zum Vergleich der drei tibialen Insertionen des PMB untereinander wurde der Mittelwert aus den fünf Kombinationen, die mit demselben tibialen Insertionspunkt verbunden sind gebildet (z.B. Nn, En, Sn, Wn, Cn).

Analog zu 5.1.3. zeigt sich der nur geringe Einfluss der tibialen Bohrplatzierung auf das Längenverhalten (Abb. 54). Mit einer durchschnittlichen Distanzänderung von $12,9 \text{ mm} \pm 5,0 \text{ mm}$ zeigt der Punkt n einen günstigeren Verlauf, als die Punkte c und s mit Distanzänderungen von $14,1 \text{ mm} \pm 5,5 \text{ mm}$ bzw. $14,7 \text{ mm} \pm 6,6 \text{ mm}$. Der Unterschied von n und s ist statistisch signifikant. n verglichen mit c und c verglichen mit s unterschieden sich nicht signifikant (Abb. 55, 58).

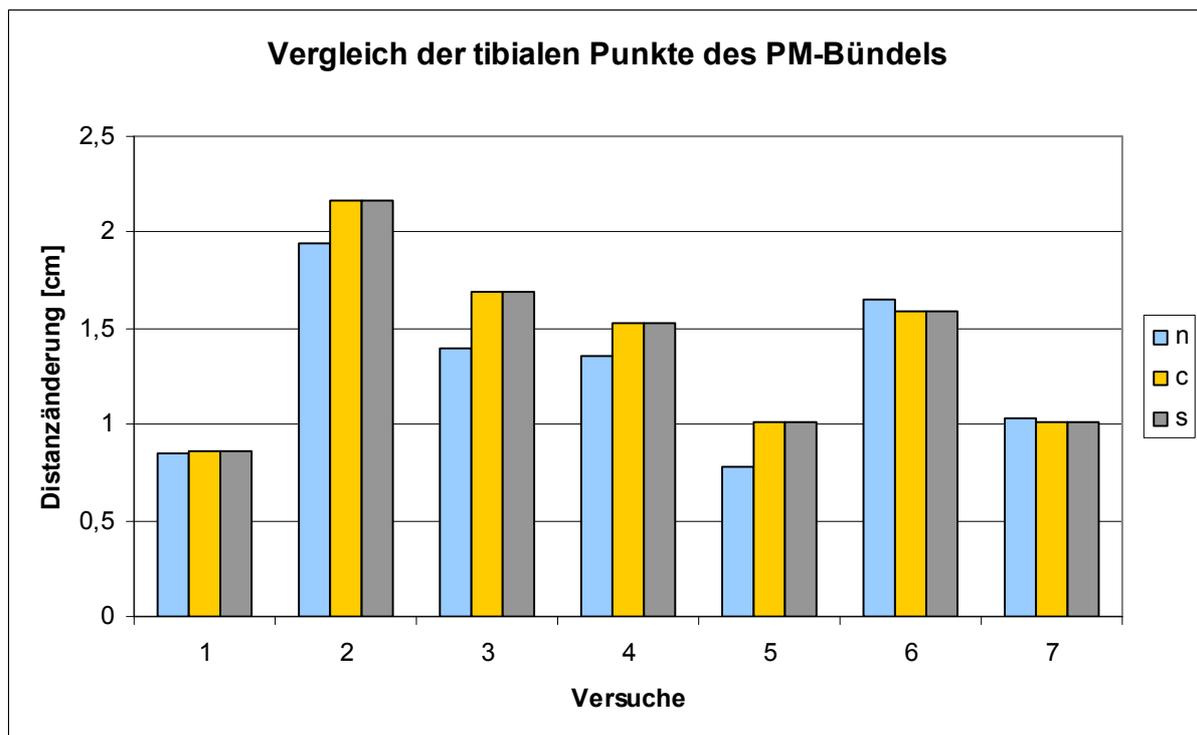


Abb. 54: Vergleich der tibialen Punkte des PMB bei den 7 Versuchen.

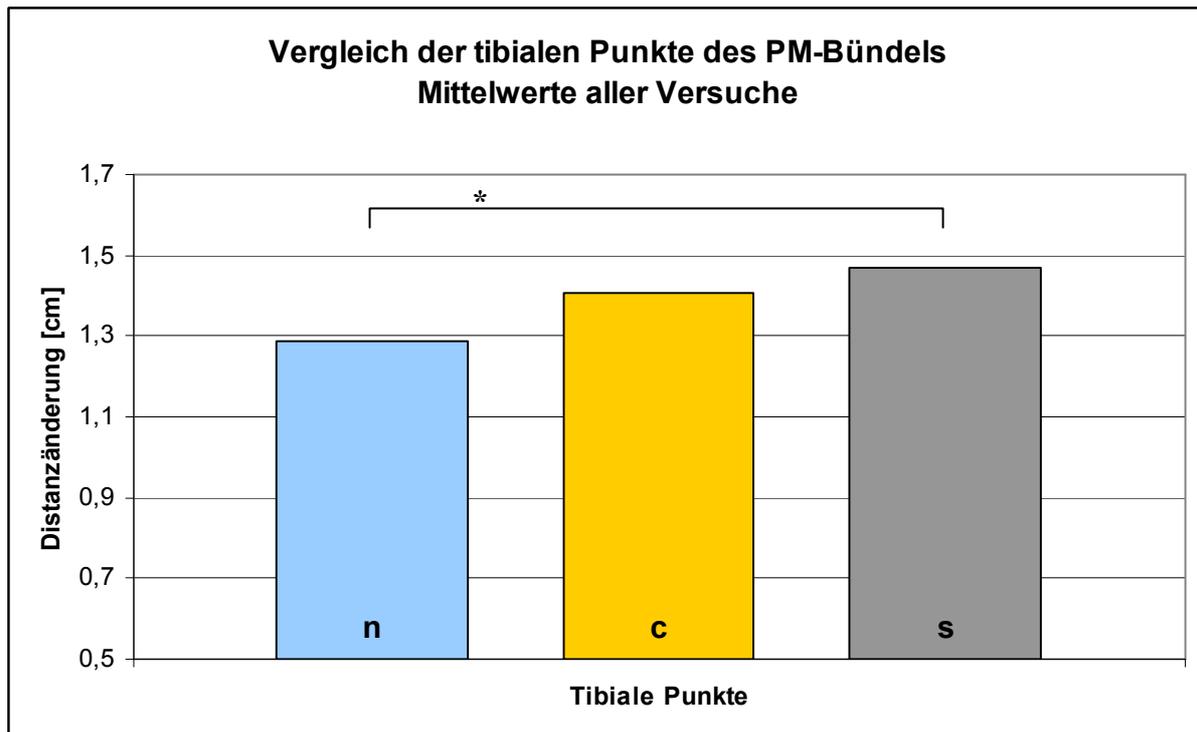


Abb. 55: Vergleich der tibialen Punkte anhand der Mittelwerte aus allen 7 Versuchen. n und s unterscheiden sich signifikant (*: $p < 0,05$).

5.2.4. Vergleich der einzelnen Kombinationen

Als Kriterium für den Vergleich der einzelnen Kombinationen innerhalb des PMB wurde analog zu Kapitel 5.1.4. die femorotibiale Distanzänderung über die gesamte Flexion von 0° bis 120° herangezogen. Für jede Kombination wurde der durchschnittliche Wert der Distanzänderung berechnet. Die geringste Distanzänderung weist die Kombination Wn mit $9,6 \text{ mm} \pm 2,6 \text{ mm}$ auf. Darauf folgen die Kombinationen Wc mit $10,1 \text{ mm} \pm 2,3 \text{ mm}$ und Ws mit $11,9 \text{ mm} \pm 6,2 \text{ mm}$. Die Kombination Nn zeigt ebenfalls eine durchschnittliche Distanzänderung von $11,9 \text{ mm} \pm 4,6 \text{ mm}$. Es folgen die weiteren Kombinationen des femoralen Punktes N und C, die beide den Punkten E und S überlegen sind. Die genaue Rangfolge der Kombinationen des PMB und deren mittlere Distanzänderung ist dem Diagramm in Abbildung 56 zu entnehmen.

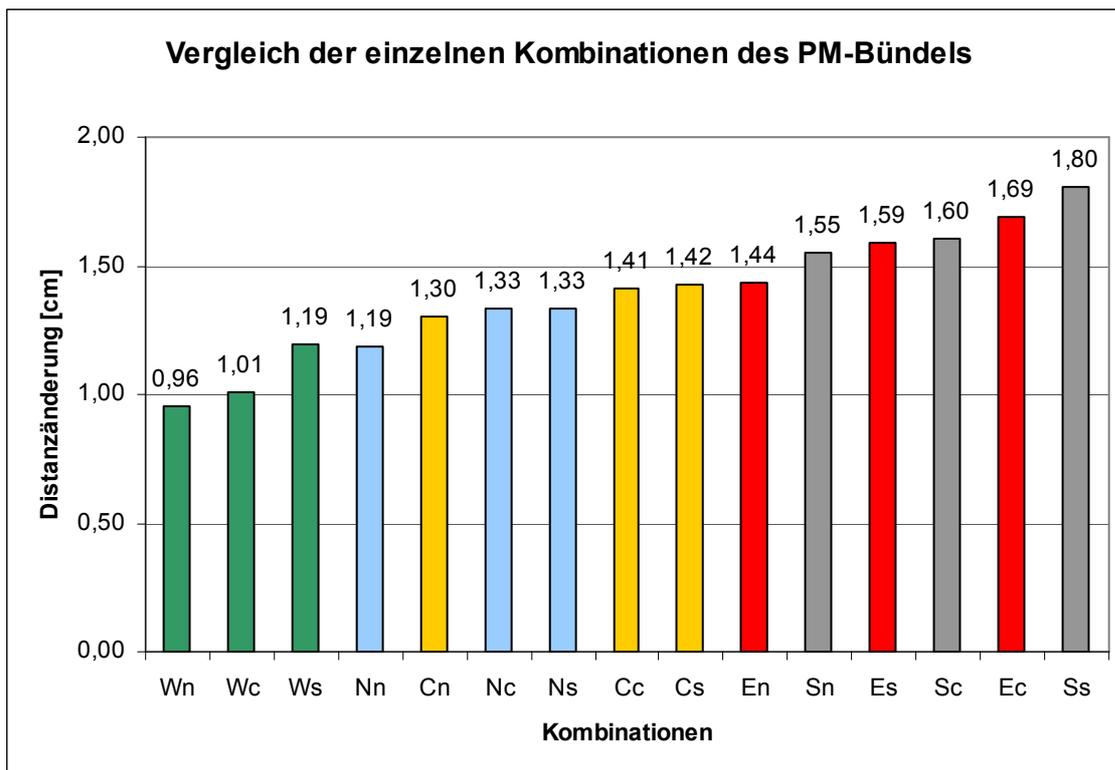


Abb. 56: Vergleich der einzelnen Kombinationen des PMB. Die Kombinationen des femoralen W-Punktes zeigen geringere Distanzänderungen als die Kombinationen des femoralen E- und S-Punktes.

5.2.5. Statistische Signifikanz der Ergebnisse des PMB

5.2.5.1. Statistische Signifikanz der femoralen Insertionen

Das Diagramm in Abbildung 57 zeigt die paarweisen Vergleiche der femoralen Punkte des PMB mit ihrem 95 %-Konfidenzintervall. Die Punkte markieren die mittlere Differenz der Kombinationen des verglichenen Paares.

W und N sowie E und S unterscheiden sich nicht signifikant voneinander. Die beiden Punkte dieser Paarungen haben jeweils beide geringe bzw. größere Distanzänderungen gezeigt. Im Vergleich der gegenüberliegenden Punkte zeigt N versus S einen signifikanten Unterschied, sowie E versus W einen signifikanten Unterschied. Ebenso ist der Unterschied zwischen N und E, sowie S und W signifikant. Die einzelnen P-Werte des paarweisen Vergleiches der femoralen Punkte des PMB zeigt Tabelle 4.

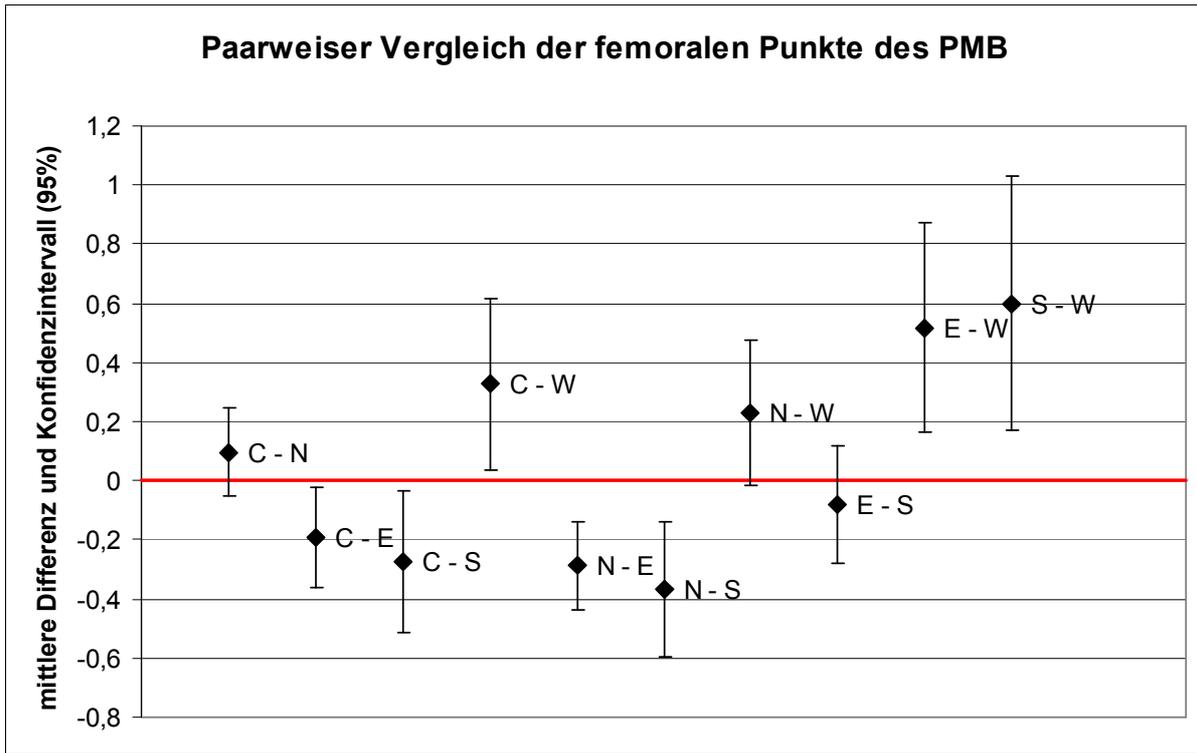


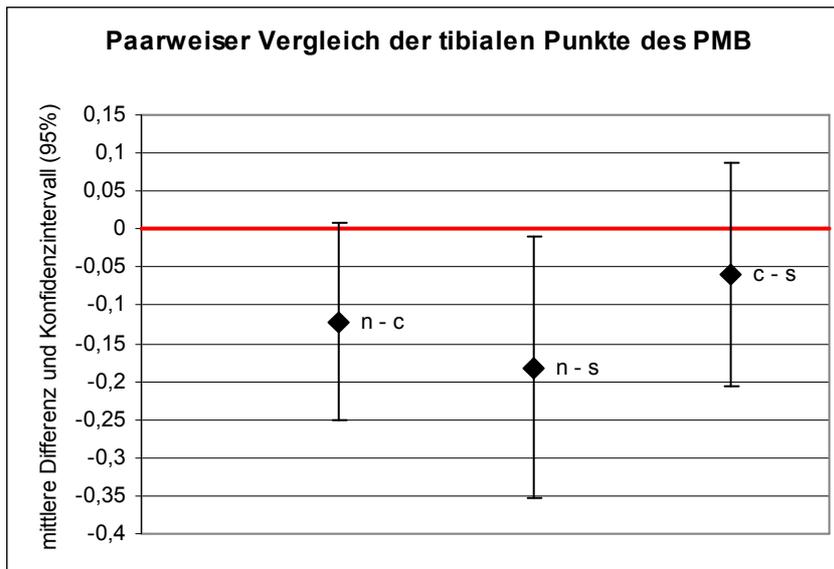
Abb. 57: Paarweiser Vergleich der femoralen Punkte des PMB.

Paare	p-Werte	Paare	p-Werte
C - N	0,17	N - S	0,007
C - E	0,03	N - W	0,06
C - S	0,03	E - S	0,36
C - W	0,03	E - W	0,01
N - E	0,003	S - W	0,01

Tab. 4: P-Werte des paarweisen Vergleiches der femoralen Punkte des PMB.

5.2.5.2. Statistische Signifikanz der tibialen Insertionen

Für die tibialen Punkte des PMB zeigt das Diagramm in Abbildung 58 einen signifikanten Unterschied lediglich zwischen den Punkten n und s. Die einzelnen P-Werte des paarweisen Vergleiches der tibialen Punkte des PMB zeigt Tabelle 5.



Paare	p-Werte
n - c	0,06
n - s	0,04
c - s	0,36

Tab. 5: P-Werte des paarweisen Vergleiches der tibialen Punkte des PMB.

Abb. 58: Paarweiser Vergleich der tibialen Punkte des PMB.

5.3. Übertragung der Ergebnisse auf die anatomischen Verhältnisse

Da in der vorliegenden Studie die Verbindung von Femur und Tibia mit der geringsten Distanzänderung gesucht wird, werden im Folgenden nur die beiden Punkte an Femur und Tibia anatomisch beschrieben, die nach diesem Kriterium die günstigsten Ergebnisse zeigen. Am Femur war das für beide Bündel der Punkt W. Dieser liegt als Extrempunkt auf der E-W-Achse, die zur Blumensaatlinie (Notchdach) parallel ist und somit von anterodistal nach posteroproximal verläuft. Die W-Punkte liegen also am posteroproximalen Rand der jeweiligen anatomischen Insertion der beiden Bündel.

Von Amis et al.[4] wurde erstmals 1994 eine Nomenklatur eingeführt, die das Kniegelenk von anterior, bei 90° Flexion betrachtet, wie es für die Arthroskopie relevant ist (Abb. 59). Nach dieser Nomenklatur befindet sich der W-Punkt auf einer parallelen Achse zum interkondylären Dach (Notchdach) in einer tiefen („deep“) Position, am posteroproximalen Rand des „footprints“ des jeweiligen Bündels.

Der tibiale Punkt N befindet sich auf einer vertikalen Linie durch den tibialen „footprint“ des HKB am weitesten proximal, direkt unterhalb des Tibiaplateaus.

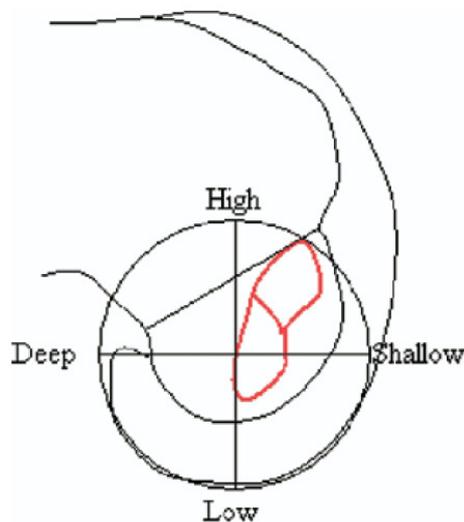


Abb. 59: Schematische Darstellung der Insertionen der beiden Bündel des HKB und die für die Arthroskopie relevante Nomenklatur aus der Studie von Edwards et al.[33].

6. Diskussion

6.1. Isometrie als Kriterium für die ideale Insertion des HKB

In der vorliegenden Studie wurde nach femoralen und tibialen Insertionspunkten für beide Hauptbündel des HKB gesucht, die ihre Distanz zueinander über den gesamten Bewegungsumfang des Kniegelenks möglichst wenig ändern. In der Literatur gilt die möglichst isometrische Transplantatführung als ein zentrales Kriterium bei der Evaluation von Insertionspunkten [1, 10, 17, 25, 26, 39, 44, 50, 63, 67, 95, 112, 115, 116, 117, 125, 131, 147, 157]. Daneben wurden in anderen Studien weitere Kriterien für eine erfolgreiche Rekonstruktion des HKB untersucht: Die auftretenden Spannungen bei verschiedenen Insertionspunkten[95, 113, 116, 142], Rotationsbewegungen des HKB[30], Einfluss von Muskelzug bzw. Belastung auf das Isometrieverhalten[25, 79, 95, 117, 132], die Reduktion einer anterior-posterioren Laxizität[46, 52], die Fixationsmethode[58, 75, 97], die Transplantatwahl[58] und die absolute Länge des Transplantates[103]. In vorliegender Studie konnten femoral wie tibial Insertionspunkte gefunden werden, die im Vergleich mit weiteren Punkten im nativen Insertionsareal des HKB eine geringe Distanzänderung aufwiesen und somit als empfehlenswert für die Bohrkanalanlage gelten können.

6.2. Diskussion von Material und Methode

6.2.1. Kadaveruntersuchungen

Die Daten der vorliegenden Studie wurden an 9 Leichenknien erhoben. Kadaverstudien sind vor allem in der Biomechanik anerkannte Verfahren[1, 6, 13, 15, 16, 19, 25, 26, 29, 30, 42, 44, 49, 50, 51, 52, 53, 54, 56, 79, 80, 85, 88, 91, 92, 95, 96, 99, 109, 113, 114, 124, 126, 131, 140, 142, 147, 148, 152, 159].

Moon et al.[105] konnten nachweisen, dass das Gefrieren und Auftauen die biomechanischen Eigenschaften des Gewebes und der Ligamente nicht verändert. Daher kann davon ausgegangen werden, dass biomechanische Eigenschaften von Weichteilen an aufgetauten Kadaverpräparaten in vivo-Verhältnissen entsprechen.

6.2.2. Fadenmessversuche

Längenmessungen mit einem nicht dehnbaren Faden, wie in der vorliegenden Studie, sind zum Zweck der Untersuchung des Isometrieverhaltens von einigen Autoren erfolgreich durchgeführt worden [26, 39, 63, 95, 112, 115, 116, 157]. Jedoch eignen sich diese zur reinen Distanzmessung und können nicht auf ein Kreuzband oder Transplantat direkt übertragen werden, das deutlich dicker und komplexer aufgebaut ist. Jedoch konnten Petermann et al. in einer Studie [125] zeigen, dass der in einem Fadenversuch [157] gefundene isometrische Punkt, auch verbunden mit einem dickeren Transplantat sich nahezu isometrisch verhält (± 2 mm). Andere Studien untersuchten die Distanz zwischen Femur und Tibia nicht mit Messfäden, sondern mit unterschiedlichen, teils komplexen, meist computergestützten Ortungssystemen im dreidimensionalen Raum oder Computersimulationen [1, 10, 50, 117, 147]. Auch Untersuchungen, die auf bildgebenden Verfahren basieren, erlauben Aussagen über die Distanzänderung der Ansatzstellen des HKB [30, 79, 83, 119].

In der vorliegenden Studie wurden Bohrkanäle miteinander verglichen, die nur 3 mm auseinander lagen. Für die erforderliche Genauigkeit, zwischen diesen Punkten Unterschiede im Längenänderungsverhalten zu charakterisieren, erschienen Fadenversuche die geeignete Methode zu sein. Bei den computergestützten Studien konnte die Position von Femur und Tibia im Raum zwar mit hoher Präzision bestimmt werden, jedoch wurden für die Betrachtung des Distanzverhaltens des HKB die gesamten Insertionsareale betrachtet. Einzelne Punkte innerhalb der Insertionen wurden nicht unterschieden.

6.2.3. Die Präparate

Die neun Kniepräparate wurden alle männlichen Spendern entnommen. Betrachtet man die Daten der einzelnen Spender und die Mittelwerte in Tabelle 1, so kann davon ausgegangen werden, dass durchschnittliche anatomische Voraussetzungen den Messungen zugrunde liegen, sowie keine extremen Abweichungen einzelner Präparate vorlagen. Da die Spender nicht nach bestimmten Kriterien selektiert wurden, ist davon auszugehen, dass sich die an diesen Präparaten gewonnenen Ergebnisse auf die männliche, kaukasische Normalbevölkerung übertragen lassen. Inwieweit die Ergebnisse sich auf Frauen oder auf andere ethnische Gruppen anwenden lassen, bleibt ungeklärt.

6.2.4. Die Versuchsapparatur

Ein besonderes Merkmal der vorliegenden Studie beruht auf der Versuchsapparatur. Die Vorrichtung war in der Lage bei vollständig erhaltenen Weichteilen eines Kniegelenkes beliebige Stellungen auf dem Weg einer physiologischen Vollflexion aufzuzeichnen. Dabei wurden Bewegungen in allen sechs Freiheitsgraden des Kniegelenks zugelassen. Nach Entfernung der führenden Strukturen, wie Muskeln, Bändern, Kapsel und der Kreuzbänder, konnten mit der Apparatur die zuvor aufgezeichneten Positionen exakt reproduziert werden. Dies erlaubte die intraartikulären Fadenmessversuche unter Durchführung einer „physiologischen“ Flexionsbewegung.

Die Einstellungsmechanismen der Versuchsapparatur funktionierten über alle Versuche hinweg exakt und fehlerfrei. Lediglich bei der Position bei 10° Flexion, wirkten aufgrund der ungünstigen Hebelverhältnisse große Kräfte auf den mobilen Schlitten, der die Tibia führte. Dadurch kam es gelegentlich zu ungewollter geringer Zunahme der Extension nach Fixierung der Stellschrauben. Bei Korrektur der Einstellungen an der Apparatur auf den exakten Wert anhand der Skalen zeigte sich, dass diese minimalen Abweichungen der Gelenkposition keine oder nur minimale (<1 mm) Auswirkungen auf die Messwerte zur Folge hatten.

Eine physiologische Flexionsbewegung, wie bei der vorliegenden Studie, wurde nur durch wenige Autoren bei Durchführung von Fadenversuchen zur Isometrie des HKB sichergestellt: Covey et al.[25, 26] beließen alle Weichteile und brachten die Stahldrähte für ihre Messungen lediglich über anteriore und posteriore Arthrotomien von 6 - 8 cm Länge ein. Dieses Vorgehen, sowie das Entfernen der Synovia und das Einbringen der Bohrkanäle hatten nur geringen Einfluss auf die Führung des Kniegelenkes während der Flexionsbewegung. Auch das Gewicht des Unterschenkels wurde hier simuliert und der Tibia Rotationsfreiheit bis 5° gewährt.

Markolf et al.[95] ließen alle Weichteile intakt. Zum Zwecke ihrer Untersuchungen bohrten sie einen Knochenzylinder an, der die femorale Insertion des HKB enthielt. Damit war die führende Wirkung des HKB bei den Messungen aufgehoben. Die Dislokation der Tibia in eine hintere Schublade vermieden die Autoren, indem sie das Gelenk in Extension mit der Patella nach unten ausrichteten. Nicht alle Freiheitsgrade wurden hier zugelassen, z.B. konnte die Tibia nicht rotieren.

In den folgenden Studien griffen die Untersucher durch Präparation vor Durchführung der Fadenversuche mehr oder weniger stark in die physiologische Gelenkkkinematik des Knies ein: Trus et al.[157] und Petermann et al.[125] entfernten zunächst alle Weichteile unter Erhalt der Kapsel und Bänder. Zum Einbringen der Bohrkanäle wurden die dorsalen Kapselanteile und das HKB entfernt. Diese Strukturen konnten bei den Messungen ihren Beitrag zur Gelenkführung nicht mehr leisten.

Ogata und McCarthy[116] entfernten für die Untersuchung und den Vergleich der Bohrkanäle das HKB durch einen anteromedialen Zugang. Die zu simulierende Flexionsbewegung im Kniegelenk wurde erreicht, indem eine Steinmannschraube durch beide Femurkondylen gebohrt wurde, die als Drehachse diente. Die Flexionsgrade wurden über Bewegungen des Femurs eingestellt, die Tibia hing frei, nur ein Ausweichen nach dorsal wurde verhindert. Die führende Funktion des HKB, sowie die physiologische Stellung von Femur und Tibia zueinander bei intaktem Weichteilmantel wurde hier nicht berücksichtigt.

Inderster et al.[63] führten ihre Untersuchung an fixierten (Formalin-Carbol) Präparaten durch. Sie entfernten vor den Messungen wichtige Strukturen wie das HKB selbst und den Extensorenapparat mit Patellasehne und Patella. Die Flexionsbewegung wurde hier manuell geführt und mit einem Goniometer kontrolliert, wobei das Femur fixiert war und die Tibia frei hing.

Odensten und Gillquist[115] benutzten anteromediale und posteriore Arthrotomien und beließen alle Weichteile. Jedoch entfernten auch sie das HKB vor Durchführung ihrer Messungen.

6.2.5. Vorversuche und Ausarbeitung der Methode

Vor Beginn der vorliegenden Studie wurden Vorversuche zur Optimierung der Methode durchgeführt. Zunächst wurde an formalinfixierten Leichenknien die Bohrtechnik erprobt und das Sichern der Bohrkanäle mit Venenverweilkanülen evaluiert. Es zeigte sich, dass hierdurch ein Ausweiten der Bohrkanäle durch die Reibung der Messfäden verhindert werden konnte. An Präparat 1, dem ersten frischen Präparat, wurde die exakte Präparation des HKB und seiner Bündel erprobt, sowie die Übertragbarkeit der Ergebnisse der Vorversuche auf die frischen Präparate. An Präparat 2 wurden bereits die Messungen der Distanzänderung aller beschriebenen Bohrpositionen durchgeführt. Die Auswertung dieser Daten zeigte, dass vor allem zwischen 25° und 35° Flexion eine deutliche Änderung der femorotibialen Distanz

stattfind. Daher wurde entschieden, in diesem Bereich geringere Abstände zwischen den untersuchten Flexionsgraden zu wählen. Die Ergebnisse des Präparates 2 gingen nicht in die Ergebnisse der vorliegenden Studie ein. Bei den Präparaten 3 bis 9 blieb die Methode unverändert und alle Messungen flossen in die Ergebnisse ein.

6.2.6. Durchführung der Versuche

Das Auftrennen des HKB in seine zwei Hauptbündel war von großer Bedeutung für die vorliegende Studie. Nach Entfernen des Synovialschlauches konnten am HKB anhand des Faserverlaufs, der Bandstruktur und des Spannungsverhalten der Bandanteile bei Flexion die zwei Hauptbündel unterschieden werden. Die Bündel wurden mit einer Sonde stumpf voneinander gelöst und anschließend mit Hilfe eines Skalpells horizontal durchtrennt. Bei Aufsicht auf die Querschnittfläche des HKB konnten die beiden Hauptbündel ebenfalls voneinander unterschieden werden. Meist fand sich zwischen den Faseranteilen der beiden Bündel makroskopisch sichtbar eine bindegewebige Septierung, die die Auftrennung der Bündel erleichterte. Die gefundenen Insertionsbereiche der Bündel entsprachen den in der Literatur[7, 33, 56, 84, 107, 131, 155] beschriebenen typischen Insertionsarealen.

Für die Bohrung der verschiedenen Kanäle wurde eine Bohrschablone verwendet. Dadurch wurde sichergestellt, dass für die zu vergleichenden Insertionsstellen über alle Versuche hinweg konstante Abstände eingehalten wurden. Individuelle Schwankungen des Durchmessers eines Insertionsareals eines Bündels wurden somit nicht berücksichtigt. Es war jedoch die Absicht bei der vorliegenden Studie die Vergleichbarkeit jeder Bohrposition über alle 7 Knie hinweg zu erhalten.

Für die Bezeichnung der Bohrkanäle wurde eine spezielle Nomenklatur entworfen. Die Ausrichtung der Bohrschablone nach festen anatomischen Landmarken, stellte das Bohren an korrespondierenden Punkten und somit die Vergleichbarkeit bei allen Präparaten sicher.

Auf absolute Längenangaben von bestimmten Orientierungspunkten wie Knorpel-Knochen-Grenzen, wie sie von manchen Autoren[74, 86, 126, 143] verwendet werden, wurde verzichtet. Diese Angaben unterliegen starken interindividuellen Schwankungen und sind damit nur begrenzt auf die Allgemeinheit übertragbar.

Die Orientierung erfolgte an einfach aufzufindenden Landmarken. Femoral ist die Blumensaatlinie die einzige Orientierungsstruktur nach der die Schablone ausgerichtet wird.

Diese ist sowohl röntgenologisch, als auch anatomisch leicht zu identifizieren. Tibial dient die Verbindungslinie der Eminentiae intercondylares als Orientierungsstruktur. Daneben wurden die verschiedenen Bohrpositionen lediglich durch die anatomischen Insertionsareale der Bündel und die Bohrschablone definiert.

Tibial wurden nur 3 Insertionspunkte für beide Bündel des HKB bezüglich ihres Längenänderungsverhaltens verglichen. Die Reduzierung auf 3 Insertionen tibial, die femoral 5 Positionen pro Bündel gegenüber stehen, hatte zwei Gründe. Der Literatur ist mehrfach zu entnehmen, dass die tibiale Positionierung im Vergleich zur femoralen Platzierung von untergeordneter Bedeutung für die Längenänderung ist[10, 39, 50, 67, 147, 157].

Außerdem gehen einige Autoren bei einem double-bundle-Ersatz von einem Y-förmigen Transplantat mit zwei femoralen Insertionen aus, aber nur einer tibialen Fixierung im Bohrkanal oder als knöchernes Inlay (Abb. 5B)[13, 56, 59, 74, 88, 126, 143].

Die Messfäden wurden vor Ablesen der Messwerte manuell unter eine konstante Spannung gebracht. In der Literatur wurde die Vorspannung durch definierte Gewichte bzw. durch eine definierte Kraft erzeugt[26, 115, 157]. Die Vorversuche zeigten, dass eine manuelle Vorspannung sich von einer Vorspannung mit definierter Kraft (3 Newton) nicht relevant unterschied. Auch mehrmaliges manuelles Anspannen nach wiederholtem Einstellen derselben Flexionsposition zeigte keine Abweichungen der Messwerte. Da zusätzliches Anbringen von Gewichten den Versuchsaufbau unnötig kompliziert hätte, wurde darauf verzichtet.

Die vorliegende Studie untersucht die Distanzänderung zwischen möglichen femoralen und tibialen Insertionen eines HKB-Ersatzes. Dabei wurde bei den Messungen jeweils der direkte und somit kürzeste Weg des Transplantates postuliert. Eine mögliche anatomische Behinderung der direkten Verbindung durch das vordere Kreuzband bzw. eine Verdrehung mit dem vorderen Kreuzband wurde nicht berücksichtigt. Dies ist vor allem bei zunehmender Innenrotation der Fall[108]. In vorliegender Studie wurde lediglich eine passive Flexion/Extension ohne weitere Krafteinleitung durchgeführt. Über das Distanzänderungsverhalten in Rotation kann deswegen keine Aussage getroffen werden.

6.2.7. Auswertung

6.2.7.1. Statische Methoden

Zur Überprüfung der Längenänderungen zwischen den verschiedenen Insertionspunkten auf statistisch signifikante Unterschiedlichkeit, wurde der t-Test für verbundene Stichproben verwendet. Für alle statistischen Vergleiche wurde ein Signifikanzniveau von 5% festgesetzt. Eine Adjustierung des Signifikanzniveaus wurde im Rahmen der multiplen Paarvergleiche nicht vorgenommen, da die Analysen im Sinne einer explorativen, hypothesengenerierenden Untersuchung vorgenommen wurden[137].

Um signifikante Unterschiede in der Längenänderung zwischen den Insertionspunkten zu illustrieren, wurden ferner 95% Konfidenzintervalle für die mittleren Differenzen in Fehlerbalkengrafiken dargestellt.

Saville[137] schlägt vor keine Korrekturen für multiples Testen vorzunehmen, sondern vielmehr alle Ergebnisse und vorgenommenen Tests vollständig zu berichten. Dem Leser wird somit die Möglichkeit gegeben, im Zuge der Interpretation der Resultate, selbst eine informelle Adjustierung des Signifikanzniveaus vorzunehmen.

6.2.7.2. Auswertung der Messdaten

Zunächst wurde das Längenänderungsverhalten eines gesamten Bündels betrachtet. Dies wurde erreicht, indem für jeden der 11 Flexionsgrade der Mittelwert aus allen Kombinationen des Bündels gebildet wurde. Diese Mittelwerte wurden als Kurve über die Flexionsbewegung aufgetragen. Diese Darstellung wurde gewählt, weil sie die Abfolge von Distanzzu- und Abnahme, sowie deren quantitativen Anteile auf die gesamte Distanzänderung ersichtlich macht.

Diese Darstellungsmethode eignet sich jedoch nicht dazu, genaue Aussagen über Betrag und Signifikanz der Distanzänderungen zu treffen, weil durch die Mittelung der Daten die interindividuellen Unterschiede der Präparate unberücksichtigt bleiben.

Der größere Einfluss auf die femorotibiale Distanzänderung wird in der femoralen Positionierung vermutet[10, 39, 50, 67, 147, 157]. Daher wurden die femoralen Positionen unabhängig von den tibialen Insertionen verglichen. Dies wurde über Gruppierung der Daten und Bildung von Mittelwerten erreicht. Hierzu wurden die Δ -Werte der Kombinationen, die

mit demselben femoralen bzw. tibialen Bohrloch verbunden waren, gemittelt. Dies wurde für jeden der sieben Versuche durchgeführt.

Kritisch muss dabei betrachtet werden, dass bei Mittelwertbildung ein weit abweichender Wert aus der Gruppe relativ stark ins Gewicht fällt. Andererseits hat die Bildung von Mittelwerten den positiven Effekt, dass die Schwankungen der Einzelmesswerte bereinigt werden und somit die Übersichtlichkeit vergrößert wird.

Bei dem Vergleich der einzelnen Kombinationen wurden die Absolutwerte der maximalen femorotibialen Distanzänderung (Δ -Werte) einer Kombination über alle 7 Versuche gemittelt. Diese Darstellung liegt nahe, da sie der Methodik am ehesten entspricht und die eigentlich vermessenen Kombinationen charakterisiert. Jedoch können die einzelnen Bohrpositionen hier nicht unabhängig von der gegenüberliegenden Insertion verglichen werden.

6.3. Diskussion der Ergebnisse

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie lassen sich zu folgenden Aussagen zusammenfassen, die im Folgenden diskutiert werden:

- I. Innerhalb der nativen Insertionen beider Bündel des HKB wurde keine Bohrkanalplatzierung gefunden, die sich isometrisch über den gesamten Bewegungsumfang verhält, d.h. ihre Distanz zwischen Femur und Tibia konstant bleibt.
- II. Sowohl das ALB als auch das PMB zeigen eine deutliche Zunahme der Distanz zwischen ihren knöchernen Insertionen im Laufe der Flexion.
- III. Beide Bündel zeigen ähnliche Muster der Elongation über den Bewegungsumfang. Ein funktionell reziprokes Verhalten der beiden Bündel konnte nicht festgestellt werden.
- IV. Die femorale Insertionsstelle ist von übergeordneter Bedeutung für das Verhalten der Distanzänderung.
- V. Femoral zeigt die Insertionsstelle W innerhalb beider Bündel die geringste femorotibiale Distanzänderung. Der Punkt W entspricht dem posteroproximalen Rand der natürlichen Bündelinsertionen. In der Nomenklatur nach Amis et al. [4] ist dies der „tiefste“ („deep“) Punkt auf einer Achse parallel zur Blumensaatlinie durch die Ansatzstelle der Bündel.
- VI. Femoral zeigt das Abweichen auf dieser Achse (W – E-Achse) größere Veränderungen der Distanzänderung, als das Abweichen auf der N – S-Achse.
- VII. Tibial ist der proximalste Punkt n den weiter distal in der Insertion gelegenen Platzierungen überlegen.

Ad I.) In der vorliegenden Studie wurde keine isometrische Verbindung zwischen Femur und Tibia gefunden.

In der Literatur werden ebenfalls die nicht-isometrischen Eigenschaften des HKB bestätigt. Der Großteil der Fasern und beide Hauptbündel verändern ihre Länge bzw. die Insertionen dieser Anteile verändern ihre Distanz zueinander im Laufe der Flexion[1, 4, 7, 10, 26, 30, 39, 41, 43, 50, 63, 79, 87, 109, 115, 116, 119, 125, 131, 136, 147, 157]. Bei dieser Veränderung handelt es sich überwiegend um eine Längen- bzw. Distanzzunahme mit zunehmender Flexion[1, 26, 30, 39, 43, 63, 79, 109, 115, 119]. In den Studien wurden keine Insertionen gefunden, deren Verbindung sich absolut isometrisch verhält.

Während aber in der vorliegenden Studie der Betrag der Distanzänderung mit 11,2 mm (ALB) bzw. 10,5 mm (PMB) deutlich ausfiel, zeigen einige Autoren Verbindungen mit nahezu isometrischem Verlauf bzw. Insertionen mit geringerer Distanzänderung, im Bereich von 0,2 mm bis wenige Millimeter [4, 39, 41, 43, 50, 95, 115, 116, 136, 147].

Ad II.) Mehrere Autoren bestätigen größere Beträge der Distanzzunahme [30, 79, 109, 119]. Bei Papannagari et al.[119] nahm das ALB bis 120° Flexion um 34,7 % ± 7,5 % an Länge zu, um bis 135° Flexion wieder an leicht an Länge abzunehmen. Das PMB zeigte ebenfalls eine deutliche Längenzunahme und erreichte sein Maximum bei 120° Flexion mit einer Längenzunahme um 27,1 % ± 9,9 %. Anschließend nahm auch die Distanz für das PMB leicht ab. Als absolute Länge der Bündel bei 0° Flexion, auf die sich die prozentualen Angaben beziehen, werden für das ALB 29,4 mm ± 3,6 mm und für das PMB 33,4 mm ± 3,5 mm angegeben. Somit lässt sich für das ALB eine Distanzzunahme von 10,2 mm und für das PMB von 9,1 mm bis 120° Flexion berechnen.

Nakagawa et al.[109] verfolgten den Verlauf und das Längenverhalten des HKB im MRT bei sechs Leichenknien und bei 33 Probanden während einer Kniebeugung. Bei den Leichenknien betrug diese Distanz bei Vollextension 38,4 mm und erreichte ihr Maximum bei 120° mit 48,3 mm. Bei den unbelasteten Knien in vivo betrug der Abstand 33,7 mm in Vollextension und stieg auf 43,5 mm bei 90° Flexion an. Bei den belasteten lebenden Knien nahm die Distanz ebenfalls zu, von 35,5 mm in Vollextension auf 43,9 mm bei 120° Flexion.

Diese Untersuchungen bestätigen die intraartikuläre Distanzzunahme um einen Betrag im Bereich von 10 mm.

Ad III.) Einige Autoren beschreiben die Hauptfaserbündel des HKB als funktionell reziproke Gegenspieler, die im Laufe der Flexion im Kniegelenk wechselnd unter Spannung geraten und somit in verschiedenen Flexionsgraden ihre stabilisierende Wirkung ausüben[1, 7, 47, 87, 129, 130].

Die vorliegende Studie kann dies nicht bestätigen. Beide Bündel zeigen über den gesamten Bewegungsumfang ähnliche Muster im femorotibialen Distanzverhalten. Diese Ergebnisse werden durch neuere Studien gestützt[30, 79, 109, 119].

Allerdings müssen diese Aussagen nicht als widersprüchlich angenommen werden. So ist es denkbar, dass neben einer generellen Elongation des HKB, trotzdem die verschiedenen Faserbündel in bestimmten Flexionsgraden ihre Funktion als Hauptstabilisatoren haben und speziell unter Spannung geraten. Durch die vorliegende Studie können jedoch keinerlei Aussagen über die Spannungsverhältnisse in bestimmten Flexionsgraden bzw. bei bestimmten

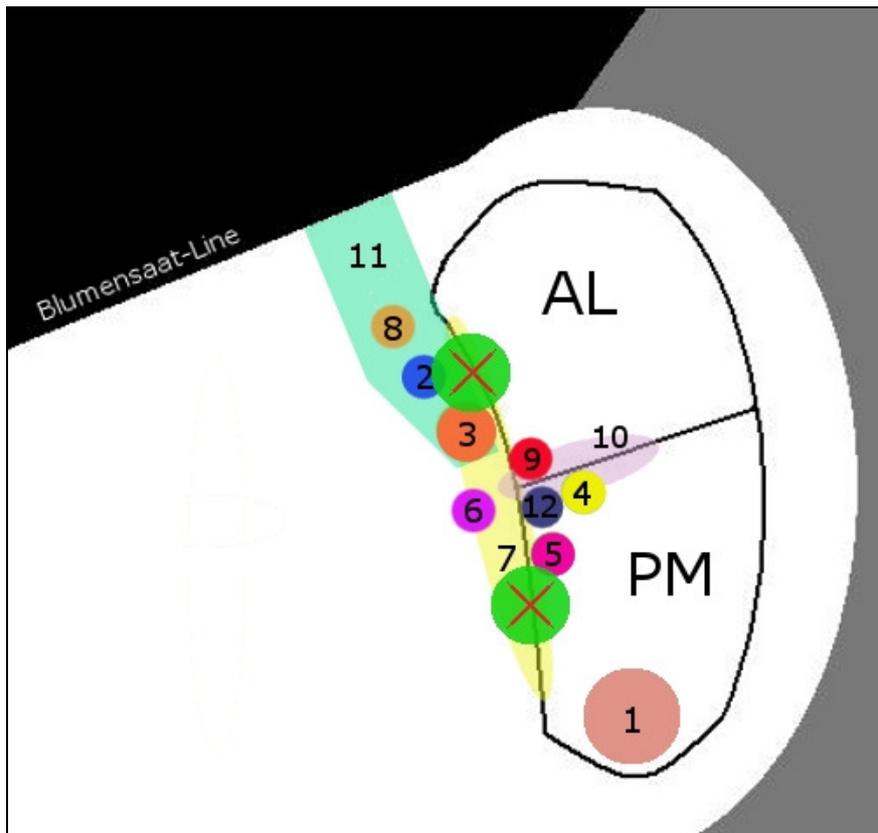
femorotibialen Distanzen getroffen werden. Im Mittelpunkt stand die Betrachtung der Distanzänderung zwischen den Insertionsstellen.

Ad IV.) Der Bedeutung der tibialen Bohrkanalpositionierung im Vergleich zur femoralen Platzierung auf das Längenverhalten HKB wird in der Literatur nur eine untergeordnete Rolle zugemessen[10, 39, 50, 67, 147, 157]. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie bestätigen dies. Die Unterschiede zwischen den tibialen Insertionen waren zum Teil statistisch signifikant, jedoch vom Betrag im Vergleich zum Einfluss der femoralen Insertion von untergeordneter Bedeutung.

Ad V.) In der vorliegenden Studie zeigt femoral die Insertionsstelle W innerhalb beider Bündel die geringste femorotibiale Distanzänderung. Der Punkt W entspricht dem posteroproximalen Rand der natürlichen Bündelinsertionen (Abb. 60, grüne Punkte).

In der Literatur haben mehrere Autoren[26, 39, 41, 43, 50, 63, 95, 115, 116, 117, 147, 157] ebenfalls Punkte oder Regionen beschrieben, deren Verbindung die geringste femorotibiale Distanzänderung nach sich zog. Die Angaben bezogen sich auf die gesamte Insertion des HKB, die beiden Hauptbündel wurden nicht getrennt betrachtet.

In der folgenden Zusammenschau werden die Ergebnisse der vorliegenden Studie mit den Ergebnissen der Literatur verglichen (Abb. 60). Die Vergleichbarkeit der Ergebnisse wird durch die unterschiedliche Beschreibung der Form der Insertionsareale des HKB, die unterschiedliche Beschreibung der Ausrichtung der Insertion bezüglich der Blumensaatlinie sowie unterschiedliche Bezugssysteme limitiert.



Nummer in Graphik und Autoren:

1. Covey et al.[25]
2. Trus et al.[157]
3. Inderster et al.[63]
4. Odensten et Gillquist[115]
5. Ortiz et al.[117]
6. Fujii et al.[41]
7. Fuss[43]
8. Ogata et McCarthy[116]
9. Friederich et O'Brien[39]
10. Sidles et al.[147]
11. Grood et al.[50]
12. Markolf et al.[95]

Abb. 60: **Oben: Orientierung über die Lage der femoralen Insertion des HKB und der zwei Hauptbündel.**
Unten: Übersicht über die in der Literatur beschriebenen Punkte mit minimaler Distanzänderung. Grün: die Insertion mit geringster Distanzänderung der vorliegenden Studie.

Covey et al.[26] geben für das „posterior-oblique“ verlaufende Faserbündel nahezu isometrische Eigenschaften an, mit einer mittleren Längenänderung von $0,07 \text{ mm} \pm 0,53 \text{ mm}$ (Abb. 60 Punkt Nr.1). Auch Inderster et al.[63] fanden für das „posterior-oblique“ Bündel die günstigsten Eigenschaften im Längenverhalten. Allerdings gaben sie die anatomische Insertion dieses Bündels an anderer Stelle an (Abb. 60 Punkt Nr.3).

Trus et al.[157] beschrieben einen Punkt, der eine fast isometrische Verbindung zeigte am posterosuperioren Rand der femoralen Insertion des HKB (Abb. 60 Punkt Nr.2).

Bei den Versuchen von Odensten und Gillquist[115] ergab sich für den Punkt, der zentral an der proximalen Grenze der Insertion des HKB lag, die geringste Distanzänderung (Abb. 60 Punkt Nr.4).

Ortiz et al.[117] untersuchten den Effekt von funktioneller Muskelbelastung auf das Isometrieverhalten des HKB. Der Isometriepunkt für niedrige Muskelbelastung lag $5,63 \text{ mm}$ proximal und $0,18 \text{ mm}$ anterior des Zentrums der nativen Insertionsfläche. In einer Graphik

wurde der Punkt weiter posterior eingezeichnet, was hier in die Zusammenschau übernommen wurde (Abb. 60 Punkt Nr.5). Alle weiteren beschriebenen Isometriepunkte unter erhöhtem Muskelzug lagen proximal in oder außerhalb der anatomischen Insertion, hoch im interkondylaren Dach (Abb. 60 Fläche Nr.7).

Fujii et al.[41] schrieben einem Punkt posterior und proximal der nativen Insertion am ehesten isometrische Eigenschaften zu (Abb. 60 Punkt Nr.6).

Fuss[43] beschrieb für eine Fläche entlang des proximalen Randes der Insertion des HKB einen nahezu isometrischen Verlauf. Auch bei Sandler et al.[136] lagen die Fasern mit der geringsten Distanzänderung im proximalsten Teil der nativen Insertion (Abb. 60 Fläche Nr.7). Der am nächsten isometrische und isotonische Insertionspunkt befand sich bei der Studie von Ogata und McCarthy[116] ca. 10 mm proximal der Grenze des Gelenkknorpels, an der 10Uhr-Position (linkes Knie) des interkondylaren Daches (Abb. 60 Punkt Nr. 8).

Bei Friederich und O'Brien[39] befand sich der isometrischste Punkt am posterior-proximalen Rand der anatomischen Insertion des HKB mit einer Längenänderung von 0,2 mm (Abb. 60 Punkt Nr.9). Um diesen Punkt wurden Isometriezonen erstellt, innerhalb derer die Distanzänderung gleich ist. Die Längsachse dieser schmalen schiffchenförmigen Areale verlief entlang der posterioren Kante des nativen footprints von anteroproximal nach posterodistal.

Markolf et al.[95] bestätigen in ihrer Studie dieses Areal als nahezu isometrisch. Von vier verschiedenen Bohrpositionen zeigte sich die geringste Längenänderung, wenn der Messfaden mit der proximalen Bohrung verbunden wurde. Diese befand sich auf der Hälfte der Strecke von anteriorem zu posteriorem Rand der Insertion (Abb. 60 Punkt Nr.12).

Sidles et al.[147] wiesen ein nahezu isometrisches (Längenänderung 3 %) Areal aus, das 3 mm in anterior-posteriore Richtung beträgt und ca. 13 mm in proximal-distaler Richtung. Dieses befindet sich 2 - 4 mm posterior einer charakteristischen Vertiefung im interkondylaren Dach und beinhaltet die posterioren Anteile des nativen „footprints“ des HKB (Abb. 60 Fläche Nr.10).

Grood et al.[50] beschrieben ein patronenförmiges Areal, innerhalb dessen eine Längenänderung der tibiofemorale Distanz von ≤ 2 mm gemessen wurde. Diese „Patrone“ hatte ihre Basis zum interkondylaren Dach hin und ihre Spitze zeigte nach posterior und leicht distal (Abb. 60 Fläche Nr.11).

Abbildung 60 macht deutlich, dass die Ergebnisse der vorliegenden Studie mit der Literatur übereinstimmen. Es herrscht weitgehende Einigkeit darüber, dass der proximale Rand des

nativen footprints geringeren Distanzänderungen unterliegt im Vergleich zu anderen Insertionspunkten.

In der vorliegenden Studie wird der *posterior*-proximale Rand beider Bündel als überlegen bewertet. Die Tendenz nach posterior entsteht durch die Ausrichtung der Bohrschablone an der Blumensaatlinie. Dadurch wandern die Punkte W leicht nach posterior, liegen jedoch für beide Hauptbündel auf der proximalen Begrenzung der nativen Insertion des HKB und stimmen somit mit der Literatur überein.

Durch Ausrichtung an der Blumensaatlinie liegt auch der Punkt N des PMB der vorliegenden Studie im proximalen Anteil des footprints des HKB. Daher zeigt dieser Punkt eine geringere Distanzänderung als die Punkte C und S, sowie der Punkt N des ALB.

Ad VI.) In der vorliegenden Studie hatte das Abweichen auf der Achse W-E einen größeren Einfluss auf die Distanz der Insertionen, als das Abweichen auf der N-S- Achse. Die W-E-Achse verläuft von antero-distal nach posterior-proximal, parallel zur Blumensaatlinie. Die N-S-Achse ist senkrecht zu dieser. In der Literatur finden sich widersprüchliche Aussagen:

Bei Trus et al.[157] hatte eine Abweichung in anteriorer oder posteriorer Richtung femoral eine drastische Veränderung des Längenverhaltens zur Folge (± 8 mm bei 110° Flexion), während Punkte proximal und distal vom „isometrischen“ Punkt zu geringerer Änderung der tibiofemorale Distanz führte.

Auch Markolf et al.[95] erachteten Abweichungen in proximaler oder distaler Richtung innerhalb des footprints als weniger einflussreich, als Abweichungen in anterior-posteriorer Richtung.

Im Gegensatz dazu beschrieben Grood et al.[50] für Veränderungen der Anheftungsstelle in proximal-distaler Richtung einen stärkeren Effekt auf die Isometrie, als anterior-posteriore Veränderungen.

Bradley et al.[17] kamen zu dem Ergebnis, dass es bei der Abweichung in posteroproximale Richtung zu einer Längenabnahme der Fasern im Laufe der Flexion kommt. Bei der Abweichung nach anterodistal zeigten die Fasern eine Längenzunahme.

Ad VII.) Einige Autoren verglichen femorale Positionen lediglich in Verbindung mit einem Punkt zentral in der tibialen Insertion des HKB[41, 95, 115, 116]. Nur wenige Autoren verglichen tibiale Punkte bezüglich ihres Isometrieverhaltens.

Trus et al.[157] fanden die günstigste tibiale Fixation medial im footprint am Übergang vom Tibiaplateau auf die posteriore Fläche der Tibia.

Bei Bach et al.[10] zeigte die distale und proximale tibiale Befestigung die geringste femorotibiale Distanzänderung.

Friederich und O'Brien[39] beschrieben die günstigste tibiale Insertion am posterolateralen Rand des anatomischen Insertionsareals. Fuss[43] bestätigt dieses Ergebnis. In seiner Studie inserieren tibial die Anteile des HKB mit der geringsten Längenänderung lateral und eher posterodistal innerhalb des footprints. Auch das posterior-oblique verlaufende Bündel, das Inderster et al.[63] und Covey et al.[26] als isometrischsten Anteil des HKB beschreiben, inseriert im posterolateralen Bereich des footprints.

6.4. Limitierungen der Studie

In der vorliegenden Studie wurden die Insertionsareale der beiden Hauptbündel des HKB getrennt auf ihr Distanzänderungsverhalten untersucht. Dies geschah vor dem Hintergrund, für einen double-bundle-Ersatz des HKB die günstigsten Insertionsstellen zu empfehlen. Es gibt außer dem Längenänderungsverhalten weitere wichtige Kriterien, die für die bestmögliche Insertion eines Transplantates eine Rolle spielen, die in dieser Studie nicht berücksichtigt wurden. In der Literatur finden sich Studien für einen double-bundle-Ersatz des HKB, die beispielsweise den Einfluss verschiedener Bohrkanaalplatzierungen auf die Transplantatspannung oder die resultierende Instabilität untersuchten[88, 142].

Die physiologische Stellung von Femur und Tibia im Raum wurde während der Messungen durch die Versuchsanordnung sichergestellt. Muskelkräfte und Spannungskräfte auf den Kapsel-Band-Apparat wurden jedoch nicht simuliert. Somit kann bezüglich des Distanzverhaltens des HKB unter verschiedenen Belastungsbedingungen keine Aussage getroffen werden.

Von 9 verwendeten Präparaten flossen die Ergebnisse von 7 Präparaten in die Auswertung ein. Bei dieser Fallzahl werden nur deutliche Unterschiede der untersuchten Insertionen statistisch signifikant. Weitere Unterschiede werden möglicherweise erst bei einer höheren Fallzahl signifikant oder überhaupt wahrgenommen.

Das Verwenden einer Bohrschablone ermöglichte über alle Versuche ein standardisiertes Einbringen der zu vergleichenden Bohrkanaäle. Damit waren die Insertionen bei Orientierung an anatomischen Landmarken an den Präparaten aufzusuchen und zu beschreiben. Nachteil

dieser Methodik ist, dass interindividuelle Unterschiede in Größe und Form der Insertion des HKB nicht berücksichtigt wurden.

Die Versuchsapparatur war in der Lage bei allen Versuchen die präzise Einstellung und Reproduktion der Gelenksstellungen in allen sechs Freiheitsgraden zu gewährleisten. Die Skalierung an den verschiedenen Gelenken wurde in Millimetern vorgenommen. Da die Einstellung anhand der Skalen mit dem menschlichen Auge nur endlich präzise ist und pro Stellung 6 Gelenke feinjustiert wurden, müssen minimale Fehler in der Einstellung der Positionen bei der vorliegenden Studie postuliert werden. Bei einer Entfernung der Bohrkanäle von nur 3 mm untereinander kann dieser Umstand eine Verschlechterung der Trennschärfe zwischen den untersuchten Bohrpositionen bedeuten.

Autoren berichten von einer reziproken Funktion von VKB und HKB[1, 7, 47, 87, 129, 130]. D.h. die Kreuzbänder werden als funktionelle Gegenspieler betrachtet, die von Extension zu Flexion ihre stabilisierende Wirkung in unterschiedlichen Stellungen ausüben. In der vorliegenden Studie wurde vor den Messungen das VKB entfernt. Der Einfluss des VKB auf den Verlauf des HKB konnte deshalb nicht berücksichtigt werden. Ebenso bleiben Effekte, die bei Verwendung eines dickeren Transplantates auftreten, ebenfalls unberücksichtigt.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie können als Empfehlung für Operateure für eine möglichst isometrische und anatomische Platzierung bei dem Ersatz des HKB in double-bundle-Technik betrachtet werden. Wie oben erwähnt, gibt es aber weitere Kriterien für die korrekte Platzierung der Bohrkanäle, die der Operateur berücksichtigen sollte.

Fraglich ist, ob intraoperativ die Diskriminierung von Insertionspunkten, die wie in der vorliegenden Studie nur 3 mm voneinander entfernt liegen, möglich ist. Die operativ-technische Durchführbarkeit war jedoch nicht Gegenstand der vorliegenden Studie.

Keine Aussage über die Vorteile bzw. die Überlegenheit einer double-bundle-Rekonstruktion gegenüber einer single-bundle-Technik kann aus den Ergebnissen der vorliegenden Studie abgeleitet werden.

Weitere biomechanische sowie klinische Studien sind notwendig, die biomechanischen Eigenschaften der verschiedenen Rekonstruktionstechniken und deren Langzeitergebnisse für die Patienten zu untersuchen.

7. Zusammenfassung

Rupturen des hinteren Kreuzbandes (HKB), sind vergleichsweise seltene Knieinnenverletzungen, die vor allem als Unfallfolge im Straßenverkehr („dashbord-injury“, Motorrollerfahrer) oder als Sportverletzung auftreten. Bei bleibender Instabilität im betroffenen Kniegelenk wird insbesondere bei jungen, sportlich aktiven Patienten die operative Rekonstruktion mittels HKB-Plastik angestrebt. Die optimale Positionierung der Bohrkanäle für die HKB-Plastik war und ist Gegenstand der Forschung. Ziel der Rekonstruktion ist die Wiederherstellung der Kinematik des Kniegelenks. Dabei soll der Kreuzbandersatz möglichst dem nativen Spannungsverhalten des HKB folgen. Extreme Spannungsschwankungen des Transplantats während der Beugung des Kniegelenks sollen vermieden werden. Mehrere Studien untersuchten verschiedene femorale und tibiale Insertionen innerhalb der Ansatzstellen des HKB auf ihr Längenänderungsverhalten. Weil das HKB mikro- und makroanatomisch aus mehreren Faserbündeln besteht, die sich fächerförmig aufspannen, befürworteten mehrere Autoren operativ die beiden Hauptfaserbündel des HKB zu ersetzen („double-bundle-Technik“). Der Ersatz sowohl des anterolateralen Faserbündels (ALB) sowie des posteromedialen Faserbündels (PMB) soll eine größere Stabilität erreichen, indem die natürlichen Verhältnisse genauer wiederhergestellt werden.

Ziel der vorliegenden Studie war es, für einen double-bundle-Ersatz des HKB innerhalb der anatomischen Insertionen der beiden Faserbündel jeweils die Fixationsstellen an Femur und Tibia aufzusuchen, deren Distanz im Laufe einer Flexionsbewegung sich am wenigsten verändert.

Zu diesem Zweck wurde eine Versuchapparatur entworfen und gebaut, die in der Lage war, definierte Positionen von Femur und Tibia im Raum zu registrieren und wieder einzustellen. An sieben frischen Leichenknien wurden 11 definierte Flexionsgrade (125°, 100°, 90°, 80°, 60°, 50°, 35°, 30°, 25°, 10° und 0°) unter Führung aller Weichteilstrukturen zunächst mit der Apparatur aufgezeichnet. Nach Präparation und Entfernung der Kreuzbänder wurden so Fadenmessversuche innerhalb der Insertionen des HKB ermöglicht, wobei die aufgezeichneten Flexionsgrade mit der Versuchsapparatur exakt wiederhergestellt werden konnten. Für jedes der zwei Hauptfaserbündel des HKB wurden fünf femorale Bohrpositionen gegenüber drei tibialen Bohrpositionen verglichen, wobei jede Kombinationsmöglichkeit vermessen wurde. Dazu wurde ein unelastischer Messfaden tibial fixiert, durch den femoralen Bohrkanal ausgeleitet und mit einem digitalen Wegaufnehmer verbunden. Die Kombination,

die über die gesamte Flexion der geringsten Distanzänderung von Femur und Tibia unterworfen war, wurde als günstigste für dieses Bündel gewertet.

Es zeigte sich, dass die Insertionen der beiden Bündel des HKB einer deutlichen Distanzzunahme im Laufe der Flexion unterliegen, von im Mittel $15,6 \text{ mm} \pm 2,9 \text{ mm}$ für das ALB und $13,8 \text{ mm} \pm 2,3 \text{ mm}$ für das PMB. Eine isometrische Verbindung wurde für keines der beiden Bündel gefunden. Generell hatte die femorale Positionierung einen größeren Einfluss auf die Distanzänderung als die tibiale Positionierung. Femoral zeigten für beide Bündel die Punkte am postero-proximalen Rand der anatomischen Insertion die geringste Distanzänderung mit $11,2 \text{ mm} \pm 3,8 \text{ mm}$ (ALB) bzw. $10,5 \text{ mm} \pm 4,8 \text{ mm}$ (PMB).

Literaturverzeichnis:

1. Ahmad, C. S., Z. A. Cohen, W. N. Levine, T. R. Gardner, G. A. Ateshian and V. C. Mow, *Codominance of the individual posterior cruciate ligament bundles. An analysis of bundle lengths and orientation*. Am J Sports Med, 2003. **31**(2): p. 221-5.
2. Ahmed, A. M. and D. L. Burke, *In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints--Part I: Tibial surface of the knee*. J Biomech Eng, 1983. **105**(3): p. 216-25.
3. Ahn, J. H., J. C. Yoo and J. H. Wang, *Posterior cruciate ligament reconstruction: double-loop hamstring tendon autograft versus Achilles tendon allograft--clinical results of a minimum 2-year follow-up*. Arthroscopy, 2005. **21**(8): p. 965-9.
4. Amis, A. A., B. Beynon, L. Blankevoort, P. Chambat, P. Christel, L. Durselen, N. Friederich, E. Grood, P. Hertel, R. Jakob and . *Proceedings of the ESSKA Scientific Workshop on Reconstruction of the Anterior and Posterior Cruciate Ligaments*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc., 1994. **2**(3): p. 124-132.
5. Amis, A. A., A. M. Bull, C. M. Gupte, I. Hijazi, A. Race and J. R. Robinson, *Biomechanics of the PCL and related structures: posterolateral, posteromedial and meniscofemoral ligaments*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2003. **11**(5): p. 271-81.
6. Amis, A. A. and G. P. Dawkins, *Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries*. J Bone Joint Surg Br, 1991. **73**(2): p. 260-7.
7. Amis, A. A., C. M. Gupte, A. M. Bull and A. Edwards, *Anatomy of the posterior cruciate ligament and the meniscofemoral ligaments*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. **14**(3): p. 257-63.
8. Andrews, J. R., J. C. Edwards and Y. E. Satterwhite, *Isolated posterior cruciate ligament injuries. History, mechanism of injury, physical findings, and ancillary tests*. Clin Sports Med, 1994. **13**(3): p. 519-30.
9. Apsingi, S., T. Nguyen, A. M. Bull, A. Unwin, D. J. Deehan and A. A. Amis, *Control of laxity in knees with combined posterior cruciate ligament and posterolateral corner deficiency: comparison of single-bundle versus double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction combined with modified Larson posterolateral corner reconstruction*. Am J Sports Med, 2008. **36**(3): p. 487-94.
10. Bach, B. R., D. J. Daluga, R. Mikosz, T. P. Andriacchi and R. Seidl, *Force displacement characteristics of the posterior cruciate ligament*. Am J Sports Med, 1992. **20**(1): p. 67-71; discussion 71-72.
11. Barber, F. A., G. C. Fanelli, L. S. Matthews, S. S. Pak and G. W. Woods, *The treatment of complete posterior cruciate ligament tears*. Arthroscopy, 2000. **16**(7): p. 725-31.
12. Berg, E. E., *Posterior cruciate ligament tibial inlay reconstruction*. Arthroscopy, 1995. **11**(1): p. 69-76.
13. Bergfeld, J. A., S. M. Graham, R. D. Parker, A. D. Valdevit and H. E. Kambic, *A biomechanical comparison of posterior cruciate ligament reconstructions using single- and double-bundle tibial inlay techniques*. Am J Sports Med, 2005. **33**(7): p. 976-81.
14. Bergfeld, J. A., D. R. McAllister, R. D. Parker, A. D. Valdevit and H. Kambic, *The effects of tibial rotation on posterior translation in knees in which the posterior cruciate ligament has been cut*. J Bone Joint Surg Am, 2001. **83-A**(9): p. 1339-43.

15. Bergfeld, J. A., D. R. McAllister, R. D. Parker, A. D. Valdevit and H. E. Kambic, *A biomechanical comparison of posterior cruciate ligament reconstruction techniques*. Am J Sports Med, 2001. **29**(2): p. 129-36.
16. Borner, M., H. Huber and C. Mattheck, [*The cruciate ligaments as the major mechanism of control of the movement of the knee joint*]. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1988. **126**(6): p. 617-24.
17. Bradley, J., D. FitzPatrick, D. Daniel, T. Shercliff and J. O'Connor, *Orientation of the cruciate ligament in the sagittal plane. A method of predicting its length-change with flexion*. J Bone Joint Surg Br, 1988. **70**(1): p. 94-9.
18. Brandt, K. D., E. M. Braunstein, D. M. Visco, B. O'Connor, D. Heck and M. Albrecht, *Anterior (cranial) cruciate ligament transection in the dog: a bona fide model of osteoarthritis, not merely of cartilage injury and repair*. J Rheumatol, 1991. **18**(3): p. 436-46.
19. Butler, D. L., F. R. Noyes and E. S. Grood, *Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study*. J Bone Joint Surg Am, 1980. **62**(2): p. 259-70.
20. Chen, C. H., W. J. Chen and C. H. Shih, *Arthroscopic reconstruction of the posterior cruciate ligament with quadruple hamstring tendon graft: a double fixation method*. J Trauma, 2002. **52**(5): p. 938-45.
21. Clancy, W. G., Jr. and R. D. Pandya, *Posterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft*. Clin.Sports Med., 1994. **13**(3): p. 561-570.
22. Clancy, W. G., Jr., K. D. Shelbourne, G. B. Zoellner, J. S. Keene, B. Reider and T. D. Rosenberg, *Treatment of knee joint instability secondary to rupture of the posterior cruciate ligament. Report of a new procedure*. J Bone Joint Surg Am, 1983. **65**(3): p. 310-22.
23. Cooper, D. E. and D. Stewart, *Posterior cruciate ligament reconstruction using single-bundle patella tendon graft with tibial inlay fixation: 2- to 10-year follow-up*. Am J Sports Med, 2004. **32**(2): p. 346-60.
24. Covey, D. C. and A. A. Sapega, *Anatomy and function of the posterior cruciate ligament*. Clin Sports Med, 1994. **13**(3): p. 509-18.
25. Covey, D. C., A. A. Sapega and R. C. Marshall, *The effects of varied joint motion and loading conditions on posterior cruciate ligament fiber length behavior*. Am J Sports Med, 2004. **32**(8): p. 1866-72.
26. Covey, D. C., A. A. Sapega and G. M. Sherman, *Testing for isometry during reconstruction of the posterior cruciate ligament. Anatomic and biomechanical considerations*. Am J Sports Med, 1996. **24**(6): p. 740-6.
27. Cross, M. J. and J. F. Powell, *Long-term followup of posterior cruciate ligament rupture: a study of 116 cases*. Am J Sports Med, 1984. **12**(4): p. 292-7.
28. Dandy, D. J. and R. J. Pusey, *The long-term results of unrepaired tears of the posterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg Br, 1982. **64**(1): p. 92-4.
29. Davis, D. K., D. H. Goltz, D. C. Fithian and D. D'Lima, *Anatomical posterior cruciate ligament transplantation: a biomechanical analysis*. Am J Sports Med, 2006. **34**(7): p. 1126-33.
30. DeFrate, L. E., T. J. Gill and G. Li, *In vivo function of the posterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion*. Am J Sports Med, 2004. **32**(8): p. 1923-8.
31. Dowd, G. S., *Reconstruction of the posterior cruciate ligament. Indications and results*. J Bone Joint Surg Br, 2004. **86**(4): p. 480-91.
32. Eberhardt, C., A. Jager, G. Schwetlick and M. A. Rauschmann, [*History of surgery of the anterior cruciate ligament*]. Orthopade, 2002. **31**(8): p. 702-9.
33. Edwards, A., A. M. Bull and A. A. Amis, *The attachments of the fiber bundles of the posterior cruciate ligament: an anatomic study*. Arthroscopy, 2007. **23**(3): p. 284-90.

34. Fanelli, G. C. and C. J. Edson, *Combined posterior cruciate ligament-posterolateral reconstructions with Achilles tendon allograft and biceps femoris tendon tenodesis: 2- to 10-year follow-up*. *Arthroscopy*, 2004. **20**(4): p. 339-45.
35. Fanelli, G. C., B. F. Giannotti and C. J. Edson, *Arthroscopically assisted combined posterior cruciate ligament/posterior lateral complex reconstruction*. *Arthroscopy*, 1996. **12**(5): p. 521-530.
36. Fick, R., *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln. 3. Teil: Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik*. 1911, Gustav Fischer: Jena. p. 512-591.
37. Fowler, P. J. and S. S. Messieh, *Isolated posterior cruciate ligament injuries in athletes*. *Am J Sports Med*, 1987. **15**(6): p. 553-7.
38. Freeman, R. T., Z. A. Duri and G. S. Dowd, *Combined chronic posterior cruciate and posterolateral corner ligamentous injuries: a comparison of posterior cruciate ligament reconstruction with and without reconstruction of the posterolateral corner*. *Knee*, 2002. **9**(4): p. 309-12.
39. Friederich, N. F. and W. R. O'Brien, *Zur Funktionellen Anatomie der Kreuzbänder*, in *Knie und Kreuzbänder*, R. B. Jakob and H. U. Stäubli, Editors. 1990, Springer: Berlin. p. 80-93.
40. Fu, F. H., C. H. Bennett, C. Lattermann and C. B. Ma, *Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: Biology and biomechanics of reconstruction*. *Am J Sports Med*, 1999. **27**(6): p. 821-30.
41. Fujii, K., T. Yamagishi, S. Sai, T. Tanaka, H. Takeuchi, M. Tsuji and K. Murota, *Reconstruction of the posterior cruciate ligament with LAD-augmented semitendinosus and gracilis tendons: a preliminary report*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1993. **1**(3-4): p. 148-51.
42. Fukubayashi, T., P. A. Torzilli, M. F. Sherman and R. F. Warren, *An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque*. *J Bone Joint Surg Am*, 1982. **64**(2): p. 258-64.
43. Fuss, F. K., *Anatomy of the cruciate ligaments and their function in extension and flexion of the human knee joint*. *Am J Anat*, 1989. **184**(2): p. 165-76.
44. Galloway, M. T., E. S. Grood, J. N. Mehalik, M. Levy, S. C. Saddler and F. R. Noyes, *Posterior cruciate ligament reconstruction. An in vitro study of femoral and tibial graft placement*. *Am J Sports Med*, 1996. **24**(4): p. 437-45.
45. Geissler, W. B. and T. L. Whipple, *Intraarticular abnormalities in association with posterior cruciate ligament injuries*. *Am J Sports Med*, 1993. **21**(6): p. 846-9.
46. Gill, T. J., L. E. DeFrate, C. Wang, C. T. Carey, S. Zayontz, B. Zarins and G. Li, *The biomechanical effect of posterior cruciate ligament reconstruction on knee joint function. Kinematic response to simulated muscle loads*. *Am J Sports Med*, 2003. **31**(4): p. 530-6.
47. Girgis, F. G., J. L. Marshall and A. Monajem, *The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis*. *Clin Orthop Relat Res*, 1975(106): p. 216-31.
48. Goldstein, J. and J. A. Bosco, 3rd, *The ACL-deficient knee: natural history and treatment options*. *Bull Hosp Jt Dis*, 2001. **60**(3-4): p. 173-8.
49. Gollehon, D. L., P. A. Torzilli and R. F. Warren, *The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. A biomechanical study*. *J Bone Joint Surg Am*, 1987. **69**(2): p. 233-42.
50. Grood, E. S., M. S. Hefzy and T. N. Lindenfield, *Factors affecting the region of most isometric femoral attachments. Part I: The posterior cruciate ligament*. *Am J Sports Med*, 1989. **17**(2): p. 197-207.

51. Grood, E. S., S. F. Stowers and F. R. Noyes, *Limits of movement in the human knee. Effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures.* J Bone Joint Surg Am, 1988. **70**(1): p. 88-97.
52. Hagemeister, N., N. Duval, L. Yahia, W. Krudwig, U. Witzel and J. A. de Guise, *Comparison of two methods for reconstruction of the posterior cruciate ligament using a computer based method: quantitative evaluation of laxity, three-dimensional kinematics and ligament deformation measurement in cadaver knees.* Knee, 2002. **9**(4): p. 291-9.
53. Handy, M. H., P. B. Blessey, A. J. Kline and M. D. Miller, *The graft/tunnel angles in posterior cruciate ligament reconstruction: a cadaveric comparison of two techniques for femoral tunnel placement.* Arthroscopy, 2005. **21**(6): p. 711-4.
54. Harner, C. D., G. H. Baek, T. M. Vogrin, G. J. Carlin, S. Kashiwaguchi and S. L. Woo, *Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions.* Arthroscopy, 1999. **15**(7): p. 741-9.
55. Harner, C. D. and J. Hoher, *Evaluation and treatment of posterior cruciate ligament injuries.* Am J Sports Med, 1998. **26**(3): p. 471-82.
56. Harner, C. D., M. A. Janaushek, A. Kanamori, M. Yagi, T. M. Vogrin and S. L. Woo, *Biomechanical analysis of a double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction.* Am J Sports Med, 2000. **28**(2): p. 144-51.
57. Hertel, P. and L. Schweiberer, [*Biomechanics and pathophysiology of the knee ligaments*]. Hefte Unfallheilkd, 1975(125): p. 1-16.
58. Hoher, J., S. Scheffler and A. Weiler, *Graft choice and graft fixation in PCL reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2003. **11**(5): p. 297-306.
59. Houe, T. and U. Jorgensen, *Arthroscopic posterior cruciate ligament reconstruction: one- vs. two-tunnel technique.* Scand J Med Sci Sports, 2004. **14**(2): p. 107-11.
60. Hughston, J. C., J. A. Bowden, J. R. Andrews and L. A. Norwood, *Acute tears of the posterior cruciate ligament. Results of operative treatment.* J Bone Joint Surg Am, 1980. **62**(3): p. 438-50.
61. Hughston, J. C. and T. C. Degenhardt, *Reconstruction of the posterior cruciate ligament.* Clin Orthop Relat Res, 1982(164): p. 59-77.
62. Huson, A., *Biomechanische Probleme des Kniegelenkes.* Orthopaede, 1974(3): p. 119-126.
63. Inderster, A., K. P. Benedetto, T. Klestil, K. H. Kunzel and O. Gaber, *Fiber orientation of posterior cruciate ligament: an experimental morphological and functional study, Part 2.* Clin Anat, 1995. **8**(5): p. 315-22.
64. Iwamoto, J., T. Takeda, Y. Suda, T. Otani and H. Matsumoto, *Conservative treatment of isolated posterior cruciate ligament injury in professional baseball players: a report of two cases.* Knee, 2004. **11**(1): p. 41-4.
65. Jakob, R. P. and M. Rueggsegger, [*Therapy of posterior and posterolateral knee instability*]. Orthopade, 1993. **22**(6): p. 405-13.
66. Johnson, D. H., G. C. Fanelli and M. D. Miller, *PCL 2002: indications, double-bundle versus inlay technique and revision surgery.* Arthroscopy, 2002. **18**(9 Suppl 2): p. 40-52.
67. Juergensen, K., J. C. Edwards and R. P. Jakob, *Positioning of the posterior cruciate ligament.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1994. **2**(3): p. 133-7.
68. Jung, Y. B., H. J. Jung, S. K. Tae, Y. S. Lee and K. H. Lee, *Reconstruction of the posterior cruciate ligament with a mid-third patellar tendon graft with use of a modified tibial inlay method.* J Bone Joint Surg Am, 2005. **87 Suppl 1**(Pt 2): p. 247-63.

69. Kaplan, M. J. and W. G. Clancy, Jr., *Alabama sports medicine experience with isolated and combined posterior cruciate ligament injuries*. Clin Sports Med, 1994. **13**(3): p. 545-52.
70. Kieser, C. W. and R. W. Jackson, *Eugen Bircher (1882-1956) the first knee surgeon to use diagnostic arthroscopy*. Arthroscopy, 2003. **19**(7): p. 771-6.
71. Kim, S. J., C. H. Choi and H. S. Kim, *Arthroscopic posterior cruciate ligament tibial inlay reconstruction*. Arthroscopy, 2004. **20 Suppl 2**: p. 149-54.
72. Kim, S. J., H. K. Kim and H. J. Kim, *Arthroscopic posterior cruciate ligament reconstruction using a one-incision technique*. Clin Orthop Relat Res, 1999(359): p. 156-66.
73. Kim, S. J. and I. S. Park, *Arthroscopic reconstruction of the posterior cruciate ligament using tibial-inlay and double-bundle technique*. Arthroscopy, 2005. **21**(10): p. 1271.
74. Kim, S. J., I. S. Park, Y. M. Cheon and S. W. Ryu, *Double-bundle technique: endoscopic posterior cruciate ligament reconstruction using tibialis posterior allograft*. Arthroscopy, 2004. **20**(10): p. 1090-4.
75. Kitamura, N., K. Yasuda, H. Tohyama, M. Yamanaka and Y. Tanabe, *Primary stability of three posterior cruciate ligament reconstruction procedures: a biomechanical in vitro study*. Arthroscopy, 2005. **21**(8): p. 970-8.
76. Klein, P. and P. Sommerfeld, *Biomechanik der menschlichen Gelenke*. 2004, München: Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag. 443
77. Krudwig, W. K., *Anterior cruciate ligament reconstruction using an alloplastic ligament of polyethylene terephthalate (PET -- Trevira -- hochfest). Follow-up study*. Biomed Mater Eng, 2002. **12**(1): p. 59-67.
78. Kumagai, M., Y. Mizuno, S. M. Mattessich, J. J. Elias, A. J. Cosgarea and E. Y. Chao, *Posterior cruciate ligament rupture alters in vitro knee kinematics*. Clin Orthop Relat Res, 2002(395): p. 241-8.
79. Li, G., L. E. DeFrate, H. Sun and T. J. Gill, *In vivo elongation of the anterior cruciate ligament and posterior cruciate ligament during knee flexion*. Am J Sports Med, 2004. **32**(6): p. 1415-20.
80. Li, G., T. J. Gill, L. E. DeFrate, S. Zayontz, V. Glatt and B. Zarins, *Biomechanical consequences of PCL deficiency in the knee under simulated muscle loads--an in vitro experimental study*. J Orthop Res, 2002. **20**(4): p. 887-92.
81. Lipscomb, A. B., Jr., A. F. Anderson, E. D. Norwig, W. D. Hovis and D. L. Brown, *Isolated posterior cruciate ligament reconstruction. Long-term results*. Am J Sports Med, 1993. **21**(4): p. 490-6.
82. Lobenhoffer, P., *[Chronic instability after posterior cruciate ligament injury. Tactics, techniques, and results]*. Unfallchirurg, 1999. **102**(11): p. 824-38.
83. Logan, M., A. Williams, J. Lavelle, W. Gedroyc and M. Freeman, *The effect of posterior cruciate ligament deficiency on knee kinematics*. Am J Sports Med, 2004. **32**(8): p. 1915-22.
84. Lopes, O. V., Jr., M. Ferretti, W. Shen, M. Ekdahl, P. Smolinski and F. H. Fu, *Topography of the femoral attachment of the posterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg Am, 2008. **90**(2): p. 249-55.
85. MacDonald, P., A. Miniaci, P. Fowler, P. Marks and B. Finlay, *A biomechanical analysis of joint contact forces in the posterior cruciate deficient knee*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1996. **3**(4): p. 252-5.
86. Makino, A., L. Aponte Tino, M. A. Ayerza, C. Pascual Garrido, M. Costa Paz and D. L. Muscolo, *Anatomic double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction using double-double tunnel with tibial anterior and posterior fresh-frozen allograft*. Arthroscopy, 2006. **22**(6): p. 684 e1-5.

87. Makris, C. A., A. D. Georgoulis, C. D. Papageorgiou, U. G. Moebius and P. N. Soucacos, *Posterior cruciate ligament architecture: evaluation under microsurgical dissection*. *Arthroscopy*, 2000. **16**(6): p. 627-632.
88. Mannor, D. A., J. T. Shearn, E. S. Grood, F. R. Noyes and M. S. Levy, *Two-bundle posterior cruciate ligament reconstruction. An in vitro analysis of graft placement and tension*. *Am J Sports Med*, 2000. **28**(6): p. 833-45.
89. Margheritini, F., J. Rihn, V. Musahl, P. P. Mariani and C. Harner, *Posterior cruciate ligament injuries in the athlete: an anatomical, biomechanical and clinical review*. *Sports Med*, 2002. **32**(6): p. 393-408.
90. Mariani, P. P., R. Becker, J. Rihn and F. Margheritini, *Surgical treatment of posterior cruciate ligament and posterolateral corner injuries. An anatomical, biomechanical and clinical review*. *Knee*, 2003. **10**(4): p. 311-24.
91. Markolf, K. L., B. T. Feeley, S. R. Jackson and D. R. McAllister, *Biomechanical studies of double-bundle posterior cruciate ligament reconstructions*. *J Bone Joint Surg Am*, 2006. **88**(8): p. 1788-94.
92. Markolf, K. L., B. T. Feeley, S. R. Jackson and D. R. McAllister, *Where should the femoral tunnel of a posterior cruciate ligament reconstruction be placed to best restore anteroposterior laxity and ligament forces?* *Am J Sports Med*, 2006. **34**(4): p. 604-11.
93. Markolf, K. L., D. R. McAllister, C. R. Young, J. McWilliams and D. A. Oakes, *Biomechanical effects of medial-lateral tibial tunnel placement in posterior cruciate ligament reconstruction*. *J Orthop Res*, 2003. **21**(1): p. 177-82.
94. Markolf, K. L., J. S. Mensch and H. C. Amstutz, *Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study*. *J Bone Joint Surg Am*, 1976. **58**(5): p. 583-94.
95. Markolf, K. L., J. R. Slauterbeck, K. L. Armstrong, M. S. Shapiro and G. A. Finerman, *A biomechanical study of replacement of the posterior cruciate ligament with a graft. Part I: Isometry, pre-tension of the graft, and anterior-posterior laxity*. *J Bone Joint Surg Am*, 1997. **79**(3): p. 375-80.
96. Markolf, K. L., J. R. Slauterbeck, K. L. Armstrong, M. S. Shapiro and G. A. Finerman, *A biomechanical study of replacement of the posterior cruciate ligament with a graft. Part II: Forces in the graft compared with forces in the intact ligament*. *J Bone Joint Surg Am*, 1997. **79**(3): p. 381-6.
97. Markolf, K. L., J. R. Zemanovic and D. R. McAllister, *Cyclic loading of posterior cruciate ligament replacements fixed with tibial tunnel and tibial inlay methods*. *J Bone Joint Surg Am*, 2002. **84-A**(4): p. 518-24.
98. Marks, P. H., M. Cameron and F. H. Fu, *[Reconstruction of the cruciate ligaments with allogeneic transplants. Techniques, results and perspectives]*. *Orthopade*, 1993. **22**(6): p. 386-91.
99. Mejia, E. A., F. R. Noyes and E. S. Grood, *Posterior cruciate ligament femoral insertion site characteristics. Importance for reconstructive procedures*. *Am J Sports Med*, 2002. **30**(5): p. 643-51.
100. Menschik, A., *[Mechanics of the knee-joint. I (author's transl)]*. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 1974. **112**(3): p. 481-95.
101. Menschik, A., *[Mechanics of the knee joint, part II, the final rotation (author's transl)]*. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 1975. **113**(3): p. 388-400.
102. Miller, M. D., D. L. Johnson, C. D. Harner and F. H. Fu, *Posterior cruciate ligament injuries*. *Orthop Rev*, 1993. **22**(11): p. 1201-10.
103. Miller, M. D. and A. D. Olszewski, *Cruciate ligament graft intra-articular distances*. *Arthroscopy*, 1997. **13**(3): p. 291-5.

104. Mommersteeg, T. J., R. Huiskes, L. Blankevoort, J. G. Kooloos and J. M. Kauer, *An inverse dynamics modeling approach to determine the restraining function of human knee ligament bundles*. J Biomech, 1997. **30**(2): p. 139-46.
105. Moon, D. K., S. L. Woo, Y. Takakura, M. T. Gabriel and S. D. Abramowitch, *The effects of refreezing on the viscoelastic and tensile properties of ligaments*. J Biomech, 2006. **39**(6): p. 1153-7.
106. Moore, H. A. and R. L. Larson, *Posterior cruciate ligament injuries. Results of early surgical repair*. Am J Sports Med, 1980. **8**(2): p. 68-78.
107. Morgan, C. D., V. R. Kalman and D. M. Grawl, *The anatomic origin of the posterior cruciate ligament: where is it? Reference landmarks for PCL reconstruction*. Arthroscopy, 1997. **13**(3): p. 325-31.
108. Müller, W., *Das Knie. Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie*. 1982, Berlin Heidelberg New York: Springer
109. Nakagawa, S., P. Johal, V. Pinskerova, T. Komatsu, A. Sosna, A. Williams and M. A. Freeman, *The posterior cruciate ligament during flexion of the normal knee*. J Bone Joint Surg Br, 2004. **86**(3): p. 450-6.
110. Nau, T., P. Lavoie and N. Duval, *A new generation of artificial ligaments in reconstruction of the anterior cruciate ligament. Two-year follow-up of a randomised trial*. J Bone Joint Surg Br, 2002. **84**(3): p. 356-60.
111. Nielsen, A. B. and J. Yde, *Epidemiology of acute knee injuries: a prospective hospital investigation*. J Trauma, 1991. **31**(12): p. 1644-8.
112. Nutzenberger, A. M., *Untersuchung zur Isometrie von Kreuzbandfaszikeln*, in *Anatomische Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität*. 1995, Ludwig-Maximilians-Universität: München.
113. Oakes, D. A., K. L. Markolf, J. McWilliams, C. R. Young and D. R. McAllister, *The effect of femoral tunnel position on graft forces during inlay posterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 2003. **31**(5): p. 667-72.
114. Odensten, M. and J. Gillquist, *Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction*. J Bone Joint Surg Am, 1985. **67**(2): p. 257-62.
115. Odensten, M. and J. Gillquist, *Reconstruction of the posterior cruciate ligament using a new drill-guide*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1993. **1**(1): p. 39-43.
116. Ogata, K. and J. A. McCarthy, *Measurements of length and tension patterns during reconstruction of the posterior cruciate ligament*. Am J Sports Med, 1992. **20**(3): p. 351-5.
117. Ortiz, G. J., H. Schmotzer, J. Bernbeck, S. Graham, J. E. Tibone and C. T. Vangsness, Jr., *Isometry of the posterior cruciate ligament. Effects of functional load and muscle force application*. Am J Sports Med, 1998. **26**(5): p. 663-8.
118. Palmer, I., *On the injury to the ligaments of the knee joint. A clinical study*. Acta Chir Scand, 1938. **81**(53): p. 2-282.
119. Papannagari, R., L. E. DeFrate, K. W. Nha, J. M. Moses, M. Moussa, T. J. Gill and G. Li, *Function of posterior cruciate ligament bundles during in vivo knee flexion*. Am J Sports Med, 2007. **35**(9): p. 1507-12.
120. Parolie, J. M. and J. A. Bergfeld, *Long-term results of nonoperative treatment of isolated posterior cruciate ligament injuries in the athlete*. Am J Sports Med, 1986. **14**(1): p. 35-8.
121. Passler, H. H., *The history of the cruciate ligaments: some forgotten (or unknown) facts from Europe*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1993. **1**(1): p. 13-6.
122. Paulos, L. E., D. L. Butler, F. R. Noyes and E. S. Grood, *Intra-articular cruciate reconstruction. II: Replacement with vascularized patellar tendon*. Clin Orthop Relat Res, 1983(172): p. 78-84.

123. Pearsall, A. W. I. V. M. D., M. M. D. Pyevich, L. F. P. Draganich, J. J. M. D. Larkin and B. M. D. Reider, *In Vitro Study of Knee Stability After Posterior Cruciate Ligament Reconstruction. [Miscellaneous Article]*.
124. Pearsall, A. W. t., J. M. Hollis, G. V. Russell, Jr. and Z. Scheer, *A biomechanical comparison of three lower extremity tendons for ligamentous reconstruction about the knee*. *Arthroscopy*, 2003. **19**(10): p. 1091-6.
125. Petermann, J., L. Gotzen and P. Trus, *Posterior cruciate ligament (PCL) reconstruction--an in vitro study of isometry. Part II. Tests using an experimental PCL graft model*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1994. **2**(2): p. 104-6.
126. Petersen, W., S. Lenschow, A. Weimann, M. J. Strobel, M. J. Raschke and T. Zantop, *Importance of femoral tunnel placement in double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: biomechanical analysis using a robotic/universal force-moment sensor testing system*. *Am J Sports Med*, 2006. **34**(3): p. 456-63.
127. Petersen, W. and B. Tillmann, *[Anatomy and function of the anterior cruciate ligament]*. *Orthopade*, 2002. **31**(8): p. 710-8.
128. Pournaras, J. and P. P. Symeonides, *The results of surgical repair of acute tears of the posterior cruciate ligament*. *Clin Orthop Relat Res*, 1991(267): p. 103-7.
129. Race, A. and A. A. Amis, *The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament*. *J Biomech*, 1994. **27**(1): p. 13-24.
130. Race, A. and A. A. Amis, *Loading of the two bundles of the posterior cruciate ligament: an analysis of bundle function in a-P drawer*. *J Biomech*, 1996. **29**(7): p. 873-9.
131. Race, A. and A. A. Amis, *PCL reconstruction. In vitro biomechanical comparison of 'isometric' versus single and double-bundled 'anatomic' grafts*. *J Bone Joint Surg Br*, 1998. **80**(1): p. 173-9.
132. Ramaniraka, N. A., A. Terrier, N. Theumann and O. Siegrist, *Effects of the posterior cruciate ligament reconstruction on the biomechanics of the knee joint: a finite element analysis*. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2005. **20**(4): p. 434-42.
133. Richards, R. S., 2nd and C. T. Moorman, 3rd, *Use of autograft quadriceps tendon for double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction*. *Arthroscopy*, 2003. **19**(8): p. 906-15.
134. Richter, M., H. Kiefer, G. Hehl and L. Kinzl, *Primary repair for posterior cruciate ligament injuries. An eight-year followup of fifty-three patients*. *Am J Sports Med*, 1996. **24**(3): p. 298-305.
135. Robson, A. W. M., *Ruptured crucial ligaments and their repair by operation*. *Ann Surg*, 1903(37): p. 716-718.
136. Saddler, S. C., F. R. Noyes, E. S. Grood, D. R. Knochenmuss and M. S. Hefzy, *Posterior cruciate ligament anatomy and length-tension behavior of PCL surface fibers*. *Am J Knee Surg*, 1996. **9**(4): p. 194-9.
137. Saville, D. J., *Multiple Comparison Procedures: The Practical Solution*. *The American Statistician*, 1990. **44**(2): p. 174-180.
138. Schulte, K. R., E. T. Chu and F. H. Fu, *Arthroscopic posterior cruciate ligament reconstruction*. *Clin Sports Med*, 1997. **16**(1): p. 145-56.
139. Schulz, M. S., K. Russe, A. Weiler, H. J. Eichhorn and M. J. Strobel, *Epidemiology of posterior cruciate ligament injuries*. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2003. **123**(4): p. 186-91.
140. Sekiya, J. K., M. J. Haemmerle, K. J. Stabile, T. M. Vogrin and C. D. Harner, *Biomechanical Analysis of a Combined Double-Bundle Posterior Cruciate Ligament and Posterolateral Corner Reconstruction*. *Am J Sports Med*, 2005. **33**(3): p. 360-369.

141. Sekiya, J. K., R. V. West, B. C. Ong, J. J. Irrgang, F. H. Fu and C. D. Harner, *Clinical outcomes after isolated arthroscopic single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction*. *Arthroscopy*, 2005. **21**(9): p. 1042-50.
142. Shearn, J. T., E. S. Grood, F. R. Noyes and M. S. Levy, *Two-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: how bundle tension depends on femoral placement*. *J Bone Joint Surg Am*, 2004. **86-A**(6): p. 1262-70.
143. Shearn, J. T., E. S. Grood, F. R. Noyes and M. S. Levy, *One- and two-strand posterior cruciate ligament reconstructions: cyclic fatigue testing*. *J Orthop Res*, 2005. **23**(4): p. 958-63.
144. Shelbourne, K. D. and Y. Muthukaruppan, *Subjective results of nonoperatively treated, acute, isolated posterior cruciate ligament injuries*. *Arthroscopy*, 2005. **21**(4): p. 457-61.
145. Sheps, D. M., D. Otto and M. Fernhout, *The anatomic characteristics of the tibial insertion of the posterior cruciate ligament*. *Arthroscopy*, 2005. **21**(7): p. 820-5.
146. Shino, K., S. Horibe, K. Nakata, A. Maeda, M. Hamada and N. Nakamura, *Conservative treatment of isolated injuries to the posterior cruciate ligament in athletes*. *J Bone Joint Surg Br*, 1995. **77**(6): p. 895-900.
147. Sidles, J. A., R. V. Larson, J. L. Garbini, D. J. Downey and F. A. Matsen, 3rd, *Ligament length relationships in the moving knee*. *J Orthop Res*, 1988. **6**(4): p. 593-610.
148. Skyhar, M. J., R. F. Warren, G. J. Ortiz, E. Schwartz and J. C. Otis, *The effects of sectioning of the posterior cruciate ligament and the posterolateral complex on the articular contact pressures within the knee*. *J Bone Joint Surg Am*, 1993. **75**(5): p. 694-9.
149. Snook, G. A., *A short history of the anterior cruciate ligament and the treatment of tears*. *Clin Orthop Relat Res*, 1983(172): p. 11-3.
150. St Pierre, P. and M. D. Miller, *Posterior cruciate ligament injuries*. *Clin Sports Med*, 1999. **18**(1): p. 199-221, vii.
151. Staubli, H. U., L. Schatzmann, P. Brunner, L. Rincon and L. P. Nolte, *Quadriceps tendon and patellar ligament: cryosectional anatomy and structural properties in young adults*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1996. **4**(2): p. 100-10.
152. Steckel, H., J. S. Starman, M. H. Baums, H. M. Klinger, W. Schultz and F. H. Fu, *Anatomy of the anterior cruciate ligament double bundle structure: a macroscopic evaluation*. *Scand J Med Sci Sports*, 2006.
153. Strobel, M. J., A. Weiler and H. J. Eichhorn, *[Diagnosis and therapy of fresh and chronic posterior cruciate ligament lesions]*. *Chirurg*, 2000. **71**(9): p. 1066-1081.
154. Strobel, M. J., A. Weiler, M. S. Schulz, K. Russe and H. J. Eichhorn, *Arthroscopic evaluation of articular cartilage lesions in posterior-cruciate-ligament-deficient knees*. *Arthroscopy*, 2003. **19**(3): p. 262-8.
155. Takahashi, M., T. Matsubara, M. Doi, D. Suzuki and A. Nagano, *Anatomical study of the femoral and tibial insertions of the anterolateral and posteromedial bundles of human posterior cruciate ligament*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2006. **14**(11): p. 1055-9.
156. Torg, J. S., T. M. Barton, H. Pavlov and R. Stine, *Natural history of the posterior cruciate ligament-deficient knee*. *Clin Orthop Relat Res*, 1989(246): p. 208-16.
157. Trus, P., J. Petermann and L. Gotzen, *Posterior cruciate ligament (PCL) reconstruction--an in vitro study of isometry. Part I. Tests using a string linkage model*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1994. **2**(2): p. 100-3.
158. Valdevit, A., H. Kambic, D. Lilly, S. Graham, R. Parker and J. Bergfeld, *Non-linear fitting of mechanical data for efficacy determination of single versus double bundle*

- Achilles tendon grafts for PCL reconstructions.* Biomed Mater Eng, 2002. **12**(3): p. 309-17.
159. Wang, C. J. and P. S. Walker, *Rotatory laxity of the human knee joint.* J Bone Joint Surg Am, 1974. **56**(1): p. 161-70.
160. Wang, C. J., L. H. Weng, C. C. Hsu and Y. S. Chan, *Arthroscopic single- versus double-bundle posterior cruciate ligament reconstructions using hamstring autograft.* Injury, 2004. **35**(12): p. 1293-9.
161. Weber, W. and E. Weber, *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge.* 1836, Dieterichsche Buchhandlung: Göttingen.
162. Wind, W. M., Jr., J. A. Bergfeld and R. D. Parker, *Evaluation and treatment of posterior cruciate ligament injuries: revisited.* Am J Sports Med, 2004. **32**(7): p. 1765-75.
163. Zantop, T., W. Petersen and F. H. Fu, *Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament. Operative Techniques in Orthopaedics,* 2005. **15**: p. 20-28.

Abbildungsverzeichnis:

Titelbild (Ski)	Quelle:	http://weblogs.newsday.com/sports/watchdog/blog/skiing/	
Titelbild (Fußball)	Quelle:	http://hammerschmiede.wordpress.com/category/allgemein/	
Titelbild (Knieschmerz)	Quelle:	http://www.bulkmsm.com/AyurvedicHerbalMSM/index.htm	
Titelbild (HKB-Ruptur)	Quelle:	http://www.eorthopod.com/public/patient_education/6519/posterior_cruciate_ligament_injuries.html	
Titelbild (Apparatur)	Quelle:	Eigenes Bild/Fotographie des Autors	
Abb. 1:	Quelle:	http://radiographics.rsna.org/cgi/content-nw/full/20/suppl_1/S135/F6B	12
Abb. 2:	Quelle:	http://radiographics.rsna.org/cgi/content-nw/full/20/suppl_1/S135/F6A	12
Abb. 3:	Quelle:	www.dann.at/page/sport-sport_03.htm	12
Abb. 4:	Quelle:	[5]	14
Abb. 5:	Quelle:	[13]	14
Abb. 6:	Quelle:	[108]	17
Abb. 7:	Quelle:	[108]	17
Abb. 8:	Quelle:	[108]	17
Abb. 9:	Quelle:	[108]	18
Abb. 10:	Quelle:	[108]	19
Abb. 11:	Quelle:	[127]	21
Abb. 12:	Quelle:	[7]	22
Abb. 13:	Quelle:	[33]	23
Abb. 14:	Quelle:	[119]	24
Abb. 15:	Quelle:	[87]	26
Abb. 16:	Quelle:	[80]	28
Abb. 17:	Quelle:	[154]	31
Abb. 18:	Quelle:	[55]	33
Abb. 19:	Quelle:	[162]	38
Abb. 20:	Quelle:	[142]	42
Abb. 21:	Quelle:	[88]	43
Abb. 22:	Quelle:	[157]	45
Abb. 23:	Quelle:	[26]	46
Abb. 24:	Quelle:	[116]	47
Abb. 25:	Quelle:	[95]	49
Abb. 26:	Quelle:	[39]	50
Abb. 27:	Quelle:	[117]	52
Abb. 28:	Quelle:	[50]	54
Abb. 29:	Quelle:	[43]	55
Abb. 30:	Quelle:	[119]	57
Abb. 31:	Quelle:	Oben: [84](Modifiziert) Unten: Eigene Graphik des Autors	58
Abb. 32:	Quelle:	Eigenes Bild/Fotographie des Autors	61
Abb. 33:	Quelle:	Eigenes Bild/Fotographie des Autors	62

Abb. 34:	Quelle: Eigenes Bild/Fotographie des Autors	63
Abb. 35:	Quelle: Eigenes Bild/Fotographie des Autors	65
Abb. 36:	Quelle: Eigenes Bild/Fotographie des Autors	66
Abb. 37:	Quelle: Eigenes Bild/Fotographie des Autors	66
Abb. 38:	Quelle: Eigenes Bild/Fotographie des Autors	67
Abb. 39:	Quelle: Eigenes Bild/Fotographie des Autors	68
Abb. 40:	Quelle: Eigenes Bild/Fotographie des Autors	69
Abb. 41:	Quelle: Eigenes Bild/Fotographie des Autors	71
Abb. 42:	Quelle: Eigenes Bild/Fotographie des Autors	71
Abb. 43:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	77
Abb. 44:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	79
Abb. 45:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	79
Abb. 46:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	80
Abb. 47:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	81
Abb. 48:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	82
Abb. 49:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	83
Abb. 50:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	84
Abb. 51:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	86
Abb. 52:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	87
Abb. 53:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	87
Abb. 54:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	88
Abb. 55:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	89
Abb. 56:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	90
Abb. 57:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	91
Abb. 58:	Quelle: Eigene Graphik des Autors	92
Abb. 59:	Quelle: [33].....	93
Abb. 60:	Quelle: Oben: [84] (Modifiziert).....	
	Unten: Eigene Graphik des Autors.....	105

LEBENS LAUF

WOLFGANG JOHANNES UNKHÜR

PERSÖNLICHE INFORMATIONEN

Geburtsdatum:	20. August 1980
Geburtsort:	München
Nationalität:	Deutsch
Alter:	29
Familienstand:	Ledig
Religion:	Römisch Katholisch

SCHULE

1987 - 1991	Grundschule Eichenau
1991 - 2000	Gymnasium Puchheim
06/ 2000	Abschluss: Abitur (Note: 1,8)

ERSATZDIENST

07/2000 - 07/2001	„Anderer Dienst im Ausland“ für die Deutsche Katholische Gemeinde und die St. Hedwig Homes for the Aged Ltd. in Sydney, Australien (Anstelle des Zivildienstes in Deutschland)
-------------------	--

STUDIUM

09/2001	Immatrikulation an der LMU München im Fach Wirtschaftsgeographie
04/2002	Fachwechsel zu Humanmedizin
03/2004	Physikum (Note: 2,66)
04/2008	Ärztliche Prüfung, 2. Abschnitt (Note: 1,5)
05/2008	Approbation als Arzt

BERUFSERFAHRUNG

Ersatzdienst	07/2000 - 07/2001	Pflegerische Tätigkeit für die St. Hedwig Homes for the Aged Ltd. in Sydney (AUS) im Rahmen des Ersatzdienstes
--------------	-------------------	--

Pflegepraktikum	01/2002 – 02/2002	Krankenpflegepraktikum im Krankenhaus München-Pasing
Famulaturen	08/2004	Abteilung für Innere Medizin/Kardiologie, Klinikum Passau
	08/2005	Abteilung für Sportorthopädie, Klinikum Rechts der Isar, TU München
	11/2005	Chirurgische Nothilfe, Abteilung für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungs-Chirurgie, Krankenhaus München-Schwabing
	04/2006	Chirurgische Klinik Töölö, Lehrkrankenhaus der Universität Helsinki, Finnland
Präparierkurs	10/2006 – 02/2007	Coassistent des Präparierkurses, Anatomische Anstalt der LMU
Praktisches Jahr	02/2007 – 06/2007	Chirurgische Klinik und Poliklinik am Klinikum Großhadern (Visceralchirurgie/Thoraxchirurgie)
	07/2007 – 10/2007	Abteilung für Orthopädie und orthopädische Chirurgie am Kantonsspital Bruderholz, Basel, Schweiz
	10/2007 – 12/2007	Department of Infectious Diseases and Tropical Infectious Diseases, Royal Darwin Hospital, Darwin, Northern Territory, Australien
	12/2007 – 01/2008	Medizinische Klinik II am Klinikum Großhadern
Ärztliche Tätigkeit	seit 09/2008	Assistenzarzt in der Abteilung für Allgemein- und Viszeralchirurgie und Koloproktologie am Klinikum Neuperlach, München (Leitung: Prof. Nüssler und Dr. Ruppert)

DISSERTATION

06/2005 – 12/2009	Thema: <i>Ersatz des hinteren Kreuzbandes in Zweikanaltechnik; Biomechanische Evaluation möglicher Insertionspunkte</i> Abteilung für Sportorthopädie der TU München, Leitung: Univ-Prof. Dr. med. Andreas B. Imhoff
-------------------	---

PUBLIKATIONEN

08/2006	5th World Congress of Biomechanics, Munich <i>Reconstruction of the anterior cruciate ligament (ACL) in double-bundle-technique: Biomechanical evaluation of possible insertion points</i> Stephan Lorenz, Michael Berr, Wolfgang Unkhür , Stefan Eichhorn, Andreas B. Imhoff
---------	--

- 05/2007 55. Jahrestagung Vereinigung Süddeutscher Orthopäden e.V., Baden-Baden
Poster:
Ersatz des hinteren Kreuzbandes in Zweikanaltechnik – biomechanische Evaluierung der optimalen Bohrkanäle
Lorenz S., **Unkhür W.**, Berr M., Eichhorn S., Imhoff A.B.
- 10/2007 6th Combined Meeting of the Orthopaedic Research Societies, Honolulu, Hawaii
Poster:
Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament (ACL) and the Posterior Cruciate Ligament (PCL) in Double Bundle Technique: Biomechanical Evaluation of Possible Insertion Points
Stephan G Lorenz, Michael Berr, **Wolfgang Unkhuer**, Stefan Eichhorn, Andreas B Imhoff
- 08/2008 Deutsches Ärzteblatt (Ausgabe: 34,35/2008)
Erfahrungsbericht:
Praktisches Jahr in Australien
Als fliegender Student im Outback

SPRACHKENNTNISSE

Englisch	Verhandlungssicher
Französisch	Grundkenntnisse
Latein	Großes Latinum

FREIZEIT

Musik	Gitarre
Sport	Renntadfahren, Skifahren, Tennis

München, Dezember 2009

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denjenigen bedanken, die durch ihren Beitrag zur Entstehung und zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben:

Bei Herrn Prof. Dr. med. Andreas B. Imhoff möchte ich mich sehr für die freundliche Überlassung dieses interessanten Themas und die Unterstützung bedanken.

Mein Besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. Stephan Lorenz, der durch seine hervorragende Betreuung, sein Wissen und seine Ideen großen Anteil am Gelingen dieser Arbeit hat. Insbesondere möchte ich mich für das „stets offene Ohr“ in allen Belangen bedanken.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei Herrn PD Dr. med. Hermann Anetzberger für seine Unterstützung und die hilfreichen Hinweise bei der Durchführung der Versuche.

Herausragender Dank gilt Herrn Michael Berr. Mit ihm hatte ich einen kompetenten und verlässlichen Kollegen zur Seite, dessen Gesellschaft die langen Labortage erfreulich machte. Ich hoffe und bin sehr zuversichtlich, dass unser freundschaftliches Verhältnis weiterbesteht.

Bedanken möchte ich mich auch bei der Abteilung für Biomechanik der Klinik für Orthopädie der TU München (Leitung: Herr Dr.-Ing. Erwin Steinhauser), die nicht nur das Labor für die Versuche zu Verfügung stellte, sondern mich auch mit ihrem Know-How unterstützte. Besonders hervorheben möchte ich Herrn Dipl.-Ing. Stefan Eichhorn, der mit seiner Erfahrung und seinem Handwerklichen Können essentiell zur Entstehung der Versuchsanlage und damit zum Erfolg der Arbeit beigetragen hat. Ebenso gilt mein Dank Herrn Dr.-Ing. Ulrich Schreiber für seine Unterstützung und konstruktiven Vorschläge.

Besonders bedanken möchte ich mich bei Herrn Dipl. Statistiker Tibor Schuster vom Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie der TU München für seine hilfreiche Unterstützung und seine große Geduld im Rahmen der statistischen Auswertung der Messdaten.

Für die Bereitstellung der Präparate danke ich dem Institut für Rechtsmedizin der LMU München unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. Wolfgang Eisenmenger.

Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. R. Putz, Leiter der anatomischen Anstalt der LMU München, für die Gelegenheit, in einem persönlichen Gespräch einige Besonderheiten der Anatomie der menschlichen Kreuzbänder zu erörtern.

Der ganzen Abteilung für Sportorthopädie der TU München gilt mein Dank. Mit der professionellen Einstellung aller Mitarbeiter und dem freundlichen Arbeitsklima herrschen dort hervorragende Bedingungen für erfolgreiches wissenschaftliches Arbeiten.

Herzlich Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Dr.-Ing. Dominik Müller für das Korrekturlesen der Arbeit und seine hilfreichen Hinweise, sowie bei Herrn Dipl.-Ing. (FH) Maximilian Ondrusch für die Hilfestellung bei Layout und Druck der Arbeit.

Meiner Familie und meiner Freundin möchte ich hier noch einmal meine tiefe Dankbarkeit ausdrücken für die Unterstützung jeglicher Art, die mir während meines Studiums und der Entstehung dieser Arbeit zu Teil wurde. Mit großem Interesse und liebevoller Geduld wurden die Höhen und Tiefen dieser Zeit mit mir geteilt.