

Technische Universität München

Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie

Ersatz des vorderen Kreuzbandes in Zweikanal-Technik
Eine biomechanische Evaluation der optimalen Bohrkanäle

Michael Sebastian Tobias Berr

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. St. Hinterwimmer

Die Dissertation wurde am 19.07.2010 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 15.12.2010 angenommen.

Meinem Vater

Abkürzungen

| | |
|-------|--|
| A. | Arteria |
| Aa. | Arteriae |
| AMB | Anteromediales Bündel |
| ESSKA | European Society of Sports Traumatology Knee Surgery and Arthroscopy |
| HKB | Hinteres Kreuzband; ligamentum cruciatum posterius |
| IMB | Intermediäres Bündel |
| Lig. | Ligamentum |
| N. | Nervus |
| M. | Musculus |
| MRT | Magnetresonanztomographie |
| PLB | Posterolaterales Bündel |
| SA | Standardabweichung |
| VKB | Vorderes Kreuzband; ligamentum cruciatum anterius |

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|------------|---|-----------|
| 1 | <u>EINLEITUNG</u> | 11 |
| 1.1 | GESCHICHTLICHE ENTWICKLUNG | 11 |
| 1.2 | ANATOMIE | 14 |
| 1.2.1 | DAS KNIEGELENK | 14 |
| 1.2.1.1 | Anatomie der Kreuzbänder im Kniegelenk | 17 |
| 1.2.1.2 | Embryologie des VKB | 18 |
| 1.2.1.3 | Arterielle Blutversorgung des VKB | 19 |
| 1.2.1.4 | Innervation des VKB | 20 |
| 1.2.1.5 | Mikroskopische Anatomie des VKB | 21 |
| 1.2.1.6 | Ursprung und Ansatz des VKB | 23 |
| 1.2.1.6.1 | Femoraler Ursprung des VKB | 23 |
| 1.2.1.6.2 | Tibialer Ansatz des VKB | 26 |
| 1.2.1.7 | Bündelanatomie des VKB | 28 |
| 1.3 | BIOMECHANIK DES KNIEGELENKS UND KREUZBÄNDER | 34 |
| 1.3.1 | DAS ROLL-GLEITEN DES FEMOROTIBIALGELENKS | 34 |
| 1.3.2 | MODELL DER ÜBERSCHLAGENEN VIERGELENKSKETTE | 36 |
| 1.3.3 | BEWEGUNGSEBENEN UND FREIHEITSGRADE DES KNIEGELENKS | 39 |
| 1.3.4 | FUNKTIONEN DES VKB | 40 |
| 1.3.4.1 | Funktion und Biomechanik des AMB und des PLB | 42 |
| 1.4 | AKTUELLE REKONSTRUKTIONSTECHNIKEN DES VKB | 43 |
| 1.4.1 | ZWEI-BÜNDEL-TECHNIK, TRANSPLANTATWAHL, FIXIERUNGSMETHODEN | 43 |
| 1.4.2 | POSITIONIERUNG DER BOHRKANÄLE IN DER ZWEI-BÜNDEL-TECHNIK | 45 |
| 1.5 | ISOMETRIE UND LÄNGENÄNDERUNG DES VKB IN DER LITERATUR | 48 |
| 1.6 | ZIEL DER STUDIE | 52 |
| 2 | <u>MATERIAL UND METHODE</u> | 53 |
| 2.1 | MATERIAL | 53 |
| 2.1.1 | PRÄPARATE | 53 |
| 2.1.2 | VERSUCHSAUFBAU | 54 |
| 2.2 | METHODE | 58 |
| 2.2.1 | VORBEREITUNG DER PRÄPARATE | 58 |
| 2.2.2 | AUFZEICHNUNG | 60 |
| 2.2.3 | PRÄPARATION DER KREUZBÄNDER | 61 |
| 2.2.4 | BOHRUNG UND NOMENKLATUR | 64 |
| 2.2.5 | KOMBINATIONEN | 67 |
| 2.2.6 | EINZIEHEN DER MESSFÄDEN UND ANSCHLIESSEN AN DIE MESSELEKTRONIK | 68 |
| 2.2.7 | MESSELEKTRONIK | 70 |
| 2.2.8 | MESSUNGEN | 71 |
| 2.2.9 | DATEN UND AUSWERTUNG | 72 |
| 2.2.9.1 | Datenmenge | 72 |
| 2.2.9.2 | Auswertung | 72 |
| 2.2.9.2.1 | Prüfung auf statistische Signifikanz | 73 |
| 2.2.9.2.2 | Ranglisten-Methode | 73 |
| 2.2.9.3 | Unabhängige Betrachtung der tibialen und der femoralen Bohrlöcher | 74 |

| | | |
|------------|--|------------|
| 3 | <u>ERGEBNISSE</u> | 75 |
| 3.1 | RANGLISTEN-METHODE | 75 |
| 3.2 | UNABHÄNGIGE BETRACHTUNG DER TIBIALEN UND FEMORALEN BOHRLÖCHER | 77 |
| 3.2.1 | AMB | 77 |
| 3.2.1.1 | Femorale Bohrlochplatzierungen des AMB | 77 |
| 3.2.1.2 | Tibiale Bohrlochplatzierungen des AMB | 78 |
| 3.2.2 | PLB | 80 |
| 3.2.2.1 | Femorale Bohrloch Platzierungen des PLB | 80 |
| 3.2.2.2 | Tibiale Bohrlochplatzierungen des PLB | 81 |
| 3.3 | DARSTELLUNG DES FEMOROTIBIALEN DISTANZVERHALTENS IN KURVEN | 83 |
| 3.3.1 | AMB | 83 |
| 3.3.2 | PLB | 83 |
| 3.4 | ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE | 84 |
| 4 | <u>DISKUSSION</u> | 85 |
| 4.1 | DISKUSSION DES MATERIALS | 85 |
| 4.1.1 | PRÄPARATE | 85 |
| 4.1.2 | VERSUCHSAPPARATUR | 87 |
| 4.2 | DISKUSSION DER METHODIK | 89 |
| 4.2.1 | REGISTRIERUNG DER GELENKPOSITIONEN | 89 |
| 4.2.2 | PRÄPARATION DER BÜNDEL UND DEREN ANATOMISCHE INSERTIONSSTELLEN | 90 |
| 4.2.3 | BOHRKANALPOSITIONEN | 90 |
| 4.2.4 | EINFÜHRUNG EINER NEUEN NOMENKLATUR | 92 |
| 4.2.5 | FADENMESSUNG | 92 |
| 4.2.6 | VERGLEICH MIT METHODEN DER ISOMETRIE-UNTERSUCHUNG IN DER LITERATUR | 94 |
| 4.2.7 | AUSWERTUNG DER ERGEBNISSE | 95 |
| 4.2.7.1 | Ranglisten-Methode | 95 |
| 4.2.7.2 | Unabhängige Betrachtung der tibialen und femoralen Bohrlöcher | 95 |
| 4.3 | DISKUSSION DER ERGEBNISSE | 96 |
| 4.3.1 | FEMOROTIBIALES ISOMETRIEVERHALTEN IN DER LITERATUR | 96 |
| 4.3.2 | VERGLEICH DER ERGEBNISSE MIT DER LITERATUR | 98 |
| 4.3.2.1 | Unabhängige Betrachtung der tibialen und femoralen Bohrlöcher | 101 |
| 4.3.2.2 | Femorale Bohrkanäle | 101 |
| 4.3.2.3 | Tibiale Bohrkanäle | 103 |
| 4.4 | LIMITATIONEN DER STUDIE | 104 |
| 4.5 | BEDEUTUNG FÜR DIE CHIRURGISCHE REKONSTRUKTION DES VKB | 105 |
| 4.6 | WEITERE EINFLUSSFAKTOREN EINER ERFOLGREICHEN VKB-REKONSTRUKTION | 107 |
| 5 | <u>ZUSAMMENFASSUNG</u> | 109 |
| 6 | <u>LITERATURANGABEN</u> | 111 |
| 7 | <u>TABELLEN</u> | 123 |
| 7.1 | MESSERGEBNISSE | 123 |
| 7.1.1 | KNIE NR. 3 | 123 |
| 7.1.1.1 | AMB | 123 |
| 7.1.1.2 | PLB | 124 |

| | | |
|------------|---|------------|
| 7.1.2 | KNIE NR. 4 | 125 |
| 7.1.2.1 | AMB | 125 |
| 7.1.2.2 | PLB | 126 |
| 7.1.3 | KNIE NR. 5 | 127 |
| 7.1.3.1 | AMB | 127 |
| 7.1.3.2 | PLB | 128 |
| 7.1.4 | KNIE NR. 6 | 129 |
| 7.1.4.1 | AMB | 129 |
| 7.1.4.2 | PLB | 130 |
| 7.1.5 | KNIE NR. 7 | 131 |
| 7.1.5.1 | AMB | 131 |
| 7.1.5.2 | PLB | 132 |
| 7.1.6 | KNIE NR. 8 | 133 |
| 7.1.6.1 | AMB | 133 |
| 7.1.6.2 | PLB | 134 |
| 7.1.7 | KNIE NR. 9 | 135 |
| 7.1.7.1 | AMB | 135 |
| 7.1.7.2 | PLB | 136 |
| 7.2 | STATISTISCHE AUSWERTUNG | 137 |
| 7.2.1 | RANGLISTENMETHODE | 137 |
| 7.2.1.1 | AMB | 137 |
| 7.2.1.2 | PLB | 138 |
| 7.2.2 | UNABHÄNGIGE BETRACHTUNG DER FEMORALEN UND TIBIALEN BOHRKANÄLE | 139 |
| 7.2.2.1 | AMB | 139 |
| 7.2.2.2 | PLB | 141 |
| 7.2.3 | STATISTISCHE BERECHNUNG DER FEHLERWAHRSCHEINLICHKEIT | 143 |
| 7.2.3.1 | AMB | 143 |
| 7.2.3.2 | PLB | 144 |
| 8 | DANKSAGUNG | 145 |
| 9 | LEBENS LAUF | 147 |

1 Einleitung

Das Kniegelenk ist das bei Sportverletzungen am häufigsten betroffene Gelenk des menschlichen Körpers. Verletzungen des Kniegelenks stellen bis zu 30 Prozent aller Verletzungen im Sport dar [114]. Eine der häufigsten Bandverletzungen innerhalb des Kniegelenks ist dabei die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB) [22, 203]. Krudwig stellte in einer Studie genaue Inzidenzzahlen für die VKB-Verletzung vor [113]. Demnach liegt die Inzidenz im Gebiet der Bundesrepublik Deutschland bei durchschnittlich 45:100.000. Dies entspricht etwa 35.000 Läsionen des VKB pro Jahr. Laut Gesundheitsberichterstattung des Bundes kam es im Jahr 2007 zu 34.598 Verstauchungen und Zerrungen des Kniegelenkes mit Beteiligung der Kreuzbänder [25].

Auf Grund des erhöhten Risikos einer Kreuzbandruptur bei Trend- und Kontaktsportarten [50] wie alpinem Skilauf [79, 100, 157] und Fußball [17], betrifft diese Verletzung vorwiegend jüngere erwerbstätige Menschen und Profisportler. Daher hat die Behandlung von VKB-Rupturen und deren Weiterentwicklung nicht nur eine sportmedizinische sondern auch eine sozioökonomische Bedeutung. Heute gehört das VKB zu einem der am meisten untersuchten muskuloskelettalen Strukturen des menschlichen Körpers [203].

1.1 Geschichtliche Entwicklung

Die Geschichte der Kreuzbandchirurgie begann am Ende des 19. Jahrhunderts [39]. 1895 führte Robson die erste Operation zur Wiederherstellung von Kreuzbändern durch. Er vernähte sowohl das VKB als auch das hintere Kreuzband (HKB) eines Bergarbeiters. 1903 veröffentlichte er die guten Ergebnisse der Nachuntersuchung des Patienten [160].

Erwähnt wurden die Kreuzbänder als anatomische Struktur wohl erstmals auf einer ägyptischen Papyrusrolle, die aus der Zeit um 3000 vor Christus stammt [47]. Der griechische Arzt Galenos von Pergamon (129-199 n.Chr.) beschrieb dann erstmals die sich kreuzenden Bänder [47, 175]. Galenos sah bereits in der Stabilisierung des Kniegelenks die Hauptaufgabe der Kreuzbänder. Er verwarf damit die bis dahin gültige Auffassung, dass Bänder Teil von Nervenstrukturen sind und über kontraktile Eigenschaften verfügen.

Bis ins 19. Jahrhundert wurden die Bandstrukturen des Kniegelenks, ihre Funktion und ihre Verletzungen in der medizinischen Forschung wenig beachtet. Erst in den vergangenen 200 Jahren wurde viel über die Anatomie, die Funktion und die Verletzungsmuster der menschlichen Kreuzbänder geforscht. Der Fortschritt in der bildgebenden Diagnostik, neue Erkenntnisse in der Biomechanik und neue klinische Untersuchungsmethoden ließen neue Studien zu.

So beschrieb 1845 Bonnet Verletzungsmuster der Bänder im menschlichen Knie [18]. Als Symptome eines Risses des VKB nannte er den Hämarthros sowie eine abnorme Beweglichkeit des Gelenkes. Außerdem berichtete er über ein hörbares Reißen des Bandes.

Diese Symptome sowie die Weiterentwicklung der Knieuntersuchungen half die Diagnostik von Kreuzbandrissen zu verbessern. Die Brüder Weber beschrieben 1936 die Stabilisierung des Kniegelenks in sagittaler Ebene als eine der Hauptfunktionen der Kreuzbänder [191]. Die fehlende Stabilität in dieser Ebene wurde von Noulis 1875 als diagnostischer Test für das VKB beschrieben [145]. Dieser Test entspricht dem noch heute verwendeten Lachmantest, der 1976 erstmals von Torg so genannt wurde [39, 186].

Auch die medizinische Versorgung einer VKB-Ruptur entwickelte sich stetig weiter. Nach konservativen Therapieversuchen von Stark 1850 [177] und der oben genannten ersten Kreuzbandnaht 1895 wurden erste Beschreibungen von Bandersatzplastiken publiziert [39]. 1903 verwendete der Münchener Arzt Lange eine mit Seide bearbeitete Sehne des Musculus (M.) semitendinosus zur Stabilisierung des Kniegelenks [116]. Dieser Therapieversuch erwies sich jedoch als insuffizient.

Verschiedene körpereigene Sehnen wurden als Kreuzbandersatz getestet: Die erste Rekonstruktion mit autologem Material wurde von dem Russen Grekow 1914 durchgeführt. Ein freier Streifen der Fascia lata diente ihm als Ersatz eines rupturierten VKB [86, 117]. Zuvor hatte schon Nicoletti die Verwendung von autologen Sehnen zur Kreuzbandrekonstruktion in einer Studie an Leichenknien getestet [141, 205]. Während Groves das VKB 1917 durch einen gestielten Streifen der Fascia lata ersetzte, entwickelte Zur Verth 1914 eine Operation, in der ein Teil des Lig. patellae als Kreuzbandersatz diente [77, 89]. Die Sehne des M. semitendinosus wurde 1939 von Macey implantiert [122].

Der deutsche Chirurg Brückner ging ausführlich auf den anatomischen Verlauf des VKB und somit auf seine physiologische Länge ein. Bei seiner Operationsmethode, die im deutschen Sprachraum „Brücknerplastik“ genannt wird, führte er das mittlere Drittel des Ligamentum (Lig.) patellae durch einen tibialen und einen femoralen Bohrkanal. Seine Technik entwickelte er weiter, indem er ein freies Transplantat in den jeweiligen Bohrkanälen fixierte [24].

Parallel wurden verschiedene Materialien wie Silberdrähte, Seide, Nylon, Polyethylene, Polypropylene und Karbon verwendet. Jedoch erwiesen sich diese Materialien als ungeeignet. Der Versuch von Bircher, das VKB durch Sehnen eines Kängurus zu ersetzen, scheiterte ebenso [39].

Allerdings ist es Bircher, der mit der Einführung der Arthroskopie unmittelbar in Verbindung gebracht wird [104, 105]. 1921 publizierte Bircher einen Artikel über die „Arthroendoskopie“ [16]. Den Begriff „arthroscopia genu“ prägte jedoch der Däne Nordentoft schon 1912 [143]. Mit der Entwicklung der Arthroskopie des Kniegelenks wurde ein neues Zeitalter in der Diagnostik und chirurgischen Versorgung des VKB eingeläutet. In der Entwicklung der arthroskopischen Kniechirurgie waren japanische Mediziner maßgeblich beteiligt. Takeda führte 1930 eine diagnostische Arthroskopie durch. 1962 resezierte Watanabe in einer arthroskopischen Operation einen Meniskus [47].

Das Jahr 1981 gilt als die Geburtsstunde der arthroskopischen Kreuzbandrekonstruktion. Dandy et al. beschrieben die arthroskopische Rekonstruktion des VKB mit einem Karbonfaden [39, 40]. Bis heute hat sich die Arthroskopie als wichtige Methode in der Kreuzbandchirurgie durchgesetzt.

Seither steht neben der Transplantatwahl, der Transplantatfixierung und der Weiterentwicklung der Operationstechniken vor allem die Platzierung des Transplantats im Interesse der Wissenschaft.

1.2 Anatomie

Die Kenntnis der anatomischen Strukturen des Kniegelenks, insbesondere des VKB, ist Voraussetzung für das Verständnis der biomechanischen Eigenschaften und der chirurgischen Versorgung des VKB.

1.2.1 Das Kniegelenk

Das Kniegelenk, *Articulatio genus*, besteht aus drei Knochen: Das Femur, die Tibia und die Patella (Abbildung 1).

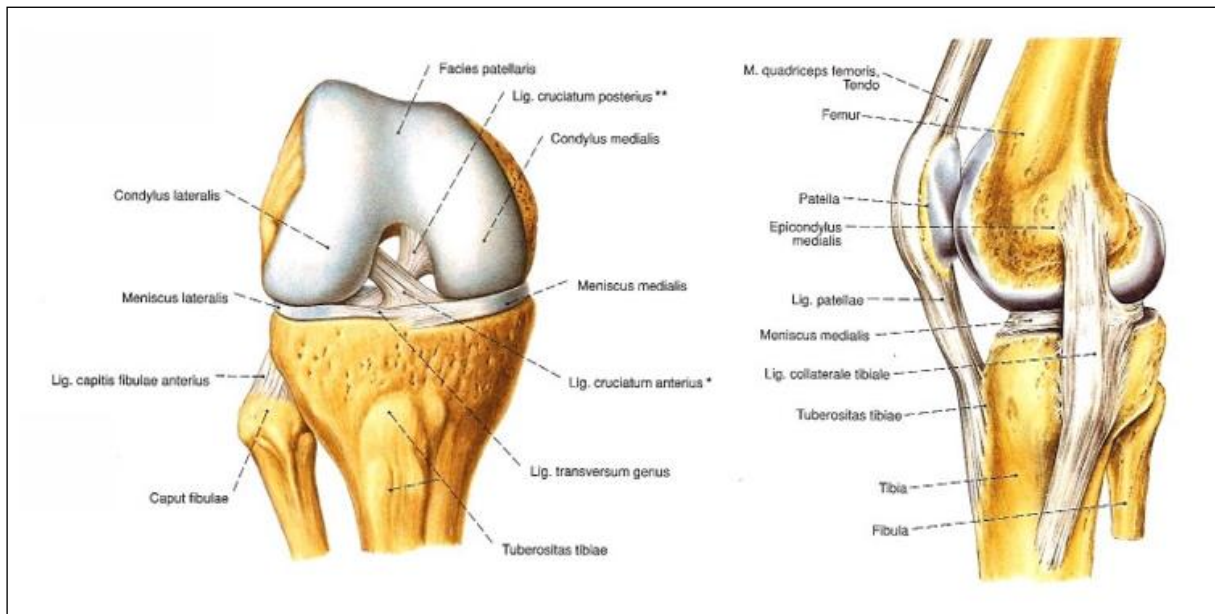


Abbildung 1
Kniegelenk, re., von anterior und von medial. Aus [176].

Das Kniegelenk wird als größtes Gelenk des menschlichen Körpers in zwei Teilgelenke eingeteilt:

- Das femoropatellare Gelenk: Die Patella, eingewachsen in die Sehne des M. quadriceps, gleitet über die mit Knorpel überzogene Facies tibiae des Femurs.
- Das femorotibiale Gelenk: Dies ist die gelenkige Verbindung des distalen Endes des Femurs mit dem proximalen Ende der Tibia, dem so genannten Tibiaplateau. Dieses Gelenk kann streng genommen wiederum in zwei Teilgelenke unterteilt werden:
 - Das laterale Femorotibialgelenk:
Die gelenkige Verbindung des lateralen Femurkondylus mit dem Tibiaplateau.
 - Das mediale Femorotibialgelenk:
Die gelenkige Verbindung des medialen Femurkondylus mit dem Tibiaplateau.

Die Patella, das größte Sesambein des menschlichen Körpers, leitet die Sehne über das distale Ende des Femurs. Ihre Aufgabe besteht darin, die Sehne des M. quadriceps zu führen. Sie verhindert die direkte Reibung der Sehne auf dem Femur. Eine wichtige biomechanische Aufgabe erfüllt sie, indem sie die Sehne von ihrer Führungsebene abhebt. So erhöht sie das Drehmoment des M. quadriceps.

Im Folgenden wird ausschließlich auf das Femorotibialgelenk eingegangen, da es für die Bedeutung der Kreuzbänder und deren Biomechanik eine übergeordnete Rolle spielt.

Die Gelenkflächen des distalen Femurs sind inkongruent zu den Gelenkflächen der proximalen Tibia. Die beiden Menisci, der Meniscus medialis und der Meniscus lateralis, gleichen diese Inkongruenz aus. Dies bedeutet, dass das menschliche Kniegelenk nicht über eine knöcherne Führung wie das Hüftgelenk verfügt. Die Stabilisierung des Kniegelenks wird durch ligamentäre und muskuläre Strukturen und durch den Kapselapparat übernommen.

Nicholas stellte in seiner Publikation eine Einteilung dieser Stabilisatoren vor [140] (Abbildung 2):

- Der mediale Stabilisatorenkomplex:
 - Die Sehne des M. semimembranosus
 - Das Lig. popliteum obliquum
 - Das Lig. collaterale tibiale
 - Die Sehnen des M. sartorius, des M. gracilis und des M. semitendinosus

- Der laterale Stabilisatorenkomplex :
 - Der Tractus iliotibialis
 - Das Lig. collaterale fibulare
 - Die Sehne des M. popliteus
 - Die Sehne des M. biceps femoris

- Der mittlere Stabilisatorenkomplex:
 - Das Lig. cruciatum anterior
 - Das Lig. cruciatum posterior
 - Der Meniscus medialis
 - Der Meniscus lateralis

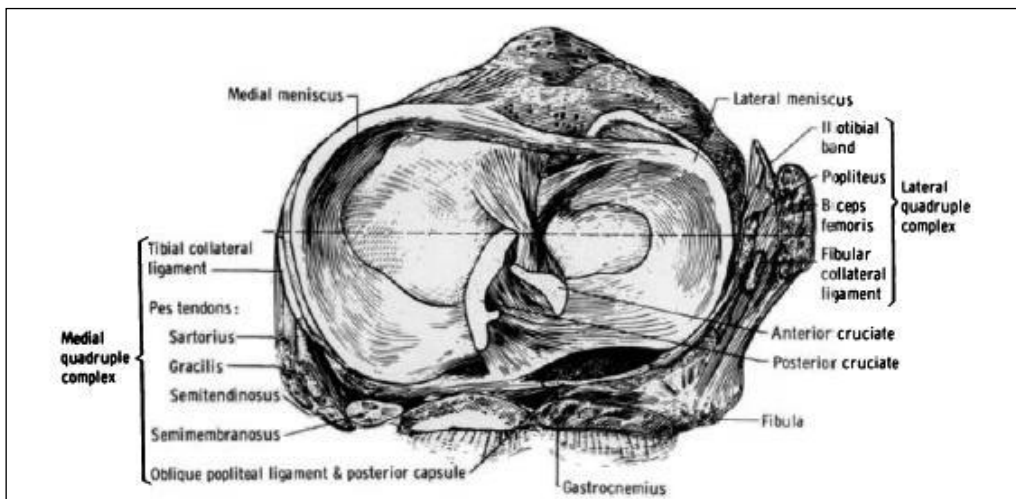


Abbildung 2
 Transversalschnitt durch das Kniegelenk; Aufsicht auf die Tibia; Strukturen des medialen, lateralen und mittleren Stabilisatorenkomplex. Aus [140]

1.2.1.1 Anatomie der Kreuzbänder im Kniegelenk

Die beiden Kreuzbänder des menschlichen Kniegelenks verbinden jeweils das Femur mit der Tibia [205]. Die Kreuzbänder entspringen der Innenseite des jeweiligen Femurkondylus und setzen am Tibiaplateau an. Das VKB verläuft von der Innenseite des lateralen Femurkondylus durch die Gelenkhöhle in distal-anterior-medialer Richtung und setzt schließlich an der Area intercondylaris anterior auf dem Tibiaplateau an.

Das HKB entspringt der Innenseite des medialen Femurkondylus und zieht durch das Gelenk in distal-posteriorer Richtung. Seine tibiale Insertionsstelle befindet sich in der Area intercondylaris posterior.

Die Kreuzbänder sind von der Synovialmembran umschlossen. Daher liegen sie definitionsgemäß zwar intraartikulär jedoch extrasynovial [9, 11, 42, 43, 45, 153, 155, 193, 205, 206].

1.2.1.2 Embryologie des VKB

Die embryonale Entwicklung des Kreuzbandes ist ein wichtiger Bestandteil zum Verständnis der Gelenkskinematik sowie der Kreuzbandfunktionen. Daher wird im Folgenden kurz auf die Embryologie eingegangen.

Die Kreuzbänder entwickeln sich zwischen der Anlage des Femurs und der Tibia [153]. Ihre Entstehung aus femoralem und tibialen Mesenchym beginnt bereits in der vierten Schwangerschaftswoche. Dabei sind entlang der Zugrichtung der Kreuzbänder Fibroblasten angeordnet. Diese Fibroblasten produzieren die extrazelluläre Matrix der Kreuzbänder [155]. Von der sechsten Schwangerschaftswoche an ist das Kniegelenk bereits erkennbar. Das VKB ist zunächst als ventrales Band angelegt und wandert im Verlauf der Entwicklung in den interkondylären Raum [42]. Ferretti et al. untersuchten 40 Kniegelenke menschlicher Föten im Alter zwischen 17 und 23 Wochen (Abbildung 3). Dabei beschrieben sie zwei bereits voneinander unterscheidbare Faserbündel. Auch die makroskopische Anatomie mit der Unterteilung in verschiedene Faserbündel entspricht in diesem Entwicklungsstadium bereits der Anatomie adulter Kreuzbänder [53]. Die Tatsache, dass die Kreuzbänder in einem so frühen Entwicklungsstadium vorhanden sind, lässt vermuten, dass die Bewegungen des embryonalen Kniegelenks bereits von ihnen geführt werden. Eventuell haben die Kreuzbänder so einen Einfluss auf die Entwicklung und die Form der am Kniegelenk beteiligten Gelenkskörper, vor allem aber der Femurkondylen [153].

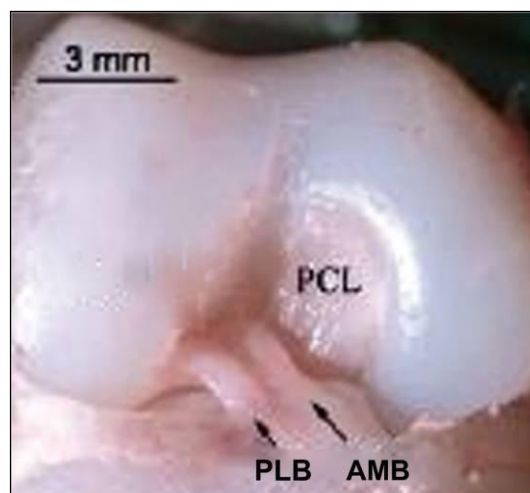


Abbildung 3
Fetales VKB; zwischen 17. und 23. Schwangerschaftswoche. Aus [53].

1.2.1.3 Arterielle Blutversorgung des VKB

Das VKB wird zum größten Anteil über die Arteria (A.) genus media mit arteriellem Blut versorgt [103, 152, 193]. Die A. genus media entspringt auf Höhe der proximalen Anteile der Femurkondylen aus der A. poplitea und erreicht den intraartikulären Raum durch die hintere Gelenkkapsel [45]. Vor allem im distalen Anteil wird das VKB von den Arteriae (Aa.) genus inferiores versorgt [152].

Die Gefäße bilden in der die Kreuzbänder bedeckenden Synovialmembran ein periligamentäres Netzwerk. Diese Synovialgefäße umgeben wie die Synovialmembran das VKB in seiner gesamten Länge. Äste des Gefäßplexus dringen horizontal in das VKB ein. Dort bilden sie Anastomosen mit einem endoligamentären Gefäßnetzwerk. Die Gefäße innerhalb des VKB verlaufen in Längsrichtung und liegen daher parallel zu dem Verlauf der Kollagenfasern [9, 42, 45, 152, 153, 206].

Trotz dieses endoligamentären Netzwerks ist die Blutversorgung des VKB keinesfalls homogen. Es passieren keine endoligamentären Gefäße die knöchernen Insertionsareale des VKB [45, 152, 153]. So sind ebenfalls in den chondralen Bandanteilen am femoralen Ursprung am tibialen Ansatz keine Gefäße nachweisbar. Mittels immunhistochemischen Nachweises von Laminin, das in den Gefäßwänden vorhanden ist, gelang es Petersen und Tillmann die avaskulären Zonen des VKB zu bestätigen [152]. Neben den Insertionszonen ist ebenfalls das distale Drittel des VKB avaskulär (Abbildung 4). In diesem Bereich wird das VKB bei voller Kniestreckung an den Vorderrand der Fossa intercondylaris gepresst. Daher weist hier das Band Strukturen auf, die denen eines Faserknorpels entsprechen [152].

Petersen und Tillmann verwiesen auf den Zusammenhang zwischen Blutversorgung und Heilungseigenschaften eines Gewebes [153]. Eventuell hat diese anatomische Struktur Einfluss auf die Heilungstendenz bei Läsionen des VKB.



Abbildung 4
Durchblutung des VKB. A. genus media (▶); Aa.
Genus inferiores (→); Avaskuläre Zone
(Doppelpfeile). Aus [152].

1.2.1.4 Innervation des VKB

Das VKB darf nicht nur als mechanischer Stabilisator des menschlichen Kniegelenks verstanden werden. Einige Studien bewiesen, dass die Kreuzbänder mechanorezeptive Aufgaben übernehmen [88, 102, 111, 112, 167, 187, 211]. Dabei wird das VKB von Ästen des Nervus (N.) tibialis versorgt [9, 45]. Die Nervenfasern treten ebenso wie die arteriellen Versorgungsbahnen durch die posteriore Kapsel in das Gelenk ein. Auch intraartikulär nehmen sie einen ähnlichen Verlauf wie die Arterien [9, 43, 45].

Endoligamentär wurden vor allem drei unterschiedliche Nervenendigungen gefunden: Freie Nervenendigungen, Ruffini-Körperchen und Vater-Pacini-Körperchen [43, 45, 58, 78, 83, 88, 211].

Freie Nervenendigungen sind einfache Nozizeptoren mit einer hohen Reizschwelle. Sie liegen im VKB in unmittelbarer Nachbarschaft von Gefäßen, da sie auch eine vasoaktive Aufgabe übernehmen [42, 45]. Ruffini-Körperchen liegen vor allem auf der Oberfläche des VKB. Sie dienen als Dehnungsrezeptoren [42, 78]. Die Vater-Pacini-Körperchen übernehmen eine vibrations- und beschleunigungssensitive Funktion.

Mit Hilfe dieser neuronalen Versorgung übernimmt das VKB eine neurophysiologische Funktion. In mehreren Studien wurde der so genannte VKB-Reflex beschrieben [45, 46, 112, 188]: Bei Reizung der Nervenendigungen im VKB kommt es zu einer muskulären Antwort der hinteren Oberschenkelmuskulatur. Diese ist ein funktioneller Agonist des VKB und unterstützt somit das VKB, das Verschieben der Tibia nach vorne zu unterbinden. Dieser Reflexbogen schützt dadurch das VKB vor übermäßiger Belastung und einer Ruptur.

1.2.1.5 Mikroskopische Anatomie des VKB

Das VKB ist eine komplexe, dreidimensionale Struktur, die Spannungen und Zugkräften aus verschiedenen Richtungen standhält [45]. Diese einzigartige Bandstruktur ist Grundlage für die Funktionalität des VKB. Daher wird im Folgenden auf den strukturellen Aufbau des VKB eingegangen.

Das VKB besteht zu einem großen Anteil aus kollagenem Bindegewebe [182]. Diese kollagenen Strukturen besitzen einen komplexen Aufbau und haben viele Untereinheiten: Das VKB setzt sich aus vielen Faszikeln zusammen. Diese Faszikel bestehen wiederum aus so genannten Subfaszikeln. Sie haben einen wellenartigen Verlauf. Diese Subfaszikel können wieder in Untereinheiten, den subfaszikulären Einheiten, unterteilt werden. Die subfaszikulären Einheiten setzen sich aus Fasern zusammen, die aus der kleinsten Untereinheit, den Kollagen-Fibrillen bestehen [9, 42, 45]. Den Hauptanteil stellt dabei das Kollagen I [43, 45, 152, 205, 206]. Die aus Kollagen I bestehenden Fibrillen sind im VKB longitudinal ausgerichtet. Ihre Haupteigenschaft liegt darin, den Zugkräften in Bandrichtung zu widerstehen [45, 152].

Die Kollagen I-Fibrillen werden durch retikuläre Fasern voneinander getrennt. Diese setzen sich aus Kollagen III zusammen [45, 152, 206]. Durch diese retikulären Fasern erhält das Band seine Geschmeidigkeit [45].

Außerdem findet sich im VKB ein Anteil an Kollagen II [45, 152, 206]. Knorpelgewebe besteht zu einem Großteil aus diesem Kollagen II. Es verleiht dem Gewebe Druckresistenz und Widerstandskraft bei Scherkräften [45]. In Bändern kommt es jedoch üblicherweise nicht vor. Im VKB findet man Kollagen II vor allem im vorderen Bereich, 5 bis 10 mm proximal des tibialen Ansatzes. Man findet dort Anteile des VKB, die dem Aufbau eines Faserknorpels entsprechen. An dieser Stelle liegt das VKB in Streckstellung des Knies dem vorderen Rand der Fossa intercondylaris des Femurs an und muss dabei Druck widerstehen. [45, 152, 153, 205, 206]

An den Insertionszonen am Femur und an der Tibia findet sich ebenfalls Faserknorpel. Der Aufbau dieser Bandansätze wurde von Fu et al. genauer beschrieben [60]: Die Insertionszonen bestehen aus vier unterschiedlichen Lagen (Abbildung 5). Die erste Lage zeigt noch ausschließlich die Struktur des Bandes. Die zweite Lage setzt sich aus kollagenöser Bandstruktur und nicht mineralisiertem Faserknorpel zusammen. Die dritte Lage besteht aus mineralisiertem Knorpel und stellt den Übergang zur knöchernen Deckplatte dar. Letztere wird als vierte Lage definiert. Dieser chondral-apophysäre Knochenansatz gleicht die Elastizitätsunterschiede zwischen Knochen und Band aus und dient so als „Dehnungsdämpfung“ [42, 60, 108, 153].

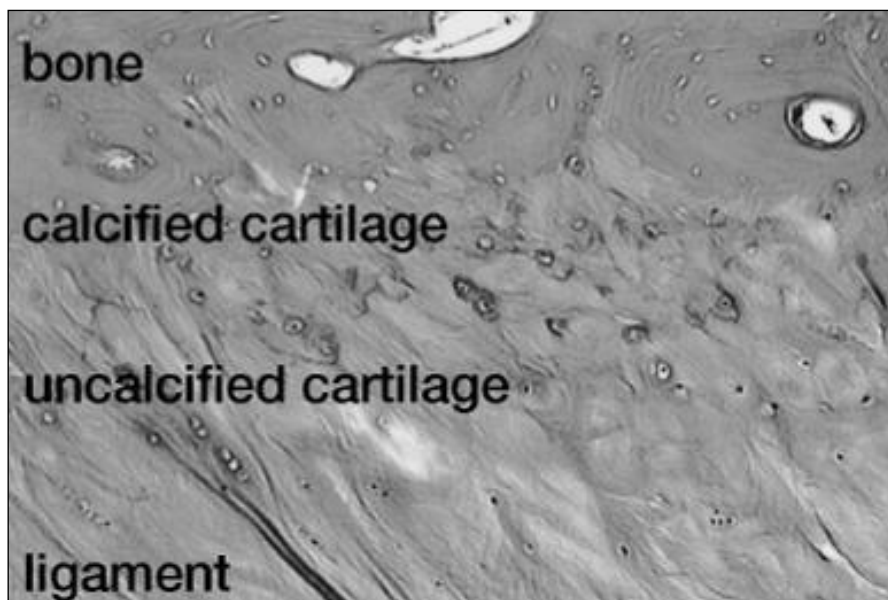


Abbildung 5
Histologischer Schnitt durch den Ursprung des VKB. Vier Schichten: Knochen, mineralisierter Knorpel, nicht mineralisierter Knorpel, Band. Aus [60].

1.2.1.6 Ursprung und Ansatz des VKB

In der Literatur finden sich widersprüchliche Angaben zu den Begriffen Ansatz und Ursprung. Diese Arbeit übernimmt die allgemein für Muskeln gültige Nomenklatur: Die proximal gelegene Anheftungsstelle des VKB wird als Ursprung, die distal gelegene als Ansatz bezeichnet [67].

1.2.1.6.1 Femoraler Ursprung des VKB

Der Ursprung des VKB befindet sich im hinteren Anteil der Innenseite des lateralen Femurkondylus [9, 11, 45, 71, 73, 206]. Für das Verständnis der genauen Anatomie des femoralen VKB-Ursprungs ist die Anatomie der Femurkondylen und der Fossa intercondylaris unerlässlich:

Zwischen den beiden Femurkondylen, dem Condylus medialis und dem Condylus lateralis, verläuft die Fossa intercondylaris [153]. In 90°-Flexion kann diese wie ein gotischer Bogen geformte Grube [206] zwischen den beiden Kondylen von anterior gut eingesehen werden. Die Fossa intercondylaris reicht anterior bis an den Rand des Gelenkknorpels heran. In ihrem Verlauf nach anterior wird sie stetig schmaler [153, 205]. Die Fossa intercondylaris ist im deutschen Sprachgebrauch auch unter dem englischen Begriff „notch“ bekannt. Ihr Dach ist in einer streng seitlichen konventionellen Röntgenaufnahme deutlich als Linie, der so genannten Blumensaat-Linie, erkennbar (Abbildung 6).

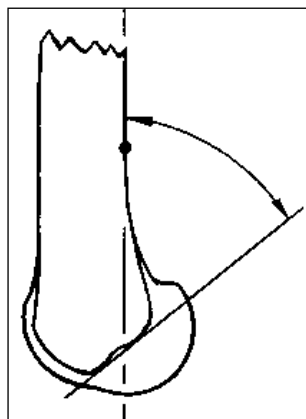


Abbildung 6
Blumensaat-Linie und
Winkel zwischen dieser
Linie und der
Femurachse. Aus [5].

Die Blumensaat-Linie bildet zusammen mit der Femurachse einen Winkel. Anhand von Magnetresonanztomographie(MRT)-Aufnahmen wurde dieser von Stäubli und Rauschnig vermessen [178]: Bei Männern beträgt er durchschnittlich $36,8^\circ$, bei Frauen $35,2^\circ$ [178]. Allerdings wurden deutliche, interindividuelle Unterschiede festgestellt. So wurden Winkel zwischen 23° und 60° gemessen [5, 42, 92, 153, 155, 205].

Bernard et al. beschrieben die Lokalisation des VKB-Ursprungs anhand einer radiologischen Darstellung [13, 14]. Mit Hilfe streng seitlich aufgenommener Röntgenbilder des Kniegelenks entwickelte er die so genannte Quadrantenmethode [13, 14] (Abbildung 7):

Die Achse t stellt dabei die absolute Tiefe der Fossa intercondylaris entlang der Blumensaat-Linie dar. Die zweite Achse h der Quadrantenmethode ist die Höhe des Interkondylenraums. Dafür wird eine Tangente an die Femurkondylen parallel zur Blumensaat-Linie gelegt. Das Lot auf beide Linien bildet die Achse h. In dieser radiologischen Methode projiziert sich der Mittelpunkt des VKB-Ursprungs auf den Punkt, der bei 24,8 % der absoluten Länge der Längsachse liegt und bei 28,5 % der maximalen Tiefe der Fossa intercondylaris [13, 14].

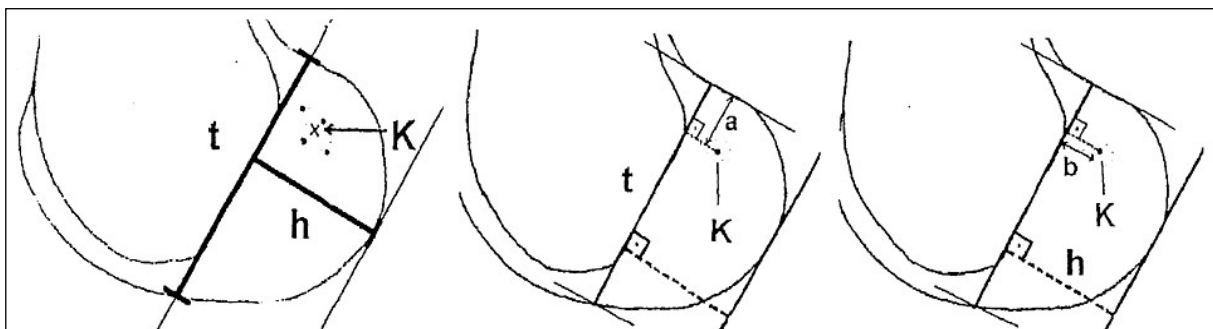


Abbildung 7

Quadrantenmethode von Bernard et al.. Aus [13, 14].

K bezeichnet den Mittelpunkt des VKB-Ursprungs, **H** die Höhe des Interkondylarraums, **t** die Tiefe der Fossa intercondylaris. Die Teilstrecke **a** ist der Abstand des Punktes **K** von der dorsalen Kondylenkante. Die Teilstrecke **b** ist der Abstand von **K** von der Achse **t**.

Zur intra- und postoperativen Anwendung haben Bernard et al. ihre Methode vereinfacht: Die Kondylenbreite und die Kondylenhöhe werden dabei durch vier geteilt, so dass Quadranten entstehen. Der Mittelpunkt des VKB-Ursprungs liegt dann näherungsweise in der kaudalen Ecke des obersten Quadranten (Abbildung 8). Die oben beschriebene Angabe der Lage des VKB-Ursprungs bei 24,8 % und 28,5 %

der jeweiligen Achsen wird zur Vereinfachung jeweils auf die Position $\frac{1}{4}$ genähert.
[13, 14]

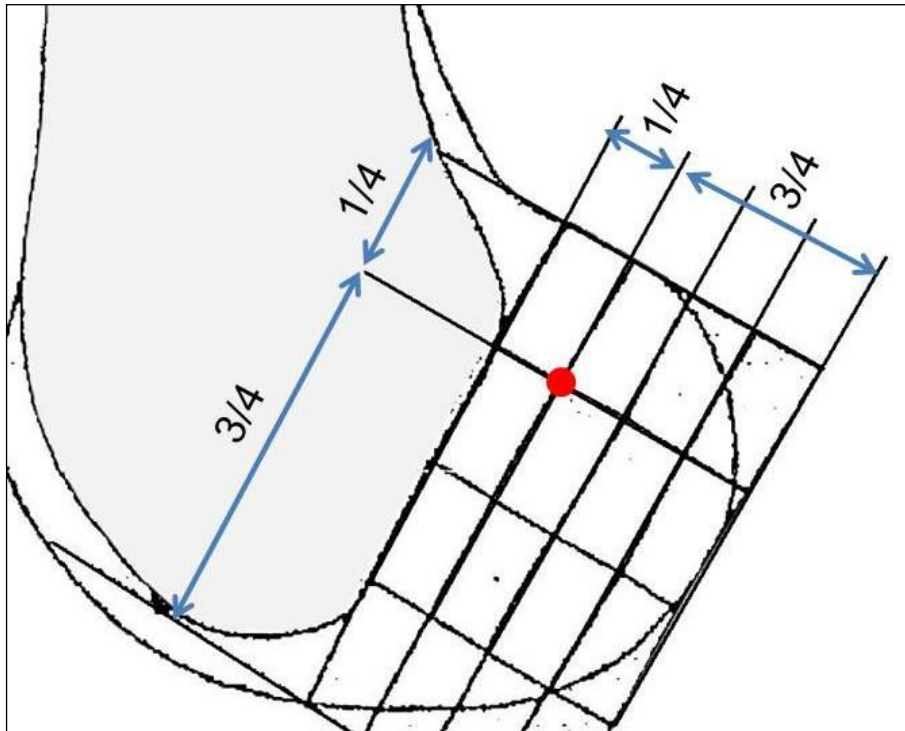


Abbildung 8
Quadranten-Methode von Bernard et al.. Näherung der Positionsangabe auf $\frac{1}{4}$ der absoluten Achsenlänge zur perioperativen radiologischen Anwendung. Aus [13, 14].

Über die Form der Ursprungsfläche finden sich in der Literatur unterschiedliche Angaben. Viele Autoren beschrieben den femoralen Ursprung des VKB als halbkreisförmig [9, 43, 45, 71, 73, 206] (Abbildung 9). Die femorale Ursprungsfläche wird demnach nach anterior durch eine gerade Seite, nach posterior durch eine konvexe Seite begrenzt und nimmt die Form eines Kreissegments an. Die Längsachse ist nicht streng senkrecht, sondern ein wenig nach anterior gekippt [9]. Der Winkel zwischen dieser Längsachse und der Achse des Femurs beträgt nach einer Studie von Girgis et al. 25° [71], nach einer Studie von Odensten und Gillquist 26° [149]. Giron et al. gaben diesen Winkel mit 30° an [73]. Die konvexe Seite verläuft parallel zur Knochen-Knorpel-Grenze des lateralen Femurkondylus [9].

In manchen Studien wurde die Ursprungsfläche des VKB auch als oval beschrieben [149, 153]. Nach Studien von Musahl et al. und Harner et al. besitzt der femorale Ursprung des VKB eine beinahe kreisförmige Grundfläche [82, 138].

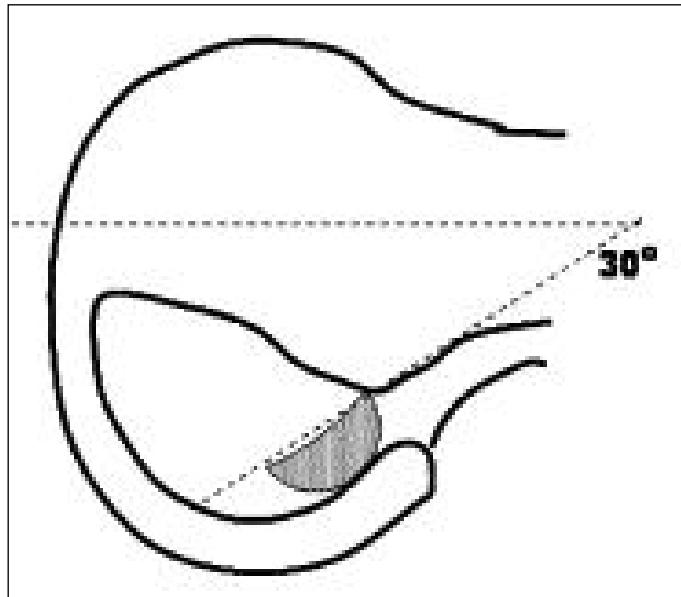


Abbildung 9
Form des femoralen VKB-Ursprungs. Aus [73].

Auch die Vermessung der femoralen Ursprungsfläche des VKB war ebenfalls Fragestellung vieler Studien. Im Längsdurchmesser misst der femorale Ursprung des VKB durchschnittlich 18 mm, im Querdurchmesser 11 mm [82, 149]. In einer Studie von Dodds und Arnoczky wurde der halbmondförmige Ursprung deutlich größer beschrieben. In Längsrichtung misst er 24 mm, in der Breite 16 mm [43]. Diese Größenordnung bestätigten Dienst et al. [42]. In einer Studie von Edwards et al. wurde der femorale Ursprung deutlich kleiner beschrieben. Darin misst er durchschnittlich 14 mm im Längsdurchmesser und 7 mm in der Breite [49]. Steckel et al. fanden deutliche Unterschiede; der Längsdurchmesser liegt laut seiner Studie zwischen 13 mm und 25 mm; in der Breite messen die femoralen Ursprünge zwischen 6 mm und 13 mm [179]. Die Gesamtfläche des femoralen VKB-Ursprungs wurde in der Literatur zwischen 113 mm² und 196,8 mm² angegeben [11, 52, 82].

1.2.1.6.2 Tibialer Ansatz des VKB

Der Ansatz des VKB liegt auf dem anterioren Tibiaplateau in der Area intercondylaris anterior tibiae [121, 153, 178] (Abbildung 10). Wie bei dem femoralen VKB-Ursprung muss bei dem VKB-Ansatz die Dreidimensionalität berücksichtigt werden. So weist die Area intercondylaris anterior tibiae eine leichte Mulde auf [42, 71], weshalb einige Autoren diese auch als Fossa bezeichneten [9, 11, 43, 45].

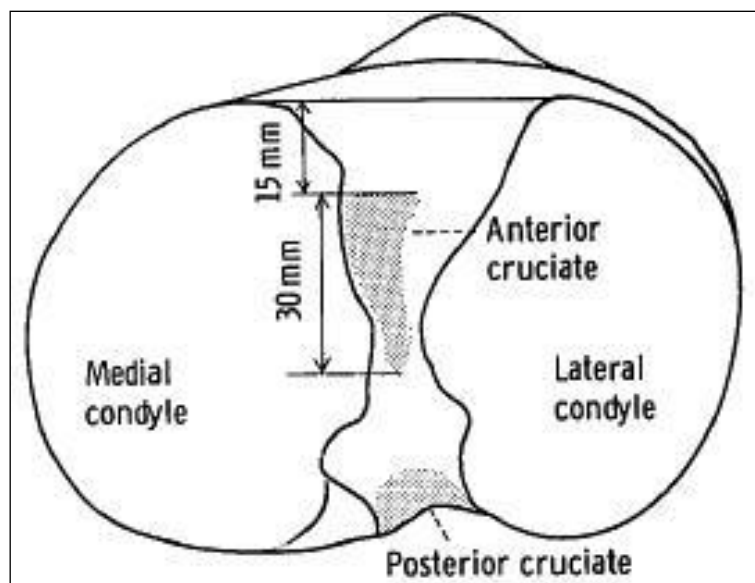


Abbildung 10
Tibialer Ansatz des VKB. Aus [71, 107].

Das VKB setzt zwischen den beiden Tubercula, dem Tuberculum intercondylare mediale und dem Tuberculum intercondylare laterale, an [153, 205, 206]. Einige Studien berücksichtigten die Länge in sagittaler Ebene dieser Ansatzfläche und beschrieben sie daher als weiter anterior gelegen. Diesen Studien zufolge setzt das VKB anterior und lateral des Tuberculum intercondylare laterale an [9, 42, 43, 45, 71, 73, 179].

Girgis et al. haben in einer Studie die genaue Ansatzstelle des VKB vermessen. Demnach misst der durchschnittliche Abstand zwischen dem anterioren Rand der tibialen Gelenkfläche und den vordersten Anteilen des VKB-Ansatzes 15 mm [71]. Nach Petersen und Zantop misst dieser Abstand zwischen 10 und 14 mm [155].

Der Mittelpunkt des VKB-Ansatzes liegt ungefähr im Zentrum des Tibiaplateaus. Er befindet sich 23 mm posterior der meniskokapsulären Verbindung am anterioren Rand des Plateaus auf der medialen Tibiakondyle [149, 153]. Mittels MRT untersuchten Stäubli und Rauschnig den tibialen VKB-Ansatz. Sie differenzierten bei ihren Untersuchungen nach dem Geschlecht. Der Mittelpunkt des VKB-Ansatzes befindet sich bei Männern durchschnittlich 23,7 mm, bei Frauen 21,4 mm, hinter dem Vorderrand des Tibiaplateaus [178].

Die Form des VKB-Ansatzes auf dem Tibiaplateau ist variabel [153]. Häufig besitzt es eine ovale Form [11, 72, 82, 149, 205, 206]. Allerdings wurde die Fläche des VKB-Ansatzes auch als Dreieck beschrieben [67, 205].

Die Ansatzfläche des VKB auf dem Tibiaplateau ist deutlich größer als die Ursprungsfläche auf der Innenseite des lateralen Femurkondylus. Nach einer Studie von Harner et al. misst die tibiale Ansatzfläche 136 mm² und ist dabei um 20 % größer als die femorale Ursprungsfläche [82]. In der Sagittalebene besitzt die Ansatzfläche einen maximalen Durchmesser von 17 bis 25 mm; in der Frontalebene einen maximalen Durchmesser von 9 bis 14 mm [43, 45, 73, 149, 179]. Girgis et al. berichteten hingegen von einem durchschnittlichen maximalen Längsdurchmesser, also in Sagittalebene, von 30 mm [71]. Edwards et al. haben in einer neuen Studie den tibialen Ansatz des VKB vermessen [48]: Dabei zeigten sich deutliche interindividuelle Unterschiede in Form und Größe des Ansatzes. Die durchschnittliche Länge des tibialen Ansatzes gaben Edwards et al. mit 18 mm an, die durchschnittliche Breite mit 9 mm.

Die Fasern des VKB setzen breitbasig auf dem Tibiaplateau an. Einige von ihnen laufen bis zu den Insertionsarealen der Menisci aus. Häufig vermischen sich einzelne Fasern des VKB mit dem Vorderhorn des Meniscus lateralis im Bereich seiner Insertion. Allerdings wurden auch Verbindungen von VKB-Fasern mit dem Ansatzbereich des Hinterhorns des Meniscus lateralis beschrieben. [9, 42, 43, 71, 73, 155, 178, 179, 205, 206].

1.2.1.7 Bündelanatomie des VKB

Das VKB besteht aus vielen Fasern, die an den oben beschriebenen Insertionsflächen breitbasig entspringen bzw. ansetzen. Diese Fasern sind zu funktionellen Bündeln zusammengefasst, die sich makroskopisch klar voneinander unterscheiden lassen. In einer Studie beschrieben Amis und Dawkins drei funktionelle Bündel des VKB [4]:

- Das anteromediale Bündel
- Das posterolaterale Bündel
- Das intermediäre Bündel

Diese Einteilung greift die von Norwood und Cross beschriebene Bündelanatomie des VKB auf [144]. Schon 1941 beschrieben Brantigan und Voshell das unterschiedliche Verhalten der vorderen und der hinteren Fasern des VKB [21].

Odensten und Gillquist fanden mikroskopisch allerdings keine Anhaltspunkte für eine klare Trennung der funktionellen Bündel [149].

In der Literatur setzte sich die Aufteilung des VKB in lediglich zwei funktionelle Bündel durch (Abbildung 11): das AMB sowie das PLB [9, 33, 34, 42, 43, 45, 66, 68, 71, 96, 144, 149, 153, 155, 163, 179, 206]. Diese Einteilung gilt allerdings nur als eine Vereinfachung der komplexen, funktionellen Bündel-Anatomie des VKB [155].

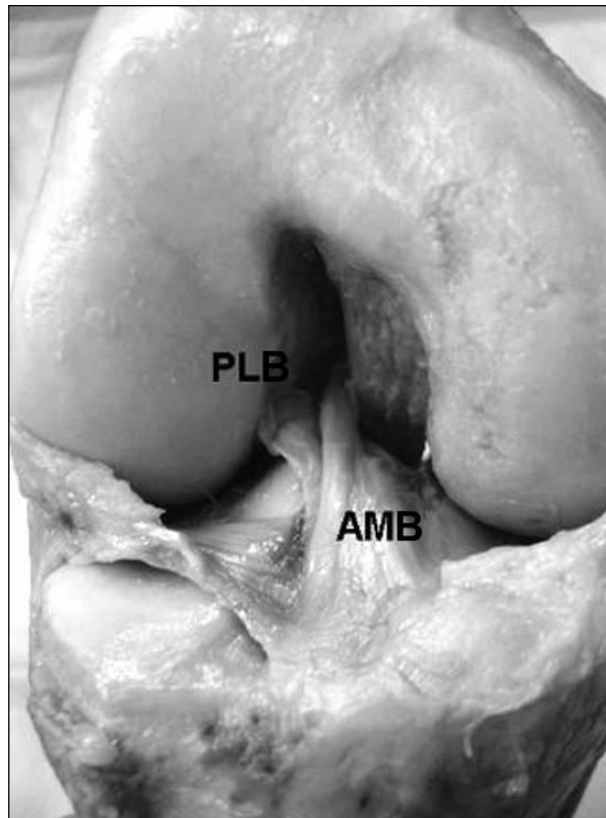


Abbildung 11
Kniegelenk (re.) von vorne; Bündelanatomie des
VKB mit AMB und PLB. Aus [155].

Die Nomenklatur der beiden Bündel bezieht sich auf deren tibialen Ansatz (Abbildung 12): So setzt das anteromediale Bündel (AMB) im anterioren, medialen Bereich des tibialen VKB-Ansatzes an. Die Fasern des posterolateralen Bündels (PLB) setzen im posterioren, lateralen Bereich des oben beschriebenen Ansatzes an [9, 42, 43, 45, 149, 155, 163, 179, 206]. Das AMB entspringt am proximalen Anteil des femoralen VKB-Ursprungs. Verfolgt man den Faserverlauf des PLB, so findet man seine Ursprungsfläche im distalen Bereich des VKB-Ursprungs (Abbildung 13) [9, 42, 43, 45, 144, 149, 153, 155, 163, 179, 206].

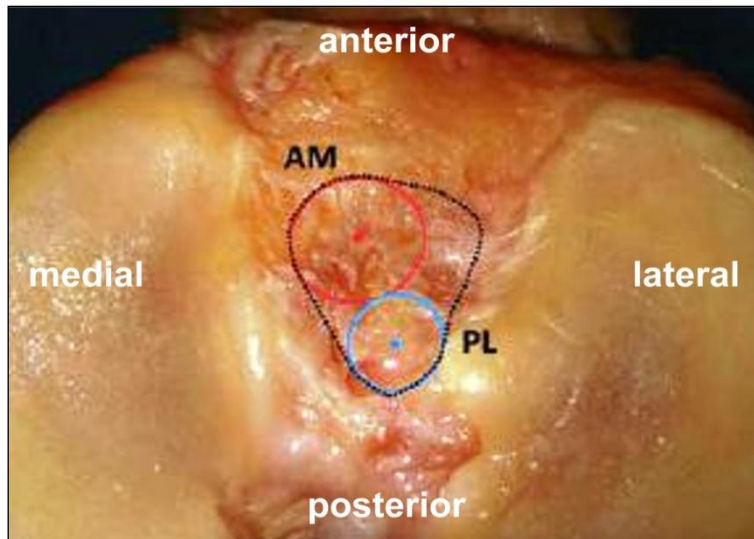


Abbildung 12
Tibialer Ansatz des VKB; AMB (=AM) und PLB (=PL). Aus [189].

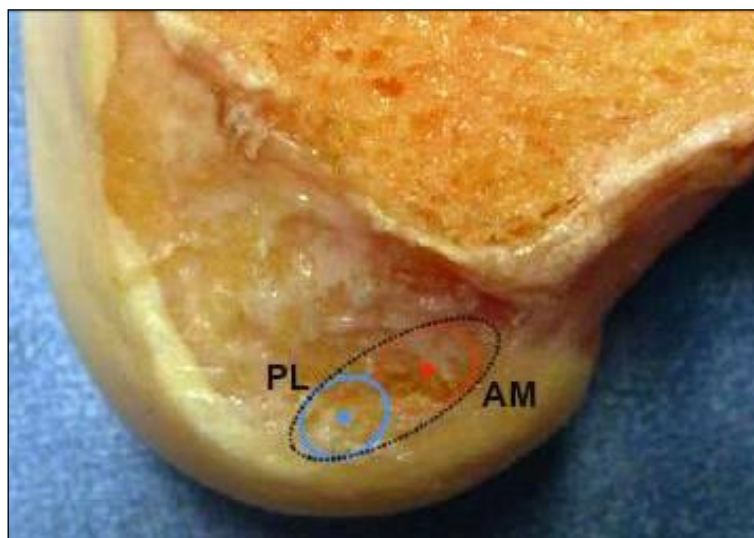


Abbildung 13
Femoraler Ursprung des VKB; AMB (=AM) und PLB (=PL). Aus [189].

Die Insertionsstellen der einzelnen Bündel des VKB wurden ebenso wie Ansatz und Ursprung des gesamten VKB in Studien vermessen: Tsukada et al. [189] verwendeten die von Bernard et al. [13] eingeführten Quadranten-Methode für die Angabe der Lokalisation der Ursprünge des AMB und des PLB: der Mittelpunkt des AMB liegt demnach durchschnittlich bei 25,9% der Längsachse vom posterioren Rand sowie bei 17,8% der Querachse von der Blumensaat-Linie entfernt [189]. Colombet et al. haben ebenfalls die Insertionszonen der VKB-Bündel vermessen [34]:

Das Zentrum der AMB-Ansatzes auf dem Tibiaplateau liegt durchschnittlich 8,4 mm vom Zentrum der PLB-Ansatzes entfernt. Femoral gaben sie ihre Messergebnisse in der Quadranten-Methode an: Der Mittelpunkt des AMB projiziert sich bei 26,4 % auf die Blumensaat-Linie. Der Mittelpunkt des PLB liegt bei 32,3 %. Der AMB-Ursprung ist im Durchschnitt 8,2 mm vom PLB-Ursprung entfernt. [34]

Auch für die Angabe der Lokalisation des VKB-Ansatzes auf dem Tibiaplateau verwendeten Tsukada et al. eine vergleichbare Quadrantenmethode: der Mittelpunkt des AMB-Ansatzes liegt 37,6% des Längsdurchmessers des Tibiaplateaus vom anterioren Rand entfernt. In koronarer Ebene befindet sich dieser Mittelpunkt bei 46,5% der Plateaubreite von der medialen Plateaukante. Der Mittelpunkt des PLB liegt demnach bei 50,1% der Längsachse und bei 51,2% der Querachse [189].

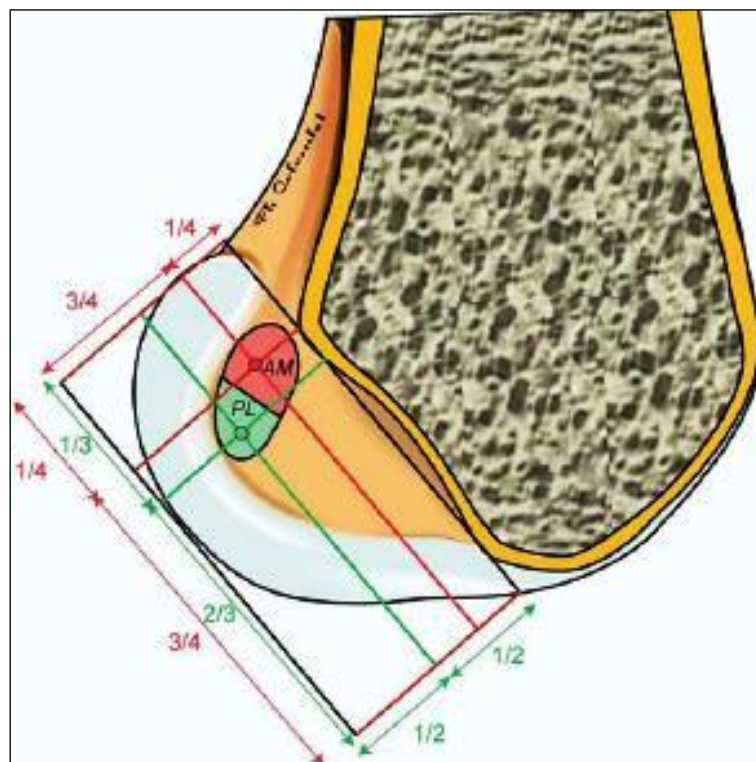


Abbildung 14
Ursprung des AMB und des PLB; dargestellt in der Quadranten-Methode von Bernard [13]. Aus [34].

Aufgrund seines distaleren, femoralen Ursprungs ist das PLB kürzer als das AMB, das proximal des PLB-Ursprungs entspringt [206] (Abbildung 15).



Abbildung 15
Das AMB und das PLB im Vergleich. Aus [206].

Verschiedene Wissenschaftler haben die intraartikuläre Länge der beiden Bündel des VKB vermessen: Indester et al. gaben die Länge des AMB bei Streckstellung des Knies mit durchschnittlich 34,7 mm, die Länge des PLB mit 23,7 mm an [96]. Die Größenordnung dieser Ergebnisse wurde in einer Studie von Duthon et al. bestätigt: Das AMB misst demnach durchschnittlich 34,0 mm, das PLB 22,5 mm [45].

Anhand der Position der Insertionspunkte der VKB-Bündel lässt sich bereits deren Verlauf erkennen: Während bei voller Extension des Kniegelenks die Bündel einigermaßen parallel verlaufen, rotieren sie im flektierten Knie umeinander [4, 31, 33, 45, 71, 153] (Abbildung 16). Durchtrennt man bei einem 60° flektierten Kniegelenk sämtliche Weichteile, Bänder und den Kapselapparat, abgesehen vom VKB, dreht sich die Tibia bei fixiertem Femurschaft um durchschnittlich 55° nach innen [163]. Diese Rotation ist in der Drehung der VKB-Bündel um sich selbst in lateraler Richtung begründet. Li et al. vermaßen die Verdrehung der Bündel bei unterschiedlichen Flexionsgraden [118]: Bei Vollextension ist demnach das VKB lediglich um 9,8° verdreht. Bei zunehmender Flexion verdrehen sich die Bündel stärker.

Bei einer 90°-Flexion konnte eine Verdrehung des VKB um durchschnittlich 43,9° gemessen werden.

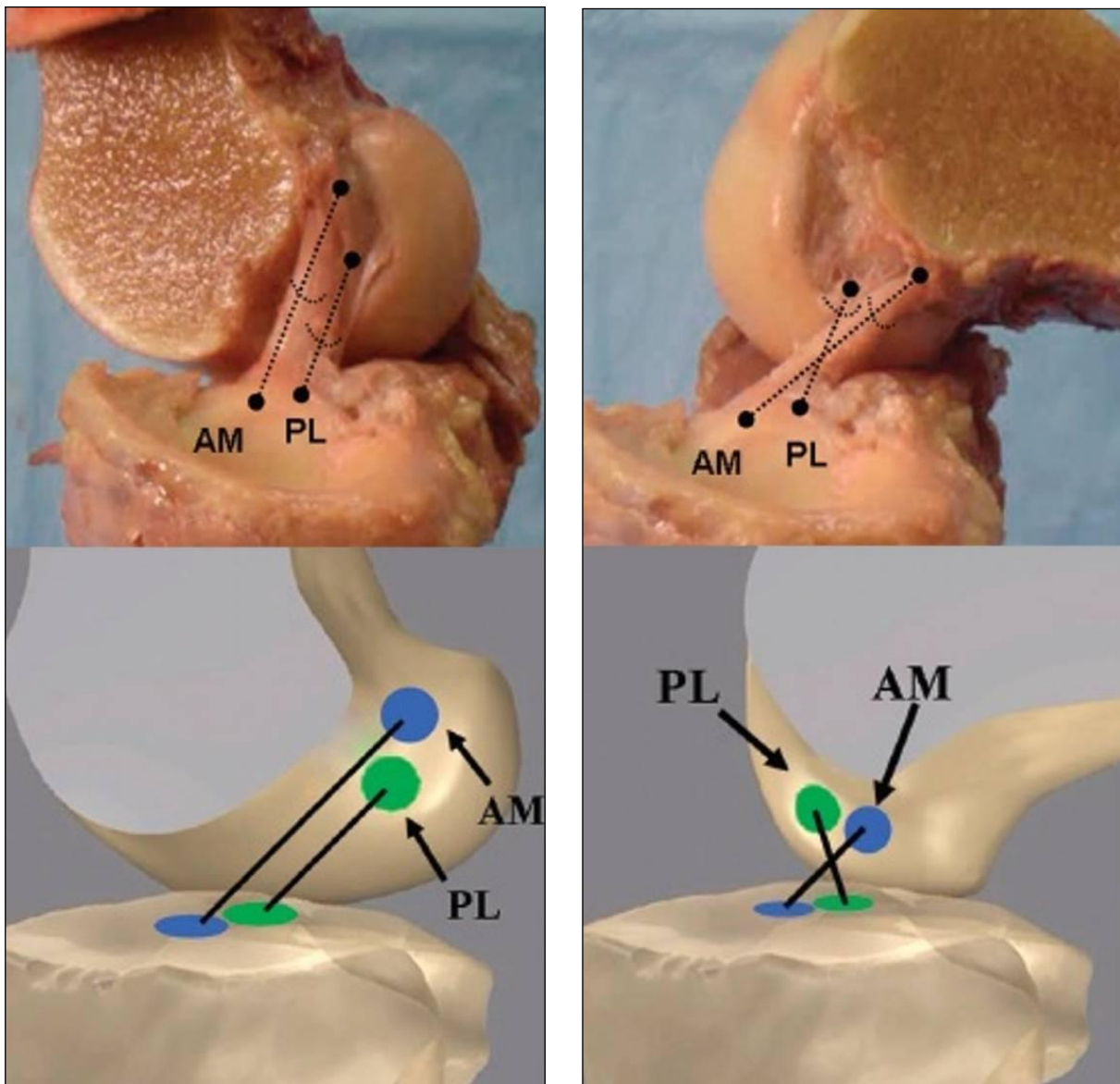


Abbildung 16
Verlauf der beiden Bündel des VKB bei Streckung des Kniegelenks und bei 90° Flexion. Aus [31].

1.3 Biomechanik des Kniegelenks und Kreuzbänder

Die Biomechanik und Kinematik des Kniegelenks steht seit langem im Mittelpunkt des Interesses. Aufgrund der Inkongruenz der beteiligten Gelenkflächen und der zahlreichen Sehnen und Bänder ist die Biomechanik sehr komplex.

1.3.1 Das Roll-Gleiten des Femorotibialgelenks

Das Kniegelenk ist kein klassisches Scharniergelenk. Bereits 1836 beschrieben die Gebrüder Weber eine kombinierte Roll-Gleitbewegung [191]. Dabei wird die Flexions-Extensionsbewegung des femorotibialen Gelenkes in Sagittalebene betrachtet. Diese zweidimensionale Betrachtungsweise ist eine Vereinfachung der komplexen Flexionsbewegung des Kniegelenkes, trägt aber zum Verständnis der Kinematik sowie der Funktion der Kreuzbänder bei.

Die Roll-Gleit-Bewegung kann dabei mit einem Rad verglichen werden, das teilweise rollt und teilweise durchdreht; die tatsächlich zurückgelegte Wegstrecke ist deutlich reduziert [107, 134].

Am besten lässt sich die Roll-Gleit-Bewegung bei Betrachtung einer theoretischen Rollbewegung der Femurkondylen auf der Tibia und einer theoretischen Gleitbewegung veranschaulichen. Müller hat in seinem Buch „Das Knie“ Schemazeichnungen von einer reinen Rollbewegung und von einer reinen Gleitbewegung gegenübergestellt [134] (Abbildungen 18 – 20):

Bei einer reinen Rollbewegung würden die Femurkondylen auf dem Tibiaplateau abrollen. Die Gelenkfläche des Tibiaplateaus in anterior-posteriorer Richtung ist deutlich kürzer als die Abrollfläche der Femurkondylen. Bei einem reinen Abrollen des Femurs auf dem Tibiaplateau käme es demnach zu einer Luxation des Femurs nach posterior. [107, 134] (Abbildung 17). Bei einer reinen Gleitbewegung des Femurs auf dem Tibiaplateau würde das Femur seine anteriore Position über der Tibia behalten. Der Femurschaft würde allerdings am hinteren Tibiaplateau anschlagen und so die Beweglichkeit des Kniegelenkes einschränken [107, 134] (Abbildung 18).

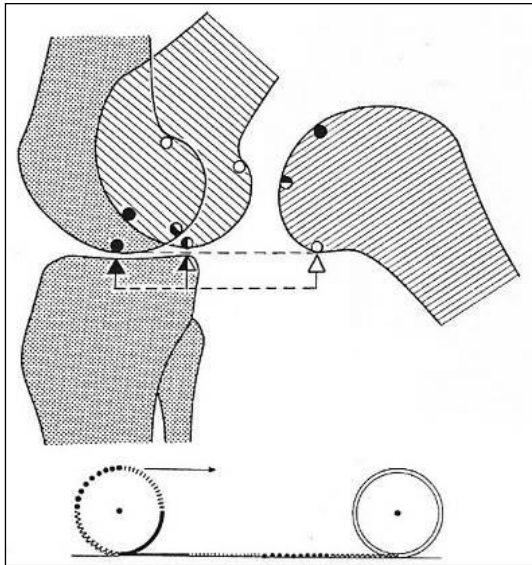


Abbildung 17
Reine Rollbewegung. Aus [134].

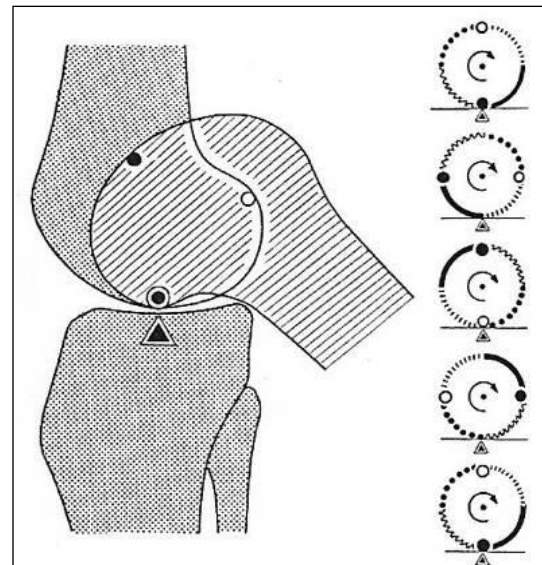


Abbildung 18
Reine Gleitbewegung. Aus [134].

Die physiologische Flexion des Kniegelenkes verbindet diese zwei Bewegungskomponenten zu einer Rollgleitbewegung [107, 134] (Abbildung 19).

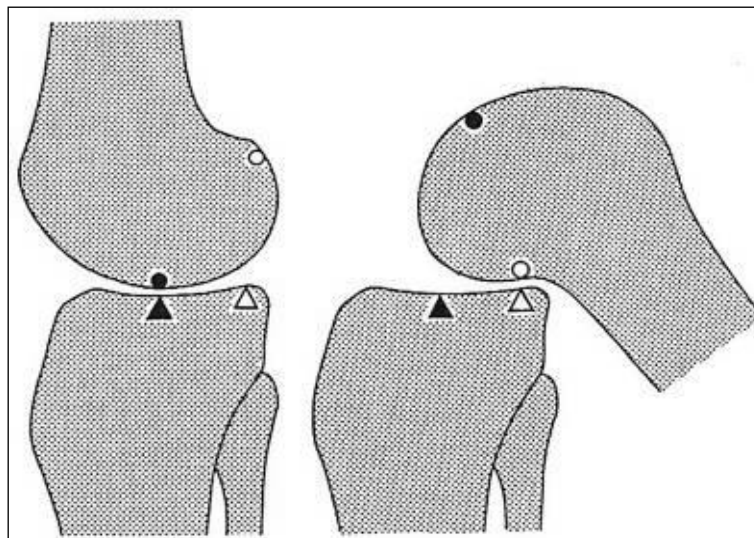


Abbildung 19
Kombinierte Rollgleitbewegung. Aus [134].

Bei der Betrachtung dieses vereinfachten zweidimensionalen Modells erschließen sich bereits wesentliche Funktionen der Kreuzbänder im menschlichen Kniegelenk: Wie oben beschrieben käme es bei einer alleinigen Rollbewegung zu einer posterioren Luxation des Femurs. Die Tibia würde im Vergleich zum Femur nach

anterior verschoben. Dies wird hauptsächlich durch das VKB verhindert [11, 28, 42, 56, 64, 66, 68, 107, 124, 183].

Bei einer reinen Gleitbewegung würde das Femur in einer zu weit anterioren Position bleiben. Dieses Verhalten verhindert das HKB [28, 64].

Die Kreuzbänder sind also Grundlage für die Kombination aus Rollen und Gleiten im femorotibialen Gelenk. Jedoch ist das Verhältnis aus Roll- und Gleitbewegung im Laufe einer Flexion des Kniegelenks nicht konstant [121]. Zu Beginn der Flexion ist die Rollkomponente größer als die Gleitkomponente. Bei fortschreitender Flexion, insbesondere in maximaler Beugung, kommt es zu einer fast reinen Gleitbewegung [107, 121]. Müller gab das Verhältnis zwischen Rollen und Gleiten zu Beginn der Flexion mit 1:2, gegen Ende der Flexion mit 1:4 an [134].

1.3.2 Modell der überschlagenen Viergelenkskette

Das Verhältnis zwischen Rollen und Gleiten ist laut Müller in der anatomischen Form der Femurkondylen begründet. Demnach ist die Funktion der Kreuzbänder und die Form der Kondylen untrennbar miteinander verbunden [134]. Müller versuchte die Kreuzbandfunktion anhand der überschlagenen Viergelenkskette zu erklären. Diese wurde im 19. Jahrhundert von dem deutschen Mathematiker Burmester beschrieben [20]. In dem „Modell der überschlagenen Viergelenkskette“ werden die beiden Kreuzbänder als starre, sich überkreuzende Stangen vereinfacht dargestellt. Dies entspricht einem gekreuzten Pleuelstangensystem [107] (Abbildung 20). Die das VKB repräsentierende Stange ist länger als die Stange, die das HKB darstellt. Dies entspricht der Anatomie der beiden Kreuzbänder.

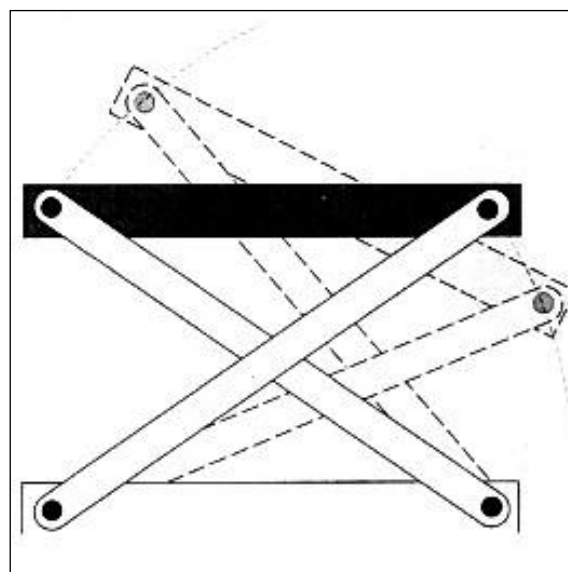


Abbildung 20 Gekreuztes Pleuelstangensystem.
Aus [107].

Müller fixierte die beiden Stangen drehbar auf einer Zeichenunterlage [134]. Eine Gerade durch die Fixationspunkte bildete mit der gedachten, fixierten Femurlängsachse einen Winkel von 40° , vergleichbar mit dem Dach der Fossa intercondylaris. Am Ende der beiden Stangen wurde eine so genannte Koppel befestigt. Müller bewegte nun die Koppel, die das Plateau der nicht fixierten Tibia repräsentieren sollte und zog in jeder Position einen Strich entlang der Koppel. So entstand eine Kurve. Diese sogenannte Koppelhüllkurve ergibt sich aus allen Tangenten und besitzt eine Form, die weitgehend dem Sagittalschnitt eines Femurkondylus entspricht [134] (Abbildung 21).

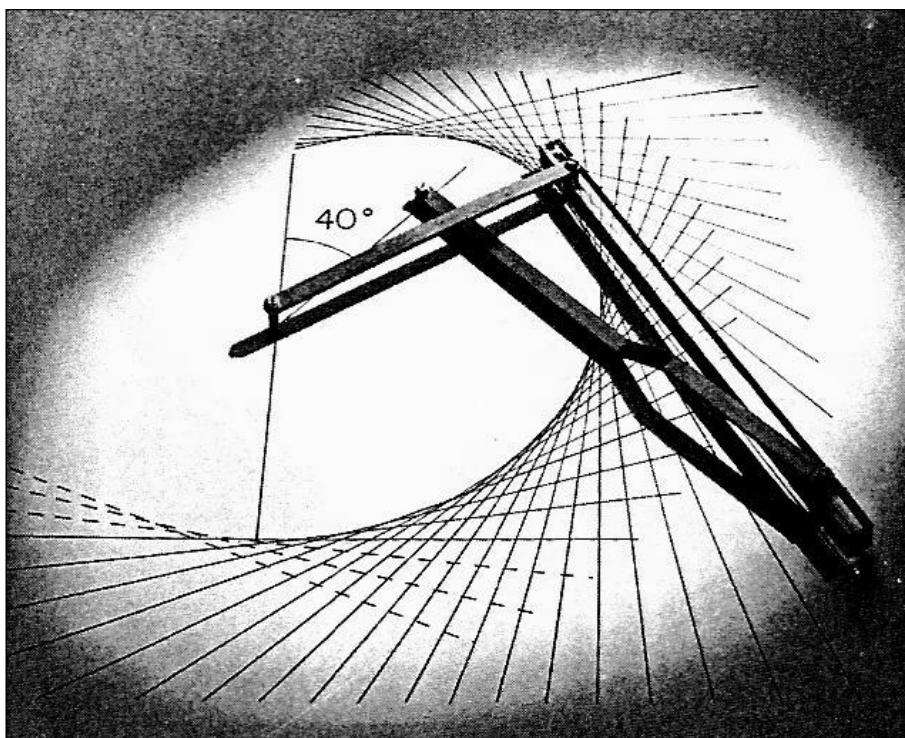


Abbildung 21
Modell der überschlagenen Viergelenkkette. Aus [134]

Burmester beschrieb weiter eine Kurve, auf der alle Ansatzpunkte der Kreuzbänder sowie der Kollateralbänder im Knie liegen [129, 134] (Abbildung 22): Diese setzt sich aus der femoralen „Angelkubik“ und der tibialen „Scheitelkubik“ zusammen [134]. Verbindet man einen Punkt der Angelkubik durch eine Gerade mit einem Punkt auf der Scheitelkubik, so dass die Gerade den Kreuzungspunkt der Kreuzbänder schneidet, bewegen sich diese Punkte bei Bewegung der überschlagenen Viergelenkkette annähernd auf einer Kreisbahn [134]. Dieses zweidimensionale, kinematische Modell erklärt eine wichtige Aufgabe des VKB: Es soll die vordere

Schubladenbewegung, also das anteriore Verschieben der Tibia im Verhältnis zum Femur, verhindern [183].

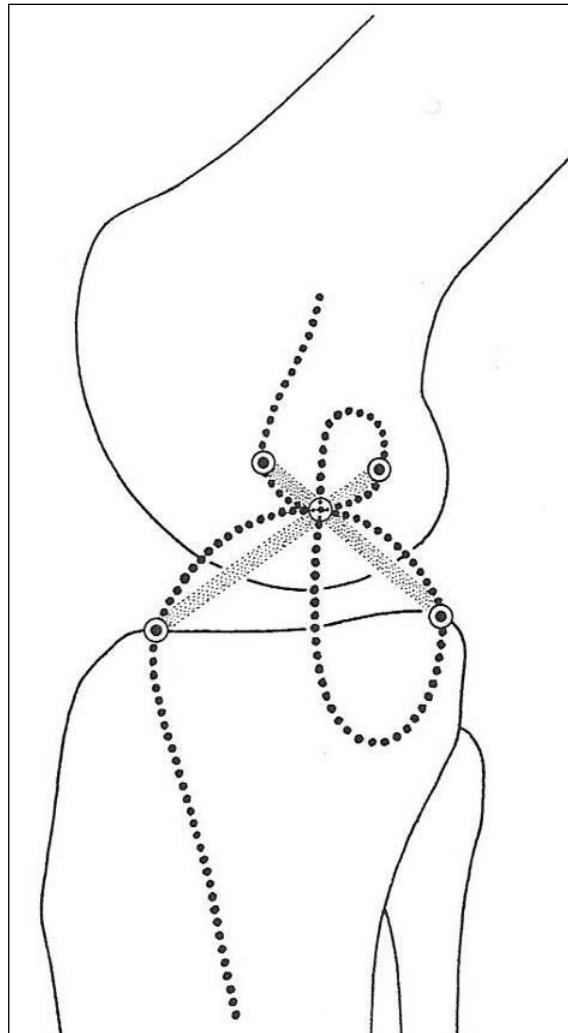


Abbildung 22
Burmester-Kurve mit der femoralen Angelkubik
und der tibialen Scheitelkubik. Aus [134]

Nicht berücksichtigt wurde hierbei allerdings, dass die Form des lateralen Femurkondylus von der des medialen Kondylus abweicht, und die Ursprünge und Ansätze der Kreuzbänder in diesem Modell nur eine Projektion auf die Sagittalfäche darstellen. Börner et al. verglichen die Kondylen mit zwei Rollhügeln, die als nahezu konzentrische Kreise zu betrachten sind [20]. Dabei berücksichtigt er die unterschiedlichen Radien dieser Rollhügel. Diese würden durch das unterschiedliche Niveau des lateralen und des medialen Tibiaplateaus ausgeglichen. Börner kam zu der Schlussfolgerung, dass das Modell der Viergelenkskette keine optimalen Verankerungspunkte eines Kreuzbandersatzes liefern kann [20].

1.3.3 Bewegungsebenen und Freiheitsgrade des Kniegelenks

Das zweidimensionale Modell der Viereckskette geht lediglich auf die Flexions- und Extensionsbewegung des Gelenks ein. Huiskes und Blankevoort bewiesen in einer Studie, dass das Kniegelenk keine Bewegungen in einer einzigen Ebene ausführen kann; es führt vielmehr komplexe dreidimensionale Bewegungen aus [94]. Das Knie ist demnach ein Gelenk mit sechs Freiheitsgraden [11, 41, 94, 110] (Abbildung 23).

Es führt Rotationen in drei Ebenen durch:

- Flexion – Extension: Sagittalebene
- Außenrotation – Innenrotation: Horizontalebene
- Varus – Valgus: Frontalebene

Außerdem sind Translationsbewegungen in drei Richtungen möglich:

- Anterior – posterior entlang der Sagittalachse
- Medial – lateral entlang der Transversalachse
- Distal – proximal entlang der Longitudinalachse

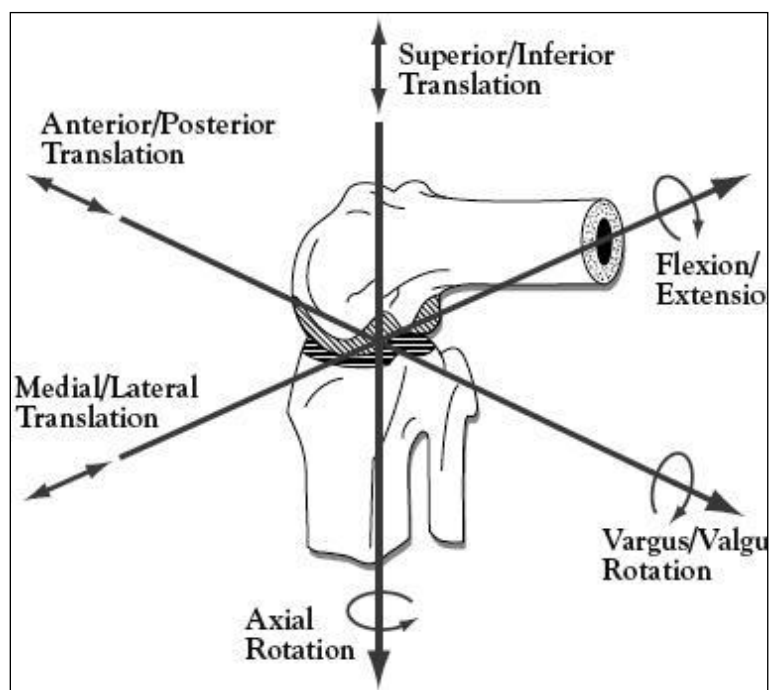


Abbildung 23
Die sechs Freiheitsgrade des Kniegelenks. Aus [110].

Besondere Bedeutung hat die so genannte Schlussrotation. Bei vollständiger Streckung des menschlichen Kniegelenks werden alle Ligamente angespannt. Man spricht hier von der so genannten „verriegelten Position“ [107]. Durch die Anspannung des VKB wird dessen tibiale Insertionsfläche möglichst nah an die femorale Ursprungsfläche gezogen. Dies führt zu einer Außenrotation von etwa 14° der frei beweglichen Tibia im Verhältnis zum Femur [85, 107, 121, 134]. Die Schlussrotation des Kniegelenks wird nicht allein durch das VKB bedingt. Ebenso spielen die Menisci sowie die Topographie des Tibiaplateaus eine wichtige Rolle [107]. Klein und Sommerfeld stellten bei der Vermessung der Achsen im Verlauf einer Flexionsbewegung des Kniegelenks fest, dass zusätzlich zu der oben verdeutlichten Schlussrotation bei Extension eine assoziierte Abduktion um 5° stattfindet [107]. In dieser Studie projizierten Klein und Sommerfeld die Achsen jeweils auf die Transversal- und die Frontalebene: In Extension bildet die auf die Frontalebene projizierte Achse einen 40° Winkel mit der Horizontalen. In der Transversalebene wurde eine Varisierung zu Beginn der Flexion beobachtet [107]. Das beweist, dass die Flexions- und Extensionsbewegung des menschlichen Kniegelenks eine komplexe Bewegung im dreidimensionalen Raum darstellt, bei der alle sechs Freiheitsgrade betrachtet werden müssen.

1.3.4 Funktionen des VKB

Die Kreuzbänder bilden das Kernstück der Kinematik des menschlichen Kniegelenks [134]. Daher lassen sich ihre Funktionen aus dem Verständnis der Kinematik des Kniegelenkes, seiner Roll-Gleitbewegung sowie seiner assoziierten Bewegung weitgehend herleiten. Huiskes und Blankenvoort fasste die Funktionen aller Bänder im Kniegelenk folgendermaßen zusammen [94]:

„Die Funktion der Kniebänder besteht darin, im Zusammenspiel mit den Gelenkflächen einerseits eine gewisse Gelenkbeweglichkeit zuzulassen und andererseits bestimmten Kräften einen Widerstand entgegenzusetzen und damit die Bewegungsfreiheit einzuschränken. Eine zu geringe Beweglichkeit führt zur Funktionseinschränkung und Überlastung des Bänderapparats, eine zu große Beweglichkeit zur Instabilität.“

Eine der Hauptaufgaben der Kreuzbänder ist es, eine übermäßige Translation des Femurs gegenüber der Tibia in anterior-posteriorer Richtung zu verhindern. Sie sind demnach zu einem großen Anteil für die Rollkomponente des Roll-Gleitens

verantwortlich. Während das HKB vor allem ein Verschieben der Tibia nach posterior verhindert, unterbindet das VKB ein Verschieben der Tibia nach anterior [11, 28, 56, 71, 85, 93, 115, 125, 153, 156, 183]. Diese Funktion des VKB wird mit dem so genannten vorderen Schubladen- und dem Lachmantest überprüft [186]. Bei beiden Tests wird die Stabilität des Kniegelenks gegen die Verschiebung der Tibia nach anterior mit der Stabilität des Kniegelenks der anderen Seite verglichen. Eine übermäßige Verschieblichkeit, also eine geringere Stabilität, lässt auf eine Insuffizienz des VKB schließen [109].

Eine weitere Funktion der Kreuzbänder ist die Einschränkung der Rotationsbeweglichkeit in transversaler Ebene [7, 11, 71, 153, 169, 183]. Mehrere Studien untersuchten die Bänder des Kniegelenks, indem sie schrittweise die einzelnen Bänder durchtrennten und daraufhin jeweils den Bewegungsumfang des Gelenkes überprüften. So konnte nach Durchtrennung des VKB eine deutlich stärkere Innenrotation festgestellt werden [7, 142]. Daraus lässt sich schließen, dass das VKB eine übermäßige Innenrotation der Tibia verhindert. Das VKB hat auch einen hemmenden Einfluss auf die Außenrotation der Tibia [183]. Ebenso sichern die Kreuzbänder das Kniegelenks gegen varische und valgische Kräfte [97, 142, 153, 183]. Matsumoto et al. beschrieben eine deutliche Valgus-Instabilität nach Durchtrennung des VKB oder des medialen Seitenbandes [127]. Inoue et al. beschrieben nach Durchtrennung des VKB eine anteriore Verschiebung der Tibia sowie eine Innenrotation, während valgische Kräfte auf das Kniegelenk wirkten [97]. Diese Kinematik entspricht dem positiven Pivot-Shift-Test, der 1972 von Galway beschrieben wurde [69, 70]. Bei Extension kommt das VKB in Kontakt mit dem Dach der Fossa intercondylaris und verhindert so eine Hyperextension [134]. Sowohl Müller [134] als auch Girgis et al. [71] erkannten eine pathologische Überstreckbarkeit der Kniegelenke mit chronischer VKB-Insuffizienz. Eine weitere Funktion der Kreuzbänder ist die Stabilisierung des Kniegelenkes gegen eine mediale oder laterale Verschiebung der Tibia. In voller Extension übernimmt das HKB 36% der lateral ansetzenden Kraft und ist damit wichtigster Stabilisator gegen das Verschieben der Tibia nach lateral [156]. Das VKB kompensiert sogar 52% der Kraft bei Verschiebung der Tibia nach medial. Pizali et al. unterstrichen in dieser Studie die Stellung des VKB als wichtigen Stabilisator gegen das Verschieben der Tibia nach medial [156].

1.3.4.1 Funktion und Biomechanik des AMB und des PLB

Bei der Beobachtung des VKB im Verlauf einer Flexion-Extensions-Bewegung wurde festgestellt, dass nicht alle Anteile des Bandes gleichzeitig angespannt sind [71]. Diese Beobachtungen sowie der unterschiedliche intraartikuläre Verlauf der Fasern des VKB führten zu der oben beschriebenen Unterteilung des Bandes in die funktionellen Bündel: das anteromediale Bündel und das posterolaterale Bündel [4, 71, 155].

Bach et al. zeigten in einer biomechanischen Studie, dass sich in der gesamten Flexionsbewegung die Anspannung im PLB signifikant von der im AMB unterscheidet [10]. Bei Messungen zeigte sich, dass mit zunehmender Flexion die Dehnung des AMB zunimmt. Auf das PLB wirkt bei Extension eine größere Spannkraft als auf das AMB [10].

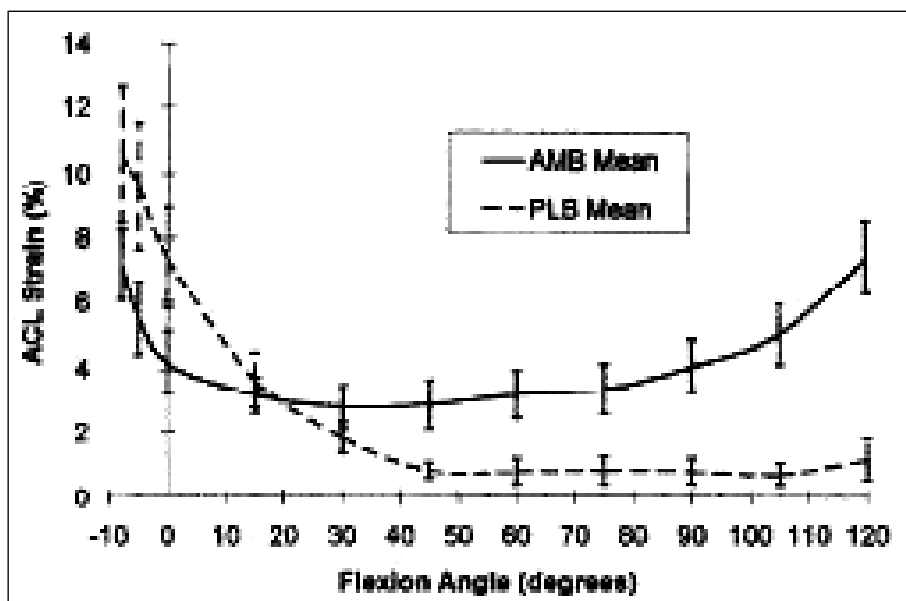


Abbildung 24
Dehnung der beiden Bündel des VKB im Verhältnis zum Flexionswinkel des Kniegelenks. Aus [10]

Arnozcky beschrieb 1983 die Spannungsverhältnisse der beiden Bündel folgendermaßen [9]: In Vollextension ist das PLB angespannt, wohingegen das AMB entspannt ist. Bei Kniebeugung hingegen ist das AMB gespannt und das PLB entspannt. Diese Aussage wurde in der Literatur von mehreren Autoren bestätigt [42, 44, 45, 68, 155, 162, 195, 206].

Sakane et al. untersuchten die Verteilung der Kräfte auf die beiden Bündel, wenn die Tibia nach anterior verschoben wird [162]: Die meiste Kraft fällt dabei auf das AMB

bei 60° Kniebeugung, während es bei 0° Beugung am geringsten beansprucht wird; das PLB erfährt seine stärkste Belastung bei 0°, bzw. 15° Flexion, je nachdem, wieviel Kraft auf die Tibia wirkt. Die geringste Beanspruchung des PLB erfolgt bei 90° Flexion [162].

Das AMB übernimmt den Großteil der Stabilisierung gegen das anteriore Verschieben der Tibia bei zunehmender Flexion, wohingegen bei geringen Flexionsgraden das PLB den Hauptanteil an dieser Stabilisierung trägt. Das erklärt auch, weshalb bei alleiniger Durchtrennung des AMB der vordere Schubladentest, der bei 90° Flexion durchgeführt wird, positiv ist, der Lachmantest bei 30° Flexion jedoch negativ ausfallen kann [4].

Gabriel et al. hatten die Verteilung der Kräfte auf die beiden funktionellen Bündel bei kombinierter Innenrotation und Valgusstress gemessen [68]: Sowohl bei 15° als auch bei 30° Beugung ist die gemessene Kraft im AMB größer als die im PLB. Mit zwei Drittel der Kraft, die im AMB gemessen wurde, trägt das PLB dennoch einen großen Anteil an der Rotations- und Valgus-Stabilität [68]. Diese Stabilität bei kombinierter Rotation, anteriorer Translation und Valgusstress kann mit Hilfe des Pivot-Shift-Tests untersucht werden. Aufgrund dieser funktionellen Bedeutung spielt das PLB vor allem hinsichtlich einer anatomischen Rekonstruktion des VKB eine große Rolle [68, 144, 155, 206].

1.4 Aktuelle Rekonstruktionstechniken des VKB

Weltweit werden derzeit viele verschiedene Techniken der VKB-Rekonstruktion angewandt. Fu und Musahl vermuteten in einem Review-Artikel mehr als zwanzig unterschiedliche Techniken [61]. Diese Operationsmethoden unterscheiden sich nicht nur hinsichtlich der chirurgischen Technik sondern auch in der Auswahl des Transplantats und der Fixierungsmethoden [11, 61].

1.4.1 Zwei-Bündel-Technik, Transplantatwahl, Fixierungsmethoden

Derzeit werden die meisten Rekonstruktionen arthroskopisch als Ein-Bündel-Technik durchgeführt. Dabei wird das VKB durch ein Transplantat ersetzt, das in einem Tunnel in Femur und Tibia fixiert wird. Mit Hilfe dieser Rekonstruktionen werden zufriedenstellende Ergebnisse erzielt [15, 61, 181]. Allerdings wird bei der Ein-Bündel-Technik lediglich eines der beiden anatomischen Bündel berücksichtigt [200].

Die aktuellen Erkenntnisse der Anatomie und der Biomechanik unterstreichen jedoch die Bedeutung beider Bündel [4, 26, 68, 162]. Klinische Untersuchungen zeigten bei Patienten nach einer Ein-Bündel-VKB-Rekonstruktion eine verringerte Rotationsstabilität sowie einen positiven Pivot-Shift-Test im Vergleich zur unverletzten Gegenseite [32, 37, 98, 173, 197].

Mit der Zwei-Bündel-Technik wird die Bündelanatomie des VKB berücksichtigt, da so eine physiologischere Funktion des rekonstruierten VKB erreicht werden kann [159]. In dieser Technik werden beide funktionellen Bündel des VKB, das AMB und das PLB, mit Hilfe eines eigenen Transplantats rekonstruiert [37, 180]. Diese Zwei-Bündel-Technik wurde von Mott 1983 erstmalig beschrieben [133].

Arthroskopische Zwei-Bündel-Operationsmethoden unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Technik, der Fixierungsmethoden, der Transplantatwahl sowie der Anzahl und Platzierung der Bohrkanäle. In der Literatur wurden vor allem Methoden beschrieben, die für jedes Bündel einen eigenen tibialen und femoralen Bohrkanal zur Fixierung des Transplantats vorsehen [2, 22, 23, 30, 32, 35, 62, 120, 136, 171, 181, 198, 201, 208] (Abbildung 25).

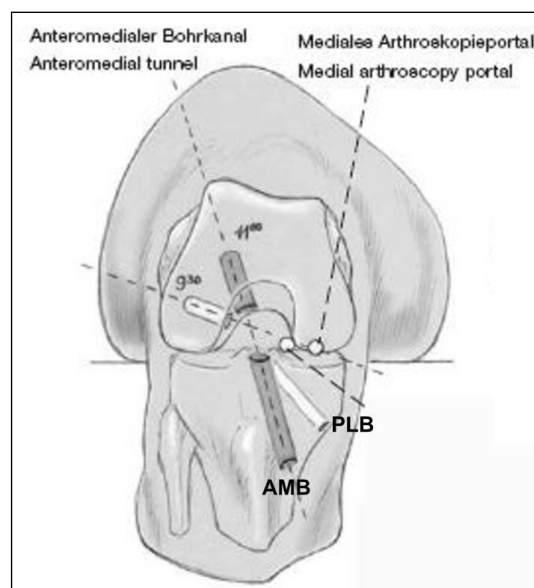


Abbildung 25
VKB-Rekonstruktion an einem rechten Kniegelenk in Zwei-Bündel-Technik mit vier Bohrkanälen. Aus [120].

Die Ergebnisse der Zwei-Bündel-Technik wurden mit denen der Ein-Bündel-Technik verglichen. In den Nachuntersuchungen der Patienten zeigen sich vor allem Vorteile der Zwei-Bündel-Technik hinsichtlich der Rotationsstabilität. Die Biomechanik der in

Zwei-Bündel-Technik operierten Kniegelenke kam der physiologischen Biomechanik am nächsten. [63, 98, 99, 136, 170, 171, 173, 197, 199]. Allerdings finden sich in der Literatur auch Studien, die keine signifikanten Vorteile im Vergleich zur Ein-Bündel-Technik beschrieb [1, 180, 181].

Bei der Transplantatwahl haben sich vor allem zwei autogene Materialien durchgesetzt [61]: Meist werden die Hamstring-Sehnen, also die Sehnen des M. gracilis und des M. semitendinosus verwendet [22, 23, 32, 35, 80, 99, 173, 192]. Alternativ dazu wird ein Teil der Patellarsehne mit Knochenblöcken aus der Patella und der Tuberositas tibiae als Transplantat (Bone-Patellar-Tendon-Bone(BPTB)) entommen [87, 161, 166, 184, 192]. Goldblatt et al. zeigten in einer Metaanalyse, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen dem Patellarsehnentransplantat und den Hamstring-Sehnen hinsichtlich der Stabilität des Kniegelenkes gibt [74].

Neben diesen beiden Materialien kommen vereinzelt auch autogene Sehnen des M. quadriceps [106, 166] oder allogene Achillessehnen [27, 150] oder allogene Sehnen des M. tibialis anterior und posterior [171] zum Einsatz.

Bei der Fixierung des Transplantats im Bohrkanal wird zwischen gelenkfernen (z.B. Endobutton®, Transfix-System®) und gelenknahen Fixierungen (z.B. Interferenzschrauben) unterschieden. Als ein Vorteil der gelenknahen Fixierung wird die Verhinderung einer postoperativen Tunnelerweiterung aufgrund von Mikrobewegungen des Transplantats im Bohrkanal angesehen [22, 23, 120]. Allerdings wurden in einer Studie zehn Jahre nach Implantation von bioresorbierbaren Schrauben Knochenzysten beschrieben [190].

1.4.2 Positionierung der Bohrkanäle in der Zwei-Bündel-Technik

Es bestehen unterschiedliche Ansätze der idealen Bohrkanalpositionierung: Während lange Zeit nach Bohrkanalpositionen gesucht wurde, deren Distanz sich im Laufe der Bewegung möglichst wenig ändert, wird in neueren Studien die Orientierung an der ursprünglichen Anatomie propagiert [54].

Zur Beschreibung der femoralen Bohrlochpositionierung wird häufig die Ziffernblatt-Methode verwendet. Dabei wird die Lokalisation des Bohrkanals beim Blick durch das Arthroskop auf die Fossa intercondylaris in Uhrzeiten angegeben (Abbildung 26).

Der Bohrkanaal für das AMB eines rechten Kniegelenkes liegt dabei häufig bei 11.00 Uhr, der des PLB bei der 9.30-Uhr-Position [12, 32, 35, 106, 171]. Yagi platzierte das AMB bei 10.30 [197].

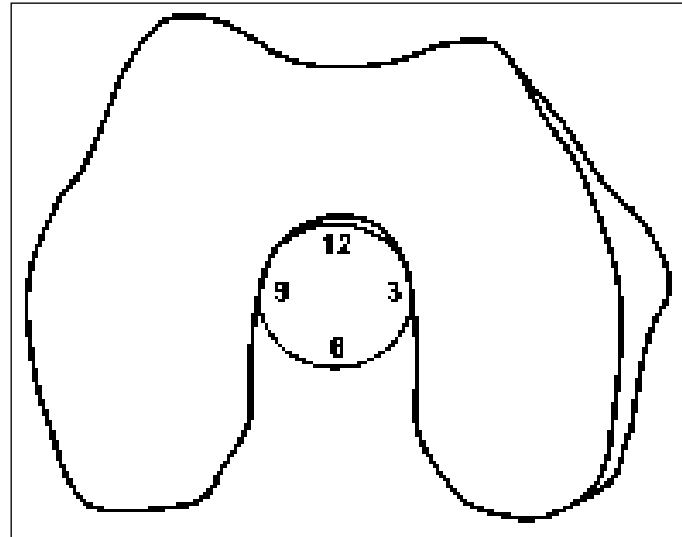


Abbildung 26
Ziffernblattmethode: Arthroskopische Nomenklatur der femoralen Bohrlochposition. Blick in die Fossa intercondylaris. Aus [73].

Fu wies allerdings darauf hin, dass eine Angabe mit der Ziffernblatt-Methode ungenau sei und je nach Knieflexion nicht mit dem anatomischen VKB-Ursprung übereinstimme [59]. Für die tibialen Bohrkanalpositionierung erfolgt die Orientierung häufig am HKB. So beschrieben mehrere Autoren die Platzierung des Bohrkanaals des PLB 7mm vor dem HKB. Der AMB-Kanal wird 7 – 8 mm anterior und 5 mm medial des AMB-Kanals gelegt [12, 32, 35, 171]. Auch diese Beschreibungen sind umstritten. Neuere Arbeiten orientieren sich an der ursprünglichen Anatomie und platzieren beide Kanäle im Bereich der anatomischen Insertionszonen. In der Literatur finden sich aktuell viele Beschreibungen einer anatomischen Rekonstruktion des VKB. Dabei wurden nicht nur die beiden funktionellen Bündel sondern auch ihre anatomischen Ursprünge und Insertionen berücksichtigt. In einer biomechanischen Studie zeigten Zantop et al. deutlich bessere Ergebnisse für anatomische Rekonstruktionen verglichen mit nicht anatomischen Bohrkanalpositionen [204]. Yasuda et al. sahen für eine anatomische VKB-Rekonstruktion die Positionierung der Bohrkanäle im jeweiligen Mittelpunkt der anatomischen Anheftungsflächen als entscheidend an (Abbildung 27) [201]. Für das Auffinden des PLB-Mittelpunktes

diente ihnen eine gedachte, vertikale so genannte V-Linie. Diese V-Linie verläuft durch den Kontaktpunkt des lateralen Femurkondylus mit dem Tibiaplateau bei einem 90° flektierten Knie. Die Längsachse der femoralen Ursprungsfläche des gesamten VKB schneidet die V-Linie im Mittelpunkt des PLB-Ursprungs [80, 106, 201]. Der Bohrkanal befindet sich auf dieser V-Linie ca. 5 - 8 mm anterior der Knorpelgrenze.

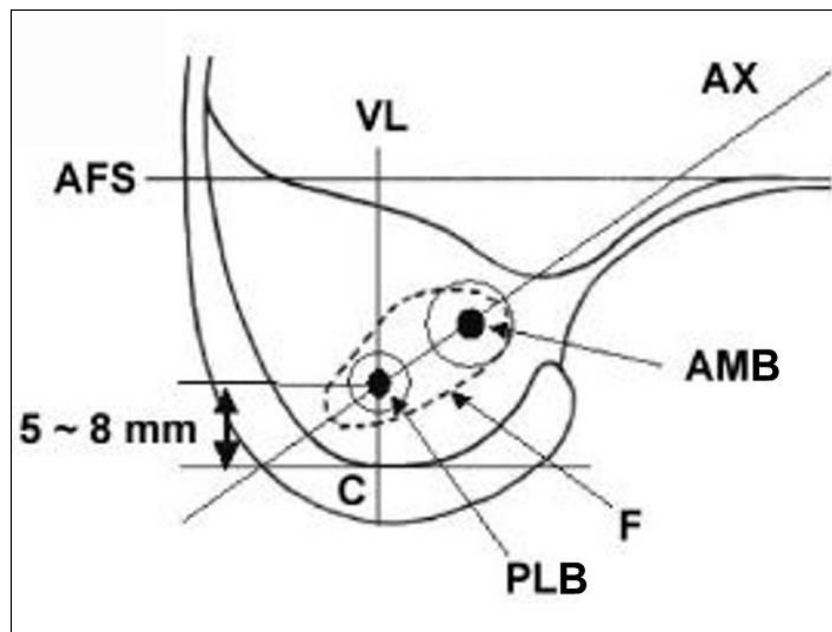


Abbildung 27
Sogenannte V-Linie (VL) zum Auffinden des Mittelpunktes des PLB-Ursprungs. AFS = Parallele zur Femurlängsachse. AX = Längsachse durch den Ursprung des VKB. Aus [201].

Viele Autoren stimmten mit Yasuda et al. überein und orientierten ihre Bohrkäne an den anatomischen Ursprüngen und Insertionszonen der beiden Bündel [2, 30, 48, 62, 98, 136, 198, 208]. Auch Brucker et al. beschrieben eine anatomische Positionierung der Bohrkäne; das im Durchmesser 5 mm messende tibiale Bohrloch für das PLB liegt dabei 3 mm vor dem Ansatz des HKB [22, 120]. Durch die anteriore Lage des AMB-Bohrkanals, der 7 mm misst, bleibt eine 2 cm starke Knochenbrücke an der Außenseite der Tibia zwischen den beiden Bohrkänen bestehen [22]. In der beschriebenen Operationstechnik wurde das AMB femoral im hinteren Anteil der Fossa intercondylaris fixiert; dies entspricht einer Position zwischen der 10.30-Uhr-Position und 11.00-Uhr-Position. In der Ziffernblatt-Methode entspricht der von Bruckner beschriebene Bohrkanal für das PLB der 9.30-Uhr-Position [22].

1.5 Isometrie und Längenänderung des VKB in der Literatur

Bei der Bohrkanalplatzierung wird häufig auf ein möglichst isometrisches Verhalten des Transplantats Rücksicht genommen. Dadurch werden Bewegungseinschränkungen, Instabilität und übermäßige Kräfte vermieden, die ein Transplantatversagen nach sich ziehen können [5, 6, 84]. Daher ist ein isometrisches Transplantat in der Rekonstruktion des VKB erstrebenswert [73, 151]. Isometrie im Zusammenhang mit dem VKB wurde von Amis und Zavras in einem Überblick-Artikel definiert als gleich bleibende Distanz zwischen einem femoralen Ursprungspunkt und einem tibialen Anheftungspunkt (Abbildung 28) [6].

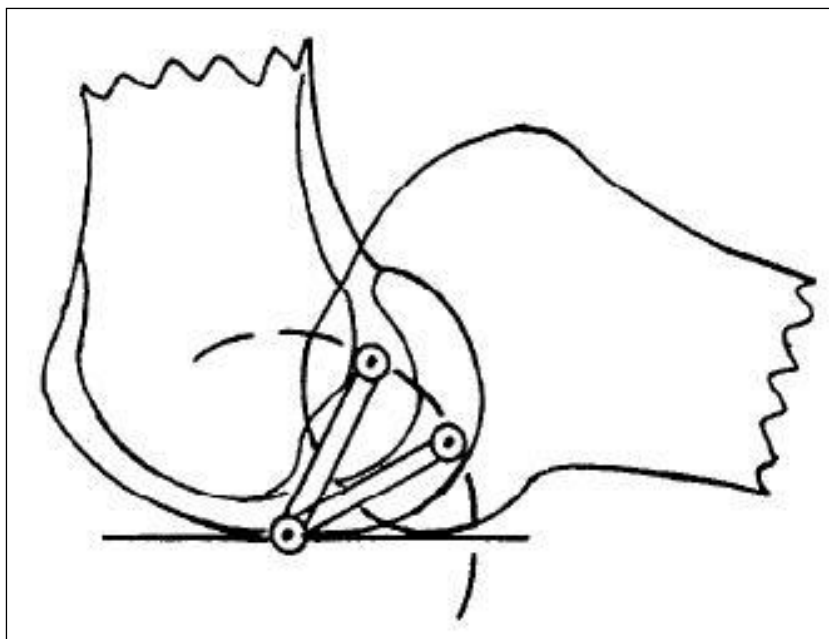


Abbildung 28
Amis sprach von Isometrie, wenn das VKB während einer Flexion bei gleichbleibender Länge auf einer Kreisbahn um den tibialen Ansatz schwingt. Aus [6].

Als Beispiel führte Müller eine zu anteriore Fixierung des Kreuzbandtransplantats auf; im Rahmen einer Flexionsbewegung des Kniegelenkes käme es zunächst zu einem Erschlaffen des Transplantates; im weiteren Verlauf ab einer Flexion von 120° käme es zum Transplantatversagen durch Ruptur oder Ausriss (Abbildung 29) [134].

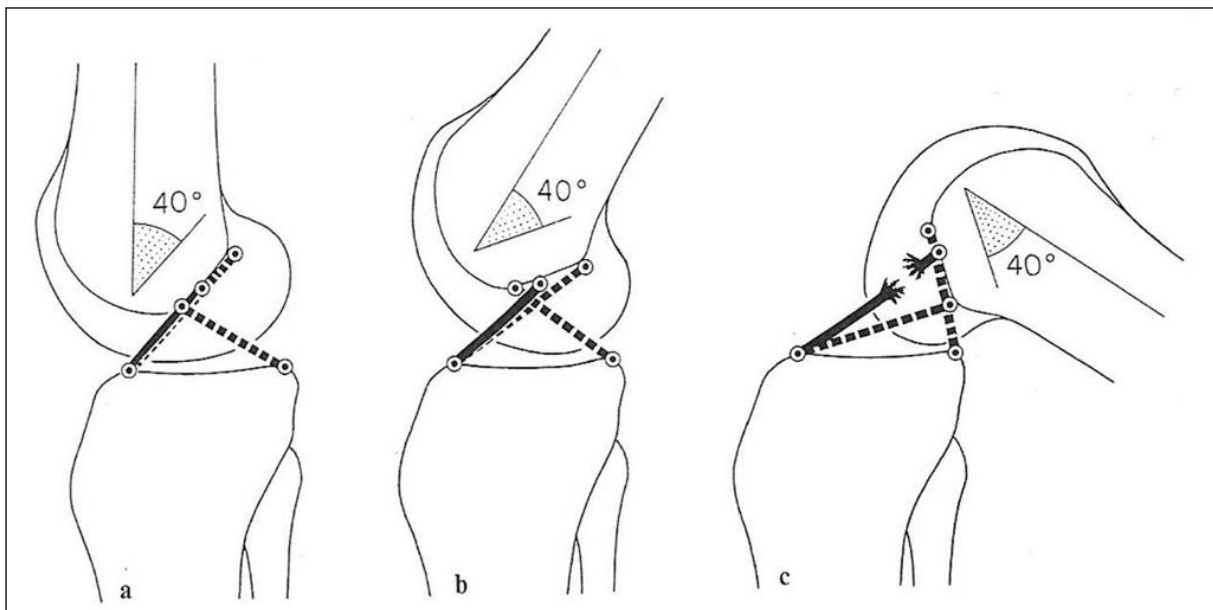


Abbildung 29

Nicht isometrischer VKB-Ersatz: Ein zu weit ventral fixierter VKB-Ersatz (a) erschlafft bei einer Flexion von ca. 40° (b) und reißt aufgrund mangelnder Länge bei einer Flexion von 120° (c). Aus [134].

Eine absolute Isometrie in den VKB-Bündeln besteht allerdings nicht. Zu dieser übereinstimmenden Erkenntnis gelangte man auf dem Workshop der European Society of Sports Traumatology Knee Surgery and Arthroscopy (ESSKA-Scientific-Workshop) [3]. Hefzy et al. sahen in einer Studie eine maximale Längenänderung von 2 mm als akzeptabel an [84]. Es gibt allerdings vereinzelte Fasern des VKB, die sich annähernd isometrisch verhalten [3]. Die Lokalisation dieser isometrischen Fasern, ihre Ursprünge sowie ihre Ansatzflächen wurden in einigen Studien mit dem Ziel untersucht, eine ideale Bohrkanallokalisierung zu benennen.

Übereinstimmend wurde dabei berichtet, dass die Position des femoralen Bohrkanals auf die Längenänderung des Transplantats deutlich mehr Einfluss hat als die Wahl des tibialen Bohrkanals [3, 6, 65, 84, 90, 128].

Die Positionierung des Bohrkanals auf dem Tibiaplateau hat eine größere Auswirkung auf die absolute Länge des Transplantats als auf die Längenänderung: Die anterioren Fasern des VKB sind am längsten, die posterior gelegenen Fasern deutlich kürzer [56, 84]. Die Ausrichtung vor allem in anteriorer oder posteriorer Richtung hat großen Einfluss auf das Längenverhalten des Transplantats [6, 172].

Die femorale Platzierung des VKB-Transplantats hat Einfluss auf das Längenänderungsverhalten der VKB-Fasern: Es wurde beobachtet, dass Fasern oder

Transplantate mit einem anterioren femoralen Ursprung bei zunehmender Flexion straffer beziehungsweise länger werden, während sie bei Extension locker beziehungsweise kürzer werden [5, 6, 84, 149]. Dies führte zur Einführung einer so genannten Transitionslinie (Abbildung 30): Diese verläuft durch eine „isometrische Zone“ auf dem Femurkondylus [56, 84].

Fasern, die posterior dieser Linie ansetzen, zeigten in einer Studie von Friederich und O'Brien eine Spannungszunahme in Extension. Die Spannung in Fasern, die anterior dieser Linie ansetzten, nahm in der genannten Studie bei Flexion zu [56; 57].

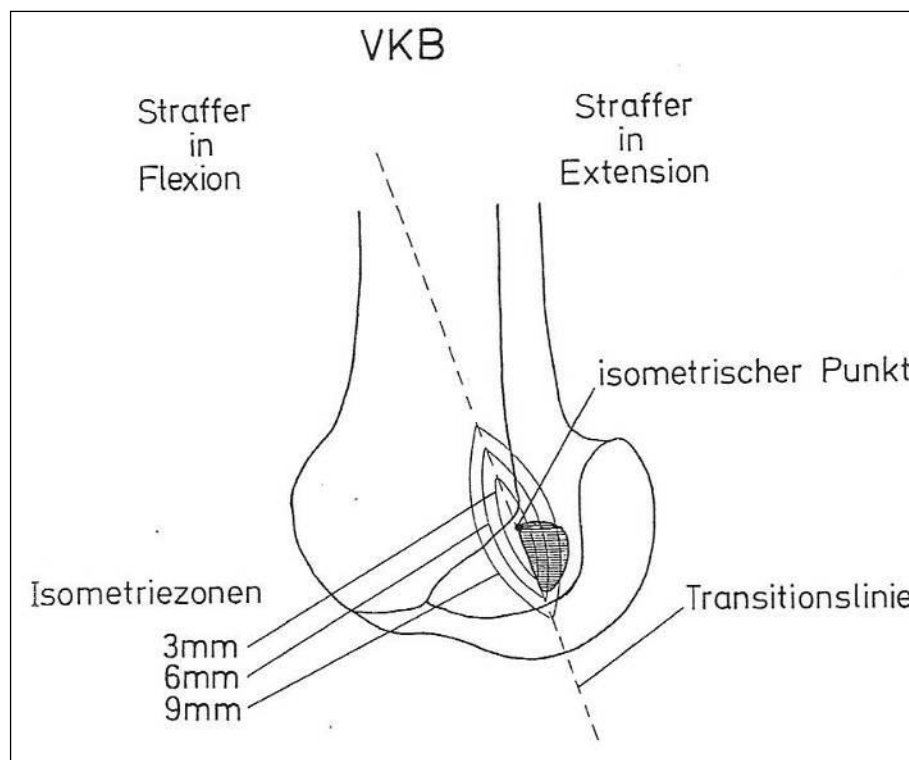


Abbildung 30
Transitionslinie durch den femoralen VKB-Ursprung mit Isometriezonen. Aus [57].

Morgan et al. verglichen anatomische und nicht anatomische Ansatzflächen miteinander. Dabei sah er eine geringere Längenänderung der Fasern, die an den Mittelpunkten der anatomischen Anheftungsflächen entspringen [132]. Furia et al. untersuchte fünf unterschiedliche Bohrkanäle innerhalb des femoralen Ursprungs hinsichtlich ihres Einflusses auf das Isometrieverhalten [65]. Dabei zeigte sich bei Fasern im zentralen und posterior gelegenen Bohrkanal eine Längenänderung von weniger als 3 mm während einer Flexion bis 90° [65]. Sidles et al. entwarfen schematische Karten des Femurs mit den Zonen, die eine annähernde Isometrie gewährleisten [172]. Bei einer anterioren tibialen Transplantatfixierung liegen die

isometrischen Zonen im posteriorlateralen Abschnitt der Fossa intercondylaris. Bei zentraler tibialer Transplantatfixierung befinden sich diese isometrischen Bereiche näher am Dach der Fossa intercondylaris [172].

Nach Amis und Jakob liegt der Bohrkanaal des isometrischen Transplantats im antero-proximalen Bereich des Femurkondylus nahe an der so genannten Over-the-top-Position [5]. Melhorn und Henning, Odensten und Gillquist und Penner et al. hingegen beschreiben Fasern in dieser Over-the-Top-Position als nicht isometrisch [128, 149, 151]. In einer Untersuchung von Sidles et al. zeigten mögliche Transplantate, die in der Over-the-Top-Position fixiert wurden, kein isometrisches Verhalten. Isometrie findet sich laut Sidles bei anteriorer tibialer Transplantatlage lateral der Over-the-Top-Position [172].

In der Literatur wurde eine modifizierte Over-the-Top-Position beschrieben [128, 148, 149, 151]. Dabei wird am lateralen Kondylus auf Höhe der Over-the-Top-Position eine 3 - 7 mm tiefe Ausbuchtung geschaffen. Diese modifizierte Over-the-Top-Position weist für das Transplantat eine annähernde Isometrie auf [128, 148, 151].

Bislang gibt es keine Studie, die bei der Untersuchung der isometrischen Zonen eine Rekonstruktion in der Zwei-Bündel-Technik berücksichtigt. Es finden sich lediglich Studien, die die anatomischen Bündel hinsichtlich ihres isometrischen Verhaltens untersuchen: Li et al. beschreiben das AMB in seiner Länge während einer Flexion bis 90° als relativ konstant [119]. Bei einer 90°-Flexion verringerte sich demnach seine Länge im Vergleich zur Vollextension um 7%; die Länge des PLB verringerte sich um 14% [119]. Eine Längenänderung des AMB von nur 5,5% beobachteten hingegen Arms et al. [8]. Sowohl Friederich und O'Brien als auch Sapega et al. beschrieben die am weitesten anterior gelegenen Fasern des VKB als annähernd isometrisch [56, 164].

1.6 Ziel der Studie

In der Literatur finden sich nur vereinzelt Studien, die das Isometrieverhalten von Transplantaten bei anatomischer Rekonstruktion des VKB in der Zwei-Bündel-Technik in Abhängigkeit der Bohrkanallokalisation untersuchen.

Die vorliegende Studie setzt die anatomische Rekonstruktion des VKB mit Hilfe der Zwei-Bündel-Technik voraus, bei der sowohl tibial als auch femoral für jedes funktionelle Bündel, das AMB und das PLB, ein eigener, an der Anatomie ausgerichteter Bohrkanal zur Fixierung des Transplantats vorgesehen ist.

Es wurden dabei mögliche Bohrkanalpositionen innerhalb der anatomischen Ursprungs- und Ansatzflächen der beiden Bündel hinsichtlich ihres Einflusses auf die Längenänderung der Transplantate in einer in-vitro-Studie untersucht.

Unabhängig von der individuellen Größe des Kniegelenks und der jeweiligen Anatomie der Anheftungsflächen sollte so eine Orientierungshilfe bei der Platzierung der Bohrkanäle gegeben werden.

2 Material und Methode

Die Versuche zu dieser biomechanischen Studie wurden mit den Untersuchungen zur Studie „Ersatz des hinteren Kreuzbandes in Double-Bundle-Technik: Biomechanische Evaluation möglicher Insertionspunkte“ von Wolfgang Unkhür durchgeführt. Die vorliegende Studie befasste sich mit der biomechanischen Untersuchung des VKB. Die Messungen, die sich auf das HKB beziehen, wurden von Herrn Wolfgang Unkhür durchgeführt.

2.1 Material

2.1.1 Präparate

Für diese 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 alle von männlichen Spendern im Alter zwischen 34 und 57 Jahren (mittleres Alter: 43,0 Jahre). Die Körpergröße der Spender betrug im Mittel 179,4 cm (171cm – 188cm) bei einem durchschnittlichen Körpergewicht von 77,5 kg (70,0 kg – 94,5 kg). In Tabelle 1 sind die individuellen Daten der Spender angegeben.

| KNIE NR. | SEITE | GESCHLECHT | ALTER | GRÖSSE | GEWICHT | BMI (kg/m ²) |
|-------------|--------|------------|------------|----------|---------|--------------------------|
| 1 | rechts | ♂ | 32 Jahre | 182 cm | 78,5 kg | 23,7 |
| 2 | rechts | ♂ | 49 Jahre | 188 cm | 77,4 kg | 21,9 |
| 3 | rechts | ♂ | 42 Jahre | 173 cm | 70,7 kg | 23,6 |
| 4 | links | ♂ | 42 Jahre | 179 cm | 77,6 kg | 24,2 |
| 5 | rechts | ♂ | 42 Jahre | 179 cm | 77,6 kg | 24,2 |
| 6 | rechts | ♂ | 34 Jahre | 177 cm | 70,0 kg | 22,3 |
| 7 | links | ♂ | 40 Jahre | 171 cm | 94,5 kg | 32,3 |
| 8 | links | ♂ | 49 Jahre | 188 cm | 77,4 kg | 21,9 |
| 9 | rechts | ♂ | 57 Jahre | 178 cm | 74,2 kg | 23,4 |
| Mittelwerte | | | 43,0 Jahre | 179,4 cm | 77,5 kg | 24,2 |

Tabelle 1
Übersicht über die Spender der Präparate.

Ein bei der Entnahme der Präparate länger als 24 Stunden zurückliegender Todeszeitpunkt, eine Polytraumatisierung oder eine von außen sichtbare Verletzung der unteren Extremität führten zum Ausschluss möglicher Spender. Zwei Präparate (Knie Nr. 1 und Nr. 2) wurden zur Ausarbeitung und Testung der Methodik verwendet, so dass die Präparate 3 - 9 in die Auswertung einfließen.

2.1.2 Versuchsaufbau

Für diese Studie wurde eine Apparatur entwickelt und gebaut, die folgende Eigenschaften aufweisen musste:

- Möglichkeit einer Fixierung des Präparates am Femur sowie an der Tibia und Fibula
- Zulassen einer passiven, kinematisch physiologischen Flexion des Kniegelenkes über den gesamten Bewegungsumfang von der Vollextension bis zur Vollflexion
- Zulassen aller sechs Freiheitsgrade des Kniegelenks und somit Gewährleistung einer physiologischen, passiven Flexion-Extensions-Bewegung
- Fixierungs- Registrierungsmöglichkeit verschiedener Positionen zwischen Vollextension und Vollflexion
- Gewährleistung der exakten Reproduzierbarkeit dieser Positionen nach dem Entfernen sämtlicher Weichteile
- Messeinrichtung zur genauen Messung der Distanzänderung aller möglichen Insertionsmöglichkeiten während einer Flexionsbewegung

In Zusammenarbeit mit der Abteilung Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München wurde eine Versuchsaapparatur entwickelt, die oben genannte Eigenschaften erfüllt (Abbildung 31).

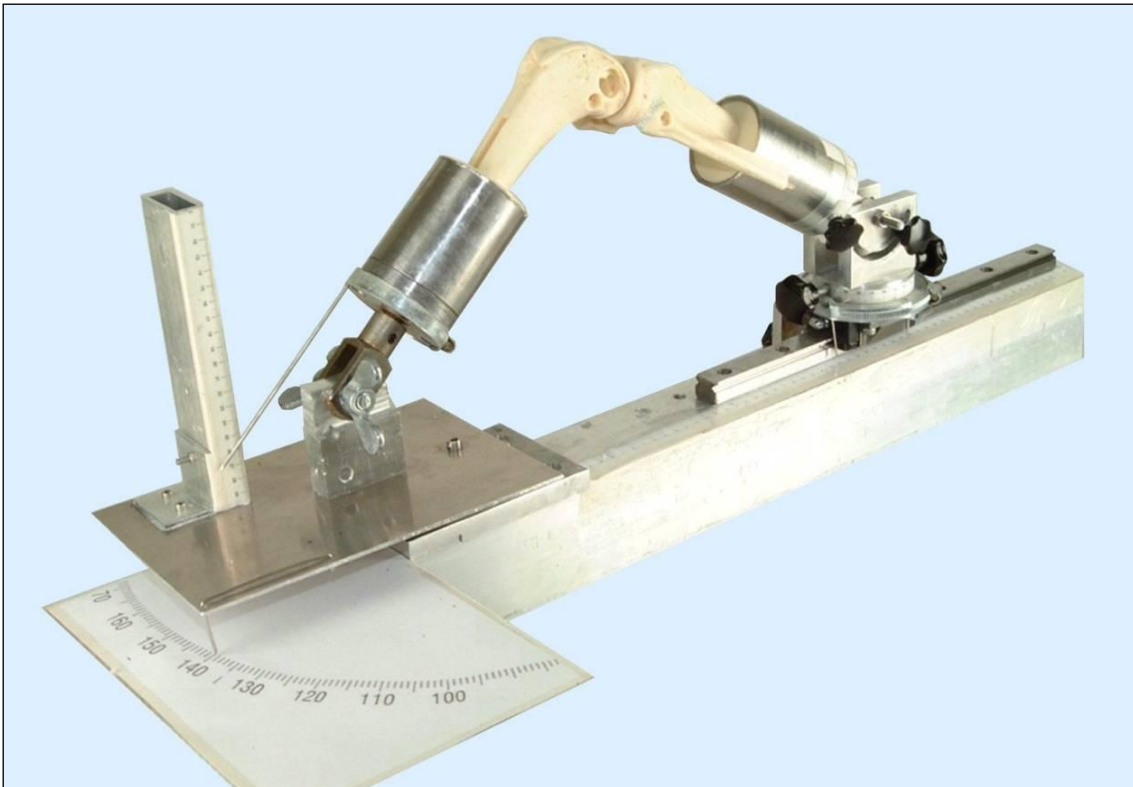


Abbildung 31
Versuchsapparatur

Für die Fixierung der Knochenenden - auf der einen Seite des Femur-Stumpfes, auf der anderen Seite der Knochenenden von Tibia und Fibula – wurden zwei Hohlzylinder aus Aluminium verwendet. Beide Zylinder wurden auf einem Grundbalken montiert. Durch Scharniergelenke und durch einen kugelgelagerten Schlitten, auf dem der Tibia-Zylinder montiert wurde, konnte der Bewegungsspielraum einer Flexionsbewegung des Kniegelenks realisiert werden. Die Rotation des Kniegelenks in axialer Ebene wurde durch eine Drehvorrichtung 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 – unabhängig von der Flexionsstellung des Gelenks (Abbildung 32).

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 (Abbildung 32 und 33).



Abbildung 32
Zylinder für Tibia und Fibula auf kugelgelagertem Schlitten und Scharniergelenk.



Abbildung 33
Femoralseitiges Rotationsgelenk für Varus-/Valgus-Bewegungen in koronarer Ebene.

Mit zunehmender Flexion des Gelenks näherten sich die Achsen der beiden Rotationsgelenke am tibialen Zylinder aneinander an. Bei senkrechter Stellung des tibialen Zylinders wäre die Rotationsachse des Rotationsgelenks oberhalb des Scharniergelenks identisch mit der Achse des Rotationsgelenks unterhalb des

Scharniergelenks. Diese Position war jedoch im Versuchsablauf undenkbar, da dies einem Flexionsgrad von 180° entspräche. Die Tibia hätte dabei parallel zum Femur stehen müssen.

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 (Abbildungen 34 und 35). Mit Hilfe der feststellbaren Gelenke konnte jede Position reproduziert werden.



Abbildung 34
Tibialseitiges Rotationsgelenk für Varus-/Valgus-Bewegungen in koronarer Ebene.



Abbildung 35
Rotationsgelenk im tibialen Zylinder.

2.2 Methode

2.2.1 Vorbereitung der Präparate

Die Kniegelenke wurden durch Osteotomien an Tibia, Fibula und Femur 25 cm distal bzw. proximal des Gelenkspaltes entnommen. Die Haut und das subkutane Gewebe wurden entfernt. Der übrige Weichteilmantel blieb periartikulär erhalten, so dass die Faszien, Muskeln, Sehnen und Bänder unversehrt blieben. Die Präparate wurden unmittelbar nach der Entnahme luftdicht in Kunststofffolien verschweißt und bei einer Temperatur von -18°C tiefgefroren. 18 Stunden vor Versuchsbeginn wurden die tiefgefrorenen Kniegelenke bei Zimmertemperatur aufgetaut [82].

Zur Fixierung der Knochen in die dafür vorgesehenen Hohlzylinder wurden die Knochenenden auf eine Länge von 10 cm freigelegt und der Weichteilmantel in diesem Bereich entfernt. Die periartikulären Muskeln, Faszien und die Gelenkscapsel wurden unversehrt belassen (Abbildung 36).



Abbildung 36
Versuchspräparat mit freigelegten Knochenenden.

Das Präparat wurde in standardisierter Technik mit handelsüblichem Gips in den Hohlzylindern fixiert. Zum Eingipsen des Präparats wurden die Zylinder von der Versuchsanordnung abgenommen. 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 wurde das proximal freipräparierte Ende des Femurs in den dafür vorgesehenen Hohlzylinder eingegossen (Abbildung 37).



Abbildung 37
Das Femur des Präparates wird mittels Gips in die Aluminium-Zylinder fixiert.

Nach Aushärtung des Gipses wurde das Präparat aus der Haltevorrichtung entnommen, um 180° gedreht und an dem Femur wieder in der Halterung aufgehängt. So wurde der Unterschenkelstumpf in eine physiologische Position gebracht, in der außer dem Eigengewicht keine Kräfte auf ihn wirkten. Die freipräparierten Tibia- und Fibula-Enden wurden ebenfalls mit Gips in dem Hohlzylinder fixiert. Nach Aushärtung wurde das Präparat mit den Zylindern in die Versuchsapparatur eingesetzt.

Das in die Versuchsapparatur eingesetzte Kniegelenk konnte nun passiv gebeugt und gestreckt werden. Die Freigängigkeit aller Gelenke wurde durch mehrere Flexions-Extensions-Bewegungen festgestellt (Abbildung 38).

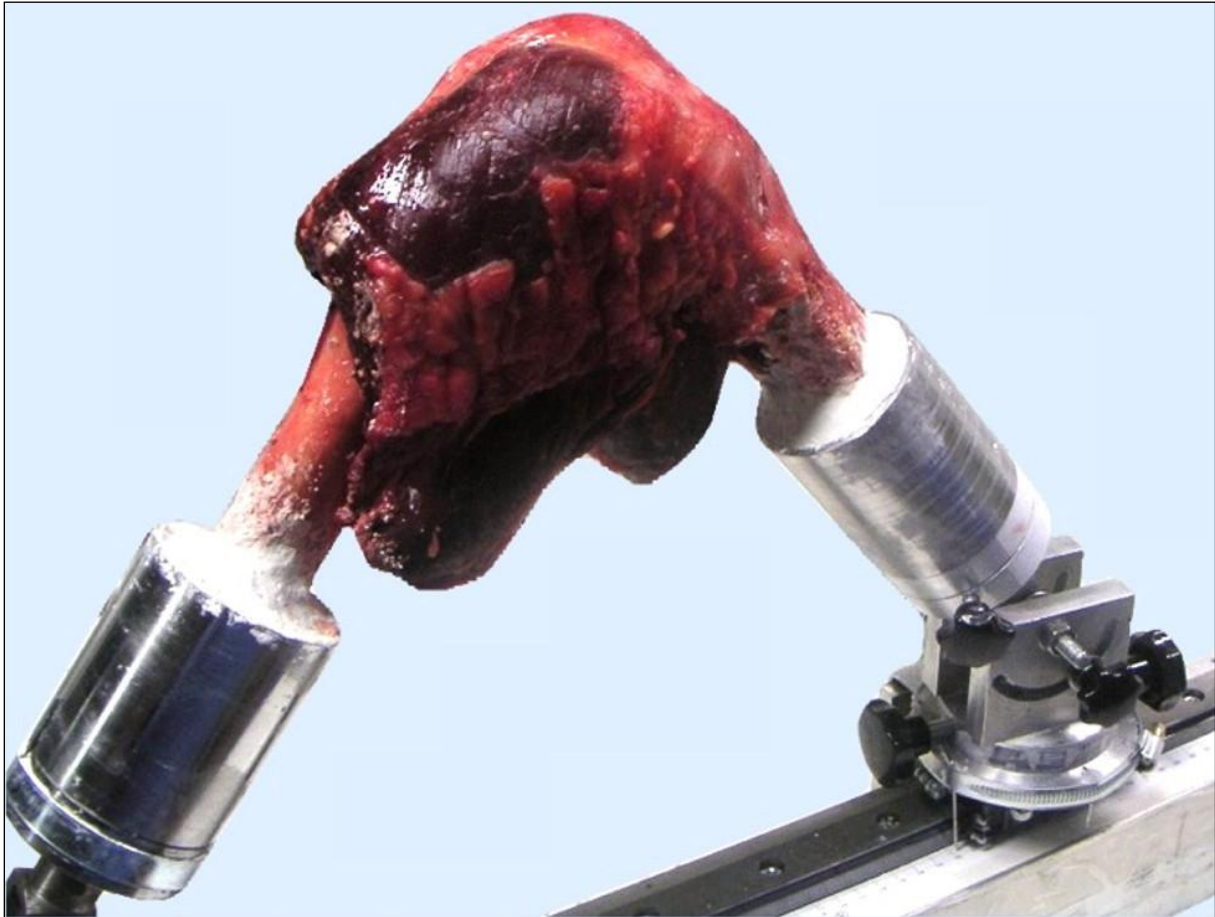


Abbildung 38
Das in die Zylinder fixierte Präparat. Die Zylinder wurden bereits in die Versuchsanordnung eingesetzt.

2.2.2 Aufzeichnung

Ausgangspunkt der Registrierung von elf verschiedenen Positionen war eine Flexion von 125° , da diese Flexion bei allen Vorversuchen möglich war. Die Flexion wurde mit Hilfe eines Handgoniometers, das an die Achse des Femur- und des Tibiaknochens angelegt wurde, bestimmt (Abbildung 39). Es konnte so eine identische Positionierung der verschiedenen Präparate gewährleistet werden. Das auf 125° flektierte Kniegelenk wurde mit Hilfe der Stellschrauben an allen Gelenken der Versuchsanordnung 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 125° keine relevanten

Größenänderung der Messdaten festzustellen war. Dementsprechend wurden folgende Flexionsgrade festgelegt: 125°, 100°, 90°, 80°, 60°, 50°, 35°, 30°, 25°, 10° und 0°. Alle Positionen wurden ein zweites Mal eingestellt, um die korrekte Registrierung zu überprüfen.

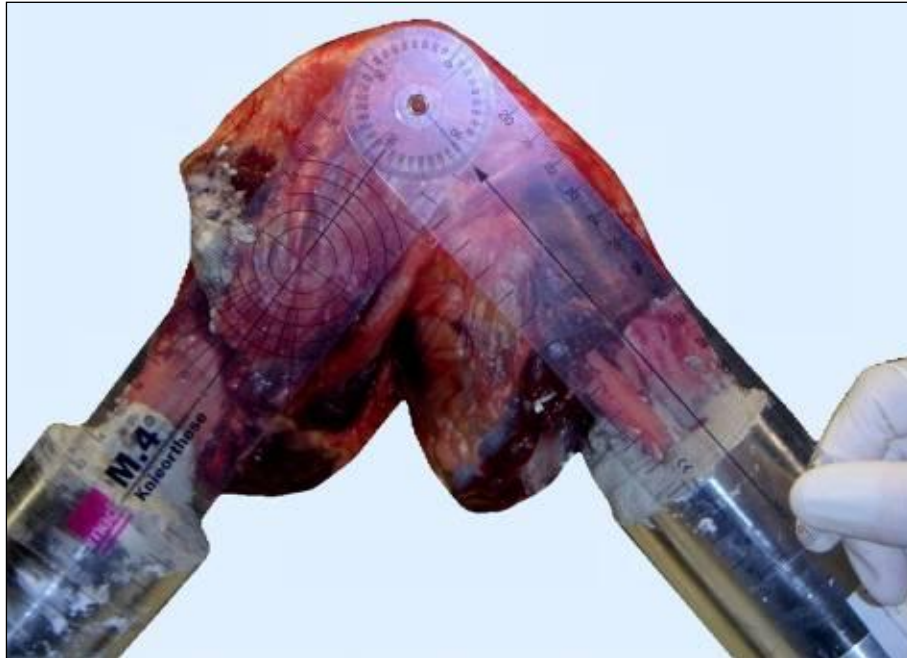


Abbildung 39
Bestimmung des Flexionsgrades mit Hilfe eines Handgoniometers.

2.2.3 Präparation der Kreuzbänder

Nach der Registrierung der elf Flexionspositionen wurden sämtliche Weichteile des Kniegelenks entfernt. Zunächst wurden die Muskeln, die Faszien und die Patella entfernt. Nachdem die Kapsel vorsichtig eröffnet wurde, wurden die Kreuzbänder inspiziert und auf ihre Unversehrtheit untersucht. Die Kreuzbänder sämtlicher verwendeter Präparate präsentierten sich unverletzt. In der Folge wurden die Kapsel sowie die Seitenbänder entfernt. Die beiden Kreuzbänder wurden von dem sie umgebenden Synovialschlauch befreit und nach Inspektion und Definition der Bündelanteile aufgrund des unterschiedlichen Spannungsverhaltens über den Bewegungsumfang und aufgrund des Faserverlaufes horizontal durchtrennt. Dies ermöglichte die komplette Disartikulation von Tibia und Femur sowie die Inspektion der gesamten Knorpelflächen. Die Menisci und die meniscofemorale Bänder wurden entfernt. Dabei wurde im Besonderen darauf geachtet, die Kreuzbandstümpfe und ihre Insertionen nicht zu beschädigen.

Die Bündelstümpfe wurden voneinander getrennt und zur besseren Darstellung mit einem Faden umschlungen. Zur Dokumentation wurden die Bündel fotografiert. (Abbildungen 40 und 41)

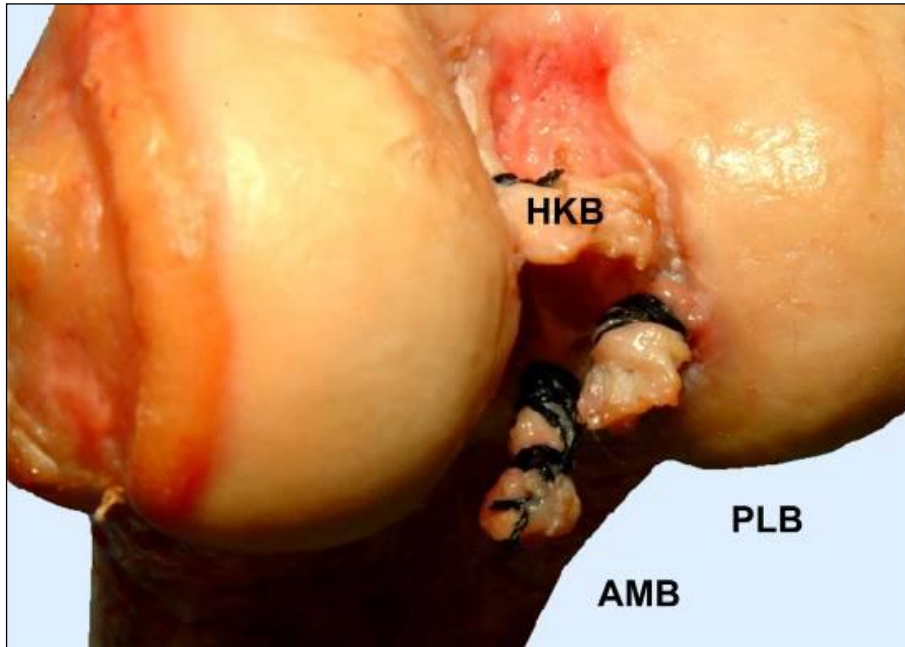


Abbildung 40
Femur links. Stumpf des AMB und des PLB des VKB mit Faden markiert.

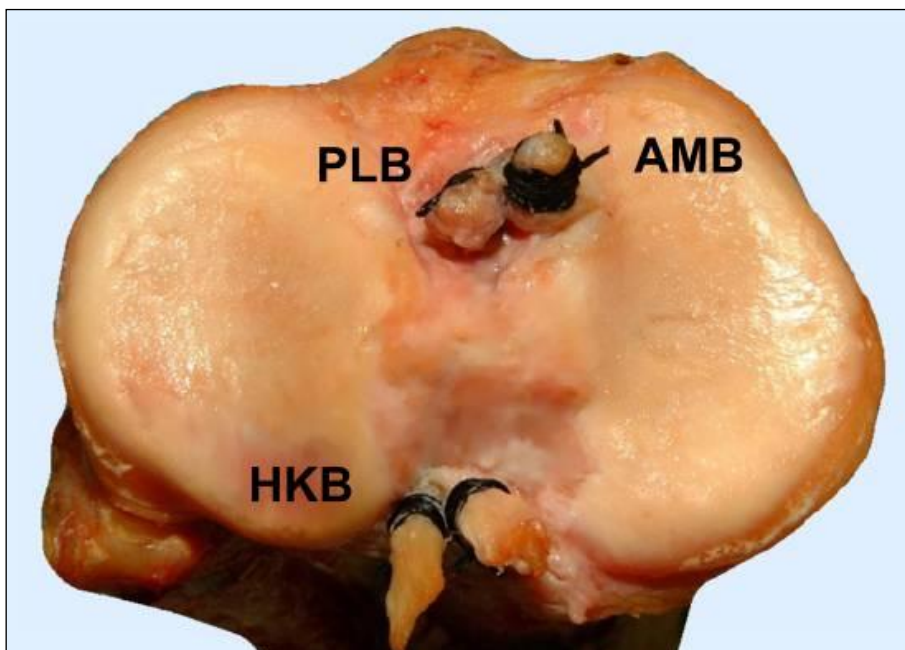


Abbildung 41
Tibia links. Stumpf des AMB und des PLB des VKB mit Faden markiert.

Anschließend wurden die femoralen Ursprungsstellen der VKB-Bündel freipräpariert. Zunächst wurde das AMB abgetragen, bis dessen knöcherne Insertion vollkommen freigelegt war. Diese wurde mit einem weißen Lackstift markiert. Anschließend wurde die femorale Anheftungsstelle des PLB freipräpariert und mit grüner Farbe markiert (Abbildung 42).

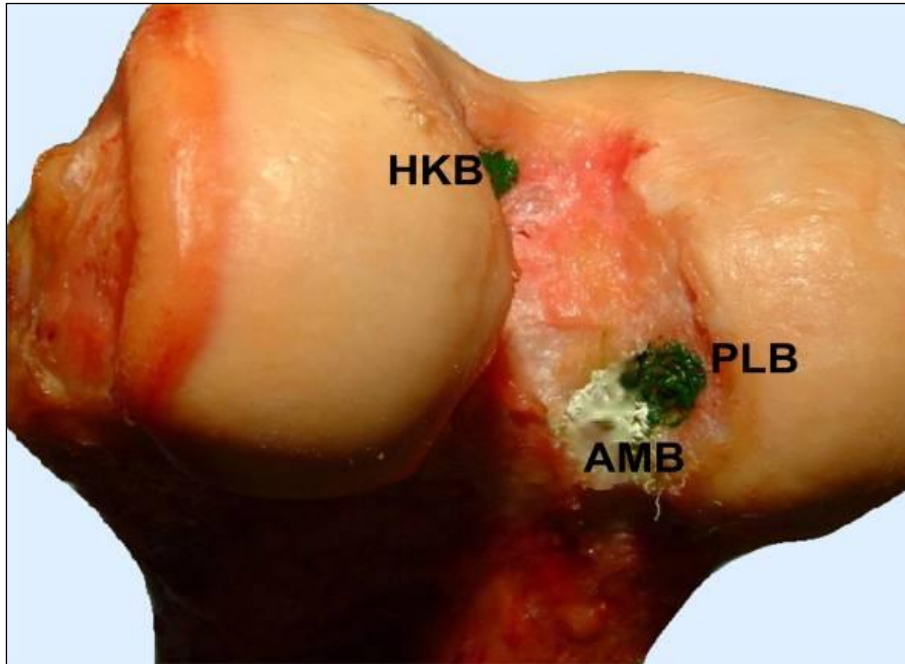


Abbildung 42
Femur links. Ursprung des AMB (weiß) und des PLB (grün).

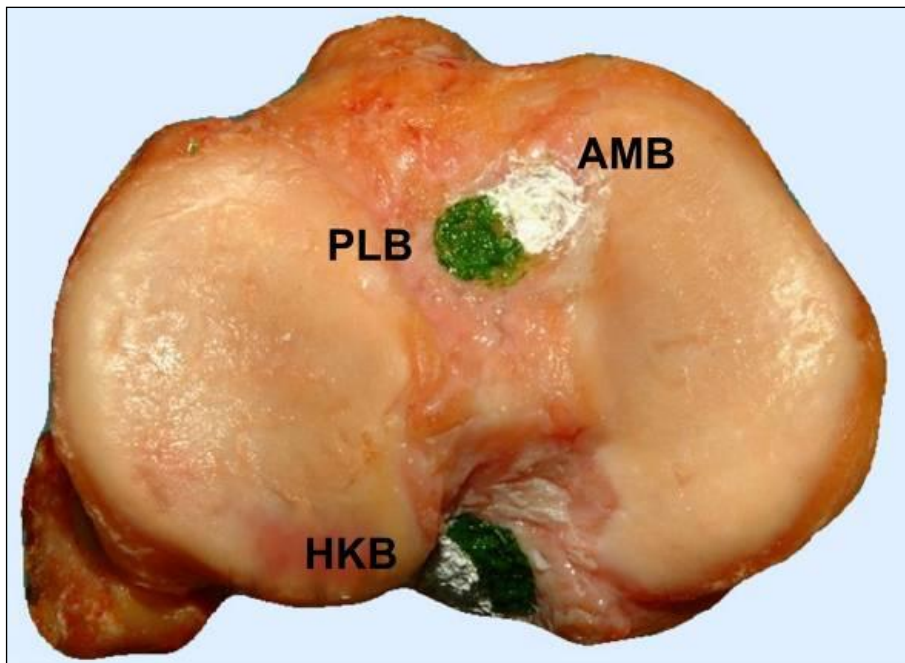


Abbildung 43
Tibia links. Ansatz des AMB (weiß) und des PLB (grün).

Ebenso wurden auch die tibialen Insertionsstellen des VKB freipräpariert und farblich korrespondierend zu den femoralen Anheftungsstellen markiert (Abbildung 43)

2.2.4 Bohrung und Nomenklatur

In die Insertionsareale jedes Bündels sollten fünf Bohrkanäle platziert werden, die mögliche Zentren eines intraoperativen Bohrkanals simulieren. Um ein einheitliches und standardisiertes Platzieren dieser Bohrkanäle bei allen Präparaten zu gewährleisten, wurde eine Bohrschablone in Form eines Fadenkreuzes mit einem Durchmesser 6 mm entworfen.

Auf der Bohrschablone sind ein Mittelpunkt und vier auf einem Kreis liegende Punkte markiert. Diese Bohrschablone wurde auf einer durchsichtigen Kunststoffolie ausgedruckt (Abbildung 44).

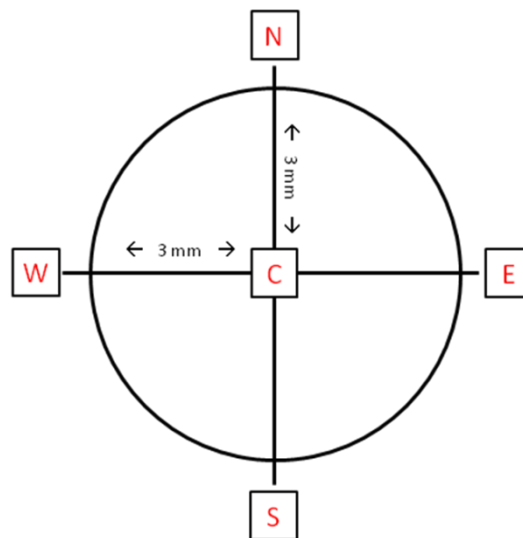


Abbildung 44
Bohrschablone. Vergrößerung.

Die Mittelpunkte der Insertionsareale wurden von zwei Personen unabhängig mit bloßem Auge bestimmt. Bei Uneinigkeit wurde gemeinsam eine Position bestimmt. Das Bohrschablonenzentrum wurde mit dem Mittelpunkt der Insertionsareale in Deckung gebracht. Für das Ausrichten der Bohrschablone und das Benennen der Bohrlöcher wurde eine neue Nomenklatur, bezogen auf ein rechtes Kniegelenk, entworfen. Die Ausrichtung der Bohrschablone orientierte sich an anatomischen Strukturen.

Bei den femoralen Ursprüngen der Bündel wurde die Bohrschablone in der Sagittalebene an der so genannten Blumensaat-Linie ausgerichtet, die das Korrelat des interkondylären Daches in der seitlichen Röntgenaufnahme darstellt. Eine Achse des Fadenkreuzes wurde parallel zu der Blumensaatlinie ausgerichtet, die zweite Achse senkrecht zu dieser (Abbildung 45).

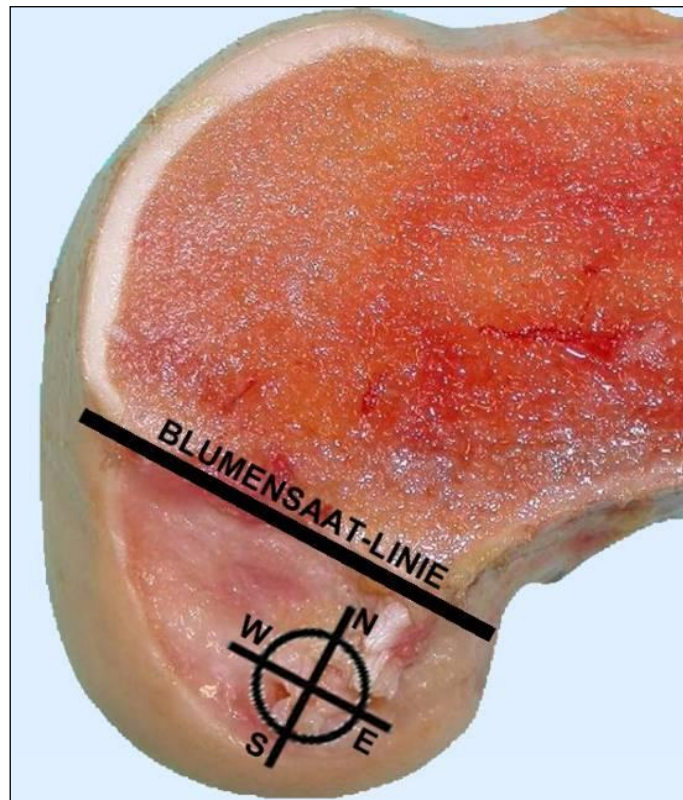


Abbildung 45
Schema der Nomenklatur am Beispiel eines rechten Femurs.

Die Bohrkanäle wurden analog zu einer Windrose mit den englischen Abkürzungen der vier Himmelsrichtungen benannt, wobei der Schwerpunkt mit dem Buchstaben Center (C) beschrieben wurde. Weitere Punkte waren demnach North (N), East (E), South (S) und West (W) (Abbildung 44).

Die Achse, die auf die Blumensaatlinie senkrecht stand, war als North-South-Achse (N-S-Achse) definiert. Diese N-S-Achse war so ausgerichtet, dass N der Blumensaatlinie zugewandt war. Der gegenüber liegende Bohrkanal wurde S genannt. Parallel zur Blumensaatlinie verlief die West-East-Achse (W-E-Achse).

Die Positionen der Bohrkanäle W und E an einem rechten Knie entsprechen den Himmelsrichtungen einer Windrose (Abbildung 45 und 46).

Für ein linkes Knie wurde diese Windrose an der N-S-Achse gespiegelt, so dass Positionen E und W getauscht wurden. Somit bezeichnet die Bohrkanalnomenklatur für rechte wie linke Kniegelenke jeweils die anatomisch vergleichbaren Positionen.

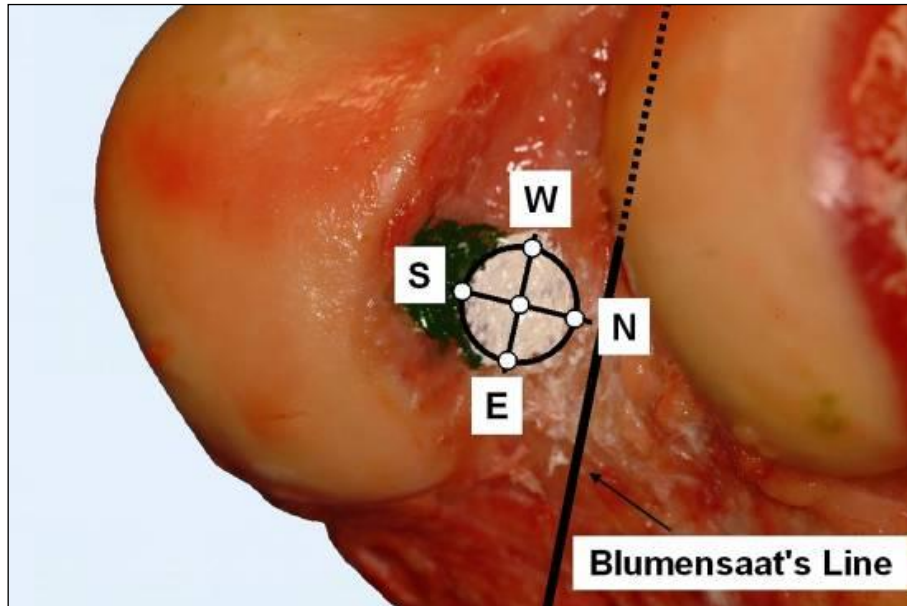


Abbildung 46
Bohrkanalpositionen und Nomenklatur der Bohrkanäle. Femur rechts.

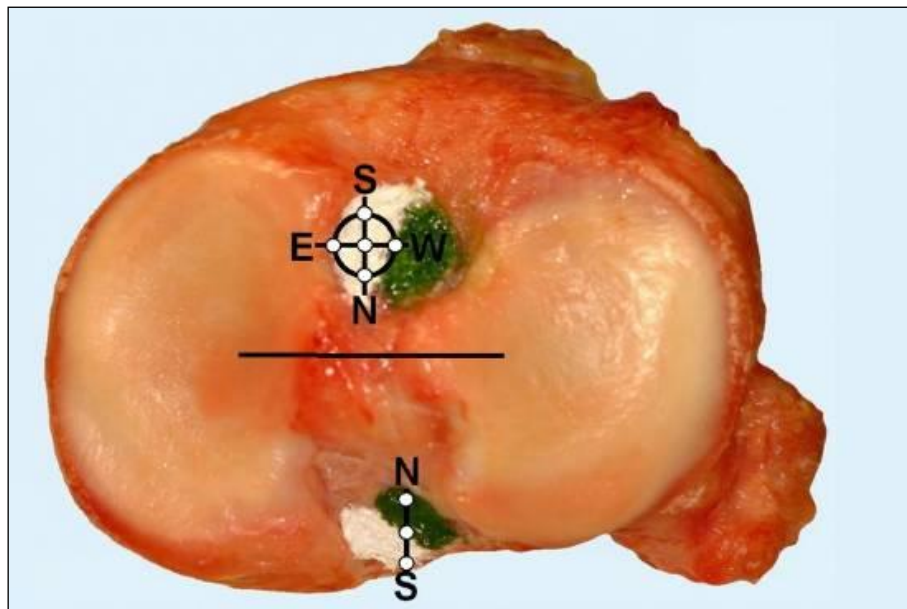


Abbildung 47
Bohrkanalpositionen und Nomenklatur der Bohrkanäle. Tibia rechts.

Die Ausrichtung der Bohrschablone für die tibialen Bohrkanäle erfolgte anhand einer Verbindungslinie zwischen den beiden Eminentiae intercondylares. Die N-S-Achse der Bohrschablone wurde senkrecht zu dieser Linie ausgerichtet. S wurde als weit

anterior liegender Punkt definiert. Die W-E-Achse verlief parallel zu der Verbindungslinie der Eminentiae intercondylares. Bei einem rechten Knie entsprachen die Positionen E und W denen der Windrose. Der Punkt W ist demnach ein lateraler, der Punkt E ein medial gelegener Punkt. (Abbildung 47) Bei einem linken Knie wurden diese Positionen ebenfalls gespiegelt.

Es wurden je fünf Kanäle femoral und tibial für das AMB und das PLB – also insgesamt 20 Kanäle gebohrt. Alle Kanäle wurden mit einem Kirschnerdraht mit 1,6 mm Durchmesser gebohrt. Die Austrittsstellen lagen auf der anterioren Seite der Knochen. Nach der Bohrung der Kanäle wurde in jeden Knochenkanal eine Venenverweilkanüle (Vasofix ® Braunüle ®, 18 G, B.Braun Melsungen AG, Melsungen) mit einem Außendurchmesser von 1,3 mm eingebracht. Der Stahlmandrin wurde entfernt, die Injektionskammer wurde abgeschnitten, 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.

2.2.5 Kombinationen

Zur Bestimmung der Distanzänderung zwischen den möglichen Bohrkanalpositionen wurden in einem Fadenmodell alle Kombinationen mit einem Faden verbunden und vermessen.

In der vorliegenden Studie wurden die beiden Hauptbündel des VKB isoliert bezüglich ihres Isometrieverhaltens betrachtet. Daher wurden jeweils nur die möglichen Bohrkanäle innerhalb eines Bündels miteinander verglichen. Es wurden nacheinander alle fünf femoralen Bohrkanäle eines Bündels mit den fünf Bohrkanälen der entsprechenden tibialen Insertion kombiniert. Das ergab insgesamt 25 Kombinationen pro Bündel.

Diese Kombinationen mussten eindeutig und reproduzierbar benannt werden. Die oben beschriebene Nomenklatur ordnet jedem Bohrloch eines Bündels einen Buchstaben entsprechend den englischen Abkürzungen der vier Himmelsrichtungen zu N, E, S, W. Der zentrale Punkt, der dem Schwerpunkt des Insertionsareals entspricht, wurde mit Center (C) benannt. Die Kombinationen wurden dementsprechend mit einem Code aus zwei dieser Buchstaben benannt. Der erste Buchstabe einer Kombination beschreibt definitionsgemäß immer das femorale Bohrloch, während der zweite Buchstabe stets den tibialen Bohrkanal angibt. Zum

Beispiel beschreibt die Kombination NW einen Faden, mit dem das femorale Bohrloch N mit dem tibialen Bohrloch W verbunden wurde.

2.2.6 Einziehen der Messfäden und Anschließen an die Messelektronik

Zur Messung der Distanzänderung zwischen einem femoralen und einem tibialen Bohrloch im Laufe einer Flexionsbewegung wurden Fäden durch die miteinander kombinierten Bohrkanäle gezogen und an eine Messelektronik angeschlossen.

Als Messfaden diente der unelastische FiberWire® (Arthrex GmbH, Karlsfeld). Mit Hilfe einer Meniskusnadel wurde der Faden durch das tibiale und das femorale Bohrloch geführt, die er miteinander verbinden sollte. Die Fäden wurden am femoralen Ende mit einer Beilagscheibe fixiert. An der Tibia wurde der Faden mit einem Wegaufnehmer (RS60112 100KBX2, ALPS ELECTRIC EUROPA GmbH, Düsseldorf) (Abbildung 48), der an dem tibialen Aluminiumzylinder befestigt war, verbunden.



Abbildung 48
Linearer Wegaufnehmer (RS60112
100KBX2, ALPS ELECTRIC
EUROPA)

Drei dieser Wegaufnehmer waren an dem tibialen Zylinder befestigt, so dass jeweils drei Kombinationen gleichzeitig gemessen werden konnten. Dabei wurde darauf geachtet, dass sich die Fäden nicht berühren (Abbildung 49 und 50).

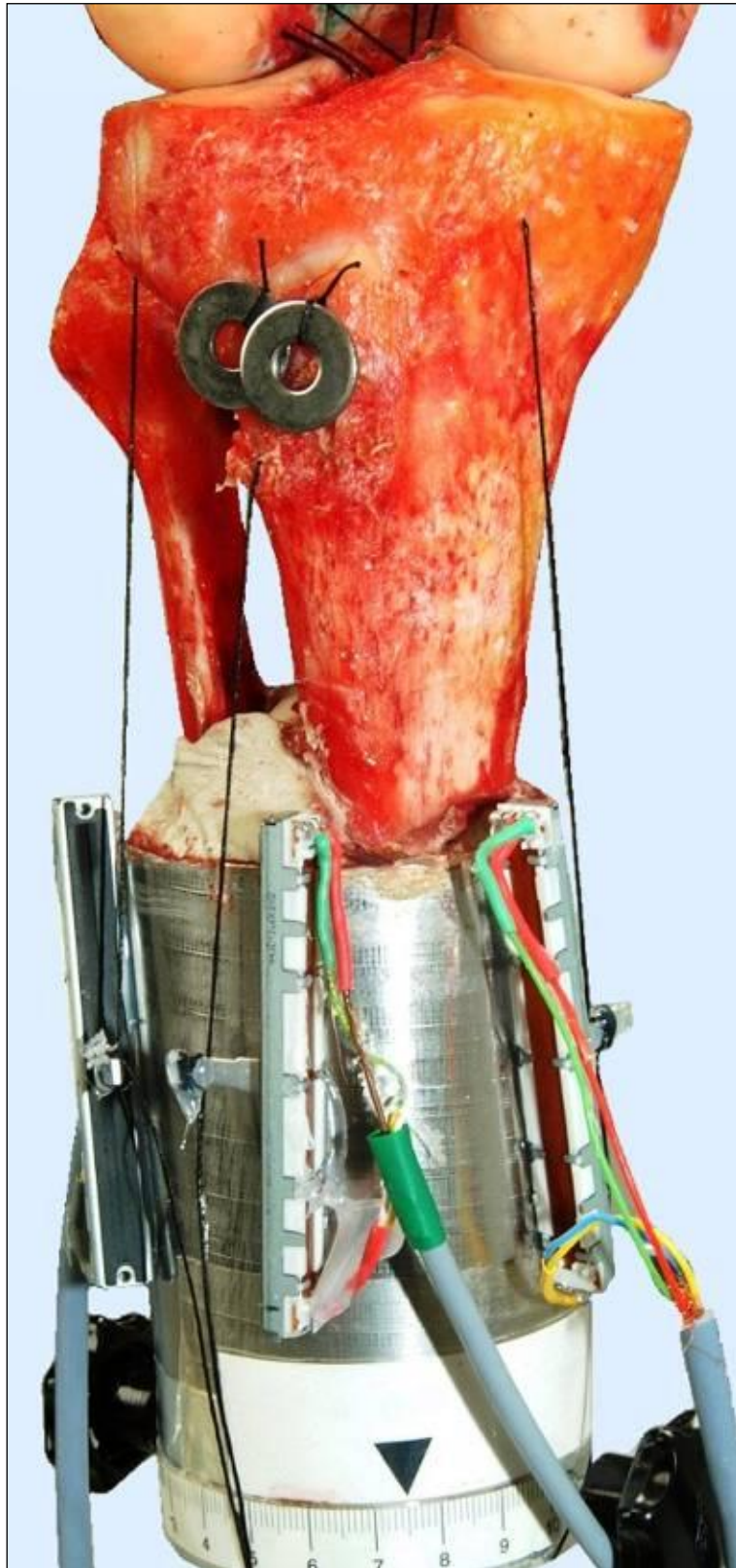


Abbildung 49
Messelektronik. Die Fäden wurden bereits an den Wegaufnehmern fixiert.

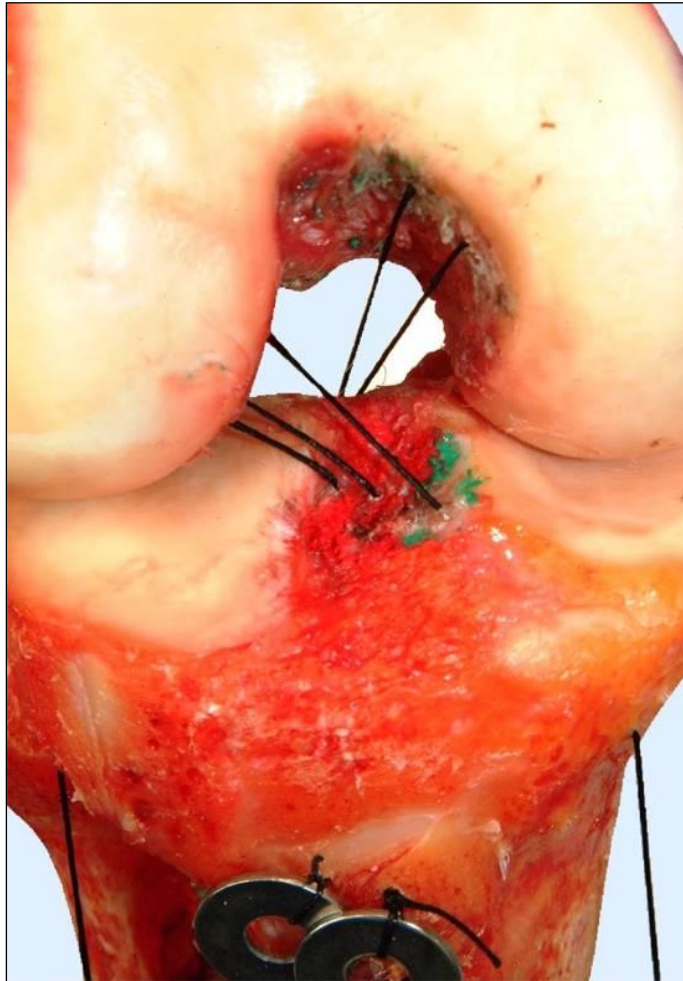


Abbildung 50
Blick in das Kniegelenk (re.). Drei eingezogene Fäden im Bereich des VKB. Zwei weitere sichtbare Fäden aus dem Bereich des HKB.

2.2.7 Messelektronik

Die Wegaufnehmer wirken als lineare Schiebepotentiometer. Sie wurden an eine konstante Spannungsquelle (U) angeschlossen und mit einem Amperemeter verbunden. Durch Zug des Fadens wurde der Schiebepotentiometer verschoben und so der elektrische Widerstand (R) verändert. Diese Widerstandsänderung führt analog zum physikalischen Gesetz $I = U / R$ zu einer Änderung der Stromstärke (I). Diese war an den angeschlossenen Amperemetern abzulesen. Die konstante Spannung (U) wurde so gewählt, dass die Stromstärke (I) bei extremer Stellung des Potentiometers dem Wert des Schiebeweges entsprach. So konnte der vom Amperemeter abgelesene Wert mit dem Wert des aufgenommenen Weges in ein Verhältnis gesetzt werden. Mit Hilfe eines elektronischen Messschiebers wurden diese Wegaufnehmer vor jeder Versuchsreihe zehnmal kalibriert. Dabei wurden Abweichungen der gemessenen Referenzwerte von maximal 0,5 mm akzeptiert.

Die Fäden wurden in mittlerer Stellung mit dem Potentiometer verbunden, so dass sowohl eine Längenzunahme als auch eine Längenabnahme messbar war. Da lediglich relative Längenänderungen und keine absoluten Werte gemessen wurden, war eine Kalibrierung auf eine Nullstellung nicht notwendig. Eine Übersicht über den Versuchsaufbau bietet Abbildung 51.



Abbildung 51
Versuchsaufbau mit Messelektronik.

2.2.8 Messungen

Nach Einbringung der Messfäden, wurde zunächst die 125°-Flexion an der Versuchsapparatur 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 wurden die Messungen durchgeführt.

Der Messfaden wurde konstant gespannt, und so der Messaufnehmer ausgelenkt. Die Kraft, die auf den Faden 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 zehnmaligem

Spannen des Fadens stets konstante Messergebnisse erzielt werden konnten. 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 drei eingezogenen Fadenkombinationen wurden auf diese Weise in 125°-Flexion gemessen.

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 zur Messung bei 125°. Ebenso wurden die Messdaten bei allen weiteren Positionen erhoben.

Nachdem alle elf Positionen eingestellt und die drei Kombinationen vermessen waren, wurden die Messfäden entfernt. Drei weitere Kombinationen wurden nun ausgewählt und mit FiberWire®-Fäden miteinander verbunden. Die Fäden wurden wiederum an die Längenpotentiometer angebracht und Messungen mit diesen Kombinationen durchgeführt. Es wurden bei jedem Präparat alle 50 möglichen Bohrlochkombinationen des VKB in allen elf Positionen vermessen.

Nach Entwicklung der Methodik an Präparat 1 und 2 wurden alle Messungen an den Präparaten 3 bis 9 in gleicher standardisierter Methode vorgenommen.

2.2.9 Daten und Auswertung

2.2.9.1 Datenmenge

In die Auswertung gingen die Messergebnisse von sieben Präparaten (Präparat-Nummer 3 bis 9) ein.

Pro Präparat wurden in elf Positionen 50 Kombinationen des VKB vermessen. So wurden je Präparat 550 Daten gemessen. Insgesamt ergaben sich damit in dieser Versuchsreihe 3850 Messwerte.

2.2.9.2 Auswertung

Das Hauptaugenmerk dieser Studie lag auf dem Isometrieverhalten der Kombinationen. Das Kriterium der Beurteilung war die geringste Distanzänderung zwischen der femoralen und der tibialen Insertion. Die Auswertung aller erfassten Daten konzentrierte sich auf dieses Kriterium.

Die Messdaten wurden mit Excel® (Microsoft, Redmond, WA, USA) und SPSS® (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) weiterverarbeitet.

Alle Daten wurden normiert, so dass die Wegänderung stets im Verhältnis zu der Länge des Messfadens bei 0° angegeben wurde. Dieser Wert wurde als Ausgangswert definiert. Von allen Messdaten einer Kombination wurde dieser Ausgangswert bei 0° subtrahiert. Die Differenz bedeutete bei positiven Werten eine Längenzunahme, bei negativen Werten eine Längenabnahme bezogen auf die Distanz bei der Position 0°. Eine vollständige Auflistung aller Messdaten findet sich im Anhang dieser Arbeit (Kapitel 7.1).

2.2.9.2.1 Prüfung auf statistische Signifikanz

Zum Vergleich möglicher Bohrkanalkombinationen miteinander wurde deren statistische Signifikanz mit Hilfe des t-Tests für verbundene Stichproben überprüft. 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 [165].

Zur Illustrierung signifikanter Unterschiede in der Längenänderung zwischen den Insertionspunkten, wurden ferner 95% Konfidenzintervalle für die mittleren Differenzen in Tabellen 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.

2.2.9.2.2 Ranglisten-Methode

Zunächst wurden alle Präparate unabhängig voneinander betrachtet. Aus den Messdaten jeder Kombination wurden die beiden Extremwerte ermittelt. Die Differenz dieser Größen, das Delta wurde errechnet. Es repräsentiert die maximale Änderung der Distanz zwischen der femoralen und tibialen Insertion im gemessenen Bewegungsrahmen.

Die absoluten Deltawerte einer Kombination wurden aus allen sieben Versuchen addiert. Die Kombinationen wurden in aufsteigende Reihenfolge ihrer Deltawerte gebracht. Die Kombination mit der geringsten Deltasumme entspricht der Kombination, die in Addition aller sieben Versuche die geringste Distanzänderung zwischen der femoralen und der tibialen Insertion hatte. Diese Auswertungsmethode zeigte einen Überblick über alle 25 Kombinationen je Bündel.

2.2.9.3 Unabhängige Betrachtung der tibialen und der femoralen Bohrlöcher

Die Literaturrecherche ließ vermuten, dass die Lokalisation der femoralen Bohrlöcher eine stärkere Auswirkung auf das Isometrieverhalten hat, als die Position der tibialen Bohrkanäle [3, 6, 65, 84, 90, 128]. Daher wurden in dieser Studie die Bohrkanäle jedes Bündels unabhängig von ihrer Kombination untersucht.

Dazu wurden alle Messdaten von Kombinationen mit demselben femoralen Bohrkanal aus allen Versuchsreihen gemittelt.

Beispielsweise wurden die Messwerte der fünf Kombinationen des AMB, die den femoralen Bohrkanal C besaßen, aus allen sieben Versuchsreihen addiert. Aus 35 Messergebnissen (z.B. fünf Kombinationen C-C, C-N, C-E, C-S, C-W aus sieben Versuchsreihen) wurde der Mittelwert gebildet. Dieser konnte mit den Mittelwerten der übrigen Kombinationen verglichen werden.

Die beschriebene Auswertungsmethode wurde für jeden Bohrkanal des AMB und des PLB sowohl femoral als auch tibial angewandt. So konnten die Bohrkanalpositionen femoral und tibial unabhängig von einander verglichen werden.

3 Ergebnisse

Nach Auswertung aller gemessenen Daten konnte bei keiner Verbindung zwischen einem femoralen und einem tibialen Bohrloch eine absolute Isometrie, also ein konstanter Abstand im Laufe einer Flexionsbewegung, festgestellt werden. Sowohl bei den Messungen für das AMB wie auch für das PLB war eine femorotibiale Distanzabnahme bei zunehmender Flexion zu beobachten. Lediglich in den Bereichen zwischen 0° Flexion und 10° Flexion konnte eine Distanzzunahme gemessen werden. Es sei hier erneut darauf hingewiesen, dass der erste Buchstabe einer Kombination die Position des femoralen Bohrkanals bezeichnet; der zweite Buchstabe entspricht der tibialen Bohrkanalposition.

3.1 Ranglisten-Methode

AMB

Für das AMB zeigte die Kombination W-W die durchschnittlich geringste Distanzänderung zwischen tibialem und femoralem Bohrkanal. Im Mittelwert hatte die Kombination aus dem femoralen W-Bohrkanal und des tibialen W-Bohrloch eine maximale Distanzänderung von 10,3 mm (SA 0,32). Nach der maximalen Längenänderung aufsteigend sortiert folgten die Kombinationen C-S (11,1 mm; SA 0,50) und W-E (11,1 mm; SA 0,40).

Im Gegensatz dazu zeigten beispielsweise die Kombinationen E-W (15,9 mm; SA 0,52) und S-W (15,9 mm; SA 0,35) deutlich größere femorotibiale Distanzänderungen. Einen Überblick gibt die Tabelle 2. Die ausführliche Tabelle findet sich im Kapitel 7.2.1.1.

| POSITION | Versuch 3 | Versuch 4 | Versuch 5 | Versuch 6 | Versuch 7 | Versuch 8 | Versuch 9 | MW |
|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|--------------|
| WW | 14,4 | 10,6 | 9,9 | 13,2 | 7,4 | 11,5 | 5,3 | 10,33 |
| : | | | | | | | | |
| WE | 7,9 | 18,1 | 11,6 | 10,8 | 7,9 | 14,4 | 7,3 | 11,14 |
| : | | | | | | | | |
| : | | | | | | | | |
| : | | | | | | | | |
| EW | 18,5 | 25,7 | 14,3 | 17,4 | 11,2 | 13,7 | 10,8 | 15,94 |

Tabelle 2

Auszug aus der Tabelle zur sogenannten Ranglisten-Methode des AMB. Angaben in mm. Die komplette Tabelle findet sich im Kapitel 7.2.1.1.

PLB

Bei der Betrachtung des PLB zeigte die Kombination C-E die durchschnittlich geringste Längenänderung (14,4 mm; SA 0,36) des Messfadens. Dahinter lagen die Kombinationen W-C mit 14,7 mm durchschnittlicher Distanzänderung (SA 0,42) und W-N, die durchschnittlich eine maximale Distanzänderung von 14,8 mm (SA 0,49) aufwies. Die Kombinationen mit der größten Änderung der femorotibialen Distanz innerhalb des PLB waren die Kombinationen S-W (21,9 mm; SA 0,54), E-W (22,0 mm; SA 0,49) und S-S (22,8 mm; SA 0,83). Die Tabelle 3 zeigt diesen Vergleich. Die ausführliche Tabelle findet sich im Kapitel 7.2.1.2.

| POSITION | Versuch 3 | Versuch 4 | Versuch 5 | Versuch 6 | Versuch 7 | Versuch 8 | Versuch 9 | Mittelwert |
|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|
| CE | 10,7 | 18,5 | 18,5 | 10,8 | 14,3 | 16,8 | 11,2 | 14,4 |
| WC | 12,6 | 22,9 | 17,4 | 14,4 | 10,4 | 13,8 | 11,7 | 14,74 |
| WN | 13,2 | 21,1 | 16,7 | 17,1 | 05,5 | 16,7 | 13,2 | 14,79 |
| : | | | | | | | | |
| : | | | | | | | | |
| : | | | | | | | | |
| SW | 21,7 | 27,9 | 27,9 | 20,0 | 19,3 | 24,2 | 12,6 | 21,94 |
| EW | 18,5 | 20,5 | 28,1 | 29,9 | 17,1 | 20,5 | 19,7 | 22,04 |
| SS | 15,3 | 34,4 | 34,4 | 20,3 | 19,6 | 21,7 | 14,2 | 22,84 |

Tabelle 3

Auszug aus der Tabelle zur sogenannten Ranglisten-Methode des PLB. Angaben in mm. Die komplette Tabelle findet sich im Kapitel 7.2.1.2.

3.2 Unabhängige Betrachtung der tibialen und femoralen Bohrlöcher

In dieser Auswertungsmethode werden die möglichen tibialen und femoralen Bohrlochpositionen eines Bündels unabhängig voneinander betrachtet.

3.2.1 AMB

3.2.1.1 Femorale Bohrlochplatzierungen des AMB

Bei Betrachtung aller femorotibialen Kombinationen des AMB sortiert nach ihren femoralen Bohrlochpositionen zeigte sich durchschnittlich die geringste Distanzänderung bei Verwendung der femoralen N-Position. Im Durchschnitt änderte sich die Distanz der Bohrlöcher aller fünf Kombinationen mit dem femoralen N-Bohrloch bei einer Extension-Flexion-Bewegung um 11,6 mm (SA 3,7).

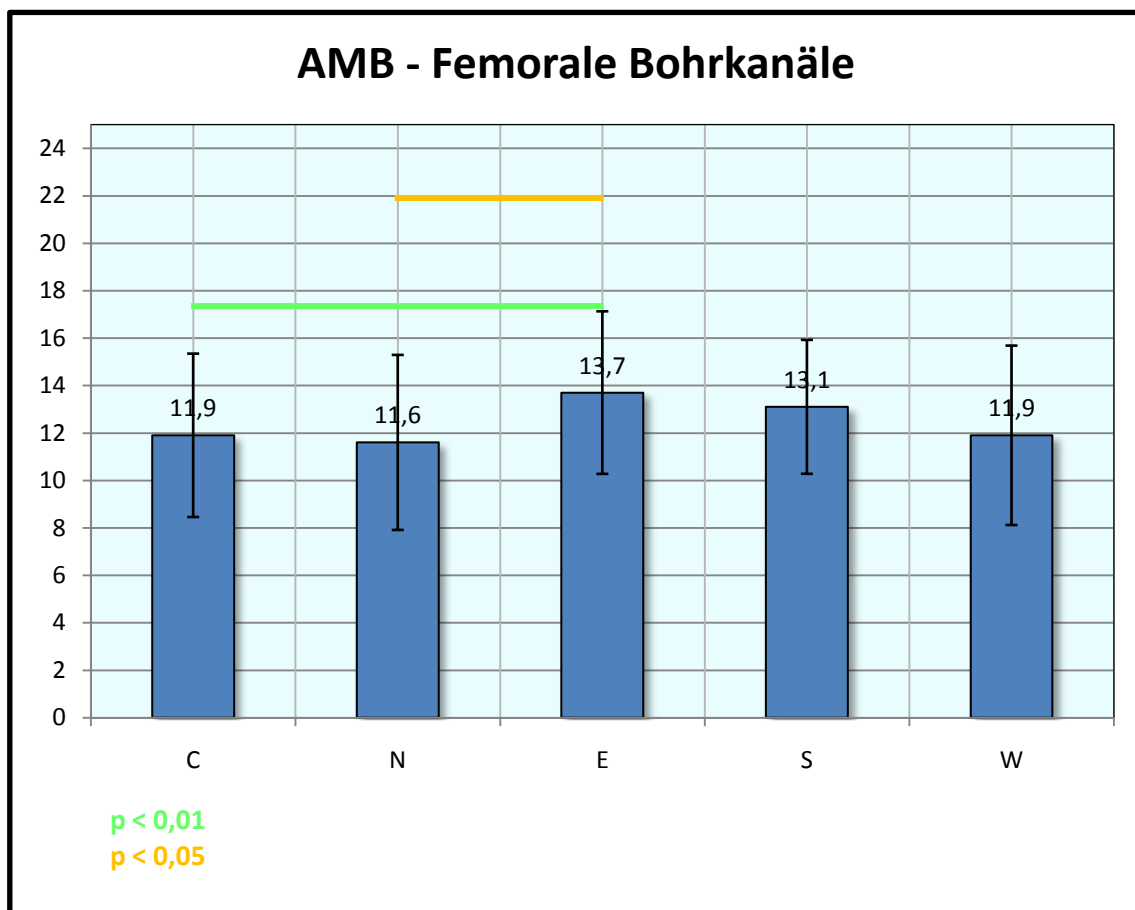


Abbildung 52

Balkendiagramm zur Veranschaulichung der Distanzänderung der Kombinationen des AMB mit dem jeweiligen femoralen Bohrloch. Angaben in mm.

Bei Kombinationen mit der femoralen W- oder der femoralen C-Position ergaben sich jeweils durchschnittliche Distanzänderungen von 11,9 mm (W: SA 3,8; C: 3,4). Hingegen wiesen Kombinationen mit den femoralen Positionen S (13,1 mm; SA 2,8) und E (13,7 mm; SA 3,4) deutlich größere Distanzänderungen auf (Abbildung 52).

Mit Hilfe des t-Tests konnte eine signifikant geringere Distanzänderung der Kombinationen mit dem femoralen Bohrkanal N im Vergleich zu Kombinationen mit dem Kanal E ($p < 0,05$) bestätigt werden. Bei dem Vergleich der Kombinationen mit dem femoralen Bohrkanal C mit den Kombinationen des Kanals E zeigte sich sogar eine hohe Signifikanz ($p < 0,01$) (Tabelle 4).

| Bohrkanal | C | N | E | S | W |
|-----------|-------|-------|-------|-------|-------|
| C | | 0,735 | 0,004 | 0,23 | 0,987 |
| N | 0,735 | | 0,048 | 0,189 | 0,788 |
| E | 0,004 | 0,048 | | 0,514 | 0,075 |
| S | 0,23 | 0,189 | 0,514 | | 0,176 |
| W | 0,987 | 0,788 | 0,075 | 0,176 | |

Tabelle 4
Übersicht Signifikanzniveau; femorale Bohrkanäle des AMB

3.2.1.2 Tibiale Bohrlochplatzierungen des AMB

Bei dem Vergleich der fünf tibialen Bohrlöcher des AMB wurde ein deutlich geringerer Einfluss auf die femorotibiale Distanzveränderung beobachtet. Die Ergebnisse zeigten lediglich einen Trend.

Die Kombinationen des tibialen Bohrloches E wiesen die geringsten Distanzänderungen auf. Durchschnittlich änderte sich der femorotibiale Abstand um 11,7 mm (SA 3,0). Kombinationen mit dem zentralen tibialen Bohrkanal C zeigten eine durchschnittliche Distanzänderung von 12,1 mm (SA 3,0).

Die Messfäden, die durch das tibiale Bohrloch S bzw. N verliefen, änderten ihre Länge im Verlauf einer Extension-Flexion-Bewegung um durchschnittlich 12,7 mm (SA 3,3). Die Kombinationen mit dem tibialen W zeigten eine Distanzänderung von 13,0 mm (SA 3,6) (Abbildung 53).

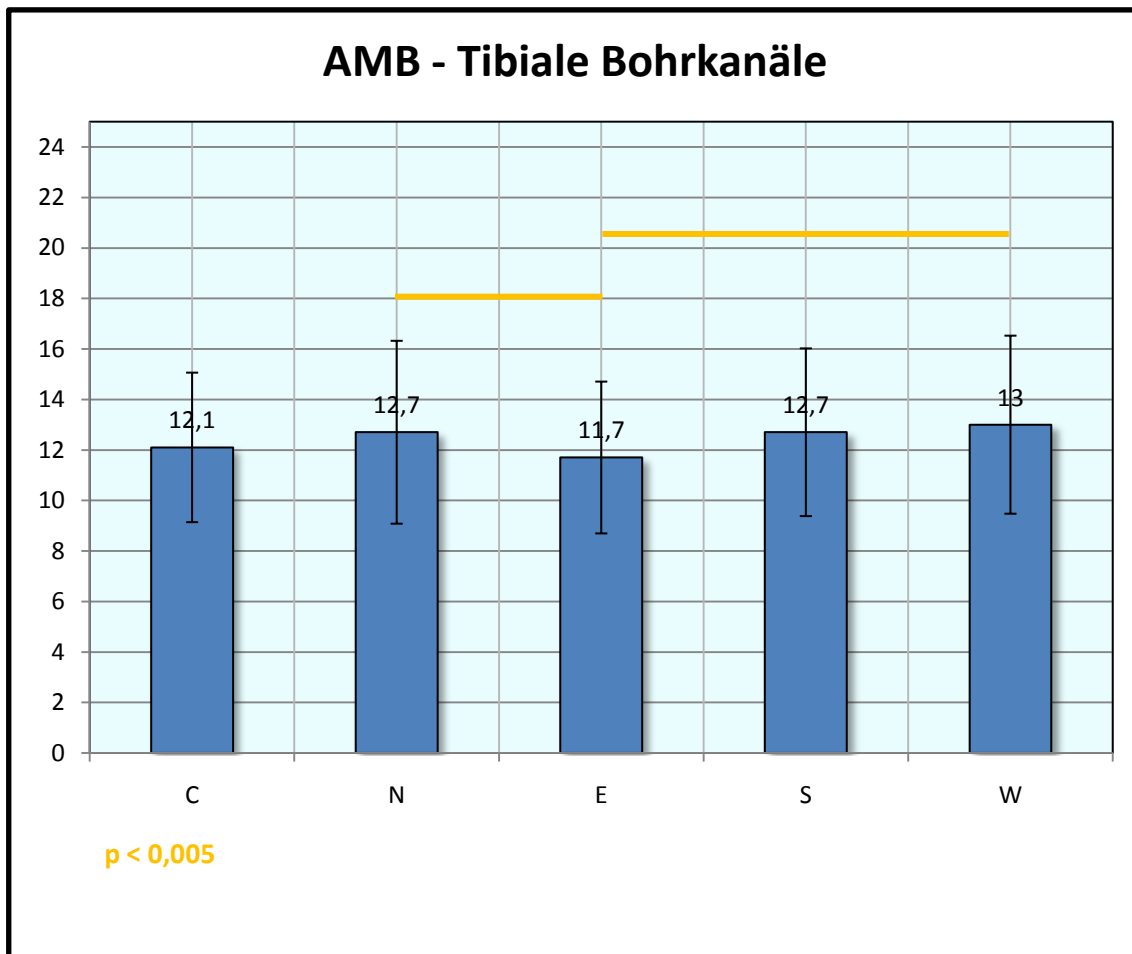


Abbildung 53

Balkendiagramm zur Veranschaulichung der Distanzänderung der Kombinationen des AMB mit dem jeweiligen tibialen Bohrloch. Angaben in mm.

| Bohrkanal | C | N | E | S | W |
|-----------|-------|-------|-------|-------|-------|
| C | | 0,156 | 0,1 | 0,513 | 0,196 |
| N | 0,156 | | 0,026 | 0,969 | 0,543 |
| E | 0,1 | 0,026 | | 0,248 | 0,013 |
| S | 0,513 | 0,969 | 0,513 | | 0,725 |
| W | 0,196 | 0,543 | 0,013 | 0,725 | |

Tabelle 5

Übersicht Signifikanzniveau; tibiale Bohrkanäle des AMB

Bei der statistischen Auswertung zeigte sich, dass die Distanzänderung der Kombinationen mit dem tibialen Bohrkanal E im Vergleich sowohl mit dem Kanal N als auch im Vergleich mit dem Kanal W signifikant geringer war ($p < 0,05$) (Tabelle 5).

3.2.2 PLB

3.2.2.1 Femorale Bohrloch Platzierungen des PLB

Bei dem Vergleich der femoralen Bohrlöcher des PLB zeigten ebenso wie beim AMB die Kombinationen mit den femoralen Bohrlöchern N und W die geringste Distanzänderung. Im Verlauf einer physiologischen Extension-Flexion-Bewegung ändern die Fadenverbindungen mit dem Bohrloch N ihre Länge durchschnittlich um 15,8 mm (SA 3,0). Die Kombinationen mit dem femoralen Bohrloch W wiesen sogar nur eine Distanzänderung um 15,1 mm (SA 2,6) auf. Das zentrale femorale Bohrloch C lag in der Reihenfolge wie beim AMB an dritter Stelle. Kombinationen mit dieser Position zeigten eine Abstandsänderung um 17,2 mm (SA 3,2).

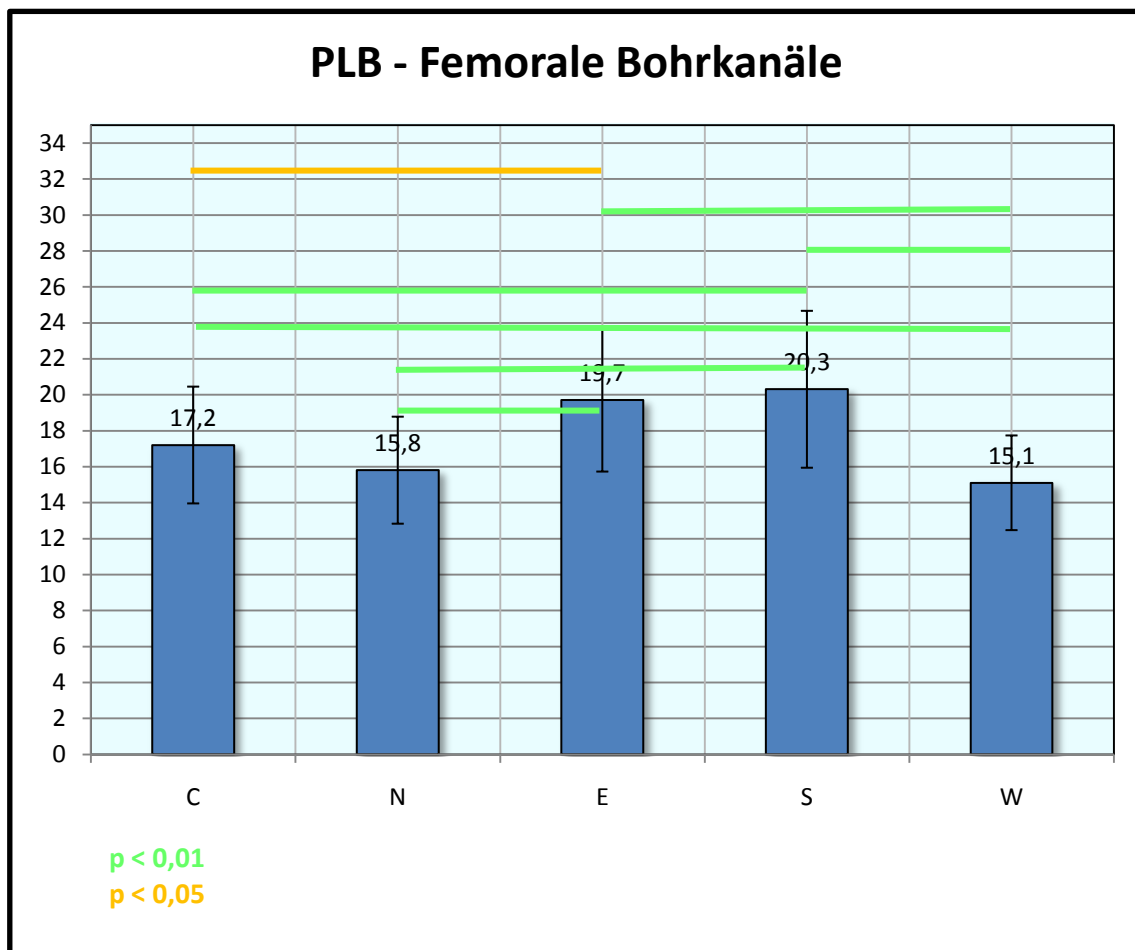


Abbildung 54
Balkendiagramm zur Veranschaulichung der Distanzänderung der Kombinationen des PLB mit dem jeweiligen femoralen Bohrloch. Angaben in mm.

Die Messungen der Kombinationen mit den femoralen Bohrkanälen E und S ergaben die größten Distanzänderungen. Fäden durch den femoralen Bohrkanal E zeigten

durchschnittlich eine Längenänderung von 19,7 mm (SA 4,0). Die Fäden, die die Position S mit den tibialen Bohrkanälen verbunden hatten, änderten ihre Länge sogar um 20,3 mm (SA 4,4) (Abbildung 54).

Beim Vergleich der Kombinationen, die durch den femoralen Bohrkanal W liefen, mit den Bündeln, die die Bohrkanäle C, E oder S besaßen, zeigte sich eine hoch signifikant geringere Distanzänderung ($p < 0,01$). Auch Kombinationen mit dem femoralen Bohrkanal N zeigten verglichen mit den Kombinationen mit den Kanälen E oder S eine hochsignifikant geringere Distanzänderung ($p < 0,01$). Die Kombinationen mit einem zentralen femoralen Bohrkanal C zeigten zumindest signifikant größere Distanzänderungen im Vergleich zu Kombinationen mit den Bohrkanälen E und S ($p < 0,05$) (Tabelle 6).

| Bohrkanal | C | N | E | S | W |
|-----------|-------|---------|---------|-------|-------|
| C | | 0,064 | 0,011 | 0,001 | 0,005 |
| N | 0,064 | | < 0,001 | 0,001 | 0,228 |
| E | 0,011 | < 0,001 | | 0,35 | 0,001 |
| S | 0,001 | 0,001 | 0,35 | | 0,001 |
| W | 0,005 | 0,228 | 0,001 | 0,001 | |

Tabelle 6
Übersicht Signifikanzniveau; femorale Bohrkanäle des PLB

3.2.2.2 Tibiale Bohrlochplatzierungen des PLB

Auch die Vergleiche zwischen den tibialen Positionen der Bohrkanäle des PLB zeigten teilweise signifikante Unterschiede bezüglich der Distanzänderung. Die femorotibiale Distanz veränderte sich bei Kombinationen mit dem tibialen Bohrloch N mit 16,6 mm (SA 3,4) am geringsten. Auch die Kombinationen mit dem Bohrloch E zeigten mit durchschnittlich 16,8 mm (SA 3,4) eine geringe Distanzänderung. Die Kombinationen mit dem Bohrkanal W ergaben die größten Distanzänderungen (19,5 mm; SA 3,3). Dieses Ergebnis entsprach auch den Beobachtungen des AMB.

Die Messungen der Kombinationen mit den tibialen Bohrkanälen C zeigten durchschnittlich eine Distanzänderung von 17,1 mm (SA 3,1). Kombinationen mit dem tibialen Bohrloch S hatten im Mittelwert eine Distanzänderung von 18,0 mm (SA 3,9) (Abbildung 55).

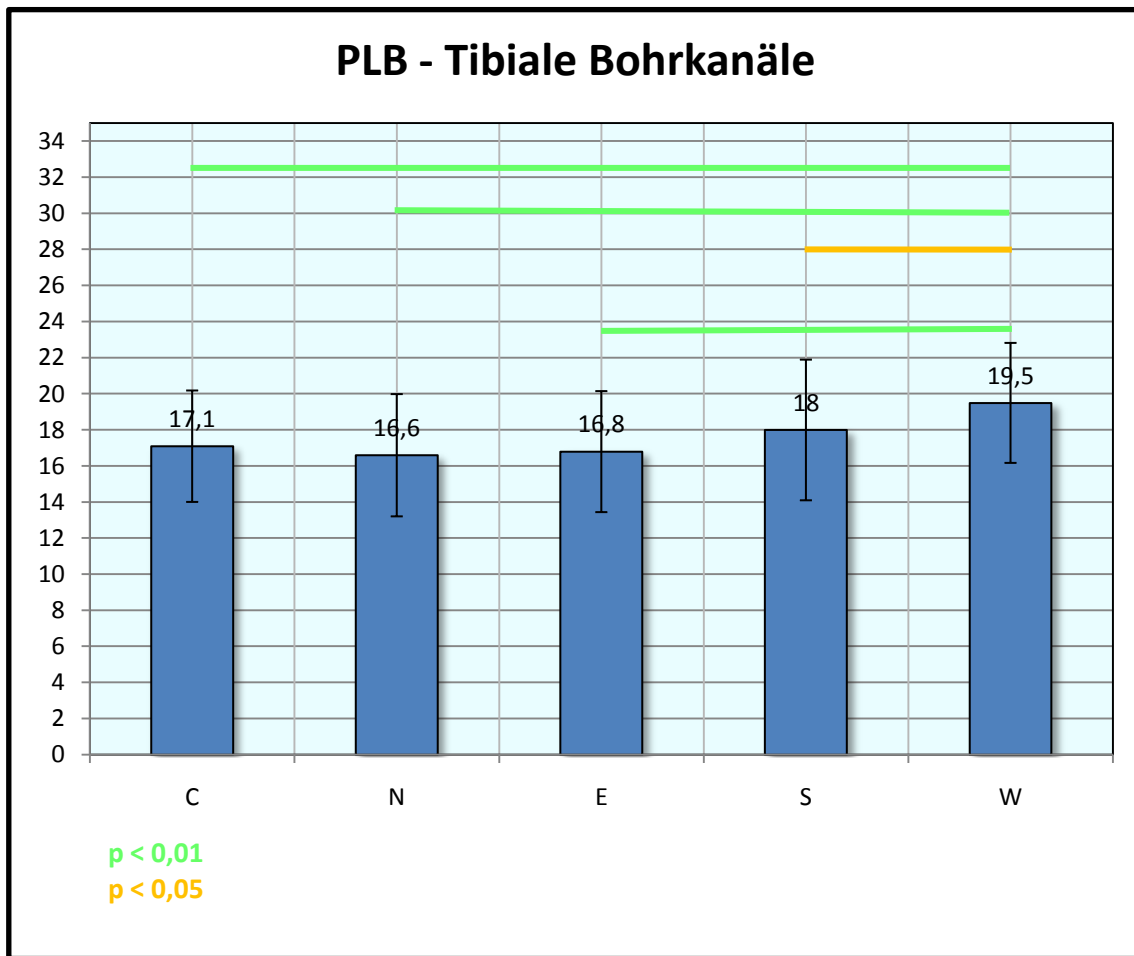


Abbildung 55
 Balkendiagramm zur Veranschaulichung der Distanzänderung der Kombinationen des PLB mit dem jeweiligen tibialen Bohrloch. Angaben in mm.

Die gemessenen Distanzänderungen der femorotibialen Kombinationen mit einem tibialen Bohrkanal W waren im Vergleich zu den Kombinationen mit den tibialen Bohrkanälen C, N und E hochsignifikant größer ($p < 0,01$); im Vergleich zu den Kombinationen mit dem tibialen Bohrkanal S signifikant größer ($p < 0,05$) (Tabelle 7).

| Bohrkanal | C | N | E | S | W |
|-----------|-------|-------|---------|-------|---------|
| C | | 0,245 | 0,710 | 0,068 | 0,001 |
| N | 0,245 | | 0,766 | 0,051 | 0,001 |
| E | 0,71 | 0,766 | | 0,117 | < 0,001 |
| S | 0,068 | 0,051 | 0,117 | | 0,012 |
| W | 0,001 | 0,001 | < 0,001 | 0,012 | |

Tabelle 7
 Übersicht Signifikanzniveau; femorale Bohrkanäle des PLB

3.3 Darstellung des femorotibialen Distanzverhaltens in Kurven

Zur Veranschaulichung der Ergebnisse und des Distanzverhaltens zwischen einem femoralen und einem tibialen Bohrlochs im Verlauf einer physiologischen Flexion-Bewegung wurden repräsentativ für jedes Bündel die Messwerte dreier Kombinationen in einem Koordinatensystem dargestellt und durch Graphen ihr Verhalten veranschaulicht.

3.3.1 AMB

Die Mittelwerte der femorotibialen Kombinationen W-E sowie N-E aus allen sieben Versuchen wurden in dem Koordinatensystem dargestellt. Die femoralen W- und N-Bohrkanäle zeigten die geringste femorotibiale Längenänderung. Die femorotibiale Kombination E-W diente als Beispiel für eine Kombination mit deutlich größerer Distanzänderung zum Vergleich (Abbildung 56).

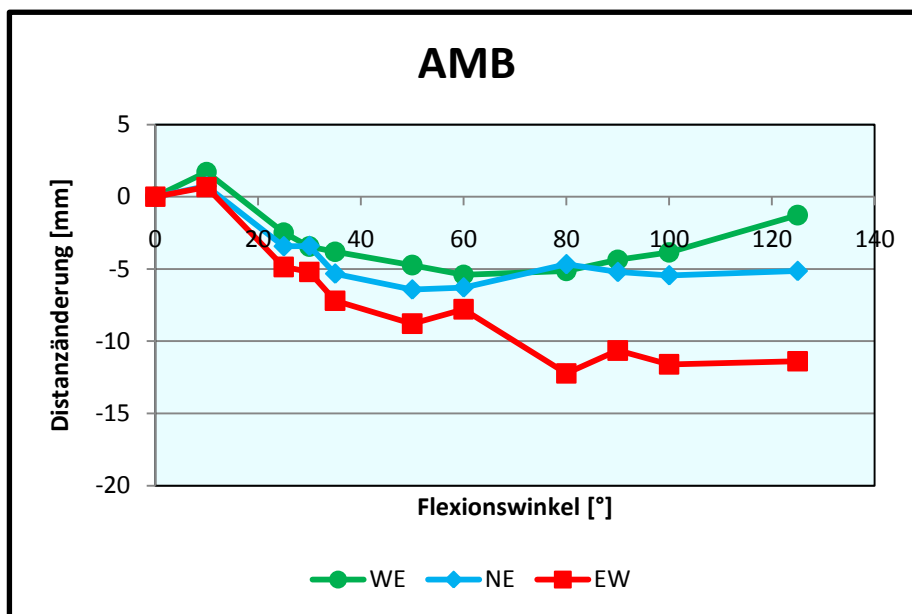


Abbildung 56
Mittelwerte aus den sieben Versuchsreihen der Messdaten zu drei Kombinationen des AMB. Zur Veranschaulichung verbunden zu einem Graphen.

3.3.2 PLB

Die Änderung der femorotibialen Distanz wurde anhand der Kombinationen W-N und N-N dargestellt. Die Bohrkanalpositionen N und W präsentierten in Kombination mit allen fünf tibialen Bohrlöchern die geringsten Distanzänderungen.

Zum Vergleich wurde die Längenänderung des Messfadens dokumentiert, der das femorale Bohrloch E mit der tibialen W-Position verband (Abbildung 57).

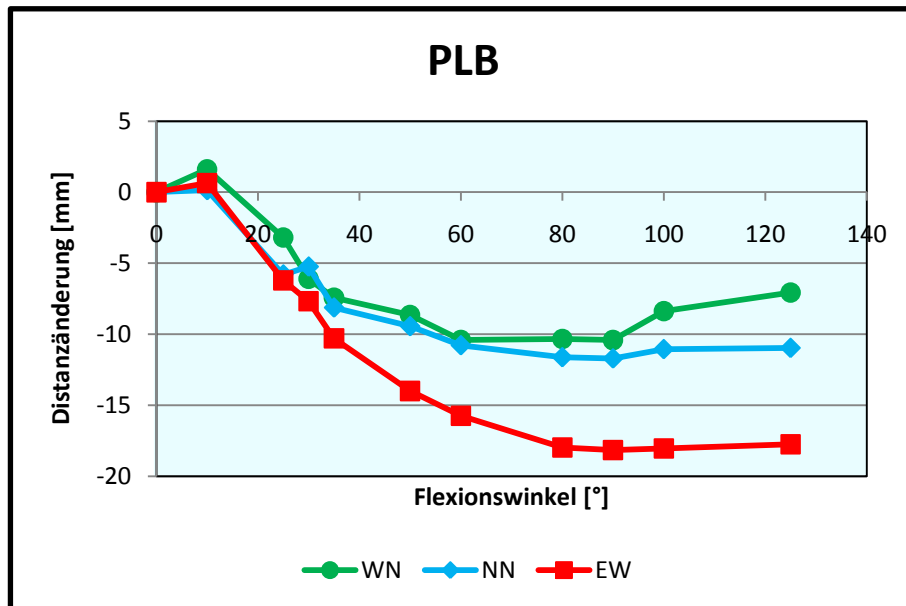


Abbildung 57
Mittelwerte aus den sieben Versuchsreihen der Messdaten zu drei Kombinationen des PLB. Zur Veranschaulichung verbunden zu einem Graphen.

3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Messungen dieser Studie zeigten signifikante Unterschiede der femorotibialen Distanzänderung während einer Flexionsbewegung des Kniegelenkes.

Für beide physiologischen Bündel – das AMB und das PLB – zeigten die Kombinationen mit den femoralen Bohröchern N und W deutlich geringere Distanzänderungen als die Kombinationen mit den diesen gegenüberliegenden Kanälen S und W. Die Kanäle N und W liegen im anterioren proximalen Bereich der jeweiligen anatomischen Ursprungszonen der Bündel.

Die Positionierung der tibialen Bohrkanäle hat ebenfalls einen, wenn auch geringeren Einfluss, auf das femorotibiale Distanzverhalten. Für beide Bündel zeigten die Kombinationen mit dem tibialen Bohrkanal E, entsprechend einer medialen Position innerhalb der Insertionszonen, signifikant geringere Distanzänderungen im Vergleich mit den Kombinationen mit dem lateral gelegenen tibialen Bohrkanal W.

4 Diskussion

Ziel der vorliegenden Studie war es, Distanzänderungen zwischen möglichen femoralen und tibialen Bohrkanälen während einer physiologischen Flexionsbewegung eines menschlichen Kniegelenks zu untersuchen. Diese Distanzänderungen wurden anhand eines Fadenmodells gemessen und miteinander verglichen. Dabei konnten günstige von weniger günstig erscheinenden Bohrkanalpositionen innerhalb der femoralen und tibialen Insertionszonen unterschieden werden.

4.1 Diskussion des Materials

4.1.1 Präparate

Für diese Studie wurden menschliche Frischpräparate verwendet, die tiefgefroren bei -18 bis -20°C aufbewahrt wurden. Das Tiefkühlen und spätere Auftauen frischer Präparate ist eine gängige Methode zur Konservierung anatomischer Frischpräparate. Diese Methode hat keine relevanten Auswirkungen auf die viskoelastischen und Dehnungseigenschaften der Bänder, der Sehnen und der Weichteile von menschlichen Präparaten [131]. Um mögliche Veränderungen der Gelenkinematik zu vermeiden, wurden die Präparate nur einmal aufgetaut und die Versuche in der Folge zügig durchgeführt.

Bei der Auswahl der Präparate wurde vor allem auf ein junges Alter der Spender geachtet, um altersbedingte Veränderungen und Verschleißerscheinungen auszuschließen. Das Altersspektrum der Spender zwischen 34 und 57 Jahren (mittleres Alter 43,0 Jahre) liegt dabei deutlich unter dem durchschnittlichen Spenderalter bei anderen biomechanischen Studien [49, 137, 139, 154, 172, 199, 204, 207, 208, 210].

Odensten und Gillquist weisen in ihrer Studie ein mit durchschnittlich 28,7 Jahren deutlich jüngeres Spenderalter auf [149]. Mit einem Durchschnittsalter der Spender von 41,3 Jahren sind die Präparate in der Studie von Hefzy vergleichbar mit dieser Studie [84].

In dieser Studie wurden ausschließlich männliche Spender berücksichtigt. In der Literatur wird meist nicht angegeben um welches Geschlecht es sich bei den

Spendern handelt. Hefzy et al. entschieden sich für zwei Kniegelenke von weiblichen Spendern und sechs Präparate von Männern [84]. In den Studien von Sidles et al. [172] und von Melhorn und Henning [128] wurden ebenfalls Kniegelenke von männlichen und weiblichen Spendern verwendet. Bei den Ergebnissen dieser Studien wird allerdings kein Unterschied zwischen den Geschlechtern hinsichtlich der Biomechanik hervorgehoben [84, 128, 172]. In einer aktuellen Studie wird das Volumen des VKB zwischen beiden Geschlechtern verglichen [51]. Die Unterschiede dabei lassen sich jedoch auch durch die Größenunterschiede der untersuchten Patienten erklären. Allerdings finden sich Studien, die belegen, dass die Fossa intercondylaris bei Frauen schmaler ist als bei Männern [81, 185].

Angaben zu Größe und Körpergewicht der Spender finden sich in der Literaturübersicht nicht. Bei der Auswahl in dieser Studie wurde Rücksicht auf einen physiologischen Body-Mass-Index (BMI) gelegt, um eine übermäßige, nicht physiologische Belastung des Kniegelenks zu Lebzeiten auszuschließen.

Für die Versuche dieser Studie wurden sowohl linke als auch rechte Kniegelenke verwendet. Die Verwendung sowohl von rechten als auch linken Kniegelenken spielte bei der Einführung der Nomenklatur eine wichtige Rolle. Bei der Nomenklatur der Bohrkanäle, die sich an den Himmelsrichtungen orientierte, musste daher auf die jeweilige Körperhälfte Rücksicht genommen werden. Entworfen wurde diese Nomenklatur für ein rechtes Kniegelenk. Die Windrose musste folglich für eine einheitliche Betrachtung der Ergebnisse bei linken Kniegelenken an der Nord-Süd-Achse gespiegelt werden. Trotz dieser Besonderheiten finden sich in der Literatur zahlreiche Studien, die beide Seiten in ihren Versuchsreihen verwenden [84, 128, 172, 208]. Die Körperseite hatte dabei keine Auswirkung auf die Messergebnisse der jeweiligen Kniegelenke.

Ein weiteres wichtiges Auswahlkriterium der Präparate war die Unversehrtheit des Kniegelenkes. Bereits bei der Inspektion wurden Präparate mit Operationsnarben ausgeschlossen. Wie oben erwähnt kamen keine Präparate mit Knorpelschäden oder Verletzungen des Kapselbandapparates, die Auswirkungen auf die physiologische Bewegung oder auf die Anatomie des Gelenks hatten, zum Einsatz. Damit sollte eine physiologische Kinematik des Spendergelenkes gewährleistet werden.

4.1.2 Versuchsapparatur

An die entwickelte Versuchsapparatur wurden die bereits oben genannten Anforderungen gestellt. Für die Konstruktion der Apparatur wurde Aluminium gewählt. Diese Materialwahl garantierte die nötige Stabilität der Versuchsapparatur bei möglichst geringem Eigengewicht.

Die freipräparierten Knochenenden des Femurs sowie der Tibia und Fibula konnten ohne Probleme in den dafür vorgesehenen Aluminiumzylindern mit Hilfe von handelsüblichem Gips befestigt werden. Eine Lockerung im Laufe der Versuchsdurchführung und der Messungen wurde nicht festgestellt. Die Verwendung von Aluminiumzylindern für die Fixierung der Präparate in der Versuchsapparatur fand auch in vorangegangenen biomechanischen Studien [139, 148, 194, 207] Verwendung.

In der Literatur werden Versuchsaufbauten beschrieben, bei denen das Femur horizontal in eine Halteeinrichtung eingespannt wird und die Tibia frei hängt [65, 148]. In weiteren Studien wird das Präparat in senkrechter Position in die jeweilige Versuchsapparatur gebracht [29, 82, 126, 163]. Nutzenberger entwarf eine Versuchsvorrichtung, bei der die Präparate senkrecht angebracht wurden, wobei die Tibia oberhalb des Femurs fixiert wurde [146]. In dieser Studie wurde eine horizontal ausgerichtete Versuchsapparatur gewählt, um die Einflüsse des Eigengewichtes der Präparate möglichst gering zu halten.

Nach Fixierung des Präparates in der Versuchsapparatur war eine passive Flexions- und Extensions-Bewegung des Kniegelenkes über den gesamten Bewegungsumfang möglich. Bei der Entwicklung der Apparatur wurden alle sechs Freiheitsgrade des physiologischen Kniegelenkes berücksichtigt. So war eine reine Flexion-Extensions-Bewegung in Sagittalebene, eine Außen- und Innenrotation in der Horizontalebene, sowie eine Varus- und Valgusbewegung in der Frontalebene möglich. Auch reine Translationsbewegungen in distaler-proximaler Richtung sowie in anterior-posteriorer Richtung wurden ermöglicht. Die Versuchsapparatur ließ lediglich strenge Translationen in medialer-lateraler Richtung nicht zu.

So konnte eine volle physiologische Flexionsbewegung von 0° bis 125° im dreidimensionalen Raum gewährleistet werden. Dadurch unterscheidet sich diese Versuchsapparatur von Apparaturen, die in der Literatur beschrieben wurden [65, 119, 128, 139, 148, 151, 194]. Diese Studien beschränkten sich auf einen

Bewegungsumfang von 0° bis 90°. Die vorliegende Studie kann daher das Isometrieverhalten möglicher Insertionspunkte im Rahmen eines großen physiologischen Bewegungsumfangs betrachten. Dies hat eine große Bedeutung für die chirurgische Umsetzung der vorliegenden Ergebnisse. Für heutige Ansprüche im Sport und im Alltag ist die Stabilität eines Gelenkes nach Kreuzbandplastik im gesamten Bewegungsumfang entscheidend.

Eine weitere Anforderung an die Versuchsapparatur war, verschiedene Positionen während einer Flexion genau registrieren und diese auch reproduzieren zu können. Mit Hilfe der Apparatur konnte jede beliebige Position eingestellt und auch registriert werden. Nach Ablösen der Weichteile und Präparation der Bohrkanäle konnten sämtliche Positionen reproduziert werden. Bei zunehmender Extension wurde die Arretierung der Positionen durch Feststellschrauben schwieriger. In der Position 0° hatte das Eigengewicht des Präparats einen großen Einfluss auf die Fixierung durch Stellschrauben. Die registrierte Gelenksstellung konnte durch die Stellschrauben alleine nicht ausreichend fixiert werden. Die Position der Aluminiumzylinder wurde daher durch Aluminiumblöcke im Sinne von Klemmkeilen gesichert. Nach dieser Korrektur der eingestellten Positionen konnten die Messungen problemlos durchgeführt werden. In allen weiteren Positionen war die Reproduzierbarkeit der Gelenkstellungen alleine durch die Stellschrauben sicher gestellt.

Mit Hilfe dieser Versuchsapparatur war eine Reproduktion der beliebig gewählten Gelenkspositionen im dreidimensionalen Raum nach Entfernen des gesamten Kapsel-Band-Apparates und des Weichteilgewebes gewährleistet.

In der Literatur finden sich Studien, die für vergleichbare Messungen von intraligamentären Kräften einen Roboterarm (PUMA, Model 726, Unimate Inc; USA) verwenden [101, 130, 139, 196]. Dieser Roboter reproduziert vorgegebene Positionen mit einer Abweichung von weniger als 0,2 mm [101, 130, 196]. An der Versuchsapparatur in der vorliegenden Studie konnten Positionen anhand von visuellen Skalen im Bereich von 1,0 mm eingestellt und reproduziert werden.

4.2 Diskussion der Methodik

4.2.1 Registrierung der Gelenkpositionen

Bei geöffneten Feststellschrauben war das eingespannte Kniegelenk passiv voll beweglich. Durch die horizontale Ausrichtung der Versuchsapparatur konnte der Einfluss des Eigengewichtes des Präparates gering gehalten werden.

Die angestrebten Messpositionen wurden in Vorversuchen bestimmt. Zunächst war geplant, die Intervalle zwischen allen Messpositionen identisch zu wählen. Aufgrund der deutlich erkennbaren Distanzänderung im Bereich von 35° bis 25° Knieflexion und der geringen Distanzveränderung zwischen 100° und 125° Flexion wurden die Intervalle dieser Erkenntnis aus den Vorversuchen angepasst. In der Arbeit von Nutzenberger wurden ebenfalls unterschiedliche Intervalle gewählt [146]. Die Studie über das Isometrieverhalten von Furia et al. registrierte Messwerte nur bei den Positionen 0°, 30°, 60° und 90° [65]. Auch andere biomechanische und radiologische Studien über Längenänderungen im VKB führten Messungen nur im Bereich zwischen 0° und 90° Flexion durch [119, 128, 139, 151]. Den Bereich von 90° bis 125°, der für die Kinematik des Kniegelenks wichtig ist, haben diese Studien vernachlässigt. Die vorliegende Studie zeichnet sich dadurch aus, dass eine Flexion-Extensions-Bewegung im Bewegungsumfang von 0° bis 125° durchgeführt wurde.

Sowohl Cooper et al. als auch Muneta wählten für ihre Messungen Positionen mit gleich bleibendem Intervall von 15° [36, 137]. Der Umfang der Flexionsbewegung in den Studien von Cooper et al. und Hefzy et al. misst von 0° bis 120° Flexion [36, 84]. Sidles et al. untersuchten in ihrer Studie das Isometrieverhalten des VKB bis zu einem Flexionswinkel von 110° [172], während Muneta in seiner Studie noch weiter geht und das Isometrieverhalten von fünf Bohrkanalpositionen über einen Bewegungsumfang bis 150° misst [137]. Eine Flexion von 150° war jedoch bei Präparaten mit einer kräftigen Ober- und Unterschenkelmuskulatur und dickem Weichteilmantel nicht durchführbar. Daher wurde in dieser Studie die Endflexion bei 125° definiert.

Die Bestimmung der Flexionswinkel erfolgte mit Hilfe eines einfachen Handgoniometers. Dieses wurde an die Längsachse der Tibia und des Femurs angelegt. Die exakte Winkelangabe der Gelenkposition war in dieser Studie nicht entscheidend. Es kam vielmehr darauf an, die Positionen für die Messungen exakt zu reproduzieren. Absolute Werte der Flexionswinkel in dieser Studie sind demnach zu

ignorieren. Auch Penner verwendet für seine Versuche ein einfaches Handgoniometer [151]. Andere biomechanische Studien bestimmten den genauen Flexionswinkel mit Hilfe von Elektrogoniometern [84, 164] oder stellten die Positionen gar mit Hilfe von Robotern ein [139, 154, 199, 204, 207]. Eine genauere Reproduzierbarkeit der Gelenkpositionen mit Hilfe eines Roboters ist unbestritten. Der absolute Flexionswinkel ist allerdings auch in diesen Studien nicht entscheidend.

4.2.2 Präparation der Bündel und deren anatomische Insertionsstellen

Bereits bei der makroskopischen Betrachtung der intakten VKB konnten anhand des Faserverlaufs zwei physiologische Bündel, das AMB und das PLB, unterschieden werden. Nach der Durchtrennung der Kreuzbänder und der Disartikulation des Femorotibial-Gelenkes konnten sowohl der femorale als auch der tibiale VKB-Stumpf genauestens inspiziert werden. Die Aufteilung in die beiden Bündel, das AMB und PLB, erfolgte anhand der Bandstrukturen und des Faserverlaufes. In der Literatur werden unterschiedliche Methoden der Aufteilung in Bündel beschrieben: Die beiden Bündel können mit Hilfe radiologischer Verfahren, in arthroskopischen Untersuchungen, anhand ihrer Spannung im Verlauf einer Flexionsbewegung oder anhand ihrer makroskopischen Anatomie voneinander abgegrenzt werden [31, 71, 144, 159, 174, 205, 208]. In den Studien von Norwood et al. und Siebold et al. wurde die Präparation der beiden Bündel ebenfalls anhand der Bandstruktur und dem Faserverlauf vorgenommen [144, 174]. Nach der Aufteilung des VKB in seine beiden funktionellen Bündel waren die Präparation der jeweiligen Insertionszonen und deren farbliche Markierung problemlos möglich.

4.2.3 Bohrkanalpositionen

Die vorliegende Studie unterscheidet sich von vorangegangenen Untersuchungen zum Isometrieverhalten des VKB vor allem hinsichtlich der Anzahl und Lokalisation der Bohrkanäle.

In der Literatur finden sich zahlreiche Untersuchungen der femorotibialen Distanzänderung, die bei der Bohrlochpositionierung von einer möglichen Rekonstruktion des VKB in Ein-Bündel-Technik ausgehen [36, 55, 65, 84, 90, 128, 137, 146-148, 151, 164, 168, 210]. Die vorliegende Studie berücksichtigt mögliche Bohrlochpositionen bei der anatomischen VKB-Rekonstruktion in Zwei-Bündel-Technik. Das heißt, dass diese Studie ausschließlich mögliche Bohrkanalpositionen

innerhalb des anatomischen Ursprungs- bzw. Ansatzareals vergleicht. Dies ist Grundlage für eine anatomische Rekonstruktion des VKB in Zwei-Bündel-Technik, wie sie von Lorenz et al. und Brucker et al. beschrieben wurde [22, 120]. Die in der Literatur beschriebene Over-the-Top-Position und die modifizierte Over-the-Top-Position wurde in dieser Studie aufgrund der nicht-anatomischen Fixierung des Transplantats nicht untersucht [55, 128, 137, 146, 147, 151, 168].

Aufgrund der anatomischen Bohrkanaalpositionen wurde auf eine Definition der Lokalisation in absoluten oder prozentualen Werten, zum Beispiel nach der Quadrantenmethode von Bernard et al. [14] verzichtet. Auch die im operativen Sprachgebrauch übliche Ziffernblattmethode wurde nicht zur Bestimmung der Bohrlochposition herangezogen [36], da diese keine akkurate anatomische Bohrkanaalpositionierung gewährleistet. Es wurde lediglich die anatomischen Insertionsflächen des Präparats unabhängig von individuellen Unterschieden berücksichtigt.

In der Literatur finden sich zahlreiche Untersuchungen eines Bohrloches im Mittelpunkt des anatomischen Ursprungs, bzw. Ansatzes des gesamten VKB [36, 55, 56, 65, 90, 137, 164, 168]. Die Mittelpunkte wurden dabei durch Inspektion definiert. Diese gängige Methode wurde in der vorliegenden Studie übernommen. Es wurden jedoch lediglich jeweils die Mittelpunkte der Ursprungs-, bzw. Ansatzpunkte der beiden Bündel bestimmt. Alle weiteren Bohrkanaalpositionen wurden standardisiert mit Hilfe des beschriebenen Fadenkreuzes bestimmt. Um die Lage der Bohrkanäle innerhalb der anatomischen Anheftungsflächen zu gewährleisten, musste der Abstand vom zentralen Bohrloch auf 3 mm festgelegt werden. Furia et al. verwenden eine ähnliche Bohrschablone [65]. Der Abstand in Furias Studie misst allerdings 6,5 mm, da die Bündelanatomie nicht berücksichtigt wird. Außerdem verzichtet Furia auf weitere tibiale Bohrlochpositionen [65].

Friederich und O'Brien wählten ebenfalls ausschließlich Bohrkanaalpositionen, die in der anatomischen Ursprungs- bzw. Anheftungsfläche des gesamten VKB liegen [56]. Neben den zentralen Bohrkanälen wählten sie je sechs weitere Bohrkanäle.

Nutzenberger wählte insgesamt zehn femorale Bohrlochlokalisationen [146]. Auch er orientiert sich lediglich an der Ursprungsfläche des gesamten VKB und vernachlässigt die Bündelanatomie. Drei der zehn Bohrlöcher platzierte Nutzenberger außerhalb des anatomischen Ursprungs. Auf dem Tibiaplateau wählte

er innerhalb der Insertionsfläche je eine zentrale, eine anteriore und eine posteriore Bohrlochposition. Bei einzelnen Versuchen untersuchte er auch lateral und medial gelegene Bohrlochpositionen. [146]

In der vorliegenden Studie wurden mit insgesamt zehn femoralen und zehn tibialen Bohrlochpositionen für jedes Bündel 25 mögliche Kombinationen verglichen. Andere Studien untersuchten deutlich weniger Möglichkeiten der Bohrkanalplatzierung: Cooper verglich die Längenänderung bei vier femoralen Bohrlöchern [36]. Muneta et al. wählten neben einem zentralen tibialen Bohrloch ein anteromediales Bohrloch; femoral untersuchten sie den Ursprungsmittelpunkt, eine anteriore Platzierung sowie die so genannte Over-the-Top-Position [137]. Ähnliche Bohrkanäle wählten auch Fleming et al. und O'Meara et al. [55, 148].

Aufgrund der Berücksichtigung der Bündelanatomie, der höheren Anzahl der Bohrlöcher, die miteinander verglichen wurden, sowie der ausschließlich anatomischen Platzierung orientiert sich diese Studie deutlich genauer an einer möglichen anatomischen Rekonstruktion des VKB, als dies vorangegangene Versuche zum Isometrieverhalten des VKB taten.

4.2.4 Einführung einer neuen Nomenklatur

Die femorale Ursprungsfläche liegt nicht auf derselben Körperebene wie die tibiale Ansatzfläche. Daher führt eine Nomenklatur in Form von anatomischen Richtungen, wie sie in der Literatur oft verwendet wird [65, 90, 151, 164], zu Verwirrungen. Andere Studien benannten die Bohrlochpositionen nach dem Alphabet mit Buchstaben [55, 137, 168] oder gaben diese in der Ziffernblattmethode an [36]. In dieser Studie wurden insgesamt zehn femorale Bohrlöcher sowie zehn tibiale Bohrlöcher untersucht. Zur Erleichterung wurde daher die Nomenklatur, die sich an den Himmelsrichtungen orientiert, eingeführt. Dadurch ist jedes Bohrloch klar definiert. Diese Methode konnte einheitlich für die femoralen und tibialen Bohrlochplatzierungen verwendet werden.

4.2.5 Fadenmessung

Ein Ziel dieser Studie war es, die Distanzänderung zwischen einem femoralen und einem tibialen Punkt im Bereich der Insertionsstellen im Verlauf einer Flexionsbewegung zu messen. Die Distanzänderung entspricht hier der intraartikulären Längenänderung des Messfadens. Der Einsatz von unelastischen

Fäden zur Messung des Isometrieverhaltens ist üblich. In der Literatur werden dabei unterschiedliche Materialien beschrieben: Häufig kommt ein schlichter, vorgereckter Faden zum Einsatz [36, 76, 146, 147]. Andere Studien verwenden Kevlarfäden [55] oder Nylon- bzw. Polypropylenfäden [151, 168]. Auch Stahldrähte mit Kunststoffbeschichtung wurden verwendet [90, 137]. Die Messungen mit Hilfe eines FiberWire® (Arthrex GmbH, Karlsfeld) waren komplikationslos durchführbar. In Vorversuchen lief der Faden nicht widerstandsfrei durch die Bohrlöcher. Daher wurden diese mit dem Kanülenschlauch einer Venenverweilkanüle (Vasofix® Braunüle®, 18 G, B.Braun Melsungen AG, Melsungen) gesichert. So war eine widerstandsarme Passage des Fadens gewährleistet. Außerdem konnte dadurch eine Aufweitung des Bohrkanals vermieden werden.

Für die Messungen ist es üblich einen Wegaufnehmer zu verwenden [36, 55, 56, 65, 76, 137, 151, 164]. In der vorliegenden Studie kam ein Längenpotentiometer mit einem Schiebeweg von 60 mm zum Einsatz (ALPS ELECTRIC EUROPA GmbH, Düsseldorf). In der Literatur finden sich auch Studien, bei denen die Längenänderung anhand von Markierungen mit Hilfe einfacher Lineale oder Messschieber abgelesen werden [146, 147, 149].

Der Faden wurde, wie auch in vorangegangenen Studien zum Isometrieverhalten, an der femoralen Austrittsstelle befestigt [36, 55, 137, 151, 164, 168]. So konnte die intraartikuläre Längenmessung des Fadens an der tibialen Austrittsseite gemessen werden. In der Literatur wird häufig eine Vorspannung des Fadens mit Hilfe von Federn oder durch Anbringen eines Gewichtes beschrieben [55, 90, 137, 146, 147, 151, 164, 168]. In dieser Studie wurde der Faden manuell straff gezogen. Wegen der Fixierung des Gelenkes in einer bestimmten Position und dem unelastischen Fadenmaterial haben geringe Unterschiede der Kraft, die in Längsrichtung an dem Faden wirkt, keinen Einfluss auf die Messergebnisse. In den Vorversuchen wurde dies durch mehrmaliges Messen einer Fadenlänge in einer Position überprüft. Ein konstantes Gewicht würde ebenfalls unterschiedliche Kräfte ausüben abhängig von der Kniestellung und dem Verlauf des Fadens. Sepega et al. verwandten eine Feder, die mit einer Kraft von 10 N bis 15 N auf den Faden einwirkte [164]. Eine absolut konstante Kraft ist aber auch mit Feder oder Gewicht nicht gegeben. Da in dieser Studie ausschließlich das Isometrieverhalten gemessen werden sollte, war eine manuelle Streckung des Fadens ausreichend.

4.2.6 Vergleich mit Methoden der Isometrie-Untersuchung in der Literatur

Neben computerassistierten und radiologischen Untersuchungen [84, 119, 128, 132, 172] ist die Messung des femorotibialen Abstandes im Verlauf einer Flexionsbewegung mit Hilfe eines Kreuzbandersatzes oder eines Fadens eine gängige Methode in der Literatur [6, 36, 55, 65, 90, 137, 139, 146-148, 151, 164, 168]. Radiologische Untersuchungsmethoden haben den Vorteil, dass sie in vivo und unter absolut physiologischen Bedingungen durchgeführt werden können. In biomechanischen In-Vitro-Studien kann die makroskopische Anatomie genauer berücksichtigt werden. Allerdings können physiologische Belastungen, insbesondere die Einwirkung von Muskelkräften, nicht lebensgetreu nachgestellt werden. In dieser Studie wurde darauf verzichtet, das zu untersuchende Gelenk anderen Kräften als der eigenen Schwerkraft auszusetzen. In vergleichbaren Studien wurden Kräfte auf die gelenkbeteiligte Muskulatur oder die Knochen ausgeübt, um alltägliche Belastungen wiederzugeben. In den Studien von Hefzy et al. und von Musahl et al. wurde eine nach anterior oder posterior gerichtete Kraft auf die Tibia ausgeübt [84, 139]. Die Aufzeichnung der Bewegung vor der Resektion sämtlicher Weichteile ermöglichte eine passive physiologische Flexion-Bewegung unter Berücksichtigung aller sechs Freiheitsgrade. Extreme Rotationsbewegungen oder varische und valgische Flexionen wurde in dieser Studie außer Acht gelassen. Nach einer Studie von Amis und Dawkins hat die tibiale Rotation keine Auswirkungen auf die Längenänderung der VKB-Bündel [4].

Die vollkommene Präparierung des Gelenks, die Durchtrennung sämtlicher Bänder sowie die exakte Reproduktion einer physiologischen Bewegung unterscheidet diese Studie von den vorangegangenen Untersuchungen. Häufig wurde das zu untersuchende VKB durchtrennt, während alle weiteren femorotibialen Bandverbindungen, das HKB eingeschlossen, erhalten wurden [56, 65, 90, 95, 137, 149, 151]. Mit der Durchtrennung des VKB ist eine physiologische Gelenkbewegung folglich nicht mehr möglich [4]. Die Kinematik des Kniegelenkes ist stark beeinträchtigt. Eine Reproduktion der physiologischen Flexionspositionen kann durch den Versuchsaufbau in dieser Studie gewährleistet werden. Nutzenberger beschreibt in seiner Dissertation ebenfalls eine gleichzeitige Durchtrennung sämtlicher femorotibialen Verbindungen und die Reproduktion zuvor aufgezeichneter Positionen [146]. In anderen Studien wird die Reproduktion einer physiologischen Bewegung nicht näher beschrieben [90, 95, 151, 164].

4.2.7 Auswertung der Ergebnisse

Die Position 0° wurde als Ausgangsposition der Flexionsbewegung bestimmt. Alle Messdaten wurden dementsprechend berechnet. Alle Ergebnisse wurden so als positive bzw. negative Längenänderung zu der absoluten Distanz der zu vergleichenden Bohrkanalkombination dargestellt.

4.2.7.1 Ranglisten-Methode

Zunächst wurde die maximale femorotibiale Distanzänderung der Kombinationen jeweils eines Präparates betrachtet. Bei dem Vergleich der Präparate zeigte sich, dass häufig die gleichen Kombinationen eine geringe Distanzänderung aufwiesen. Es wurde in einem zweiten Schritt der Mittelwert der maximalen Distanzänderung einer möglichen Kombination aus den Messwerten aller Versuche bestimmt. Die Mittelwerte wurden miteinander verglichen und in eine Rangfolge gebracht. Diese Methode lässt einen direkten Vergleich zu. Nachteil dieser Ranglistenmethode ist allerdings, dass femorale Bohrkanalpositionen ausschließlich in einer bestimmten Kombination mit tibialen Positionen ins Verhältnis gesetzt wurden.

4.2.7.2 Unabhängige Betrachtung der tibialen und femoralen Bohrlöcher

Bereits die Betrachtung der Ranglisten ließ vermuten, dass die femorale Bohrkanalposition größeren Einfluss auf das Isometrieverhalten einer Kombination hat als die tibiale Bohrkanalposition. Diese Hypothese wird durch Aussagen in der Literatur bekräftigt [3, 5, 6, 55, 65, 73, 84, 90, 128, 137, 168]. Daher wurde nach einer Auswertungsmethode gesucht, bei der die femoralen Bohrkanalpositionen unabhängig von den tibialen Bohrlöchern verglichen werden können: Hierfür wurde der Mittelwert aller Kombinationen, die das identische femorale Bohrloch besitzen, errechnet. So konnten alle fünf femoralen Bohrlöcher eines Bündels untereinander verglichen werden. Ebenso wurden alle Messwerte von Kombinationen mit demselben tibialen Bohrkanal gemittelt. Dies ließ eine unabhängige Betrachtungsweise und einen Vergleich der tibialen bzw. femoralen Bohrkanalpositionen eines Bündels zu. Hefzy et al. wiesen darauf hin, dass die Positionierung des tibialen Bohrkanals nicht vernachlässigt werden darf [84]. Dennoch wurde in einigen Studien den tibialen Bohrkanälen bei den Messungen eine geringere Bedeutung zugemessen. In der vorliegenden Studie wurden pro Bündel ebenso fünf tibiale

Bohrkanäle wie fünf femorale Bohrkanäle untersucht. Dies erlaubt den direkten Vergleich der tibialen Bohrkanäle mit den femoralen Bohrkanälen hinsichtlich ihrer Bedeutung für das Längenverhalten eines möglichen VKB-Ersatzes. Die oben genannten Ergebnisse rechtfertigen die Berücksichtigung der tibialen Bohrkanäle: Bei dem Vergleich der tibialen Bohrkanäle fanden sich dabei hochsignifikante Unterschiede bezüglich ihres Verhaltens auf die Distanzänderungen.

Bei dem Vergleich der femoralen Bohrlöcher fließen die Meßwerte aller Kombinationen mit demselben femoralen Bohrloch in den Mittelwert ein. Dies gilt ebenso für die Betrachtung der tibialen Bohrlöcher; dabei wird von den Meßwerten aller Kombinationen mit demselben tibialen Bohrloch der Mittelwert errechnet. Das erklärt die im Vergleich zur Literatur etwas größeren Absolutwerte. Abgesehen von dem Vergleich mit Angaben in der Literatur bietet diese Auswertungsmethode einen guten Überblick über den Einfluss des jeweiligen Bohrkanals auf das femorotibiale Isometrieverhalten. Die unüberschaubare Anzahl von Messwerten kann in dieser Auswertungsmethode in anschaulichen Säulendiagrammen dargestellt werden. Diese unabhängige Betrachtung der tibialen und der femoralen Bohrlöcher gibt eine übersichtliche Antwort auf die zentrale Fragestellung dieser Studie.

4.3 Diskussion der Ergebnisse

4.3.1 Femorotibiales Isometrieverhalten in der Literatur

Voraussetzung für den Vergleich von Studien über das femorotibiale Isometrieverhalten ist die exakte Definition des Begriffes Isometrie. In einem Review-Artikel definierten Amis und Zavras die Isometrie in der Kreuzbandchirurgie folgendermaßen: Der Abstand zwischen den femoralen und tibialen Befestigungszonen einer Rekonstruktion bleibt konstant, während das Kniegelenk flektiert oder extendiert wird [6]. Andere Autoren akzeptierten dagegen eine maximale Längenänderung von 2 mm [65, 84, 151]. Bei keiner der insgesamt 50 femorotibialen Bohrlochkombinationen dieser Studie konnte eine absolute Isometrie nach der Definition von Amis und Zavras nachgewiesen werden.

Über einzelne isometrische Fasern innerhalb des VKB finden sich in der Literatur unterschiedliche Aussagen. Die meisten Studien bestätigten, dass die VKB-Bündel oder mögliche VKB-Rekonstruktionen nicht absolut isometrisch sein können [4, 36, 42, 45, 84, 96, 146, 147, 155, 205].

Odensten und Gillquist beschrieben die Mittelpunkte der anatomischen Ursprungs- und Insertionsflächen als annähernd isometrisch [149]. Auch Morgan et al. erklärten, die Mittelpunkte der anatomischen Anheftungsflächen würden ein besseres Isometrieverhalten als nicht anatomische Bohrkanäle aufweisen [132]. Diese Mittelpunkte wurden in der vorliegenden Studie nicht untersucht, da die Anheftungsstellen der einzelnen Bündel separat betrachtet wurden. Es wurden die Mittelpunkte der Ursprungs- und Insertionsflächen der beiden Bündel untersucht, jedoch nicht die Mittelpunkte der gesamten VKB-Anheftungsstellen. In einer Zwei-Bündel-Technik wäre ein Bohrkanal im Zentrum der Ansatzflächen des gesamten VKB nicht sinnvoll und ließe eine anatomische Rekonstruktion nicht zu.

In der Literatur gibt es nur wenige Aussagen über die Längenänderung von Fasern innerhalb der beiden funktionellen Bündel. Amis und Dawkins untersuchten drei Bündel, das AMB, das PLB sowie ein intermediäres Bündel [4]. Sie beschrieben eine Längenzunahme aller drei Bündel während der Flexion zwischen 90° und 120°. Zu Beginn der Flexionsbewegungen hätte sich jedoch der femorotibiale Abstand aller Bündel verkürzt. Am meisten Längenabnahme zeigte dabei das PLB. Keines der physiologischen Bündel hätte demnach isometrische Eigenschaften. Schutzer et al. beschrieben Messwerte der gleichen Größenordnung bei intraartikulären Distanzänderungen [168]. Sie verglichen drei mögliche Bohrkanäle an dem Femur sowie an der Tibia. Auf anatomische Insertionszonen wurde in dieser Studie keine Rücksicht genommen.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse der vorliegenden Studie fällt auf, dass Kombinationen des PLB eine stärkere Längenänderung als Kombinationen des AMB aufweisen. Das lässt sich durch die absolute Länge der physiologischen Bündel erklären. Zantop et al. wiesen nach, dass das AMB intraartikulär deutlich länger ist als das PLB [206] (Abbildung 15).

Norwood und Cross untersuchten Längenänderungen von drei physiologischen Bündeln – dem AMB, dem PLB und dem IMB - bei einer Flexionsbewegung von 0° bis 90° [144]. Alle drei Bündel verloren dabei mit zunehmender Flexion an Länge.

Inderster et al. untersuchten die beiden Hauptbündel, das AMB und das PLB im Laufe einer Bewegung von der Vollextension bis hin zur Vollflexion [96]. Sie bestätigten, dass das PLB größere Längenänderungen im Laufe einer Flexionsbewegung zeigt als das AMB [96]. Das AMB zeigte eine Verkürzung von

0,7 mm, während die Länge des PLB 4,7 mm abnahm. Im Gegensatz zu der vorliegenden Untersuchung hat Inderster die Kreuzbänder nicht durchtrennt [96]. So musste eine physiologische Bewegung nicht aufgezeichnet und reproduziert werden, sondern konnte bei intakter Anatomie und unveränderter Kinematik durchgeführt werden.

Auch Li et al. bestätigten die größere femorotibiale Distanzänderung im Bereich des PLB verglichen mit dem AMB [119]. Demnach kommt es bei einer Flexionsbewegung bis 90° ausgehend von der Vollextension zu einer Längenabnahme des AMB um 7%. Die Länge des PLB verringert sich sogar um 14%. Die Tatsache, dass sich in der vorliegenden Studie die Distanz zwischen femorotibialen Bohrlochkombinationen des AMB weniger stark veränderte, als dies für PLB-Kombinationen der Fall ist, wird in den Studien von Friederich und O'Brien und von Sapega et al. unterstützt [56, 164]. Beide Arbeiten zum interligamentären Faserverhalten zeigten annähernde Isometrieverhältnisse in den deutlich anterior gelegenen Faseranteilen.

4.3.2 Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur

Es finden sich in der Literatur nur wenige Studien, die einen Vergleich der Ergebnisse zulassen. In den meisten Studien, die sich mit der intraartikulären Isometrie beschäftigen, wurde nicht auf die Bündelanatomie Rücksicht genommen.

In den Abbildungen 14 und 15 wurde das femorotibiale Distanzverhalten der vorliegenden Studie am Beispiel je einer AMB- und einer PLB-Kombination den Ergebnissen der Studie von Amis und Dawkins [4] gegenübergestellt.

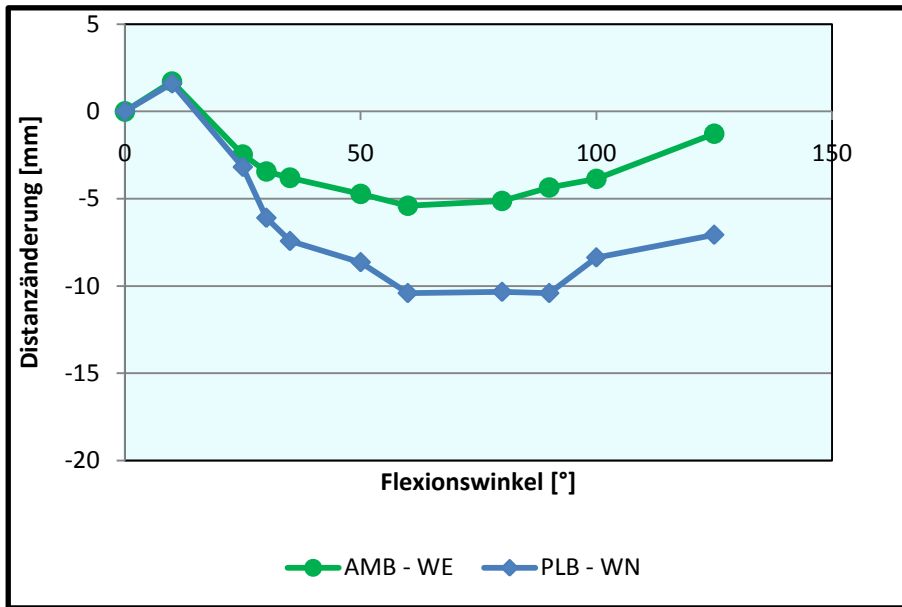


Abbildung 59
Distanzänderung einer Kombination des AMB und einer des PLB.

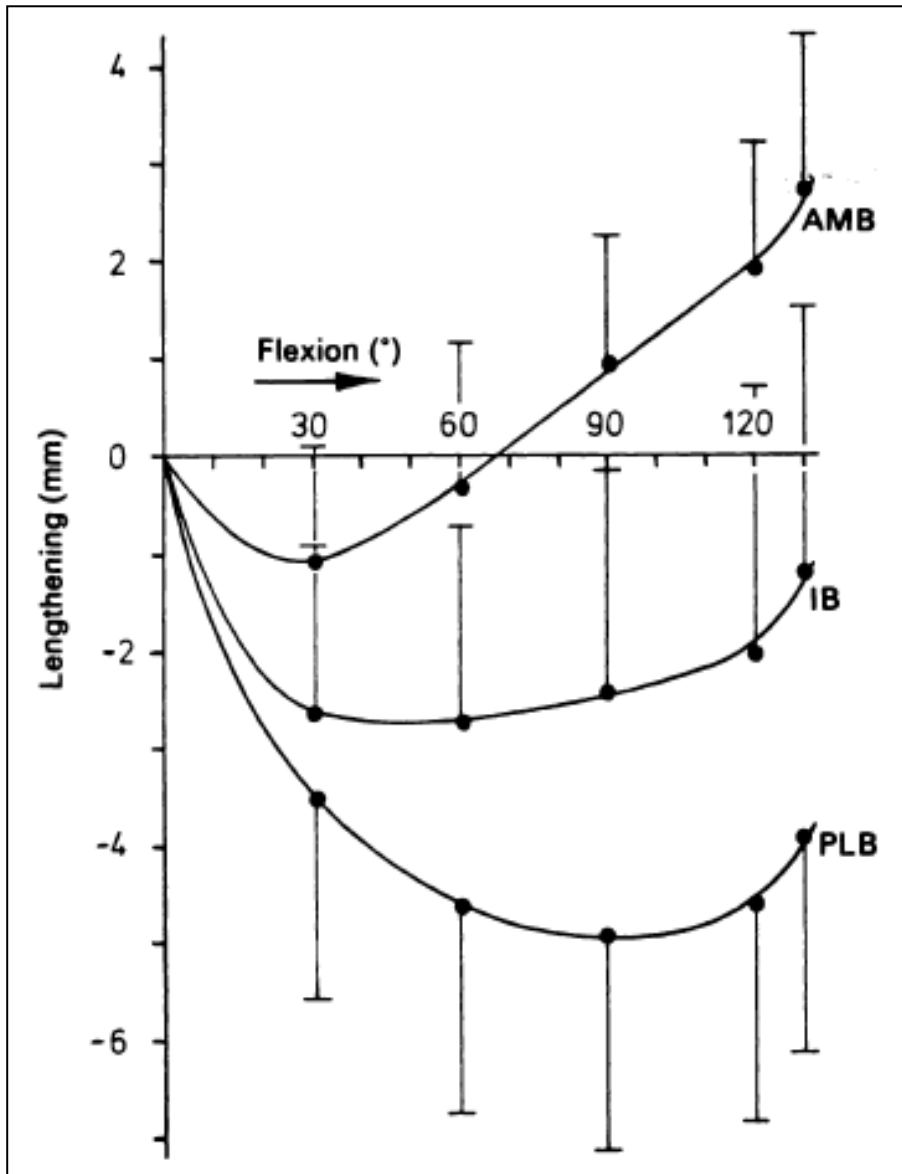


Abbildung 58
Distanzänderung in der Studie von Amis [4]. IB = Inter-mediäres Bündel.

Dabei fällt die Distanzzunahme bei 10° Flexion in den Ergebnissen der vorliegenden Studie auf. Diese Position wurde in der Studie von Amis übersprungen und konnte daher nicht nachgewiesen werden.

In der vorliegenden Studie hat die geringste femorotibiale Distanzänderung einer Bohrlochkombination im AMB einen Mittelwert von 10,3 mm. Unter den femorotibialen Kombinationen des PLB lag die geringste Distanzänderung im Mittel bei 14,4 mm. Verglichen mit den Studien von Amis und Dawkins und Inderster et al. [4, 96] sind dies deutlich größere Absolutwerte. Das Distanzverhalten im Verlauf einer Flexionsbewegung ist allerdings vergleichbar. Der Grund für die größeren Messwerte läßt sich anhand verschiedener Umstände erklären:

Im Vergleich mit anderen biomechanischen Studien wurden bei dieser Studie mögliche Bohrkanäle innerhalb der anatomischen Bündel-Insertionen verglichen. Die beiden Hauptbündel wurden dabei isoliert betrachtet. Auf eine mögliche isometrische Kombination zwischen einem tibialen Bohrloch in der Insertion des einen Bündels mit einem femoralen Bohrloch in der Ursprungsfläche des jeweils anderen Bündels wurde bewusst verzichtet. Diese würde nicht dem Anspruch der anatomischen Rekonstruktion entsprechen. Außerdem wurde auf Manipulation der Knochen wie bei der modifizierten Over-the-Top-Position verzichtet [128, 148, 151].

Ein weiterer Unterschied der vorliegenden Studie zu vorangegangenen vergleichbaren Messungen ist, dass die Messungen als Fadenversuch an beiden Kreuzbändern durchgeführt wurden. Es wurden also nach Aufzeichnung der Gelenkpositionen alle Weichteile entfernt. In der Literatur wurden Messungen beschrieben, bei denen lediglich das VKB durchtrennt wurde, während alle weiteren Anteile des Kapsel-Band-Apparates intakt blieben [4, 55, 65, 90, 96, 148, 168, 209]. Eine physiologische Kinematik war bei diesen Versuchen nicht mehr gewährleistet.

In der vorliegenden Studie wurden sämtliche Weichteile vor der Durchführung der Messungen entfernt. Die Fäden des Fadenmodells nahmen daher einen direkten intraartikulären Verlauf. Eine mögliche Torquierung der beiden Kreuzbänder bzw. der beiden Bündel blieb somit unberücksichtigt. Es wurde davon ausgegangen, dass bei physiologischen Verhältnissen die Fasern der Kreuzbänder, die unter Spannung stehen, einen nahezu direkten intraartikulären Verlauf nehmen. Diese Annahme wurde mir in einem ausführlichen Fachgespräch mit dem Vorstand der

Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität Herrn Prof. Dr.med. Dr. h.c. Reinhard Putz bestätigt [158].

4.3.2.1 Unabhängige Betrachtung der tibialen und femoralen Bohrlöcher

Diese Auswertungsmethode und ihre bildliche Darstellung in Balkendiagrammen erlauben einen einfachen Vergleich der durchschnittlichen Messwerte aller Kombinationen mit demselben femoralen Bohrloch eines Bündels. Dabei fällt auf, dass die durchschnittlichen Messwerte der femoralen Bohrkanäle deutlichere Unterschiede aufweisen als die tibialen Durchschnittswerte. Dies wird vor allem bei dem AMB deutlich. Das bestätigt die Aussagen in der Literatur, dass die Lokalisation des femoralen Bohrloches mehr Einfluss als die tibiale Bohrkanalplatzierung auf das Isometrieverhalten hat [3, 5, 6, 55, 65, 73, 84, 90, 128, 137, 168]. Im Folgenden sollen die Auswertungen, die sowohl die femoralen Positionen als auch die tibialen Insertionen unabhängig betrachten, diskutiert werden.

4.3.2.2 Femorale Bohrkanäle

Sowohl im AMB als auch im PLB zeigten die Kombinationen mit den femoralen Bohrlöchern N oder W die geringsten femorotibialen Distanzänderungen. Diese Bohrkanalpositionen entsprechen einer anterioren proximalen Platzierung innerhalb des anatomischen Bündelursprungs. Die Kombinationen mit den größten Distanzänderungen besitzen die jeweils gegenüberliegenden femoralen Bohrlöcher S oder E. Das bedeutet, dass sich Bohrkanalpositionen im posterioren, distalen Bereich des anatomischen Ursprungs negativ auf eine angestrebte Isometrie der femorotibialen Kombinationen auswirken.

Wie bereits erwähnt, finden sich in der Literatur keine Untersuchungen zu Bohrlochpositionen innerhalb der einzelnen anatomischen Bündelursprünge. Daher müssen Vergleiche mit Studien herangezogen werden, die die Anheftungsstellen des gesamten VKB untersucht haben.

Friederich und O'Brien untersuchten Positionen innerhalb des anatomischen Ursprungs [56]. Ein anterior-proximal gelegener Bohrkanal zeigte darin ebenfalls das günstigste Isometrieverhalten und bestätigt die Aussage der vorliegenden Studie.

In einem Reviewartikel [38] wurde auf die so genannte Transitionslinie verwiesen, die Friederich und O'Brien einföhrten [56]. Dabei wird ein Punkt auf dieser Linie beschrieben, der anatomisch gesehen anterior und superior liegt und somit mit den Ergebnissen dieser Studie übereinstimmt [38]. Kombinationen mit Bohrkanälen, die auf dieser Linie liegen, gelten als annähernd isometrisch. Abweichungen nach anterior oder posterior würden deutliche Längenänderungen des Transplantats hervorrufen. Auch Sapega et al. unterstrichen in seiner Studie die anteromedialen Bereiche als ideale Transplantatlage [164].

Im Gegensatz zu der vorliegenden Studie untersuchten sowohl Hefzy et al. als auch Sidles et al. nicht einzelne Bohrkanalpositionen, sondern entwarfen ideale Anheftungszone n anhand von computerunterstützten Studien [84, 172]:

Sidles et al. unterschieden bei der Wahl der idealen femoralen Transplantatpositionierung hinsichtlich der tibialen Position: Bei anterioren tibialen Bohrkanälen empfahlen sie femorale Bohrkanäle im tiefen Bereich der Fossa intercondylaris [172]. Bei einem Vergleich mit den hier vorliegenden Ergebnissen muss auf die unterschiedliche Nomenklatur geachtet werden. Aufgrund des Winkels, den die Fossa intercondylaris mit der Longitudinalachse des Körpers bildet, liegt der von Sidles et al. beschriebene Bereich in etwa auf der oben beschriebenen Transitionslinie. Anatomisch ausgedrückt liegt er superior. Allerdings stimmt die Aussage nicht mit dem Bohrloch W dieser Studie überein. Für zentrale tibiale Insertionen empfahlen Sidles et al., femorale Bohrkanäle näher an das Dach der Fossa intercondylaris zu platzieren. In seinen computergestützten Untersuchungen gingen Sidles et al. allerdings weder auf eine mögliche Zwei-Bündel-Rekonstruktion noch auf eine Ein-Bündel-Technik ein.

Auch Hefzy et al. beschrieben eine so genannte isometrische Zone [84]. VKB-Transplantate mit femoralen Bohrlöchern in diesem Bereich würden eine maximale Distanzänderung von 2 mm aufweisen. Hefzy et al. unterschieden dabei auch bezüglich des Bewegungsumfangs. Während diese Zone bei Bewegungen von 0° bis 60° Flexion noch großflächig ist, verkleinert sie sich bei einer Bewegung über den vollen Flexionsumfang. Die Isometriezone von Hefzy et al. liegt ebenfalls im Bereich der Transitionslinie. Die Ergebnisse dieser Studie bestätigten diese Zone im anterior superioren Bereich. Allerdings widersprechen die vorliegenden Ergebnisse der Ausbreitung dieser Zone bis in deutlich distale Bereiche.

4.3.2.3 Tibiale Bohrkanäle

Für beide VKB-Bündel, das AMB und das PLB, zeigten die Kombinationen mit dem tibialen Bohrloch E die geringste Distanzänderung. Der folgerichtige Rückschluss, dass die gegenüberliegende Position W sich deutlich schlechter auf das Distanzverhalten auswirkt, wurde durch die Auswertung bestätigt. Die in antero-posteriorer Richtung verlaufenden Bohrkanäle C, S und N zeigten keine signifikanten Unterschiede. Das Bohrloch E entspricht einem medial, in anteriorer-posteriorer Richtung zentral gelegenem Bohrkanal innerhalb der anatomischen Ansatzzone des jeweiligen Bündels.

Zum Vergleich mit Ergebnissen aus vorangegangenen Studien muss die Lage der Bohrkanäle innerhalb des gesamten Ansatzes des VKB betrachtet werden: Der Bohrkanal E des AMB liegt im medialen Bereich des AMB-Ansatzes und damit im anteromedialen Bereich des gesamten Ansatzbereiches des VKB auf dem Tibiaplateau; der Bohrkanal E des PLB im posteromedialen Bereich.

Das Ergebnis der vorliegenden Arbeit wird durch Vergleich mit vorangegangenen Studien zur isometrischen Bohrkanalpositionierung bestätigt. Allerdings wurde dabei die Bündelanatomie außer Acht gelassen haben [3, 55, 56, 90, 151].

Friederich und O'Brien schilderten in Korrelation zum femoralen Ursprung des VKB auch eine tibiale Transitionslinie [56]. Diese verläuft entlang des anterioren Randes der tibialen Insertionszone des VKB. Der von Friederich und O'Brien beschriebene „isometrische Punkt“ liegt dabei nicht genau mittig auf dieser Linie sondern etwas medial davon. Allerdings ist seine Lage nicht absolut identisch mit dem in dieser Studie untersuchten Punkt E, der medial der Linie liegt.

In der Literatur finden sich hingegen auch Arbeiten, die mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie nicht vereinbar sind. Muneta et al. beschrieben den Mittelpunkt der VKB-Insertion als ideale Bohrlochposition, um eine annähernde femorotibiale Isometrie zu erreichen [137]. Allerdings muss dabei betont werden, dass in der Studie von Muneta et al. lediglich zwei tibiale Bohrlochkanäle miteinander verglichen wurden. In derselben Studie untersuchten Muneta et al. auch das Spannungsverhalten eines möglichen Transplantats [137]. Dabei stellte sich heraus, dass ein VKB-Transplantat mit einem antero-medial gelegenen Bohrkanal auf dem Tibiaplateau die geringsten Spannungsunterschiede aufweist. In der Annahme, dass

die Spannungsänderung im VKB direkt mit der Distanzänderung der femoralen und tibialen Insertionsstellen korreliert, stimmt die Aussage mit dieser Studie überein.

Schutzer et al. setzten drei mögliche tibiale Bohrkanalpositionen zueinander in Relation [168]. Im Gegensatz zur vorliegenden Studie zeigte auch hier der anatomische Mittelpunkt der Tibiainsertion das beste Isometrieverhalten. Wie alle vorangegangenen Untersuchungen respektierten Schutzer et al. die Anatomie der zwei physiologisch selbstständigen Bündel nicht. Außerdem untersuchten sie lediglich drei in sagittaler Richtung liegende tibiale Bohrkanäle. Etwaige Vorteile medialer oder lateraler Bohrlochplatzierungen blieben dabei unerkannt.

4.4 Limitationen der Studie

In Zusammenschau sämtlicher Befunde sowie nach dem Vergleich mit vorausgegangenen biomechanischen Studien muss neben den bereits oben genannten Vorteilen dieser Studie auf die Limitationen eingegangen werden:

Diese Studie wurde als biomechanische Studie geplant. Eine anatomische Untersuchung der Insertionsflächen und möglicher Bohrkanäle ist lediglich an einem Kadaverpräparat möglich. Daher fehlen die Muskelkräfte, die physiologischer Weise auf das Kniegelenk und seinen Kapsel-Band-Apparat wirken. In der vorliegenden Studie wurde die Flexionsbewegung am intakten Präparat durchgeführt. Auf künstlich angelegte Kräfte wurde bewusst verzichtet. Eine imitierte Kraft würde nicht der natürlichen Physiologie entsprechen. Daher wurde diese Studie als biomechanisch-anatomische Studie durchgeführt. Sicherlich würden Messungen unter physiologischer Belastung im Computermodell oder intraoperativ Auswirkungen auf die Messergebnisse haben. Ein Vergleich von 25 Kombinationen wäre in diesem Falle jedoch unmöglich. Bei Betrachtung der Ergebnisse muss darauf Rücksicht genommen werden, dass sämtliche Messungen ohne imitierte Muskelkräfte durchgeführt wurden. Ein Vergleich der Ergebnisse untereinander ist demnach möglich und aussagekräftig.

Bei dem Versuchsaufbau wurde – wie oben beschrieben – vor allem auf die Reproduzierbarkeit der verschiedenen Positionen des Kniegelenkes Wert gelegt. Verglichen mit Studien, die einen Roboterarm verwenden [101, 130, 139, 196], kann die Versuchsanordnung nicht dieselbe Genauigkeit garantieren. Während der Roboter Positionen auf 0,2 mm genau reproduzieren konnte [139], ließ der Versuchsaufbau

dieser Studie eine Reproduktion der Stellgelenke auf 1 mm zu. Das Ziel dieser Studie war es jedoch mögliche Kombinationen untereinander zu vergleichen. Der Absolutwert der jeweiligen Messungen spielte daher eine untergeordnete Rolle. Der hier vorliegende Versuchsaufbau wies bei deutlich geringeren Kosten eine suffiziente Genauigkeit auf. Nachteil der hier vorliegenden Apparatur war, dass lediglich eine definierte Anzahl an Positionen vermessen werden konnte. Eine kontinuierliche Messung wäre nur mittels Roboterarm möglich. In der Zusammenschau müssen die Limitationen der vorliegenden Studie eingeräumt werden. Man kann davon ausgehen, dass diese Limitationen sich jedoch bei jeder Messung im gleichen Maße auswirken. Ein Vergleich der Daten ist daher zulässig.

4.5 Bedeutung für die chirurgische Rekonstruktion des VKB

Die vorliegende Studie unterscheidet sich von vorangegangenen Untersuchungen der femorotibialen Distanzmessungen durch die Berücksichtigung der physiologischen Bündelanatomie. Keine vorangegangene Studie untersuchte mögliche Bohrkanäle innerhalb der anatomischen Insertionszonen und unter differenzierter Betrachtung der Bündelanatomie. Dabei wird sowohl der Trend zur Rekonstruktion der beiden funktionellen Bündel als auch der Vorteil einer anatomischen Rekonstruktion berücksichtigt. Aufgrund dieser Kriterien können die vorliegenden Messergebnisse als Empfehlung für Chirurgen zur Platzierung der vier Bohrkanäle einer anatomischen Zwei-Bündel-Rekonstruktion des VKB interpretiert werden.

Allerdings muss darauf hingewiesen werden, dass in dieser biomechanischen Studie ausschließlich das femorotibiale Distanzverhalten zwischen zwei möglichen Bohrkanalpositionen untersucht wurde. Weitere biomechanische und chirurgische Kriterien für die Wahl der Bohrkanalplatzierungen wurden in der vorliegenden Studie nicht untersucht.

Anstatt der hier beschriebenen tibialen W-Position, also einer zentromedialen Bohrlochplatzierung für beide Bündel, wird in der Literatur eine posteromediale bzw. posteriore Position empfohlen [2, 48].

Edwards et al. rieten dabei lediglich 1 mm vom Mittelpunkt der anatomischen Insertionsfläche abzuweichen [48]. Durch eine zu anteriore Bohrkanalposition auf dem Tibiaplateau käme es zu einem so genannten Transplantatimpingement. In

diesem Falle würde das Transplantat bei Extension des Kniegelenkes am Dach der Fossa intercondylaris anstoßen und so eine Vollextension verhindern [3, 91]. Der Bewegungsumfang wäre demnach eingeschränkt. Andere Operateure empfehlen daher, die tibialen Bohrkanäle in die Mittelpunkte der Bündelinsertionen setzen [136, 201]. Ein mögliches Impingement des Transplantats, sowie die Bewegungseinschränkung konnte mit Hilfe der Fadenmethode dieser Studie nicht untersucht werden.

Deutlichere Unterschiede gibt es bei der Wahl der femoralen Bohrkanäle. Häufig wurde für das AMB die oben beschriebene Over-the-Top-Position, beziehungsweise deren modifizierte Variante gewählt [3, 136]. Diese liegt außerhalb des anatomischen Ursprungs und wurde daher in der vorliegenden Studie nicht untersucht.

Diese Studie empfiehlt eine anteriore, superiore Bohrlochplatzierung für beide Bündel. Für das AMB entspricht dies einer Position, die etwas anterior der Over-the-Top-Position liegt. Die Interpretation der vorliegenden Ergebnisse empfiehlt ein anterior superior liegendes Bohrloch für das PLB. Diese Position wird von einigen Operateuren bestätigt [12, 22, 23, 32, 35, 49, 106, 120, 136, 201]. In Abbildung 58 werden die hier empfohlenen Bohrkanalpositionen schematisch anhand eines rechten Femurs dargestellt.

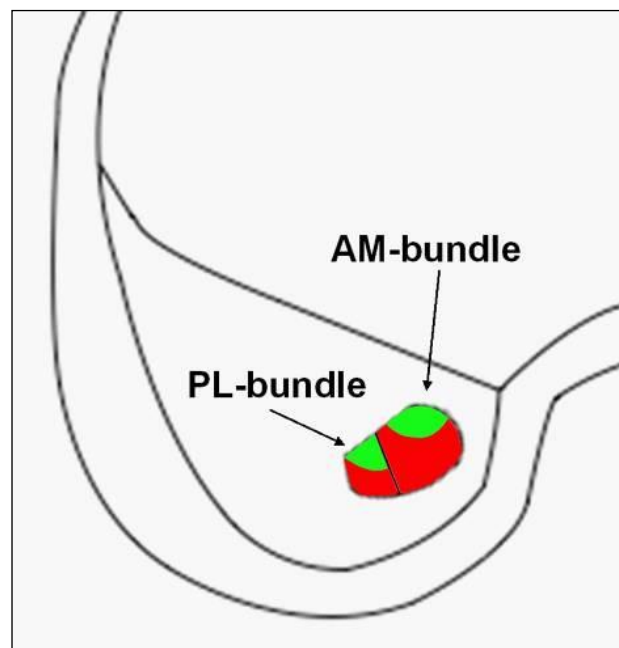


Abbildung 60
Empfohlene femorale Bohrkanalpositionen für das AMB und das PLB des VKB.

Wie aus dieser Abbildung hervorgeht werden keine absoluten Werte genannt. Das heißt, die Empfehlung orientiert sich ausschließlich an der anatomischen Ursprungsfläche. Damit wird diese Studie ihrem Ziel gerecht, eine mögliche Bohrkanaalposition an der individuellen Anatomie auszurichten.

4.6 Weitere Einflussfaktoren einer erfolgreichen VKB-Rekonstruktion

Abschließend muss daraufhin gewiesen werden, dass nicht allein die Bohrkanaalplatzierung eines VKB-Transplantats für ein zufriedenstellendes Operationsergebnis und für das Verhindern eines Transplantatversagens ursächlich ist.

Neben der Bohrkanaalplatzierung sollen hier einige Faktoren genannt werden, die maßgeblichen Einfluss auf die Stabilität des VKB-transplantierten Kniegelenks und das Langzeit-Operationsergebnis verantwortlich sind:

Für eine stabile Verankerung der beiden Bündeltransplantate ist eine starke Knochenbrücke zwischen den jeweiligen Bohrkanaälen entscheidend [2]. Die vorliegende Studie beschränkte sich auf Bohrkanaäle mit einem Durchmesser von 1,6 mm, da Messfäden zur Messung des femorotibialen Distanzverhaltens dienten. Bei der VKB-Ersatz-Plastik müssen allerdings deutlich größere Bohrkanaäle angelegt werden. In der von Lorenz et al. beschriebenen Operationstechnik misst der Kanal für das PLB 5 mm, der für das AMB 7 mm [120]. Um ein Einbrechen der beiden Bohrkanaäle zu vermeiden, empfehlen Operationsbeschreibungen in der Literatur, diese jeweils nicht parallel anzulegen [12, 22, 32]. Bellier et al. fordert daher zwei Bohrkanaäle, die in allen drei Ebenen divergieren [12]. Extraartikulär sollten nach Brucker et al. die Eintrittsstellen der tibialen Bohrkanaäle mit einem Mindestabstand von 1,0 cm bis 1,5 cm gewählt werden [22]. Intraartikulär ist auf eine Knochenbrücke von mindestens 2 mm zu achten [32].

Die Art der Fixierung des VKB-Transplantats ist Mittelpunkt zahlreicher Studien [22, 23, 120, 190]. Wie oben beschrieben verhindert eine gelenksnahe Fixierung mit Interferenzschrauben eine sogenannte Tunnelerweiterung.

Die hier beschriebenen Faktoren sind Grundlage für eine suffiziente VKB-Chirurgie. Mit der vorliegenden Studie konnte für die „Positionierung der Bohrkanaäle“ bei der Zwei-Bündel-Methode eine Empfehlung aufgrund des intraartikulären Längen-

verhaltens abgegeben werden. Die übrigen Faktoren wurden dabei nicht berücksichtigt.

In einer Graphik von Woo et al. wird die Notwendigkeit einer optimalen Bohrkanalpositionierung unter übrigen Faktoren eingereiht (Abbildung 59); dabei wird deren Bedeutung deutlich [196].



Abbildung 61
Darstellung der Faktoren für eine suffiziente Versorgung einer VKB-Ruptur.
Aus [196].

5 Zusammenfassung

Das VKB stellt in der Kinematik des menschlichen Kniegelenks gemeinsam mit dem HKB den mittleren Stabilisatorenkomplex dar. Die Kreuzbänder bilden so das Kernstück der Kinematik des menschlichen Kniegelenks. Eine Ruptur des VKB führt daher zu massiven Einschränkungen der physiologischen Bewegung und zu einer Instabilität des Kniegelenks.

Das VKB entspringt und inseriert breitbasig an Femur und Tibia. Es lässt sich in zwei funktionelle Faserbündel, das AMB und das PLB, unterteilen. Aufgrund des unterschiedlichen anatomischen Verlaufs der beiden Bündel ist nachvollziehbar, dass jedes Bündel verschiedene Funktionen je nach Kniegelenksposition übernimmt.

Die funktionelle Bedeutung der beiden Bündel wird bei der anatomischen Rekonstruktion des VKB in der so genannten anatomischen VKB-Rekonstruktion in Zwei-Bündel-Technik berücksichtigt. Dabei werden zwei unterschiedliche Sehnen-Transplantate in das Gelenk mit Hilfe von insgesamt vier Bohrkanälen implantiert.

Ziel der vorliegenden Studie war es, innerhalb der anatomischen Bündelinsertionen Bohrkanalpositionen für diese Operations-Technik zu beschreiben, die eine möglichst geringe Distanzänderung zwischen femoraler und tibialer Insertion während einer physiologischen Flexion aufweisen. Durch die Berücksichtigung einer anatomischen Bohrkanallokalisierung für eine Zwei-Bündel-VKB-Rekonstruktion unterscheidet sich die vorliegende biomechanische Studie von sämtlichen vorangegangenen Studien.

Für die Untersuchung wurden sieben frische Kniegelenkspräparate in eine Versuchsapparatur fixiert. Mit Hilfe dieser Apparatur konnten unterschiedliche Flexionsgrade des Kniegelenkes eingestellt und genau reproduziert werden. Nach Darstellung des VKB und seiner Bündel wurden die Insertionsstellen des AMB und des PLB präpariert; sämtliche Weichteile wurden entfernt.

Mit Hilfe von Fäden, die mögliche femorale und tibiale Bohrkanalpositionen miteinander verbanden, konnte das intraartikuläre Distanzverhalten möglicher Bohrkanalpositionen untersucht werden. Es wurden für jedes Bündel fünf standardisierte femorale Bohrkanäle sowie fünf tibiale Bohrkanäle untersucht. Die Messergebnisse aller Kombinationen wurden für jedes Bündel unabhängig von

einander ausgewertet. Dabei konnte keine isometrische Kombination beschrieben werden.

Für beide Bündel – das AMB und auch das PLB – ist ein innerhalb der femoralen Insertionszone des jeweiligen Bündels antero-superior gelegener Bohrkanaal empfehlenswert. Hier zeigten die Messungen mit dem Fadenmodell die geringsten intraartikulären Distanzänderungen im Verlauf einer physiologischen Flexion. Verglichen mit einem Bohrkanaal im anatomischen Zentrum der femoralen Bündelinsertionen fanden sich signifikant geringere Distanzänderungen, für das AMB wie auch das PLB.

Bei der Verwendung eines medial gelegenen Bohrkanals innerhalb der tibialen Ansatzzonen, sowohl für das AMB als auch das PLB, zeigte sich die geringste Distanzänderung. Für das AMB zeigte diese Position eine signifikant geringere Distanzänderung verglichen mit dem anatomischen Bündelmittelpunkt; für das PLB fanden sich hoch signifikante Unterschiede.

Aufgrund dieser Ergebnisse wird für die anatomische Rekonstruktion des VKB in Zwei-Bündel-Technik femoral jeweils eine antero-superiorer Position innerhalb des jeweiligen Bündelursprungs empfohlen. Tibial empfiehlt sich dementsprechend eine medial gelegene Bohrkanaalposition.

6 Literaturangaben

1. Adachi, N., Ochi, M., Uchio, Y., Iwasa, J., Kuriwaka, M., and Ito, Y., *Reconstruction of the anterior cruciate ligament. Single- versus double-bundle multistranded hamstring tendons*. J Bone Joint Surg Br, 2004. **86**(4): p. 515-20.
2. Aglietti, P., Cuomo, P., Giron, F., and Boerger, T. O., *Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Surgical Technique*. Oper Tech Orthop, 2005. **15**: p. 111-115.
3. Amis, A. A., Beynnon, B., Blankevoort, L., Chambat, P., Christel, P., Durselen, L., Friederich, N., Grood, E., Hertel, P., Jakob, R., and Et Al., *Proceedings of the ESSKA Scientific Workshop on Reconstruction of the Anterior and Posterior Cruciate Ligaments*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1994. **2**(3): p. 124-32.
4. Amis, A. A. and Dawkins, G. P., *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.
5. Amis, A. A. and Jakob, R. P., *Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1998. **6 Suppl 1**: p. S2-12.
6. Amis, A. A. and Zavras, T. D., *Isometricity and graft placement during anterior cruciate ligament reconstruction*. The Knee, 1995. **2**: p. 5-17.
7. Andersen, H. N. and Dyhre-Poulsen, P., *The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1997. **5**(3): p. 145-9.
8. Arms, S. W., Pope, M. H., Johnson, R. J., Fischer, R. A., Arvidsson, I., and Eriksson, E., *The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction*. Am J Sports Med, 1984. **12**(1): p. 8-18.
9. Arnoczky, S. P., *Anatomy of the anterior cruciate ligament*. Clin Orthop Relat Res, 1983(172): p. 19-25.
10. Bach, J. M., Hull, M. L., and Patterson, H. A., *Direct measurement of strain in the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament*. J Biomech, 1997. **30**(3): p. 281-3.
11. Beasley, L. S., Weiland, D. E., Vidal, A. F., Chhabra, A., Herzka, A. S., Feng, M. T., and West, R. V., *Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Literature Review of the Anatomy, Biomechanics, Surgical Considerations, and Clinical Outcomes*. Oper Tech Orthop, 2005. **15**: p. 5-19.
12. Bellier, G., Christel, P., Colombet, P., Djian, P., Franceschi, J. P., and Sbihi, A., *Double-stranded hamstring graft for anterior cruciate ligament reconstruction*. Arthroscopy, 2004. **20**(8): p. 890-4.
13. Bernard, M. and Hertel, P., *[Intraoperative and postoperative insertion control of anterior cruciate ligament-plasty. A radiologic measuring method (quadrant method)]*. Unfallchirurg, 1996. **99**(5): p. 332-40.
14. Bernard, M., Hertel, P., Hornung, H., and Cierpinski, T., *Femoral insertion of the ACL. Radiographic quadrant method*. Am J Knee Surg, 1997. **10**(1): p. 14-21; discussion 21-2.
15. Beynnon, B. D. and Amis, A. A., *In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1998. **6 Suppl 1**: p. S70-6.
16. Bircher, E., *Die Arthroendoskopie*. Zbl. Chir., 1921. **48**: p. 1460 - 1.
17. Bjordal, J. M., Arnly, F., Hannestad, B., and Strand, T., *Epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in soccer*. Am J Sports Med, 1997. **25**(3): p. 341-5.
18. Bonnet, A., *Traité des maladies des articulations, vol. 1 & 2*. 1845, Paris: Baillière.

19. Borner, M., Huber, H., and Mattheck, C., [*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.
20. Börner, M., Huber, H., and Mattheck, C., [*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.
21. Brantigan, O. C. and Voshell, A. F., *The mechanics of the ligaments and menisci of the knee joint*. *J Bone Joint Surg Am*, 1941. **23**: p. 44-66.
22. Brucker, P. U., Lorenz, S., and Imhoff, A. B., *Anatomic Fixation in Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*. *Oper Tech Orthop*, 2005. **15**: p. 135-139.
23. Brucker, P. U., Lorenz, S., and Imhoff, A. B., *Aperture fixation in arthroscopic anterior cruciate ligament double-bundle reconstruction*. *Arthroscopy*, 2006. **22**(11): p. 1250 e1-6.
24. Bruckner, H., [*A new method for plastic surgery of cruciate ligaments*]. *Chirurg*, 1966. **37**(9): p. 413-4.
25. Bundesamt, S. *Verstauchung und Zerrung des Kniegelenkes mit Beteiligung des (vorderen) / (hinteren) Kreuzbandes*. Gesundheitsberichterstattung des Bundes 2009 [cited 2009 17.02.2009]; Available from: www.gbe-bund.de.
26. Buoncristiani, A. M., Tjoumakaris, F. P., Starman, J. S., Ferretti, M., and Fu, F. H., *Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction*. *Arthroscopy*, 2006. **22**(9): p. 1000-6.
27. Busam, M. L., Rue, J. P., and Bach, B. R., Jr., *Fresh-frozen allograft anterior cruciate ligament reconstruction*. *Clin Sports Med*, 2007. **26**(4): p. 607-23.
28. Butler, D. L., Noyes, F. R., and Grood, E. S., *Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study*. *J Bone Joint Surg Am*, 1980. **62**(2): p. 259-70.
29. Bylski-Austrow, D. I., Grood, E. S., Hefzy, M. S., Holden, J. P., and Butler, D. L., *Anterior cruciate ligament replacements: a mechanical study of femoral attachment location, flexion angle at tensioning, and initial tension*. *J Orthop Res*, 1990. **8**(4): p. 522-31.
30. Cha, P. S., Brucker, P. U., West, R. V., Zelle, B. A., Yagi, M., Kurosaka, M., and Fu, F. H., *Arthroscopic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: an anatomic approach*. *Arthroscopy*, 2005. **21**(10): p. 1275.
31. Chhabra, A., Starman, J. S., Ferretti, M., Vidal, A. F., Zantop, T., and Fu, F. H., *Anatomic, radiographic, biomechanical, and kinematic evaluation of the anterior cruciate ligament and its two functional bundles*. *J Bone Joint Surg Am*, 2006. **88 Suppl 4**: p. 2-10.
32. Christel, P., Franceschi, J. P., Sbihi, A., Colombet, P., Djian, P., and Bellier, G., *Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: The French Experience*. *Oper Tech Orthop*, 2005. **15**: p. 103-110.
33. Clark, J. M. and Sidles, J. A., *The interrelation of fiber bundles in the anterior cruciate ligament*. *J Orthop Res*, 1990. **8**(2): p. 180-8.
34. Colombet, P., Robinson, J., Christel, P., Franceschi, J. P., Djian, P., Bellier, G., and Sbihi, A., *Morphology of anterior cruciate ligament attachments for anatomic reconstruction: a cadaveric dissection and radiographic study*. *Arthroscopy*, 2006. **22**(9): p. 984-92.
35. Colombet, P., Robinson, J., Jambou, S., Allard, M., Bousquet, V., and De Lavigne, C., *Two-bundle, four-tunnel anterior cruciate ligament reconstruction*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2006. **14**(7): p. 629-36.

36. Cooper, D. E., Urrea, L., and Small, J., *Factors affecting isometry of endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction: the effect of guide offset and rotation*. Arthroscopy, 1998. **14**(2): p. 164-70.
37. Crawford, C., Nyland, J., Landes, S., Jackson, R., Chang, H. C., Nawab, A., and Caborn, D. N., *Anatomic double bundle ACL reconstruction: a literature review*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2007. **15**(8): p. 946-64; discussion 945.
38. Csizy, M. and Friederich, N. F., [*Bore canal site in surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament. Position--placement errors--anatomic measurement*]. Orthopade, 2002. **31**(8): p. 741-50.
39. Dandy, D. J., *Historical overview of operations for anterior cruciate ligament rupture*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1996. **3**(4): p. 256-61.
40. Dandy, D. J., Flanagan, J. P., and Steenmeyer, V., *Arthroscopy and the management of the ruptured anterior cruciate ligament*. Clin Orthop Relat Res, 1982(167): p. 43-9.
41. Defrate, L. E., Papannagari, R., Gill, T. J., Moses, J. M., Pathare, N. P., and Li, G., *The 6 degrees of freedom kinematics of the knee after anterior cruciate ligament deficiency: an in vivo imaging analysis*. Am J Sports Med, 2006. **34**(8): p. 1240-6.
42. Dienst, M., Burks, R. T., and Greis, P. E., *Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament*. Orthop Clin North Am, 2002. **33**(4): p. 605-20, v.
43. Dodds, J. A. and Arnoczky, S. P., *Anatomy of the anterior cruciate ligament: a blueprint for repair and reconstruction*. Arthroscopy, 1994. **10**(2): p. 132-9.
44. Dorlot, J. M., Christel, P., Meunier, A., Sedel, L., and Witvoet, J., [*Analysis of the mechanical function of the cruciate ligaments in antero-posterior knee laxity. An in vitro study*]. Int Orthop, 1983. **7**(2): p. 91-7.
45. Duthon, V. B., Barea, C., Abrassart, S., Fasel, J. H., Fritschy, D., and Menetrey, J., *Anatomy of the anterior cruciate ligament*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. **14**(3): p. 204-13.
46. Dyhre-Poulsen, P. and Krogsgaard, M. R., *Muscular reflexes elicited by electrical stimulation of the anterior cruciate ligament in humans*. J Appl Physiol, 2000. **89**(6): p. 2191-5.
47. Eberhardt, C., Jager, A., Schwetlick, G., and Rauschmann, M. A., [*History of surgery of the anterior cruciate ligament*]. Orthopade, 2002. **31**(8): p. 702-9.
48. Edwards, A., Bull, A. M., and Amis, A. A., *The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament: Part 1: tibial attachment*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2007. **15**(12): p. 1414-21.
49. Edwards, A., Bull, A. M., and Amis, A. A., *The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament. Part 2: femoral attachment*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2008. **16**(1): p. 29-36.
50. Emerson, R. J., *Basketball knee injuries and the anterior cruciate ligament*. Clin Sports Med, 1993. **12**(2): p. 317-28.
51. Fayad, L. M., Rosenthal, E. H., Morrison, W. B., and Carrino, J. A., *Anterior cruciate ligament volume: analysis of gender differences*. J Magn Reson Imaging, 2008. **27**(1): p. 218-23.
52. Ferretti, M., Ekdahl, M., Shen, W., and Fu, F. H., *Osseous landmarks of the femoral attachment of the anterior cruciate ligament: an anatomic study*. Arthroscopy, 2007. **23**(11): p. 1218-25.
53. Ferretti, M., Levicoff, E. A., Macpherson, T. A., Moreland, M. S., Cohen, M., and Fu, F. H., *The fetal anterior cruciate ligament: an anatomic and histologic study*. Arthroscopy, 2007. **23**(3): p. 278-83.
54. Fink, C., Hoser, C., and Rupp, S., *VKB-Plastik: Positionierung des Transplantats*. Arthroskopie, 2005. **18**(1): p. 15 - 20.

55. Fleming, B., Beynnon, B. D., Johnson, R. J., Mcleod, W. D., and Pope, M. H., *Isometric versus tension measurements. A comparison for the reconstruction of the anterior cruciate ligament.* Am J Sports Med, 1993. **21**(1): p. 82-8.
56. Friederich, N. F. and O'brien, W. R., *Zur funktionellen Anatomie der Kreuzbänder*, in *Kniegelenk und Kreuzbänder*, Jakob R.P., S. H. U., Editor. 1990, Springer Verlag: Berlin. p. 80 - 95.
57. Friederich, N. F. and O'brien, W. R., *Functional anatomy of the cruciate ligaments.* In: *Jakob R.P., Stäubli H.U. (eds) The Knee And The Cruciate Ligaments.* Springer, Berlin Heidelberg New York. 1992.
58. Fromm, B. and Kummer, W., *Nerve supply of anterior cruciate ligaments and of cryopreserved anterior cruciate ligament allografts: a new method for the differentiation of the nervous tissues.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1994. **2**(2): p. 118-22.
59. Fu, F. H., *The clock-face reference: simple but nonanatomic.* Arthroscopy, 2008. **24**(12): p. 1433; author reply 1434.
60. Fu, F. H., Bennett, C. H., Lattermann, C., and Ma, C. B., *Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part 1: Biology and biomechanics of reconstruction.* Am J Sports Med, 1999. **27**(6): p. 821-30.
61. Fu, F. H. and Musahl, V., *Review Article: The future of knee ligament surgery.* J Orthop Surg (Hong Kong), 2001. **9**(2): p. 77-80.
62. Fu, F. H., Shen, W., Starman, J. S., Okeke, N., and Irrgang, J. J., *Primary Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Preliminary 2-Year Prospective Study.* Am J Sports Med, 2008.
63. Fu, F. H., Shen, W., Starman, J. S., Okeke, N., and Irrgang, J. J., *Primary anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a preliminary 2-year prospective study.* Am J Sports Med, 2008. **36**(7): p. 1263-74.
64. Fukubayashi, T., Torzilli, P. A., Sherman, M. F., and Warren, R. F., *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.
65. Furia, J. P., Lintner, D. M., Saiz, P., Kohl, H. W., and Noble, P., *Isometry measurements in the knee with the anterior cruciate ligament intact, sectioned, and reconstructed.* Am J Sports Med, 1997. **25**(3): p. 346-52.
66. Furman, W., Marshall, J. L., and Girgis, F. G., *The anterior cruciate ligament. A functional analysis based on postmortem studies.* J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(2): p. 179-85.
67. 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.
68. Gabriel, M. T., Wong, E. K., Woo, S. L., Yagi, M., and Debski, R. E., *Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads.* J Orthop Res, 2004. **22**(1): p. 85-9.
69. Galway, H. R. and Macintosh, D. L., *The lateral pivot shift: a symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency.* Clin Orthop Relat Res, 1980(147): p. 45-50.
70. Galway, R. D., *The pivot-shift syndrome.* J Bone Joint Surg Br, 1972. **54 - B**: p. 558.
71. Girgis, F. G., Marshall, J. L., and Monajem, A., *The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis.* Clin Orthop Relat Res, 1975(106): p. 216-31.
72. Giron, F., Buzzi, R., and Aglietti, P., *Femoral tunnel position in anterior cruciate ligament reconstruction using three techniques. A cadaver study.* Arthroscopy, 1999. **15**(7): p. 750-6.

73. Giron, F., Cuomo, P., Aglietti, P., Bull, A. M., and Amis, A. A., *Femoral attachment of the anterior cruciate ligament*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2006. **14**(3): p. 250-6.
74. Goldblatt, J. P., Fitzsimmons, S. E., Balk, E., and Richmond, J. C., *Reconstruction of the anterior cruciate ligament: meta-analysis of patellar tendon versus hamstring tendon autograft*. *Arthroscopy*, 2005. **21**(7): p. 791-803.
75. Goodfellow, J. and O'connor, J., *The mechanics of the knee and prosthesis design*. *J Bone Joint Surg Br*, 1978. **60-B**(3): p. 358-69.
76. Graf, B., *Isometric placement of substitutes for the anterior cruciate ligament*, in *The Anterior Cruciate Deficient Knee.*, Jackson, D. and Drez, D., Editors. 1987, CV Mosby Company: St. Louis. p. 102 - 113.
77. Groves, H., *Operation for repair of the crucial ligaments*. *Lancet*, 1917. **II**: p. 674 - 675.
78. Halata, Z. and Haus, J., *The ultrastructure of sensory nerve endings in human anterior cruciate ligament*. *Anat Embryol (Berl)*, 1989. **179**(5): p. 415-21.
79. Hame, S. L., Oakes, D. A., and Markolf, K. L., *Injury to the anterior cruciate ligament during alpine skiing: a biomechanical analysis of tibial torque and knee flexion angle*. *Am J Sports Med*, 2002. **30**(4): p. 537-40.
80. Hara, K., Arai, Y., Ohta, M., Minami, G., Urade, H., Hirai, N., Watanabe, N., and Kubo, T., *A new double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using the posteromedial portal technique with hamstrings*. *Arthroscopy*, 2005. **21**(10): p. 1274.
81. Harmon, K. G. and Ireland, M. L., *Gender differences in noncontact anterior cruciate ligament injuries*. *Clin Sports Med*, 2000. **19**(2): p. 287-302.
82. Harner, C. D., Baek, G. H., Vogrin, T. M., Carlin, G. J., Kashiwaguchi, S., and Woo, S. L., *Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions*. *Arthroscopy*, 1999. **15**(7): p. 741-9.
83. Haus, J. and Halata, Z., *Innervation of the anterior cruciate ligament*. *Int Orthop*, 1990. **14**(3): p. 293-6.
84. Hefzy, M. S., Grood, E. S., and Noyes, F. R., *Factors affecting the region of most isometric femoral attachments. Part II: The anterior cruciate ligament*. *Am J Sports Med*, 1989. **17**(2): p. 208-16.
85. Hertel, P. and Schweiberer, L., [*Biomechanics and pathophysiology of the knee ligaments*]. *Hefte Unfallheilkd*, 1975(125): p. 1-16.
86. Hesse, E., *Über den Ersatz der Kreuzbänder des Kniegelenks durch freie Fascientransplantation*. *Verh. Dtsch. Ges. Chir.*, 1914. **43**: p. 188 - 189.
87. Hofmann, G. O., Wagner, F. D., Beickert, R., Gonschorek, O., and Bühren, V., *Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Patellar Tendon Autograft and Bioresorbable Interference Screws*. *European Journal of Trauma*, 2001(5): p. 241 - 249.
88. Hogervorst, T. and Brand, R. A., *Mechanoreceptors in joint function*. *J Bone Joint Surg Am*, 1998. **80**(9): p. 1365-78.
89. Hölzel, *Fall von Zerreißung beider Kreuzbänder des linken Kniegelenkes, geheilt durch Ersatz aus dem luxierten äußeren Meniskus*. *Münch Med Wochenschr Verh. Dtsch. Ges. Chir.*, 1917. **64**: p. 928 - 930.
90. Hoogland, T. and Hillen, B., *Intra-articular reconstruction of the anterior cruciate ligament. An experimental study of length changes in different ligament reconstructions*. *Clin Orthop Relat Res*, 1984(185): p. 197-202.
91. Howell, S. M., *Principles for placing the tibial tunnel and avoiding roof impingement during reconstruction of a torn anterior cruciate ligament*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1998. **6 Suppl 1**: p. S49-55.

92. Howell, S. M. and Barad, S. J., *Knee extension and its relationship to the slope of the intercondylar roof. Implications for positioning the tibial tunnel in anterior cruciate ligament reconstructions.* Am J Sports Med, 1995. **23**(3): p. 288-94.
93. Hsieh, H. H. and Walker, P. S., *Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint.* J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(1): p. 87-93.
94. Huiskes, R. and Blankevoort, L., *Anatomie und Biomechanik des vorderen Kreuzbandes: Ein dreidimensionales Problem,* in *Kniegelenk und Kreuzbänder,* Jakob, R. P. and Stäubli, H. U., Editors. 1990, Springer-Verlag: Berlin. p. 96 - 114.
95. Inderster, A., Benedetto, K. P., Klestil, T., Kunzel, K. H., and Gaber, O., *Fiber orientation of posterior cruciate ligament: an experimental morphological and functional study, Part 2.* Clin Anat, 1995. **8**(5): p. 315-22.
96. Inderster, A., Benedetto, K. P., Kunzel, K. H., Gaber, O., and Balyk, R. A., *Fiber Orientation of Anterior Cruciate Ligament: An Experimental Morphological and Functional Study, Part 1.* Clin Anat, 1993. **6**(1): p. 26-32.
97. Inoue, M., Mcgurk-Burleson, E., Hollis, J. M., and Woo, S. L., *Treatment of the medial collateral ligament injury. I: The importance of anterior cruciate ligament on the varus-valgus knee laxity.* Am J Sports Med, 1987. **15**(1): p. 15-21.
98. Jarvela, T., *Double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized clinical study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2007. **15**(5): p. 500-7.
99. Jarvela, T., Moisala, A. S., Sihvonen, R., Jarvela, S., Kannus, P., and Jarvinen, M., *Double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring autografts and bioabsorbable interference screw fixation: prospective, randomized, clinical study with 2-year results.* Am J Sports Med, 2008. **36**(2): p. 290-7.
100. Jarvinen, M., Natri, A., Laurila, S., and Kannus, P., *Mechanisms of anterior cruciate ligament ruptures in skiing.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1994. **2**(4): p. 224-8.
101. Kanamori, A., Woo, S. L., Ma, C. B., Zeminski, J., Rudy, T. W., Li, G., and Livesay, G. A., *The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology.* Arthroscopy, 2000. **16**(6): p. 633-9.
102. Kennedy, J. C., Alexander, I. J., and Hayes, K. C., *Nerve supply of the human knee and its functional importance.* Am J Sports Med, 1982. **10**(6): p. 329-35.
103. Kennedy, J. C., Weinberg, H. W., and Wilson, A. S., *The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. As determined by clinical and morphological studies.* J Bone Joint Surg Am, 1974. **56**(2): p. 223-35.
104. Kieser, C. W., *Eugen Bircher—Schweizer Pionier der Arthroskopie (1883–1956).* Arthroscopie, 2004. **17**(4): p. 272 - 276.
105. Kieser, C. W. and Jackson, R. W., *Eugen Bircher (1882-1956) the first knee surgeon to use diagnostic arthroscopy.* Arthroscopy, 2003. **19**(7): p. 771-6.
106. Kim, S. J., Jung, K. A., and Song, D. H., *Arthroscopic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using autogenous quadriceps tendon.* Arthroscopy, 2006. **22**(7): p. 797 e1-5.
107. Klein, P. and Sommerfeld, P., *Biomechanik der menschlichen Gelenke. Grundlagen. Becken. Untere Extremität.,* ed. Fischer, U. 2004, München: Elsevier GmbH. 443.
108. Knese, K. H. and Biermann, H., *[Osteogenesis in tendon and ligament insertions in the area of the original chondral apophyses.].* Z Zellforsch Mikrosk Anat, 1958. **49**(2): p. 142-87.
109. Kohn, D., Schneider, G., Dienst, M., and Rupp, S., *Diagnostik der Ruptur des vorderen Kreuzbandes.* Orthopade, 2002. **31**(8): p. 719-30.

110. Komdeur, P., Pollo, F. E., and Jackson, R. W., *Dynamic knee motion in anterior cruciate impairment: a report and case study*. Proc (Bayl Univ Med Cent), 2002. **15**(3): p. 257-9.
111. Krauspe, R., Schmidt, M., and Schaible, H. G., *Sensory innervation of the anterior cruciate ligament. An electrophysiological study of the response properties of single identified mechanoreceptors in the cat*. J Bone Joint Surg Am, 1992. **74**(3): p. 390-7.
112. Krogsgaard, M. R., Dyhre-Poulsen, P., and Fischer-Rasmussen, T., *Cruciate ligament reflexes*. J Electromyogr Kinesiol, 2002. **12**(3): p. 177-82.
113. Krudwig, W., *[Current situation of arthroscopy in Germany]*. Arthroskopie, 2000. **13**(4): p. 191-193.
114. Krüger-Franke, M., *Das Kniegelenk*, in *Sportverletzungen*, Engelhardt, M., Editor. 2006, Urban&Fischer: München. p. 273-289.
115. Lane, J. G., Irby, S. E., Kaufman, K., Rangger, C., and Daniel, D. M., *The anterior cruciate ligament in controlling axial rotation. An evaluation of its effect*. Am J Sports Med, 1994. **22**(2): p. 289-93.
116. Lange, F., *Über die Sehnenplastik*. Verh. Dtsch. Orthop. Ges., 1903. **2**: p. 10 - 12.
117. Lanzetta, A., Garotta, L., and Vizzardì, M., *[The recent history of substitution procedures for the anterior cruciate ligament]*. Int Orthop, 1995. **19**(2): p. 127-33.
118. Li, G., Defrate, L. E., Rubash, H. E., and Gill, T. J., *In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion*. J Orthop Res, 2005. **23**(2): p. 340-4.
119. Li, G., Defrate, L. E., Sun, H., and Gill, T. J., *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.
120. Lorenz, S., Anetzberger, H., Spang, J. T., and Imhoff, A. B., *[Double-bundle technique - anatomic reconstruction of the anterior cruciate ligament]*. Oper Orthop Traumatol, 2007. **19**(5-6): p. 473-88.
121. Ludolph, E. and Hierholzer, G., *[Anatomy and biomechanic function of capsule and ligaments of the knee joint (author's transl)]*. Unfallchirurgie, 1980. **6**(2): p. 79-85.
122. Macey, H. B., *A new operative procedure for repair of ruptured cruciate ligaments of the knee joint*. Surg Gynecol Obstet, 1939. **69**: p. 108-109.
123. Marcacci, M., Molgora, A. P., Zaffagnini, S., Vascellari, A., Iacono, F., and Presti, M. L., *Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings*. Arthroscopy, 2003. **19**(5): p. 540-6.
124. Markolf, K. L., Kochan, A., and Amstutz, H. C., *Measurement of knee stiffness and laxity in patients with documented absence of the anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg Am, 1984. **66**(2): p. 242-52.
125. Markolf, K. L., Mensch, J. S., and Amstutz, H. C., *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.
126. Martelli, S., Zaffagnini, S., Bignozzi, S., Bontempi, M., and Marcacci, M., *Validation of a new protocol for computer-assisted evaluation of kinematics of double-bundle ACL reconstruction*. (Bristol, Avon), 2006. **21**(3): p. 279-87.
127. Matsumoto, H., Suda, Y., Otani, T., Niki, Y., Seedhom, B. B., and Fujikawa, K., *Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability*. J Orthop Sci, 2001. **6**(1): p. 28-32.
128. Melhorn, J. M. and Henning, C. E., *The relationship of the femoral attachment site to the isometric tracking of the anterior cruciate ligament graft*. Am J Sports Med, 1987. **15**(6): p. 539-42.
129. Menschik, A., *[Mechanics of the knee-joint. 1 (author's transl)]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1974. **112**(3): p. 481-95.

130. Miura, K., Woo, S. L., Brinkley, R., Fu, Y. C., and Noorani, S., *Effects of knee flexion angles for graft fixation on force distribution in double-bundle anterior cruciate ligament grafts*. Am J Sports Med, 2006. **34**(4): p. 577-85.
131. Moon, D. K., Woo, S. L., Takakura, Y., Gabriel, M. T., and Abramowitch, S. D., *The effects of refreezing on the viscoelastic and tensile properties of ligaments*. J Biomech, 2006. **39**(6): p. 1153-7.
132. Morgan, C. D., Kalmam, V. R., and Grawl, D. M., *Isometry testing for anterior cruciate ligament reconstruction revisited*. Arthroscopy, 1995. **11**(6): p. 647-59.
133. Mott, H. W., *Semitendinosus anatomic reconstruction for cruciate ligament insufficiency*. Clin Orthop Relat Res, 1983(172): p. 90-2.
134. Müller, W., *Das Knie. Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie*. 1982, Berlin: Springer-Verlag.
135. Muneta, T., Koga, H., Morito, T., Yagishita, K., and Sekiya, I., *A retrospective study of the midterm outcome of two-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using quadrupled semitendinosus tendon in comparison with one-bundle reconstruction*. Arthroscopy, 2006. **22**(3): p. 252-8.
136. Muneta, T., Sekiya, I., Yagishita, K., Ogiuchi, T., Yamamoto, H., and Shinomiya, K., *Two-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament using semitendinosus tendon with endobuttons: operative technique and preliminary results*. Arthroscopy, 1999. **15**(6): p. 618-24.
137. Muneta, T., Yamamoto, H., Sakai, H., Ishibashi, T., and Furuya, K., *Relationship between changes in length and force in in vitro reconstructed anterior cruciate ligament*. Am J Sports Med, 1993. **21**(2): p. 299-304.
138. Musahl, V., Burkart, A., Debski, R. E., Van Scyoc, A., Fu, F. H., and Woo, S. L., *Anterior cruciate ligament tunnel placement: Comparison of insertion site anatomy with the guidelines of a computer-assisted surgical system*. Arthroscopy, 2003. **19**(2): p. 154-60.
139. Musahl, V., Plakseychuk, A., Vanscyoc, A., Sasaki, T., Debski, R. E., McMahon, P. J., and Fu, F. H., *Varying femoral tunnels between the anatomical footprint and isometric positions: effect on kinematics of the anterior cruciate ligament-reconstructed knee*. Am J Sports Med, 2005. **33**(5): p. 712-8.
140. Nicholas, J. A., *The five-one reconstruction for anteromedial instability of the knee. Indications, technique, and the results in fifty-two patients*. J Bone Joint Surg Am, 1973. **55**(5): p. 899-922.
141. Nicoletti, V., *Plastiche e trapianti die tessuti in sostituzione dei ligamenti articolari*. Gaz. Isp. Clin., 1913. **34**: p. 996.
142. Nielsen, S., Ovesen, J., and Rasmussen, O., *The anterior cruciate ligament of the knee: an experimental study of its importance in rotatory knee instability*. Arch Orthop Trauma Surg, 1984. **103**(3): p. 170-4.
143. Nordentoft, S., *Über Endoskopie geschlossener Cavitäten mittels meines Trokart-Endoskopes*. Verh. Dtsch. Ges. Chir., 1912: p. 78 - 81.
144. Norwood, L. A. and Cross, M. J., *Anterior cruciate ligament: functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities*. Am J Sports Med, 1979. **7**(1): p. 23-6.
145. Noulis, G., *Entorse du genou.*, in *Faculté de médecine*. 1875, Paris: Paris. p. 1 - 53.
146. Nutzenberger, A., *Untersuchungen zur Isometrie von Kreuzbandfaszikeln*, in *Anatomische Anstalt*. 1995, Ludwig-Maximilians-Universität: München. p. 88.
147. Nutzenberger, A. M., *Untersuchungen zur Isometrie von Kreuzbandfaszikeln*, in *Anatomische Anstalt*. 1995, Ludwig-Maximilians-Universität München: München. p. 88.

148. O'meara, P. M., O'brien, W. R., and Henning, C. E., *Anterior cruciate ligament reconstruction stability with continuous passive motion. The role of isometric graft placement.* Clin Orthop Relat Res, 1992(277): p. 201-9.
149. Odensten, M. and Gillquist, J., *Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction.* J Bone Joint Surg Am, 1985. **67**(2): p. 257-62.
150. Penn, D., Willet, T. L., Glazebrook, M., Snow, M., and Stanish, W. D., *Is there significant variation in the material properties of four different allografts implanted for ACL reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2009. **17**(3): p. 260-5.
151. Penner, D. A., Daniel, D. M., Wood, P., and Mishra, D., *An in vitro study of anterior cruciate ligament graft placement and isometry.* Am J Sports Med, 1988. **16**(3): p. 238-43.
152. Petersen, W. and Tillmann, B., *Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint.* Anat Embryol (Berl), 1999. **200**(3): p. 325-34.
153. Petersen, W. and Tillmann, B., *Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes.* Orthopade, 2002. **31**(8): p. 710-8.
154. Petersen, W., Tretow, H., Weimann, A., Herbort, M., Fu, F. H., Raschke, M., and Zantop, T., *Biomechanical evaluation of two techniques for double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: one tibial tunnel versus two tibial tunnels.* Am J Sports Med, 2007. **35**(2): p. 228-34.
155. Petersen, W. and Zantop, T., *Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles.* Clin Orthop Relat Res, 2007. **454**: p. 35-47.
156. Piziali, R. L., Seering, W. P., Nagel, D. A., and Schurman, D. J., *The function of the primary ligaments of the knee in anterior-posterior and medial-lateral motions.* J Biomech, 1980. **13**(9): p. 777-84.
157. Pujol, N., Blanchi, M. P., and Chambat, P., *The incidence of anterior cruciate ligament injuries among competitive Alpine skiers: a 25-year investigation.* Am J Sports Med, 2007. **35**(7): p. 1070-4.
158. Putz, R.; *Intraartikulärer Verlauf der Kreuzbänder.*; 2005; München
159. Radford, W. J. and Amis, A. A., *Biomechanics of a double prosthetic ligament in the anterior cruciate deficient knee.* J Bone Joint Surg Br, 1990. **72**(6): p. 1038-43.
160. Robson, A., *Ruptured crucial ligaments and their repair by operation.* Ann Surg, 1903. **37**: p. 716 - 718.
161. Rupp, S., Seil, R., Jager, A., and Kohn, D., *[Replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar tendon transplant].* Orthopade, 2002. **31**(8): p. 751-7.
162. Sakane, M., Fox, R. J., Woo, S. L., Livesay, G. A., Li, G., and Fu, F. H., *In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads.* J Orthop Res, 1997. **15**(2): p. 285-93.
163. Samuelson, T. S., Drez, D., Jr., and Maletis, G. B., *Anterior cruciate ligament graft rotation. Reproduction of normal graft rotation.* Am J Sports Med, 1996. **24**(1): p. 67-71.
164. Sapega, A. A., Moyer, R. A., Schneck, C., and Komalahiranya, N., *Testing for isometry during reconstruction of the anterior cruciate ligament. Anatomical and biomechanical considerations.* J Bone Joint Surg Am, 1990. **72**(2): p. 259-67.
165. Saville, D. J., *Multiple Comparison Procedures: The Practical Solution.* The American Statistician, 1990. **44**(2): p. 174 - 180.
166. Schiller, M. and Hoffmann, F., *VKB-Plastik: Wahl des Ersatzmaterials.* Arthroscopie, 2005. **18**(1): p. 21 - 23.
167. Schultz, R. A., Miller, D. C., Kerr, C. S., and Micheli, L., *Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study.* J Bone Joint Surg Am, 1984. **66**(7): p. 1072-6.

168. Schutzer, S. F., Christen, S., and Jakob, R. P., *Further observations on the isometricity of the anterior cruciate ligament. An anatomical study using a 6-mm diameter replacement.* Clin Orthop Relat Res, 1989(242): p. 247-55.
169. Seering, W. P., Piziali, R. L., Nagel, D. A., and Schurman, D. J., *The function of the primary ligaments of the knee in varus-valgus and axial rotation.* J Biomech, 1980. **13**(9): p. 785-94.
170. Seon, J. K., Park, S. J., Lee, K. B., Yoon, T. R., Seo, H. Y., and Song, E. K., *Stability comparison of anterior cruciate ligament between double- and single-bundle reconstructions.* Int Orthop, 2008.
171. Seon, J. K., Song, E. K., Bae, B. H., Park, S. J., Yoon, T. R., Cho, S. G., Lee, J. J., and Kim, M. S., *Kinematic study following double-bundle, anterior cruciate ligament reconstruction.* Int Orthop, 2007. **31**(5): p. 623-8.
172. Sidles, J. A., Larson, R. V., Garbini, J. L., Downey, D. J., and Matsen, F. A., 3rd, *Ligament length relationships in the moving knee.* J Orthop Res, 1988. **6**(4): p. 593-610.
173. Siebold, R., Dehler, C., and Ellert, T., *Prospective randomized comparison of double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction.* Arthroscopy, 2008. **24**(2): p. 137-45.
174. Siebold, R., Ellert, T., Metz, S., and Metz, J., *Tibial insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament: morphometry, arthroscopic landmarks, and orientation model for bone tunnel placement.* Arthroscopy, 2008. **24**(2): p. 154-61.
175. 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.
176. Sobotta, J., *Atlas der Anatomie des Menschen - Band 2.* 21 ed, ed. Putz, R. and Pabst, R. Vol. 2. 2000, München: Urban & Fischer Verlag. 392.
177. Stark, J., *Two cases of rupture of the cruciate ligament of the knee-joint.* Edinb. Med. Surg., 1850. **74**: p. 267 - 271.
178. Stäubli, H. U. and Rauschnig, W., *Tibial attachment area of the anterior cruciate ligament in the extended knee position. Anatomy and cryosections in vitro complemented by magnetic resonance arthrography in vivo.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1994. **2**(3): p. 138-46.
179. Steckel, H., Starman, J. S., Baums, M. H., Klinger, H. M., Schultz, W., and Fu, F. H., *Anatomy of the anterior cruciate ligament double bundle structure: a macroscopic evaluation.* Scand J Med Sci Sports, 2006.
180. Steckel, H., Starman, J. S., Baums, M. H., Klinger, H. M., Schultz, W., and Fu, F. H., *The double-bundle technique for anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic overview.* Scand J Med Sci Sports, 2007. **17**(2): p. 99-108.
181. Streich, N. A., Friedrich, K., Gotterbarm, T., and Schmitt, H., *Reconstruction of the ACL with a semitendinosus tendon graft: a prospective randomized single blinded comparison of double-bundle versus single-bundle technique in male athletes.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2008. **16**(3): p. 232-8.
182. Strocchi, R., De Pasquale, V., Gubellini, P., Facchini, A., Marcacci, M., Buda, R., Zaffagnini, S., and Ruggeri, A., *The human anterior cruciate ligament: histological and ultrastructural observations.* J Anat, 1992. **180** (Pt 3): p. 515-9.
183. Takeda, Y., Xerogeanes, J. W., Livesay, G. A., Fu, F. H., and Woo, S. L., *Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament.* Arthroscopy, 1994. **10**(2): p. 140-7.
184. Takeuchi, R., Saito, T., Mituhashi, S., Suzuki, E., Yamada, I., and Koshino, T., *Double-bundle anatomic anterior cruciate ligament reconstruction using bone-hamstring-bone composite graft.* Arthroscopy, 2002. **18**(5): p. 550-5.

185. Teitz, C. C., Lind, B. K., and Sacks, B. M., *Symmetry of the femoral notch width index*. Am J Sports Med, 1997. **25**(5): p. 687-90.
186. Torg, J. S., Conrad, W., and Kalen, V., *Clinical diagnosis of anterior cruciate ligament instability in the athlete*. Am J Sports Med, 1976. **4**(2): p. 84-93.
187. Tsuda, E., Ishibashi, Y., Okamura, Y., and Toh, S., *Restoration of anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2003. **11**(2): p. 63-7.
188. Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H., Komatsu, T., and Tokuya, S., *Direct evidence of the anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc in humans*. Am J Sports Med, 2001. **29**(1): p. 83-7.
189. Tsukada, H., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Fukuda, A., and Toh, S., *Anatomical analysis of the anterior cruciate ligament femoral and tibial footprints*. J Orthop Sci, 2008. **13**(2): p. 122-9.
190. Warden, W. H., Chooljian, D., and Jackson, D. W., *Ten-year magnetic resonance imaging follow-up of bioabsorbable poly-L-lactic acid interference screws after anterior cruciate ligament reconstruction*. Arthroscopy, 2008. **24**(3): p. 370 e1-3.
191. Weber, W. and Weber, E., *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge.*, ed. Buchhandlung, D. 1836, Göttingen.
192. Weiler, A., Scheffler, S., and Hoher, J., *[Transplant selection for primary replacement of the anterior cruciate ligament]*. Orthopade, 2002. **31**(8): p. 731-40.
193. Welsh, R. P., *Knee joint structure and function*. Clin Orthop Relat Res, 1980(147): p. 7-14.
194. Woo, S. L., Kanamori, A., Zeminski, J., Yagi, M., Papageorgiou, C., and Fu, F. H., *The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon . A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads*. J Bone Joint Surg Am, 2002. **84-A**(6): p. 907-14.
195. Woo, S. L., Wu, C., Dede, O., Vercillo, F., and Noorani, S., *Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction*. J Orthop Surg, 2006. **1**: p. 2.
196. Woo, S. L., Wu, C., Dede, O., Vercillo, F., and Noorani, S., *Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction*. J Orthop Surg Res, 2006. **1**: p. 2.
197. Yagi, M., Kuroda, R., Nagamune, K., Yoshiya, S., and Kurosaka, M., *Double-bundle ACL reconstruction can improve rotational stability*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **454**: p. 100-7.
198. Yagi, M., Kuroda, R., Yoshiya, S., and Kurosaka, M., *Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: The Japanese Experience*. Oper Tech Orthop, 2005. **15**: p. 116-122.
199. Yagi, M., Wong, E. K., Kanamori, A., Debski, R. E., Fu, F. H., and Woo, S. L., *Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 2002. **30**(5): p. 660-6.
200. Yasuda, K., Kondo, E., Ichiyama, H., Kitamura, N., Tanabe, Y., Tohyama, H., and Minami, A., *Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts*. Arthroscopy, 2004. **20**(10): p. 1015-25.
201. Yasuda, K., Kondo, E., Ichiyama, H., Tanabe, Y., and Tohyama, H., *Surgical and Biomechanical Concepts of Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*. Oper Tech Orthop, 2005. **15**: p. 96-102.
202. Zaffagnini, S., Bruni, D., Martelli, S., Imakiire, N., Marcacci, M., and Russo, A., *Double-bundle ACL reconstruction: influence of femoral tunnel orientation in knee laxity analysed with a navigation system - an in-vitro biomechanical study*. BMC Musculoskelet Disord, 2008. **9**: p. 25.

203. Zantop, T., Brucker, P. U., Vidal, A., Zelle, B. A., and Fu, F. H., *Intraarticular rupture pattern of the ACL*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **454**: p. 48-53.
204. Zantop, T., Diermann, N., Schumacher, T., Schanz, S., Fu, F. H., and Petersen, W., *Anatomical and nonanatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: importance of femoral tunnel location on knee kinematics*. Am J Sports Med, 2008. **36**(4): p. 678-85.
205. Zantop, T., Petersen, W., and Fu, F. H., *Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament*. Oper Tech Orthop, 2005. **15**: p. 0-28.
206. Zantop, T., Petersen, W., Sekiya, J. K., Musahl, V., and Fu, F. H., *Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006.
207. Zantop, T., Schumacher, T., Diermann, N., Schanz, S., Raschke, M. J., and Petersen, W., *Anterolateral rotational knee instability: role of posterolateral structures*. Winner of the AGA-DonJoy Award 2006. Arch Orthop Trauma Surg, 2007. **127**(9): p. 743-52.
208. Zantop, T., Wellmann, M., Fu, F. H., and Petersen, W., *Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: anatomic and radiographic findings*. Am J Sports Med, 2008. **36**(1): p. 65-72.
209. Zavras, T. D., Race, A., and Amis, A. A., *The effect of femoral attachment location on anterior cruciate ligament reconstruction: graft tension patterns and restoration of normal anterior-posterior laxity patterns*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2005. **13**(2): p. 92-100.
210. Zavras, T. D., Race, A., Bull, A. M., and Amis, A. A., *A comparative study of 'isometric' points for anterior cruciate ligament graft attachment*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2001. **9**(1): p. 28-33.
211. Zimny, M. L., Schutte, M., and Dabezies, E., *Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament*. Anat Rec, 1986. **214**(2): p. 204-9.

7 Tabellen

7.1 Messergebnisse

7.1.1 Knie Nr. 3

7.1.1.1 AMB

| DELTA | MIN | MAX | 0° | 10° | 25° | 30° | 35° | 50° | 60° | 80° | 90° | 100° | 125° | POSITION |
|-------|-------|------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| -0,79 | -0,33 | 0,46 | 0 | 0,26 | 0,46 | 0,43 | -0,21 | -0,08 | -0,33 | -0,2 | -0,26 | -0,22 | -0,11 | NC |
| -0,82 | -0,33 | 0,49 | 0 | 0,14 | 0,49 | -0,11 | -0,32 | -0,23 | -0,1 | -0,31 | -0,33 | 0,1 | 0,17 | NN |
| -0,76 | -0,76 | 0 | 0 | -0,06 | -0,21 | -0,15 | -0,58 | -0,55 | -0,76 | -0,11 | -0,4 | -0,31 | -0,32 | NE |
| -1,28 | -1,28 | 0 | 0 | -0,24 | 0 | -0,73 | -0,82 | -1,17 | -0,83 | -0,87 | -1,28 | -0,73 | -0,33 | NS |
| -1,09 | -1,07 | 0,02 | 0 | -0,16 | 0,02 | -0,36 | -1,01 | -0,88 | -0,81 | -0,88 | -1,07 | -0,68 | -0,84 | NW |
| -1,26 | -0,77 | 0,49 | 0 | 0,3 | 0,49 | -0,29 | -0,41 | -0,53 | -0,46 | -0,38 | -0,77 | -0,76 | -0,04 | EC |
| -1,01 | -0,66 | 0,35 | 0 | 0,35 | 0,33 | 0,34 | -0,31 | -0,25 | -0,51 | -0,48 | -0,58 | -0,61 | -0,66 | EN |
| -0,98 | -0,56 | 0,42 | 0 | 0,37 | 0,42 | 0,15 | 0,01 | -0,36 | -0,2 | -0,15 | -0,56 | -0,28 | -0,11 | EE |
| -0,84 | -0,41 | 0,43 | 0 | 0,19 | 0,43 | 0,19 | 0,28 | -0,25 | -0,12 | -0,29 | -0,41 | -0,24 | -0,22 | ES |
| -1,34 | -1,28 | 0,06 | 0 | 0,06 | -0,35 | -0,32 | -0,99 | -0,99 | -0,71 | -1,19 | -1,23 | -1,28 | -1,15 | EW |
| -1,13 | -0,96 | 0,17 | 0 | -0,14 | 0,17 | -0,15 | -0,79 | -0,81 | -0,93 | -0,96 | -0,85 | -0,78 | -0,43 | SC |
| -1,14 | -0,89 | 0,25 | 0 | 0,25 | -0,14 | -0,13 | -0,6 | -0,44 | -0,72 | -0,89 | -0,72 | -0,7 | -0,3 | SN |
| -1,17 | -1,04 | 0,13 | 0 | -0,25 | 0,13 | -0,56 | -1,03 | -0,91 | -0,99 | -0,04 | -1,04 | -0,91 | -0,73 | SE |
| -0,77 | -0,4 | 0,37 | 0 | 0,12 | 0,37 | -0,14 | 0,04 | 0 | -0,4 | -0,11 | -0,4 | -0,17 | -0,09 | SS |
| -0,91 | -0,9 | 0,01 | 0 | -0,04 | 0,01 | -0,4 | -0,83 | -0,78 | -0,9 | -0,66 | -0,5 | -0,51 | -0,4 | SW |
| -1,11 | -0,39 | 0,72 | 0 | 0,37 | 0,01 | -0,01 | -0,37 | -0,21 | -0,38 | -0,39 | 0,72 | -0,03 | 0,46 | WC |
| -1,11 | -0,3 | 0,81 | 0 | 0,24 | 0,31 | -0,23 | -0,29 | -0,3 | -0,22 | -0,07 | -0,07 | -0,05 | 0,81 | WN |
| -0,95 | -0,36 | 0,59 | 0 | 0,06 | 0,38 | -0,17 | -0,33 | -0,36 | -0,17 | -0,1 | 0,17 | 0,36 | 0,59 | WE |
| -0,89 | -0,55 | 0,34 | 0 | 0,17 | -0,33 | -0,29 | -0,46 | -0,55 | -0,37 | -0,33 | -0,23 | -0,03 | 0,34 | WS |
| -1,34 | -1,34 | 0 | 0 | -0,79 | -0,39 | -1,34 | -1,26 | -1,06 | -0,9 | -1,17 | -1,1 | -1,01 | -0,47 | WW |
| -1,01 | -0,36 | 0,65 | 0 | 0,21 | 0,65 | 0,08 | -0,31 | -0,16 | -0,03 | -0,29 | -0,36 | 0,09 | 0,22 | CC |
| -1,2 | -1,2 | 0 | 0 | -0,56 | -0,34 | -0,85 | -1,06 | -1,08 | -0,91 | -1,2 | -0,93 | -1,08 | -0,58 | CE |
| -1,38 | -0,77 | 0,61 | 0 | 0,4 | 0,61 | 0,57 | -0,25 | -0,54 | -0,08 | -0,25 | -0,77 | -0,4 | 0,27 | CS |
| -0,89 | -0,4 | 0,49 | 0 | 0,33 | 0,49 | 0,42 | -0,24 | -0,13 | -0,4 | -0,21 | -0,3 | -0,25 | 0 | CW |
| -0,85 | -0,79 | 0,06 | 0 | -0,03 | 0,06 | -0,16 | -0,7 | -0,69 | -0,79 | -0,79 | -0,68 | -0,69 | -0,32 | CN |

7.1.1.2 PLB

| DELTA | MIN | MAX | 0° | 10° | 25° | 30° | 35° | 50° | 60° | 80° | 90° | 100° | 125° | POSITION |
|-------|-------|------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| 2,04 | -2,04 | 0 | 0 | -0,9 | -0,5 | -1,3 | -1,61 | -1,78 | -1,62 | -2,04 | -1,78 | -1,93 | -1,48 | CC |
| 1,46 | -1,01 | 0,45 | 0 | 0,19 | 0,45 | -0,49 | -0,71 | -1,01 | -0,9 | -0,87 | -0,81 | -0,74 | -0,59 | CN |
| 1,07 | -0,78 | 0,29 | 0 | 0,03 | 0,29 | -0,32 | -0,13 | -0,36 | -0,7 | -0,48 | -0,78 | -0,6 | -0,55 | CE |
| 1,83 | -1,27 | 0,56 | 0 | 0,51 | 0,56 | -0,28 | -0,34 | -1,1 | -0,54 | -0,73 | -1,27 | -1,05 | -0,19 | CS |
| 1,79 | -1,35 | 0,44 | 0 | 0,44 | 0,12 | -0,25 | -0,75 | -0,61 | -0,97 | -1,35 | -1,1 | -1,11 | -0,77 | CW |
| 1,3 | -0,87 | 0,43 | 0 | -0,05 | 0,43 | -0,42 | -0,62 | -0,87 | -0,75 | -0,76 | -0,6 | -0,54 | -0,47 | NC |
| 1,34 | -1,34 | 0 | 0 | -0,01 | -0,46 | -0,53 | -0,87 | -1,04 | -1,34 | -0,85 | -1,14 | -1,01 | -1,14 | NN |
| 1,65 | -1,65 | 0 | 0 | -0,76 | -0,44 | -1,12 | -1,37 | -1,49 | -1,3 | -1,65 | -1,42 | -1,55 | -1,21 | NE |
| 1,16 | -0,99 | 0,17 | 0 | 0,17 | -0,26 | -0,48 | -0,7 | -0,82 | -0,74 | -0,92 | -0,99 | -0,94 | -0,79 | NS |
| 1,86 | -1,83 | 0,03 | 0 | -0,37 | 0,03 | -0,93 | -1,49 | -1,46 | -1,5 | -1,69 | -1,83 | -1,72 | -1,39 | NW |
| 1,57 | -1,14 | 0,43 | 0 | 0,43 | 0,38 | -0,11 | -0,34 | -1 | -0,71 | -0,82 | -1,14 | -0,98 | -0,53 | EC |
| 1,99 | -1,8 | 0,19 | 0 | -0,24 | 0,19 | -0,72 | -1,32 | -1,33 | -1,54 | -1,64 | -1,8 | -1,57 | -1,48 | EN |
| 1,55 | -1,31 | 0,24 | 0 | 0,24 | -0,42 | -0,43 | -0,73 | -0,99 | -0,97 | -1,12 | -1,31 | -1,16 | -0,95 | EE |
| 1,36 | -0,94 | 0,42 | 0 | 0,07 | 0,42 | 0 | 0,02 | -0,62 | -0,63 | -0,69 | -0,88 | -0,94 | -0,73 | ES |
| 1,85 | -1,67 | 0,18 | 0 | -0,12 | 0,18 | -0,23 | -1,11 | -1,23 | -1,43 | -1,67 | -1,5 | -1,66 | -1,4 | EW |
| 1,74 | -1,74 | 0 | 0 | -0,13 | -0,45 | -0,46 | -1,16 | -1,32 | -1,74 | -1,12 | -1,48 | -1,41 | -1,33 | SC |
| 1,92 | -1,92 | 0 | 0 | -0,7 | -0,28 | -1,34 | -1,27 | -1,24 | -1,22 | -1,72 | -1,92 | -1,81 | -1,5 | SN |
| 2,17 | -2,17 | 0 | 0 | -0,34 | -0,1 | -0,53 | -1,41 | -1,49 | -1,53 | -1,83 | -2,17 | -1,79 | -1,93 | SW |
| 1,53 | -1,32 | 0,21 | 0 | 0,14 | 0,21 | -0,41 | -0,22 | -0,45 | -1,02 | -0,85 | -1,32 | -0,97 | -0,94 | SS |
| 2,16 | -1,6 | 0,56 | 0 | 0,56 | 0,42 | -0,29 | -0,57 | -1,14 | -0,71 | -0,95 | -1,6 | -1,23 | -0,67 | SE |
| 1,26 | -0,87 | 0,39 | 0 | 0,14 | 0,39 | -0,23 | -0,76 | -0,69 | -0,58 | -0,86 | -0,87 | -0,44 | -0,27 | WC |
| 1,32 | -0,89 | 0,43 | 0 | 0,43 | 0,17 | -0,3 | -0,49 | -0,89 | -0,71 | -0,56 | -0,76 | -0,53 | -0,39 | WN |
| 0,79 | -0,64 | 0,15 | 0 | 0,13 | 0,15 | -0,01 | 0 | -0,57 | -0,43 | -0,56 | -0,64 | -0,55 | -0,25 | WE |
| 1,86 | -1,86 | 0 | 0 | -0,45 | -0,34 | -1,16 | -1,4 | -1,86 | -1,56 | -1,56 | -1,6 | -1,42 | -0,85 | WS |
| 1,44 | -0,99 | 0,45 | 0 | 0,35 | 0,45 | -0,5 | -0,71 | -0,87 | -0,79 | -0,69 | -0,99 | -0,95 | -0,25 | WW |

7.1.2 Knie Nr. 4

7.1.2.1 AMB

| Delta | MIN | MAX | 0° | 10° | 25° | 30° | 35° | 50° | 60° | 80° | 90° | 100° | 125° | POSITION |
|-------|-------|------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| 1,41 | -1,29 | 0,12 | 0 | 0,12 | -0,38 | -0,48 | -0,71 | -1,19 | -1,03 | -1,29 | -1,09 | -1,17 | -0,88 | CC |
| 1,67 | -1,42 | 0,25 | 0 | 0,25 | -0,02 | -1,38 | -0,99 | -1,06 | -0,86 | -1,15 | -1,42 | -1,38 | -1,31 | CN |
| 1,71 | -0,94 | 0,77 | 0 | 0,77 | 0 | -0,26 | -0,53 | -0,74 | -0,65 | -0,93 | -0,94 | -0,83 | -0,72 | CE |
| 1,55 | -1,31 | 0,24 | 0 | 0,24 | -0,63 | -0,88 | -0,84 | -0,99 | -0,78 | -1,06 | -1,15 | -1,31 | -1,09 | CS |
| 2,47 | -1,56 | 0,91 | 0 | 0,91 | 0,21 | -0,03 | -0,25 | -0,39 | -0,35 | -0,87 | -0,94 | -1,16 | -1,56 | CW |
| 1,61 | -1,06 | 0,55 | 0 | 0,55 | -0,24 | -0,04 | -0,67 | -0,96 | -0,78 | -1,01 | -1,06 | -0,95 | -0,98 | NC |
| 1,16 | -1,09 | 0,07 | 0 | 0,07 | -0,23 | -0,77 | -0,8 | -1,02 | -0,71 | -0,84 | -0,82 | -1,09 | -0,91 | NN |
| 1,46 | -1,04 | 0,42 | 0 | 0,42 | -0,03 | -0,61 | -0,4 | -0,96 | -0,88 | -0,87 | -0,67 | -1,04 | -0,91 | NE |
| 2,21 | -2,21 | 0 | 0 | -0,75 | -1,09 | -1,67 | -1,57 | -1,72 | -1,66 | -2,21 | -1,99 | -1,93 | -1,92 | NS |
| 2 | -1,36 | 0,64 | 0 | 0,64 | -0,1 | -0,75 | -0,54 | -0,84 | -0,79 | -1,07 | -1,05 | -1,16 | -1,36 | NW |
| 1,62 | -1,45 | 0,17 | 0 | 0,17 | -0,01 | -0,07 | -0,67 | -1,01 | -0,92 | -1,05 | -1,17 | -1,01 | -1,45 | EC |
| 2,2 | -1,64 | 0,56 | 0 | 0,56 | -0,28 | -0,61 | -0,53 | -1,05 | -0,62 | -1,31 | -1,13 | -1,64 | -1 | EN |
| 1,68 | -1,39 | 0,29 | 0 | 0,29 | 0,02 | -0,27 | -0,55 | -0,83 | -0,85 | -1,2 | -1,06 | -1,25 | -1,39 | EE |
| 2,04 | -1,76 | 0,28 | 0 | 0,28 | -0,14 | -0,44 | -1,22 | -1,28 | -1,07 | -1,36 | -1,69 | -1,76 | -1,67 | ES |
| 2,57 | -2,57 | 0 | 0 | -0,14 | -0,8 | -1,32 | -1,46 | -1,87 | -1,48 | -2,12 | -1,71 | -2,57 | -2,2 | EW |
| 1,66 | -1,41 | 0,25 | 0 | 0,25 | -0,11 | -0,42 | -0,9 | -1,33 | -1 | -1,41 | -1,33 | -1,34 | -0,96 | SC |
| 1,79 | -1,42 | 0,37 | 0 | 0,37 | -0,59 | -0,81 | -0,84 | -1,06 | -0,92 | -1,27 | -1,3 | -1,42 | -1,25 | SN |
| 1,39 | -1,06 | 0,33 | 0 | 0,33 | 0,09 | -0,21 | -0,91 | -0,81 | -0,41 | -0,88 | -0,91 | -1,06 | -0,63 | SE |
| 1,26 | -1,2 | 0,06 | 0 | 0,06 | -0,12 | -0,87 | -0,92 | -1,15 | -0,72 | -0,9 | -0,94 | -1,2 | -1,05 | SS |
| 1,65 | -1,28 | 0,37 | 0 | 0,37 | 0,19 | -0,21 | -0,65 | -1,13 | -0,79 | -1,14 | -1,17 | -1,28 | -1,17 | SW |
| 1,43 | -0,96 | 0,47 | 0 | 0,47 | -0,06 | -0,02 | -0,69 | -0,8 | -0,73 | -0,8 | -0,63 | -0,96 | -0,66 | WC |
| 1,85 | -1,85 | 0 | 0 | -0,75 | -1,07 | -1,5 | -1,42 | -1,54 | -1,45 | -1,85 | -1,75 | -1,64 | -1,54 | WN |
| 1,81 | -0,8 | 1,01 | 0 | 1,01 | 0,42 | -0,22 | -0,06 | -0,36 | -0,34 | -0,48 | -0,5 | -0,8 | -0,42 | WE |
| 1,8 | -1,13 | 0,67 | 0 | 0,67 | -0,35 | -0,76 | -0,6 | -1,09 | -0,59 | -1,08 | -0,8 | -1,13 | -0,45 | WS |
| 1,06 | -0,76 | 0,3 | 0 | 0,3 | 0,03 | -0,26 | -0,76 | -0,74 | -0,32 | -0,67 | -0,59 | -0,73 | -0,3 | WW |

7.1.2.2 PLB

| DETA | MIN | MAX | 0° | 10° | 25° | 30° | 35° | 50° | 60° | 80° | 90° | 100° | 125° | POSITION |
|------|-------|------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| 2,23 | -2,14 | 0,09 | 0 | 0,09 | -0,6 | -0,78 | -2,14 | -1,72 | -1,53 | -1,81 | -1,77 | -1,75 | -1,66 | CC |
| 2,21 | -1,74 | 0,47 | 0 | 0,47 | -0,16 | -0,86 | -0,83 | -1,31 | -1,34 | -1,64 | -1,74 | -1,67 | -1,57 | CN |
| 1,85 | -1,48 | 0,37 | 0 | 0,37 | -0,36 | -0,68 | -0,71 | -1,1 | -0,96 | -1,34 | -1,43 | -1,48 | -1,33 | CE |
| 2,11 | -1,82 | 0,29 | 0 | 0,26 | 0,29 | -0,43 | -0,9 | -1,47 | -1,21 | -1,61 | -1,7 | -1,82 | -1,68 | CS |
| 2,82 | -2,38 | 0,44 | 0 | 0,44 | -0,73 | -0,63 | -1,43 | -1,89 | -1,78 | -2,11 | -2,21 | -2,21 | -2,38 | CW |
| 2,16 | -1,97 | 0,19 | 0 | 0,19 | -0,77 | -1,19 | -1,12 | -1,72 | -1,27 | -1,86 | -1,66 | -1,97 | -1,4 | NE |
| 1,98 | -1,46 | 0,52 | 0 | 0,52 | -0,32 | -0,23 | -0,85 | -1,23 | -1,05 | -1,33 | -1,46 | -1,34 | -1,39 | NC |
| 1,78 | -1,52 | 0,26 | 0 | 0,26 | -0,17 | -0,49 | -0,78 | -1,07 | -1,06 | -1,37 | -1,41 | -1,47 | -1,52 | NN |
| 2,06 | -1,64 | 0,42 | 0 | 0,42 | -0,23 | -0,89 | -0,69 | -1,33 | -1,27 | -1,22 | -1,11 | -1,63 | -1,64 | NS |
| 2,07 | -1,94 | 0,13 | 0 | 0,13 | -0,27 | -0,4 | -0,95 | -1,19 | -1,19 | -1,36 | -1,49 | -1,4 | -1,94 | NW |
| 2,29 | -2 | 0,29 | 0 | 0,29 | 0 | -0,09 | -1,12 | -1,45 | -1,35 | -1,62 | -1,7 | -1,58 | -2 | EC |
| 2,11 | -1,88 | 0,23 | 0 | 0,23 | -0,18 | -0,55 | -1,26 | -1,34 | -0,96 | -1,57 | -1,67 | -1,88 | -1,47 | EN |
| 2,63 | -2,38 | 0,25 | 0 | 0,25 | -0,14 | -0,58 | -1,42 | -1,65 | -1,44 | -1,96 | -2,31 | -2,38 | -2,28 | EE |
| 2,77 | -2,1 | 0,67 | 0 | 0,67 | -0,21 | -0,65 | -1,02 | -1,54 | -1,34 | -1,88 | -2 | -2,1 | -2,08 | ES |
| 2,81 | -2,67 | 0,14 | 0 | 0,14 | -0,51 | -0,86 | -1,46 | -2,17 | -1,75 | -2,42 | -2,48 | -2,67 | -2,31 | EW |
| 2,73 | -2,19 | 0,54 | 0 | 0,54 | -0,21 | -0,36 | -1,29 | -1,85 | -1,76 | -2,02 | -1,93 | -2,19 | -1,89 | SC |
| 3,25 | -2,58 | 0,67 | 0 | 0,67 | -0,26 | -0,77 | -1,12 | -1,51 | -2,58 | -2,03 | -1,99 | -1,82 | -1,7 | SN |
| 1,97 | -1,84 | 0,13 | 0 | 0,13 | -0,18 | -1,13 | -1,24 | -1,73 | -1,3 | -1,62 | -1,63 | -1,84 | -1,76 | SE |
| 3,44 | -3,44 | 0 | 0 | -0,16 | -1,09 | -1,81 | -2,16 | -2,8 | -2,35 | -3,25 | -2,77 | -3,44 | -3,07 | SS |
| 2,79 | -2,73 | 0,06 | 0 | 0,06 | -0,95 | -1,27 | -1,74 | -2,46 | -2,42 | -2,69 | -2,68 | -2,73 | -2,54 | SW |
| 1,74 | -1,51 | 0,23 | 0 | 0,23 | -0,34 | -0,72 | -1,21 | -1,5 | -1,34 | -1,51 | -1,51 | -1,5 | -1,12 | WC |
| 1,67 | -1,32 | 0,35 | 0 | 0,35 | -0,05 | -0,81 | -0,78 | -1,3 | -1,29 | -1,32 | -1,28 | -1,2 | -1,09 | WN |
| 2,57 | -2,57 | 0 | 0 | -0,8 | -1,26 | -2,02 | -1,96 | -2,15 | -2,11 | -2,57 | -2,36 | -2,28 | -1,94 | WE |
| 1,87 | -1,54 | 0,33 | 0 | 0,33 | -0,01 | -0,43 | -0,74 | -1,16 | -1,16 | -1,54 | -1,36 | -1,49 | -1,42 | WS |
| 2,05 | -1,63 | 0,42 | 0 | 0,42 | -0,35 | -0,34 | -1,29 | -1,44 | -1,46 | -1,59 | -1,56 | -1,63 | -1,5 | WW |

7.1.3 Knie Nr. 5

7.1.3.1 AMB

| DELTA | MIN | MAX | 0° | 10° | 25° | 30° | 35° | 50° | 60° | 80° | 90° | 100° | 125° | POSITION |
|-------|-------|------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| 1,16 | -1,16 | 0 | 0 | -0,21 | -0,83 | -0,85 | -0,63 | -1,1 | -0,98 | -1,16 | -0,89 | -0,93 | -0,75 | CC |
| 1,8 | -1,8 | 0 | 0 | -0,58 | -1,39 | -1,35 | -1,22 | -1,8 | -1,74 | -1,51 | -1,36 | -1,49 | -1,59 | CN |
| 1 | -0,86 | 0,14 | 0 | 0,14 | -0,52 | -0,49 | -0,5 | -0,64 | -0,76 | -0,86 | -0,63 | -0,6 | -0,74 | CE |
| 0,96 | -0,89 | 0,07 | 0 | 0,07 | -0,25 | -0,57 | -0,72 | -0,89 | -0,68 | -0,75 | -0,77 | -0,55 | -0,5 | CS |
| 1,18 | -1,18 | 0 | 0 | -0,08 | -0,52 | -0,57 | -0,31 | -0,91 | -1,04 | -1,09 | -1,18 | -0,84 | -1,02 | CW |
| 0,88 | -0,88 | 0 | 0 | -0,19 | -0,58 | -0,64 | -0,18 | -0,84 | -0,88 | -0,85 | -0,69 | -0,32 | -0,3 | NC |
| 0,48 | -0,3 | 0,18 | 0 | 0,02 | -0,28 | 0 | 0,18 | -0,28 | -0,3 | -0,07 | -0,06 | -0,03 | -0,06 | NN |
| 0,91 | -0,91 | 0 | 0 | -0,12 | -0,82 | -0,3 | -0,69 | -0,91 | -0,85 | -0,65 | -0,48 | -0,59 | -0,41 | NE |
| 0,76 | -0,51 | 0,25 | 0 | 0,25 | -0,34 | -0,35 | -0,04 | -0,44 | -0,51 | -0,48 | -0,16 | -0,1 | -0,19 | NS |
| 1,03 | -1,03 | 0 | 0 | -0,29 | -0,68 | -0,94 | -0,4 | -1,03 | -0,98 | -0,66 | -0,57 | -0,71 | -0,25 | NW |
| 1,24 | -1,24 | 0 | 0 | -0,15 | -0,87 | -0,88 | -0,77 | -1,09 | -1,24 | -1 | -0,99 | -0,95 | -0,93 | EC |
| 1,81 | -1,68 | 0,13 | 0 | 0,13 | -0,8 | -0,92 | -0,9 | -1,02 | -1,29 | -1,63 | -1,68 | -1,29 | -1,31 | EN |
| 1,25 | -1,25 | 0 | 0 | -0,01 | -0,87 | -0,94 | -0,66 | -1 | -1,16 | -1,25 | -1,07 | -0,92 | -1,18 | EE |
| 1,43 | -1,3 | 0,13 | 0 | 0,13 | -0,62 | -0,67 | -0,98 | -1,22 | -1,3 | -1,15 | -1,13 | -1,13 | -0,68 | ES |
| 1,43 | -1,43 | 0 | 0 | -0,4 | -0,89 | -0,85 | -0,54 | -1,27 | -0,65 | -1,43 | -1,19 | -1,16 | -1,16 | EW |
| 1,16 | -0,85 | 0,31 | 0 | 0,31 | -0,63 | -0,23 | -0,56 | -0,68 | -0,71 | -0,83 | -0,85 | -0,62 | -0,62 | SC |
| 1,35 | -1,35 | 0 | 0 | -0,04 | -0,47 | -0,54 | -0,36 | -0,96 | -1,12 | -1,22 | -1,35 | -0,98 | -1,11 | SN |
| 1,29 | -1,29 | 0 | 0 | -0,35 | -0,96 | -0,76 | -0,37 | -1,16 | -0,47 | -1,29 | -0,93 | -0,81 | -0,67 | SE |
| 0,72 | -0,55 | 0,17 | 0 | -0,01 | -0,39 | -0,03 | 0,17 | -0,51 | -0,55 | -0,3 | -0,33 | -0,31 | -0,37 | SS |
| 1,39 | -1,39 | 0 | 0 | -0,19 | -1,08 | -0,59 | -1,04 | -1,39 | -1,37 | -1,24 | -1,18 | -1,3 | -1,18 | SW |
| 1,36 | -0,99 | 0,37 | 0 | 0,37 | -0,49 | -0,79 | -0,65 | -0,83 | -0,99 | -0,92 | -0,65 | -0,62 | -0,62 | WC |
| 0,76 | -0,69 | 0,07 | 0 | 0,07 | -0,2 | -0,45 | -0,64 | -0,69 | -0,47 | -0,57 | -0,48 | -0,33 | -0,14 | WN |
| 1,16 | -1,16 | 0 | 0 | -0,31 | -0,73 | -1,02 | -0,43 | -1,16 | -1 | -0,58 | -0,47 | -0,52 | -0,1 | WE |
| 1,87 | -1,87 | 0 | 0 | -0,59 | -1,51 | -1,51 | -1,35 | -1,87 | -1,78 | -1,42 | -1,13 | -1,22 | -1,21 | WS |
| 0,99 | -0,89 | 0,1 | 0 | 0,1 | -0,8 | -0,83 | -0,62 | -0,82 | -0,89 | -0,88 | -0,67 | -0,49 | -0,55 | WW |

7.1.3.2 PLB

| DELTA | MIN | MAX | 0° | 10° | 25° | 30° | 35° | 50° | 60° | 80° | 90° | 100° | 125° | POSITION |
|-------|-------|------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| 1,96 | -1,96 | 0 | 0 | -0,4 | -1,28 | -1,29 | -1,16 | -1,61 | -1,67 | -1,96 | -1,81 | -1,79 | -1,69 | CC |
| 1,78 | -1,78 | 0 | 0 | -0,35 | -1,16 | -1,3 | -0,94 | -1,61 | -1,78 | -1,71 | -1,63 | -1,7 | -1,41 | CN |
| 2,14 | -1,8 | 0,34 | 0 | 0,34 | -0,82 | -1,24 | -1,07 | -1,41 | -1,72 | -1,8 | -1,57 | -1,64 | -1,62 | CE |
| 1,35 | -1,35 | 0 | 0 | -0,28 | -0,87 | -0,55 | -0,43 | -1,26 | -1,35 | -1,21 | -1,25 | -1,25 | -1,29 | CS |
| 2,01 | -1,79 | 0,22 | 0 | 0,22 | -1,07 | -0,76 | -1,1 | -1,42 | -1,47 | -1,68 | -1,79 | -1,51 | -1,49 | CW |
| 1,5 | -1,5 | 0 | 0 | -0,23 | -0,94 | -1,03 | -0,65 | -1,42 | -1,5 | -1,5 | -1,44 | -1,17 | -1,19 | NC |
| 1,45 | -1,45 | 0 | 0 | -0,23 | -1,1 | -0,68 | -1,11 | -1,34 | -1,42 | -1,45 | -1,34 | -1,37 | -1,32 | NN |
| 1,35 | -1,22 | 0,13 | 0 | 0,13 | -0,6 | -0,61 | -0,37 | -0,94 | -1,02 | -1,22 | -0,91 | -0,88 | -0,96 | NE |
| 1,88 | -1,77 | 0,11 | 0 | 0,11 | -0,99 | -1,06 | -1,37 | -1,68 | -1,77 | -1,64 | -1,62 | -1,65 | -1,29 | NS |
| 2,33 | -2,33 | 0 | 0 | -0,63 | -1,75 | -1,78 | -1,74 | -2,33 | -2,32 | -2,18 | -2,04 | -2,2 | -2,33 | NW |
| 1,92 | -1,92 | 0 | 0 | -0,19 | -1,23 | -1,2 | -1,22 | -1,69 | -1,92 | -1,83 | -1,75 | -1,77 | -1,83 | EC |
| 2,21 | -2,21 | 0 | 0 | -0,09 | -1,29 | -1,37 | -1,23 | -1,64 | -1,87 | -2,21 | -1,9 | -1,76 | -2,11 | EN |
| 2,07 | -2,01 | 0,06 | 0 | 0,06 | -0,94 | -1,02 | -1,44 | -1,82 | -2,01 | -1,96 | -1,99 | -2 | -1,75 | EE |
| 2,6 | -2,55 | 0,05 | 0 | 0,05 | -1,27 | -1,51 | -1,46 | -1,77 | -2,01 | -2,5 | -2,55 | -2,22 | -2,17 | ES |
| 2,18 | -2,18 | 0 | 0 | -0,3 | -1,3 | -1,44 | -1,04 | -2,04 | -2,18 | -2,09 | -2,1 | -1,78 | -1,9 | EW |
| 1,87 | -1,79 | 0,08 | 0 | 0,08 | -1 | -1,01 | -1,13 | -1,41 | -1,62 | -1,79 | -1,66 | -1,6 | -1,53 | SC |
| 1,98 | -1,98 | 0 | 0 | -0,6 | -1,27 | -1,29 | -0,93 | -1,88 | -1,18 | -1,98 | -1,71 | -1,49 | -1,3 | SN |
| 2,71 | -2,59 | 0,12 | 0 | 0,12 | -1,21 | -1,36 | -1,48 | -1,67 | -2,01 | -2,39 | -2,59 | -2,25 | -1,96 | SE |
| 2,11 | -1,84 | 0,27 | 0 | 0,27 | -0,89 | -0,93 | -0,7 | -1,46 | -1,7 | -1,84 | -1,69 | -1,71 | -1,81 | SS |
| 2,5 | -2,5 | 0 | 0 | -0,5 | -1,59 | -1,65 | -1,49 | -2,19 | -2,21 | -2,5 | -2,28 | -2,18 | -2,1 | SW |
| 1,56 | -1,28 | 0,28 | 0 | 0,28 | -0,85 | -0,61 | -0,95 | -1,12 | -1,11 | -1,24 | -1,28 | -1,1 | -0,99 | WC |
| 1,19 | -1,13 | 0,06 | 0 | 0,06 | -0,75 | -0,85 | -0,86 | -0,95 | -1,13 | -1,12 | -1,03 | -0,79 | -0,55 | WN |
| 1,66 | -1,66 | 0 | 0 | -0,07 | -0,7 | -0,82 | -0,68 | -1,33 | -1,56 | -1,66 | -1,55 | -1,23 | -1,14 | WE |
| 1,75 | -1,75 | 0 | 0 | -0,17 | -0,82 | -1,18 | -1,44 | -1,66 | -1,57 | -1,67 | -1,75 | -1,62 | -1,39 | WS |
| 2,02 | -2,02 | 0 | 0 | -0,33 | -1,51 | -1,47 | -1,29 | -1,87 | -2,02 | -1,87 | -1,79 | -1,63 | -1,64 | WW |

7.1.4 Knie Nr. 6

7.1.4.1 AMB

| DELTA | MIN | MAX | 0° | 10° | 25° | 30° | 35° | 50° | 60° | 80° | 90° | 100° | 125° | POSITION |
|-------|-------|------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| 1,49 | -1,05 | 0,44 | 0 | 0,44 | -0,43 | -0,38 | -0,33 | -0,23 | -0,82 | -0,87 | -1,05 | -0,22 | -0,66 | CC |
| 1,61 | -1,61 | 0 | 0 | -0,41 | -0,98 | -0,6 | -1,13 | -0,84 | -1,04 | -1,59 | -1,61 | -1,35 | -1,22 | CN |
| 1,67 | -1,08 | 0,59 | 0 | 0,59 | -0,27 | -0,67 | -0,49 | -0,74 | -0,61 | -0,78 | -1,08 | -0,26 | -0,36 | CE |
| 0,57 | -0,16 | 0,41 | 0 | 0,29 | 0,38 | -0,12 | -0,15 | 0,41 | 0,41 | -0,16 | 0,02 | -0,03 | 0,12 | CS |
| 1,19 | -0,59 | 0,6 | 0 | 0,6 | -0,13 | 0,02 | -0,04 | -0,2 | -0,35 | -0,49 | -0,59 | -0,27 | -0,34 | CW |
| 1,49 | -1,43 | 0,06 | 0 | 0,06 | -0,82 | -0,7 | -0,98 | -0,91 | -1,2 | -1,43 | -1,11 | -1,11 | -0,76 | NC |
| 2,23 | -1,55 | 0,68 | 0 | 0,68 | -0,36 | -0,18 | -0,31 | -0,47 | -0,9 | -1,14 | -1,55 | -0,68 | -1,14 | NN |
| 1,42 | -1,05 | 0,37 | 0 | 0,37 | -0,44 | -0,46 | -0,54 | -0,42 | -0,48 | -0,59 | -0,73 | -0,78 | -1,05 | NE |
| 1,42 | -1,25 | 0,17 | 0 | 0,17 | -0,63 | -0,31 | -0,77 | -0,19 | -0,71 | -1,25 | -0,67 | -0,63 | -0,38 | NS |
| 1,66 | -1,66 | 0 | 0 | -0,4 | -1,17 | -0,69 | -1,26 | -0,95 | -1,15 | -1,66 | -1,51 | -1,11 | -1,03 | NW |
| 1,3 | -0,87 | 0,43 | 0 | 0,43 | 0,07 | -0,15 | -0,1 | -0,03 | -0,17 | -0,87 | -0,72 | -0,77 | -0,41 | EC |
| 1,53 | -1,53 | 0 | 0 | -0,07 | -0,31 | -0,44 | -0,34 | -0,85 | -0,8 | -1,16 | -1,35 | -1,53 | -1,44 | EN |
| 1,54 | -1,4 | 0,14 | 0 | 0,14 | -0,63 | -0,32 | -0,7 | -0,22 | -0,78 | -1,4 | -0,93 | -1,03 | -0,72 | EE |
| 1,36 | -0,83 | 0,53 | 0 | 0,53 | -0,21 | -0,41 | -0,44 | -0,23 | -0,42 | -0,75 | -0,83 | -0,42 | -0,48 | ES |
| 1,74 | -0,83 | 0,91 | 0 | 0,91 | 0,26 | 0,42 | -0,07 | 0,55 | 0,2 | -0,72 | -0,51 | -0,83 | -0,76 | EW |
| 1,53 | -1,07 | 0,46 | 0 | 0,46 | -0,49 | -0,64 | -0,55 | -0,94 | -0,83 | -0,87 | -1,07 | -1,01 | -0,82 | SC |
| 1,34 | -1,2 | 0,14 | 0 | 0,14 | -0,56 | -0,52 | -0,33 | -0,21 | -0,75 | -1,2 | -1,08 | -0,68 | -0,87 | SN |
| 1,55 | -0,69 | 0,86 | 0 | 0,86 | 0,42 | 0,48 | -0,19 | 0,51 | 0,14 | -0,65 | -0,37 | -0,66 | -0,69 | SE |
| 1,22 | -0,54 | 0,68 | 0 | 0,68 | -0,14 | 0,09 | 0,04 | -0,17 | -0,25 | -0,44 | -0,54 | -0,21 | -0,2 | SS |
| 1,75 | -1,42 | 0,33 | 0 | 0,33 | -0,56 | -0,6 | -0,68 | -0,57 | -0,7 | -0,85 | -1 | -1,02 | -1,42 | SW |
| 1,88 | -1,3 | 0,58 | 0 | 0,58 | -0,26 | -0,73 | -0,55 | -0,8 | -0,67 | -0,88 | -1,3 | -0,4 | -0,56 | WC |
| 1,24 | -1,24 | 0 | 0 | -0,12 | -0,46 | -0,67 | -0,68 | -0,76 | -0,64 | -0,97 | -1,19 | -0,43 | -1,24 | WN |
| 1,08 | -0,59 | 0,49 | 0 | 0,49 | -0,44 | -0,11 | -0,06 | -0,24 | -0,39 | -0,5 | -0,59 | -0,28 | -0,17 | WE |
| 1,32 | -0,92 | 0,4 | 0 | 0,4 | -0,51 | -0,5 | -0,6 | -0,41 | -0,45 | -0,48 | -0,58 | -0,57 | -0,92 | WS |
| 1,32 | -1,15 | 0,17 | 0 | 0,17 | -0,61 | -0,18 | -0,7 | -0,17 | -0,66 | -1,15 | -0,66 | -0,51 | -0,42 | WW |

7.1.4.2 PLB

| DELTA | MIN | MAX | 0° | 10° | 25° | 30° | 35° | 50° | 60° | 80° | 90° | 100° | 125° | POSITION |
|-------|-------|------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| 1,85 | -1,09 | 0,76 | 0 | 0,76 | -0,34 | -0,44 | -0,41 | -0,39 | -0,78 | -1,08 | -1,09 | -1,05 | -0,96 | CC |
| 1,89 | -1,89 | 0 | 0 | -0,11 | -0,92 | -0,86 | -1,19 | -1,27 | -1,62 | -1,89 | -1,83 | -1,74 | -1,65 | CN |
| 1,08 | -1,06 | 0,02 | 0 | 0,02 | 0,01 | -0,48 | -0,6 | -0,12 | -0,37 | -1,02 | -0,93 | -1,06 | -0,92 | CE |
| 2,25 | -1,75 | 0,5 | 0 | 0,5 | -0,45 | -0,93 | -0,83 | -1,16 | -1,05 | -1,39 | -1,75 | -0,98 | -1,15 | CS |
| 2,1 | -2,1 | 0 | 0 | -0,34 | -0,81 | -0,88 | -0,85 | -1,17 | -1,18 | -1,66 | -1,92 | -1,19 | -2,1 | CW |
| 1,85 | -1,62 | 0,23 | 0 | 0,23 | -0,65 | -0,66 | -0,66 | -0,56 | -1,25 | -1,44 | -1,62 | -1 | -1,42 | NC |
| 1,65 | -1,06 | 0,59 | 0 | 0,59 | -0,23 | -0,38 | -0,35 | -0,29 | -0,7 | -0,92 | -1,06 | -0,92 | -0,91 | NN |
| 1,84 | -1,84 | 0 | 0 | -0,2 | -0,66 | -0,82 | -0,87 | -0,95 | -1 | -1,44 | -1,76 | -1,08 | -1,84 | NE |
| 1,79 | -1,5 | 0,29 | 0 | 0,29 | -0,44 | -0,69 | -0,8 | -0,65 | -1,02 | -1,33 | -1,5 | -1,14 | -1,24 | NS |
| 1,98 | -1,98 | 0 | 0 | -0,13 | -0,49 | -0,62 | -0,51 | -1,04 | -1,21 | -1,58 | -1,74 | -1,98 | -1,85 | NW |
| 2,29 | -1,89 | 0,4 | 0 | 0,4 | -0,7 | -0,93 | -0,87 | -1,34 | -1,42 | -1,6 | -1,89 | -1,85 | -1,75 | EC |
| 2,12 | -1,91 | 0,21 | 0 | 0,21 | -0,77 | -0,79 | -0,82 | -0,73 | -1,46 | -1,73 | -1,91 | -1,29 | -1,66 | EN |
| 1,86 | -1,86 | 0 | 0 | -0,03 | -0,77 | -0,7 | -0,66 | -0,5 | -1,22 | -1,86 | -1,76 | -1,38 | -1,7 | EE |
| 2,4 | -2,4 | 0 | 0 | -0,63 | -1,29 | -0,74 | -1,51 | -1,21 | -1,57 | -2,35 | -2,4 | -2,02 | -2,01 | ES |
| 2,99 | -2,41 | 0,58 | 0 | 0,58 | -0,43 | -0,22 | -0,6 | -0,73 | -1,6 | -1,89 | -2,41 | -1,5 | -2,11 | EW |
| 2,39 | -2,39 | 0 | 0 | -0,07 | -1,23 | -0,97 | -1,47 | -1,56 | -1,98 | -2,39 | -2,1 | -2,16 | -1,93 | SC |
| 1,83 | -1,63 | 0,2 | 0 | 0,2 | -0,33 | -0,59 | -0,66 | -0,72 | -1,01 | -1,63 | -1,56 | -1,62 | -1,27 | SN |
| 2,34 | -1,61 | 0,73 | 0 | 0,73 | 0,13 | 0,12 | -0,71 | -0,03 | -0,66 | -1,47 | -1,31 | -1,61 | -1,28 | SE |
| 2,03 | -1,18 | 0,85 | 0 | 0,85 | -0,32 | -0,48 | -0,47 | -0,4 | -0,84 | -1,13 | -1,18 | -1,12 | -1,16 | SS |
| 2 | -1,94 | 0,06 | 0 | 0,06 | -0,82 | -0,88 | -0,77 | -0,55 | -1,32 | -1,86 | -1,94 | -1,53 | -1,79 | SW |
| 1,44 | -1,15 | 0,29 | 0 | 0,29 | -0,24 | -0,46 | -0,46 | -0,47 | -0,7 | -1,15 | -1,13 | -1,08 | -0,73 | WC |
| 1,71 | -1,47 | 0,24 | 0 | 0,24 | -0,63 | -0,88 | -0,82 | -1,11 | -1,13 | -1,24 | -1,47 | -1,25 | -1,13 | WN |
| 1,58 | -1,42 | 0,16 | 0 | 0,16 | -0,5 | -0,94 | -1,07 | -0,92 | -1,22 | -1,39 | -1,42 | -1,29 | -1,1 | WE |
| 1,68 | -1,68 | 0 | 0 | -0,17 | -0,42 | -0,62 | -0,52 | -1,16 | -1,2 | -1,51 | -1,62 | -1,68 | -1,53 | WS |
| 1,08 | -0,89 | 0,19 | 0 | 0,19 | -0,04 | -0,54 | -0,69 | -0,17 | -0,33 | -0,89 | -0,79 | -0,87 | -0,56 | WW |

7.1.5 Knie Nr. 7

7.1.5.1 AMB

| DELTA | MIN | MAX | 0° | 10° | 25° | 30° | 35° | 50° | 60° | 80° | 90° | 100° | 125° | POSITION |
|-------|-------|------|----|------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| 0,65 | -0,38 | 0,27 | 0 | 0,27 | -0,31 | -0,3 | -0,27 | -0,38 | -0,25 | -0,18 | -0,34 | -0,22 | -0,29 | CC |
| 0,91 | -0,37 | 0,54 | 0 | 0,54 | -0,21 | -0,37 | -0,37 | -0,31 | -0,15 | -0,2 | -0,26 | -0,14 | -0,29 | CN |
| 0,59 | -0,09 | 0,5 | 0 | 0,49 | -0,01 | -0,04 | 0,03 | 0 | 0,29 | -0,09 | 0,03 | 0,15 | 0,5 | CE |
| 0,76 | -0,43 | 0,33 | 0 | 0,33 | -0,43 | -0,4 | -0,33 | -0,32 | -0,07 | 0,06 | -0,12 | -0,13 | -0,09 | CS |
| 1,05 | -0,64 | 0,41 | 0 | 0,41 | -0,49 | -0,36 | -0,56 | -0,64 | -0,46 | -0,42 | -0,44 | -0,36 | -0,35 | CW |
| 0,97 | -0,34 | 0,63 | 0 | 0,63 | -0,34 | -0,15 | -0,11 | -0,21 | -0,18 | -0,18 | -0,18 | 0,15 | 0,4 | NC |
| 0,83 | -0,5 | 0,33 | 0 | 0,33 | -0,4 | -0,29 | -0,5 | -0,46 | -0,36 | -0,27 | -0,28 | -0,23 | -0,18 | NN |
| 0,62 | -0,09 | 0,53 | 0 | 0,19 | -0,09 | -0,03 | 0,02 | 0 | 0,38 | 0,5 | 0,12 | 0,47 | 0,53 | NE |
| 1,12 | -0,39 | 0,73 | 0 | 0,73 | -0,08 | -0,06 | -0,22 | -0,39 | -0,12 | -0,12 | 0,13 | 0,11 | 0,16 | NS |
| 0,88 | -0,42 | 0,46 | 0 | 0,46 | -0,26 | -0,42 | -0,38 | -0,27 | 0,05 | -0,05 | -0,08 | 0,08 | -0,02 | NW |
| 1,11 | -0,48 | 0,63 | 0 | 0,63 | -0,27 | -0,26 | 0,04 | -0,2 | -0,09 | -0,48 | -0,25 | -0,07 | -0,48 | EC |
| 1 | -0,53 | 0,47 | 0 | 0,47 | -0,28 | -0,32 | -0,24 | -0,49 | -0,11 | -0,5 | -0,44 | -0,39 | -0,53 | EN |
| 1,23 | -0,57 | 0,66 | 0 | 0,66 | -0,57 | -0,52 | -0,43 | -0,55 | -0,35 | -0,44 | -0,1 | -0,27 | -0,36 | EE |
| 0,84 | -0,37 | 0,47 | 0 | 0,47 | -0,37 | -0,3 | -0,35 | 0,12 | -0,15 | -0,05 | -0,13 | -0,31 | -0,06 | ES |
| 1,12 | -0,68 | 0,44 | 0 | 0,44 | -0,55 | -0,43 | -0,44 | -0,64 | -0,66 | -0,65 | -0,68 | -0,23 | -0,43 | EW |
| 1,01 | -0,53 | 0,48 | 0 | 0,48 | -0,26 | 0 | -0,28 | -0,53 | -0,35 | -0,36 | -0,5 | 0,02 | -0,33 | SC |
| 1,21 | -0,68 | 0,53 | 0 | 0,53 | -0,49 | -0,38 | -0,42 | -0,68 | -0,65 | -0,54 | -0,54 | -0,28 | -0,36 | SN |
| 1,07 | -0,56 | 0,51 | 0 | 0,51 | -0,37 | -0,29 | -0,36 | -0,56 | -0,17 | -0,02 | -0,04 | -0,23 | 0,03 | SE |
| 1,51 | -0,61 | 0,9 | 0 | 0,9 | -0,59 | -0,57 | -0,52 | -0,61 | -0,36 | -0,34 | -0,07 | -0,12 | -0,2 | SS |
| 1,48 | -0,64 | 0,84 | 0 | 0,84 | -0,37 | -0,52 | -0,6 | -0,64 | -0,38 | -0,27 | -0,17 | -0,04 | 0,12 | SW |
| 0,64 | -0,32 | 0,32 | 0 | 0,32 | -0,32 | -0,28 | -0,26 | -0,24 | -0,05 | 0,2 | 0,12 | 0,08 | 0,21 | WC |
| 0,67 | -0,18 | 0,49 | 0 | 0,37 | -0,15 | -0,18 | -0,16 | -0,14 | -0,04 | 0,04 | 0,03 | 0,13 | 0,49 | WN |
| 0,79 | -0,28 | 0,51 | 0 | 0,51 | -0,26 | -0,27 | -0,26 | -0,28 | -0,11 | 0,13 | -0,03 | 0,13 | 0,28 | WE |
| 1,01 | -0,07 | 0,94 | 0 | 0,44 | -0,05 | -0,07 | 0,04 | 0,06 | 0,41 | 0,19 | 0,32 | 0,5 | 0,94 | WS |
| 0,74 | -0,15 | 0,59 | 0 | 0,59 | -0,12 | -0,15 | -0,03 | -0,12 | 0,23 | 0,09 | 0,19 | 0,35 | 0,32 | WW |

7.1.5.2 PLB

| DELTA | MIN | MAX | 0° | 10° | 25° | 30° | 35° | 50° | 60° | 80° | 90° | 100° | 125° | POSITION |
|-------|-------|------|----|------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| 1,16 | -0,95 | 0,21 | 0 | 0,21 | -0,58 | -0,6 | -0,62 | -0,95 | -0,67 | -0,7 | -0,83 | -0,67 | -0,75 | CC |
| 1,47 | -1,15 | 0,32 | 0 | 0,32 | -0,83 | -0,71 | -0,82 | -1,09 | -1,15 | -1,04 | -1,07 | -0,88 | -0,94 | CN |
| 1,43 | -0,89 | 0,54 | 0 | 0,54 | -0,35 | -0,41 | -0,63 | -0,89 | -0,81 | -0,87 | -0,72 | -0,71 | -0,7 | CE |
| 1,63 | -0,99 | 0,64 | 0 | 0,64 | -0,51 | -0,56 | -0,54 | -0,89 | -0,77 | -0,74 | -0,99 | -0,88 | -0,7 | CS |
| 1,45 | -0,84 | 0,61 | 0 | 0,61 | -0,56 | -0,57 | -0,25 | -0,67 | -0,65 | -0,84 | -0,72 | -0,55 | -0,72 | CW |
| 1,32 | -0,78 | 0,54 | 0 | 0,54 | -0,55 | -0,69 | -0,42 | -0,61 | -0,75 | -0,78 | -0,78 | -0,5 | -0,34 | NC |
| 1,04 | -0,59 | 0,45 | 0 | 0,45 | -0,3 | -0,37 | -0,36 | -0,48 | -0,37 | -0,59 | -0,52 | -0,44 | -0,54 | NN |
| 0,97 | -0,52 | 0,45 | 0 | 0,45 | -0,33 | -0,4 | -0,19 | -0,47 | -0,36 | -0,46 | -0,41 | -0,28 | -0,52 | NE |
| 1,06 | -0,74 | 0,32 | 0 | 0,32 | -0,48 | -0,47 | -0,42 | -0,65 | -0,52 | -0,5 | -0,7 | -0,58 | -0,74 | NS |
| 1,13 | -0,61 | 0,52 | 0 | 0,52 | -0,42 | -0,54 | -0,46 | -0,55 | -0,5 | -0,61 | -0,56 | -0,55 | -0,3 | NW |
| 1,93 | -1,06 | 0,87 | 0 | 0,87 | -0,51 | -0,68 | -0,91 | -1,06 | -0,89 | -0,97 | -0,88 | -0,76 | -0,49 | EC |
| 1,44 | -1,19 | 0,25 | 0 | 0,25 | -0,71 | -0,72 | -0,75 | -0,92 | -0,92 | -0,84 | -0,86 | -1,19 | -1,12 | EN |
| 1,08 | -0,91 | 0,17 | 0 | 0,17 | -0,32 | -0,32 | -0,33 | -0,62 | -0,31 | -0,91 | -0,81 | -0,58 | -0,55 | EE |
| 1,3 | -0,96 | 0,34 | 0 | 0,34 | -0,44 | -0,44 | -0,35 | -0,56 | -0,39 | -0,96 | -0,9 | -0,8 | -0,48 | ES |
| 1,71 | -1,39 | 0,32 | 0 | 0,32 | -0,75 | -0,65 | -0,93 | -1,26 | -1,15 | -1,27 | -1,39 | -1,34 | -1,27 | EW |
| 1,35 | -0,64 | 0,71 | 0 | 0,71 | 0,31 | -0,02 | -0,64 | -0,07 | 0,07 | -0,28 | -0,39 | -0,2 | -0,12 | SC |
| 1,32 | -0,88 | 0,44 | 0 | 0,44 | -0,51 | -0,6 | -0,62 | -0,79 | -0,78 | -0,88 | -0,85 | -0,84 | -0,57 | SN |
| 1,5 | -1,16 | 0,34 | 0 | 0,34 | -0,72 | -0,79 | -0,81 | -1,11 | -1,03 | -0,98 | -1,16 | -1,09 | -0,96 | SE |
| 1,96 | -1,27 | 0,69 | 0 | 0,69 | -0,67 | -0,79 | -0,49 | -0,9 | -1,01 | -1,21 | -1,27 | -0,89 | -0,67 | SS |
| 1,93 | -1,16 | 0,77 | 0 | 0,77 | -0,29 | -0,42 | -0,72 | -1,16 | -0,96 | -1,08 | -0,9 | -0,85 | -0,63 | SW |
| 1,04 | -0,66 | 0,38 | 0 | 0,38 | -0,5 | -0,5 | -0,56 | -0,66 | -0,49 | -0,24 | -0,19 | -0,3 | -0,04 | WC |
| 0,55 | -0,34 | 0,21 | 0 | 0,21 | -0,23 | -0,27 | -0,3 | -0,34 | -0,14 | -0,21 | -0,16 | 0 | 0,2 | WN |
| 1,37 | -0,7 | 0,67 | 0 | 0,67 | -0,46 | -0,57 | -0,7 | -0,64 | -0,53 | -0,38 | -0,28 | -0,17 | 0,11 | WE |
| 1,37 | -0,87 | 0,5 | 0 | 0,5 | -0,54 | -0,24 | -0,52 | -0,87 | -0,71 | -0,71 | -0,71 | -0,28 | -0,44 | WS |
| 1,63 | -0,75 | 0,88 | 0 | 0,88 | -0,75 | -0,71 | -0,69 | -0,7 | -0,64 | -0,5 | -0,21 | -0,33 | -0,26 | WW |

7.1.6 Knie Nr. 8

7.1.6.1 AMB

| DELTA | MIN | MAX | 0° | 10° | 25° | 30° | 35° | 50° | 60° | 80° | 90° | 100° | 125° | POSITION |
|-------|-------|------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| 1,51 | -1,38 | 0,13 | 0 | 0,13 | -0,07 | -0,5 | -1,38 | -1,14 | -1,09 | -0,83 | -1,19 | -0,98 | -1,26 | CC |
| 1,74 | -1,12 | 0,62 | 0 | 0,62 | -0,36 | -0,07 | -0,56 | -0,42 | -1,02 | -1,12 | -0,89 | -0,87 | -0,68 | CN |
| 0,96 | -0,96 | 0 | 0 | -0,03 | -0,18 | -0,5 | -0,55 | -0,66 | -0,65 | -0,96 | -0,93 | -0,63 | -0,62 | CE |
| 1,47 | -1,47 | 0 | 0 | -0,14 | -0,85 | -0,44 | -1,28 | -1,47 | -1,23 | -1,36 | -1,31 | -1,21 | -1,16 | CS |
| 1,28 | -1,24 | 0,04 | 0 | 0,04 | -0,55 | -0,55 | -1,24 | -1,01 | -0,94 | -1,12 | -1,06 | -1,17 | -1,04 | CW |
| 1,15 | -1,07 | 0,08 | 0 | 0,08 | 0,01 | -0,6 | -0,84 | -0,4 | -0,64 | -0,9 | -0,76 | -1,07 | -0,64 | NC |
| 1,05 | -1,05 | 0 | 0 | -0,07 | -0,21 | -0,58 | -0,53 | -0,79 | -0,86 | -1,05 | -0,86 | -0,72 | -0,8 | NN |
| 1,15 | -1,05 | 0,1 | 0 | 0,1 | -0,17 | -0,47 | -0,81 | -0,79 | -0,97 | -0,77 | -0,87 | -1,05 | -0,94 | NE |
| 1,36 | -0,98 | 0,38 | 0 | 0,03 | 0,38 | -0,43 | -0,98 | -0,59 | -0,91 | -0,63 | -0,72 | -0,31 | -0,08 | NS |
| 1,36 | -1,36 | 0 | 0 | -0,28 | -0,24 | -0,8 | -0,89 | -0,84 | -1,36 | -1,12 | -1,34 | -1,09 | -0,9 | NW |
| 1,54 | -1,54 | 0 | 0 | -0,21 | -0,15 | -0,87 | -0,94 | -0,85 | -1,54 | -1,21 | -1,48 | -1,27 | -1,15 | EC |
| 1,51 | -1,51 | 0 | 0 | 0 | -0,04 | -0,71 | -0,82 | -0,56 | -0,89 | -1,27 | -1,16 | -1,51 | -1,15 | EN |
| 1,37 | -1,1 | 0,27 | 0 | -0,1 | 0,27 | -0,43 | -0,95 | -0,66 | -1,02 | -0,95 | -1,1 | -0,81 | -0,58 | EE |
| 1,41 | -1,26 | 0,15 | 0 | 0,15 | -0,06 | -0,49 | -1,04 | -0,87 | -1,23 | -0,87 | -0,98 | -1,26 | -1,12 | ES |
| 1,37 | -1,37 | 0 | 0 | -0,04 | -0,41 | -0,75 | -0,75 | -1,01 | -1,18 | -1,37 | -1,11 | -1,08 | -1,27 | EW |
| 1,52 | -1,52 | 0 | 0 | -0,09 | -0,77 | -0,88 | -0,88 | -1,17 | -1,28 | -1,52 | -1,36 | -1,4 | -1,15 | SC |
| 2,01 | -1,81 | 0,2 | 0 | 0,2 | -0,44 | -0,31 | -0,9 | -0,82 | -1,37 | -1,7 | -1,43 | -1,81 | -1,2 | SN |
| 1,62 | -1,61 | 0,01 | 0 | 0,01 | -0,56 | -1,03 | -1,15 | -1,04 | -0,92 | -1,61 | -1,08 | -1,23 | -0,97 | SE |
| 1,78 | -1,62 | 0,16 | 0 | 0,16 | -0,05 | -0,51 | -1,6 | -1,32 | -1,23 | -1,02 | -1,37 | -1,21 | -1,62 | SS |
| 1,64 | -1,64 | 0 | 0 | -0,1 | -0,77 | -0,47 | -1,23 | -1,51 | -1,42 | -1,64 | -1,64 | -1,55 | -1,49 | SW |
| 1,5 | -1,31 | 0,19 | 0 | 0,19 | -0,06 | -0,09 | -1,31 | -1,02 | -1,02 | -1,26 | -1,13 | -0,89 | -0,74 | WC |
| 1,48 | -1,48 | 0 | 0 | -0,36 | -0,9 | -0,97 | -1,03 | -1,24 | -1,36 | -1,48 | -1,34 | -1,35 | -1,09 | WN |
| 1,44 | -1,44 | 0 | 0 | -0,39 | -1,04 | -0,47 | -1,19 | -1,02 | -1,26 | -1,44 | -1,32 | -1,25 | -1,05 | WE |
| 2,59 | -1,23 | 1,36 | 0 | 1,36 | -0,25 | -0,12 | -0,77 | -0,52 | -1,04 | -1,21 | -0,91 | -1,23 | -0,5 | WS |
| 1,15 | -1,15 | 0 | 0 | -0,12 | -0,25 | -0,57 | -1,02 | -1,14 | -1,09 | -1,15 | -0,92 | -0,91 | -0,48 | WW |

7.1.6.2 PLB

| DELTA | MIN | MAX | 0° | 10° | 25° | 30° | 35° | 50° | 60° | 80° | 90° | 100° | 125° | POSITION |
|-------|-------|------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| 1,72 | -1,58 | 0,14 | 0 | 0,14 | -0,13 | -0,63 | -1,55 | -1,42 | -1,39 | -1,26 | -1,54 | -1,26 | -1,58 | CC |
| 1,75 | -1,75 | 0 | 0 | -0,19 | -0,81 | -0,61 | -1,29 | -1,6 | -1,53 | -1,73 | -1,75 | -1,58 | -1,27 | CN |
| 1,68 | -1,68 | 0 | 0 | -0,2 | -0,15 | -0,37 | -0,99 | -1,06 | -1,68 | -1,4 | -1,61 | -1,37 | -1,13 | CE |
| 1,76 | -1,68 | 0,08 | 0 | 0,08 | -0,11 | -0,9 | -1,17 | -0,89 | -1,26 | -1,58 | -1,4 | -1,68 | -1,1 | CS |
| 2,25 | -1,99 | 0,26 | 0 | 0,26 | -0,35 | -0,36 | -1,11 | -0,98 | -1,64 | -1,93 | -1,7 | -1,99 | -1,29 | CW |
| 1,61 | -1,61 | 0 | 0 | -0,15 | -0,68 | -1,04 | -1,17 | -1,17 | -1,1 | -1,61 | -1,18 | -1,21 | -0,98 | NC |
| 1,69 | -1,69 | 0 | 0 | -0,46 | -1,02 | -0,66 | -1,29 | -1,25 | -1,5 | -1,69 | -1,6 | -1,52 | -1,36 | NN |
| 1,34 | -1,11 | 0,23 | 0 | -0,05 | 0,23 | -0,52 | -0,97 | -0,77 | -1,11 | -1 | -1,11 | -0,79 | -0,44 | NE |
| 1,54 | -1,45 | 0,09 | 0 | 0,09 | -0,15 | -0,69 | -1,1 | -1,03 | -1,45 | -1,12 | -1,12 | -1,36 | -1,01 | NS |
| 1,45 | -1,45 | 0 | 0 | -0,08 | -0,56 | -0,9 | -0,95 | -1,27 | -1,45 | -1,37 | -1,16 | -1,04 | -0,92 | NW |
| 2,24 | -2,24 | 0 | 0 | -0,01 | -0,7 | -1,18 | -1,29 | -1,23 | -1,74 | -1,88 | -2,24 | -1,54 | -1,31 | EC |
| 1,63 | -1,63 | 0 | 0 | -0,18 | -0,36 | -0,72 | -1,18 | -1,42 | -1,47 | -1,63 | -1,5 | -1,41 | -0,94 | EN |
| 1,87 | -1,87 | 0 | 0 | -0,12 | -0,66 | -1,12 | -1,28 | -1,28 | -1,18 | -1,87 | -1,33 | -1,41 | -1,26 | EE |
| 1,98 | -1,88 | 0,1 | 0 | 0,1 | -0,15 | -0,29 | -1,55 | -1,41 | -1,53 | -1,88 | -1,71 | -1,47 | -1,37 | ES |
| 2,05 | -2,05 | 0 | 0 | -0,2 | -1,06 | -1,22 | -1,29 | -1,58 | -1,74 | -2,05 | -1,74 | -1,74 | -1,59 | EW |
| 1,74 | -1,74 | 0 | 0 | -0,15 | -0,38 | -0,86 | -1,02 | -1,09 | -1,33 | -1,69 | -1,74 | -1,25 | -1,3 | SC |
| 2,1 | -1,93 | 0,17 | 0 | 0,17 | -0,12 | -0,28 | -1,57 | -1,36 | -1,54 | -1,93 | -1,75 | -1,53 | -1,36 | SN |
| 1,59 | -1,55 | 0,04 | 0 | 0,04 | -0,67 | -0,68 | -1,54 | -1,3 | -1,35 | -1,47 | -1,51 | -1,55 | -1,33 | SE |
| 2,17 | -2,17 | 0 | 0 | -0,32 | -0,62 | -1,23 | -1,78 | -2,03 | -2,05 | -2,17 | -1,95 | -1,88 | -1,38 | SS |
| 2,42 | -2,01 | 0,41 | 0 | 0,41 | -0,66 | -0,39 | -1,04 | -0,91 | -1,79 | -2,01 | -0,75 | -1,51 | -1,33 | SW |
| 1,38 | -1,38 | 0 | 0 | -0,03 | -0,69 | -0,7 | -1,38 | -1,24 | -1,27 | -1,33 | -1,32 | -1,3 | -0,93 | WC |
| 1,67 | -1,67 | 0 | 0 | -0,01 | -0,69 | -1,08 | -1,13 | -1,1 | -1,57 | -1,57 | -1,67 | -1,25 | -0,94 | WN |
| 1,69 | -1,69 | 0 | 0 | -0,42 | -1,11 | -0,63 | -1,41 | -1,3 | -1,59 | -1,69 | -1,58 | -1,48 | -1,25 | WE |
| 1,7 | -1,35 | 0,35 | 0 | 0,35 | -0,51 | -0,22 | -0,81 | -0,68 | -1,32 | -1,35 | -1,06 | -0,93 | -0,49 | WS |
| 1,53 | -1,53 | 0 | 0 | -0,09 | -0,44 | -0,87 | -1 | -1,09 | -1,31 | -1,53 | -1,5 | -0,98 | -0,86 | WW |

7.1.7 Knie Nr. 9

7.1.7.1 AMB

| DELTA | MIN | MAX | 0° | 10° | 25° | 30° | 35° | 50° | 60° | 80° | 90° | 100° | 125° | POSITION |
|-------|-------|------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| 0,69 | -0,69 | 0 | 0 | -0,26 | -0,08 | -0,57 | -0,69 | -0,24 | -0,62 | -0,65 | -0,51 | -0,55 | -0,39 | CC |
| 0,63 | -0,6 | 0,03 | 0 | -0,09 | 0,03 | -0,37 | -0,23 | -0,42 | -0,25 | -0,58 | -0,6 | -0,16 | -0,11 | CN |
| 0,82 | -0,82 | 0 | 0 | -0,59 | -0,61 | -0,53 | -0,62 | -0,8 | -0,82 | -0,62 | -0,52 | -0,56 | -0,55 | CE |
| 0,62 | -0,56 | 0,06 | 0 | -0,37 | -0,13 | -0,32 | -0,28 | -0,33 | -0,49 | -0,56 | -0,32 | -0,2 | 0,06 | CS |
| 1,22 | -1,22 | 0 | 0 | -0,6 | -0,78 | -0,83 | -0,98 | -0,8 | -1,22 | -1,03 | -1,15 | -1,11 | -0,89 | CW |
| 1,2 | -1,2 | 0 | 0 | -0,84 | -0,83 | -0,75 | -0,98 | -0,51 | -1,2 | -0,99 | -1,19 | -0,81 | -0,95 | NC |
| 0,83 | -0,83 | 0 | 0 | -0,2 | -0,17 | -0,25 | -0,43 | -0,09 | -0,69 | -0,83 | -0,65 | -0,75 | -0,46 | NN |
| 0,87 | -0,87 | 0 | 0 | -0,38 | -0,64 | -0,36 | -0,73 | -0,87 | -0,84 | -0,78 | -0,62 | -0,51 | -0,5 | NE |
| 1,07 | -1,07 | 0 | 0 | -0,93 | -0,68 | -0,59 | -0,84 | -0,53 | -1,07 | -0,91 | -0,61 | -0,83 | -0,62 | NS |
| 0,62 | -0,62 | 0 | 0 | -0,24 | -0,14 | -0,06 | -0,17 | -0,19 | -0,28 | -0,47 | -0,51 | -0,62 | -0,38 | NW |
| 1,05 | -1,05 | 0 | 0 | -0,15 | -0,44 | -0,66 | -0,51 | -0,44 | -1,05 | -1,02 | -0,72 | -0,9 | -0,98 | EC |
| 1 | -1 | 0 | 0 | -0,28 | -0,15 | -0,53 | -0,65 | -0,26 | -0,81 | -0,7 | -0,59 | -1 | -0,85 | EN |
| 0,95 | -0,95 | 0 | 0 | -0,7 | -0,48 | -0,53 | -0,7 | -0,42 | -0,95 | -0,88 | -0,71 | -0,9 | -0,87 | EE |
| 1,37 | -1,37 | 0 | 0 | -0,98 | -0,92 | -0,79 | -1,01 | -0,54 | -1,34 | -1,08 | -1,37 | -0,98 | -1,21 | ES |
| 1,08 | -1,08 | 0 | 0 | -0,36 | -0,66 | -0,39 | -0,79 | -0,92 | -0,97 | -1,08 | -1,02 | -0,97 | -1 | EW |
| 0,86 | -0,86 | 0 | 0 | -0,22 | -0,18 | -0,39 | -0,35 | -0,09 | -0,59 | -0,78 | -0,8 | -0,66 | -0,86 | SC |
| 1,16 | -1,16 | 0 | 0 | -0,12 | -0,46 | -0,65 | -0,45 | -0,51 | -1,16 | -1,02 | -0,77 | -0,91 | -0,97 | SN |
| 0,7 | -0,65 | 0,05 | 0 | -0,25 | 0 | 0,05 | -0,02 | -0,12 | -0,27 | -0,45 | -0,64 | -0,65 | -0,44 | SE |
| 1 | -0,78 | 0,22 | 0 | 0,22 | -0,12 | -0,22 | -0,45 | -0,24 | -0,47 | -0,39 | -0,26 | -0,78 | -0,63 | SS |
| 1,04 | -1,04 | 0 | 0 | -0,67 | -0,77 | -0,67 | -0,8 | -0,98 | -1,04 | -0,9 | -0,84 | -0,87 | -0,93 | SW |
| 0,55 | -0,55 | 0 | 0 | -0,13 | -0,07 | -0,19 | -0,1 | -0,5 | -0,55 | -0,52 | -0,33 | -0,26 | -0,2 | WC |
| 0,58 | -0,48 | 0,1 | 0 | 0,04 | 0,1 | -0,33 | -0,48 | -0,29 | -0,36 | -0,36 | -0,28 | -0,14 | -0,37 | WN |
| 0,73 | -0,62 | 0,11 | 0 | -0,17 | -0,06 | -0,15 | -0,33 | 0,11 | -0,51 | -0,62 | -0,31 | -0,34 | -0,02 | WE |
| 0,91 | -0,84 | 0,07 | 0 | -0,16 | 0,06 | 0,07 | -0,52 | -0,04 | -0,84 | -0,61 | -0,23 | -0,09 | -0,12 | WS |
| 0,53 | -0,53 | 0 | 0 | -0,18 | -0,17 | -0,4 | -0,33 | -0,08 | -0,43 | -0,51 | -0,53 | -0,4 | -0,35 | WW |

7.1.7.2 PLB

| DELTA | MIN | MAX | 0° | 10° | 25° | 30° | 35° | 50° | 60° | 80° | 90° | 100° | 125° | POSITION |
|-------|-------|------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|
| 0,93 | -0,93 | 0 | 0 | -0,08 | -0,02 | -0,49 | -0,59 | -0,23 | -0,78 | -0,93 | -0,75 | -0,88 | -0,69 | CC |
| 1,21 | -1,21 | 0 | 0 | -0,39 | -0,41 | -0,64 | -0,69 | -0,79 | -1,07 | -1,21 | -1,1 | -1 | -0,49 | CN |
| 1,12 | -1,12 | 0 | 0 | -0,25 | -0,19 | -0,44 | -0,38 | -0,16 | -0,73 | -1,04 | -1,12 | -1,05 | -1,09 | CE |
| 1,25 | -1,02 | 0,23 | 0 | -0,09 | 0,23 | -0,45 | -0,38 | -0,57 | -0,77 | -0,99 | -1,02 | -0,62 | -0,51 | CS |
| 1,72 | -1,72 | 0 | 0 | -0,61 | -1 | -1,15 | -1,26 | -1,53 | -1,72 | -1,61 | -1,55 | -1,55 | -1,59 | CW |
| 1,38 | -1,38 | 0 | 0 | -0,9 | -0,72 | -0,77 | -1,02 | -0,78 | -1,38 | -1,29 | -1,08 | -1,29 | -1,13 | NC |
| 1,27 | -1,27 | 0 | 0 | -0,5 | -0,78 | -0,56 | -0,93 | -1,14 | -1,16 | -1,27 | -1,13 | -1,01 | -0,89 | NN |
| 1,53 | -1,53 | 0 | 0 | -0,88 | -0,88 | -0,86 | -1,1 | -0,7 | -1,5 | -1,32 | -1,53 | -1,13 | -1,3 | NE |
| 1,19 | -1,19 | 0 | 0 | -0,55 | -0,33 | -0,74 | -0,89 | -0,48 | -1,1 | -0,98 | -0,77 | -1,19 | -0,88 | NS |
| 1,67 | -1,67 | 0 | 0 | -0,87 | -0,95 | -1,03 | -1,39 | -1,13 | -1,67 | -1,42 | -1,63 | -1,6 | -1,44 | NW |
| 1,6 | -1,6 | 0 | 0 | -0,36 | -0,28 | -0,39 | -0,71 | -0,26 | -1,35 | -1,6 | -1,42 | -1,59 | -1,39 | EC |
| 1,54 | -1,54 | 0 | 0 | -0,14 | -0,02 | -0,53 | -0,78 | -0,7 | -0,84 | -0,98 | -1,01 | -1,07 | -1,54 | EN |
| 1,35 | -1,35 | 0 | 0 | -0,36 | -0,17 | -0,26 | -0,39 | -0,95 | -1,2 | -1,33 | -1,3 | -1,25 | -1,35 | EE |
| 1,52 | -1,52 | 0 | 0 | -0,22 | -0,11 | -0,12 | -0,9 | -0,44 | -1,51 | -1,4 | -1,15 | -1,19 | -1,52 | ES |
| 1,97 | -1,94 | 0,03 | 0 | 0,03 | -0,48 | -0,76 | -0,78 | -0,79 | -1,17 | -1,2 | -1,09 | -1,94 | -1,85 | EW |
| 1,66 | -1,66 | 0 | 0 | -0,41 | -0,44 | -0,38 | -0,46 | -0,5 | -0,84 | -1,39 | -1,51 | -1,66 | -1,39 | SC |
| 1,41 | -1,33 | 0,08 | 0 | -0,2 | 0,08 | -0,67 | -0,57 | -0,79 | -0,84 | -1,29 | -1,33 | -0,9 | -0,73 | SN |
| 1,89 | -1,89 | 0 | 0 | -0,79 | -0,9 | -1,09 | -1,41 | -1,12 | -1,78 | -1,68 | -1,88 | -1,89 | -1,78 | SE |
| 1,42 | -1,42 | 0 | 0 | -0,38 | -0,35 | -0,72 | -0,94 | -0,89 | -1,28 | -1,42 | -1,37 | -1,3 | -1,04 | SS |
| 1,26 | -1,17 | 0,09 | 0 | -0,17 | 0,09 | -0,51 | -0,62 | -0,28 | -0,97 | -1,15 | -0,98 | -1,17 | -0,9 | SW |
| 1,17 | -1,12 | 0,05 | 0 | -0,24 | 0,05 | -0,53 | -0,77 | -0,75 | -0,85 | -1,01 | -0,98 | -0,95 | -1,12 | WC |
| 1,32 | -1,32 | 0 | 0 | -0,16 | -0,05 | -0,08 | -0,82 | -0,36 | -1,32 | -1,22 | -0,92 | -0,84 | -1,05 | WN |
| 1,48 | -1,48 | 0 | 0 | -0,13 | -0,61 | -0,86 | -0,76 | -0,69 | -1,48 | -1,36 | -1,09 | -1,13 | -1,17 | WE |
| 1,17 | -1,17 | 0 | 0 | -0,31 | -0,08 | -0,31 | -0,37 | -0,92 | -1,13 | -1,17 | -1,11 | -1,04 | -1,04 | WS |
| 1,41 | -1,41 | 0 | 0 | -0,5 | -0,36 | -0,84 | -1,07 | -0,58 | -1,34 | -1,18 | -1,01 | -1,41 | -1,13 | WW |

7.2 Statistische Auswertung

7.2.1 Ranglistenmethode

7.2.1.1 AMB

| POSITION | Versuch 3 | Versuch 4 | Versuch 5 | Versuch 6 | Versuch 7 | Versuch 8 | Versuch 9 | Mittelwert |
|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|
| WW | 1,44 | 1,06 | 0,99 | 1,32 | 0,74 | 1,15 | 0,53 | 1,033 |
| CS | 1,83 | 1,55 | 0,96 | 0,57 | 0,76 | 1,47 | 0,62 | 1,109 |
| WE | 0,79 | 1,81 | 1,16 | 1,08 | 0,79 | 1,44 | 0,73 | 1,114 |
| CE | 1,07 | 1,71 | 1 | 1,67 | 0,59 | 0,96 | 0,82 | 1,117 |
| WN | 1,32 | 1,85 | 0,76 | 1,24 | 0,67 | 1,48 | 0,58 | 1,129 |
| NN | 1,34 | 1,16 | 0,48 | 2,23 | 0,83 | 1,05 | 0,83 | 1,131 |
| NE | 1,65 | 1,46 | 0,91 | 1,42 | 0,62 | 1,15 | 0,87 | 1,154 |
| NC | 1,3 | 1,61 | 0,88 | 1,49 | 0,97 | 1,15 | 1,2 | 1,229 |
| WC | 1,26 | 1,43 | 1,36 | 1,88 | 0,64 | 1,5 | 0,55 | 1,231 |
| CC | 2,04 | 1,41 | 1,16 | 1,49 | 0,65 | 1,51 | 0,69 | 1,279 |
| SS | 1,53 | 1,26 | 0,72 | 1,22 | 1,51 | 1,78 | 1 | 1,289 |
| NS | 1,16 | 2,21 | 0,76 | 1,42 | 1,12 | 1,36 | 1,07 | 1,3 |
| NW | 1,86 | 2 | 1,03 | 1,66 | 0,88 | 1,36 | 0,62 | 1,344 |
| EC | 1,57 | 1,62 | 1,24 | 1,3 | 1,11 | 1,54 | 1,05 | 1,347 |
| SC | 1,74 | 1,66 | 1,16 | 1,53 | 1,01 | 1,52 | 0,86 | 1,354 |
| EE | 1,55 | 1,68 | 1,25 | 1,54 | 1,23 | 1,37 | 0,95 | 1,367 |
| SE | 2,16 | 1,39 | 1,29 | 1,55 | 1,07 | 1,62 | 0,7 | 1,397 |
| ES | 1,36 | 2,04 | 1,43 | 1,36 | 0,84 | 1,41 | 1,37 | 1,401 |
| CN | 1,46 | 1,67 | 1,8 | 1,61 | 0,91 | 1,74 | 0,63 | 1,403 |
| CW | 1,79 | 2,47 | 1,18 | 1,19 | 1,05 | 1,28 | 1,22 | 1,454 |
| SN | 1,92 | 1,79 | 1,35 | 1,34 | 1,21 | 2,01 | 1,16 | 1,54 |
| EN | 1,99 | 2,2 | 1,81 | 1,53 | 1 | 1,51 | 1 | 1,577 |
| SW | 2,17 | 1,65 | 1,39 | 1,75 | 1,48 | 1,64 | 1,04 | 1,589 |
| EW | 1,85 | 2,57 | 1,43 | 1,74 | 1,12 | 1,37 | 1,08 | 1,594 |
| WS | 1,86 | 1,8 | 1,87 | 1,32 | 1,01 | 2,59 | 0,91 | 1,623 |

7.2.1.2 PLB

| POSITION | Versuch 3 | Versuch 4 | Versuch 5 | Versuch 6 | Versuch 7 | Versuch 8 | Versuch 9 | Mittelwert |
|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|
| CE | 1,07 | 1,85 | 1,85 | 1,08 | 1,43 | 1,68 | 1,12 | 1,44 |
| WC | 1,26 | 2,29 | 1,74 | 1,44 | 1,04 | 1,38 | 1,17 | 1,474 |
| WN | 1,32 | 2,11 | 1,67 | 1,71 | 0,55 | 1,67 | 1,32 | 1,479 |
| NN | 1,34 | 1,78 | 1,78 | 1,65 | 1,04 | 1,69 | 1,27 | 1,507 |
| NS | 1,16 | 2,06 | 2,06 | 1,79 | 1,06 | 1,54 | 1,19 | 1,551 |
| NC | 1,3 | 1,98 | 1,98 | 1,85 | 1,32 | 1,61 | 1,38 | 1,631 |
| NE | 1,65 | 2,16 | 2,16 | 1,84 | 0,97 | 1,34 | 1,53 | 1,664 |
| WW | 1,44 | 2,81 | 2,05 | 1,08 | 1,63 | 1,53 | 1,41 | 1,707 |
| WE | 0,79 | 2,63 | 2,57 | 1,58 | 1,37 | 1,69 | 1,48 | 1,73 |
| CC | 2,04 | 2,23 | 2,23 | 1,85 | 1,16 | 1,72 | 0,93 | 1,737 |
| CN | 1,46 | 2,21 | 2,21 | 1,89 | 1,47 | 1,75 | 1,21 | 1,743 |
| NW | 1,86 | 2,07 | 2,07 | 1,98 | 1,13 | 1,45 | 1,67 | 1,747 |
| WS | 1,86 | 2,77 | 1,87 | 1,68 | 1,37 | 1,7 | 1,17 | 1,774 |
| EN | 1,99 | 1,67 | 2,11 | 2,12 | 1,44 | 1,63 | 1,54 | 1,786 |
| EE | 1,55 | 2,57 | 2,63 | 1,86 | 1,08 | 1,87 | 1,35 | 1,844 |
| CS | 1,83 | 2,11 | 2,11 | 2,25 | 1,63 | 1,76 | 1,25 | 1,849 |
| ES | 1,36 | 1,87 | 2,77 | 2,4 | 1,3 | 1,98 | 1,52 | 1,886 |
| SE | 2,16 | 1,97 | 1,97 | 2,34 | 1,5 | 1,59 | 1,89 | 1,917 |
| EC | 1,57 | 1,74 | 2,29 | 2,29 | 1,93 | 2,24 | 1,6 | 1,951 |
| SC | 1,74 | 2,73 | 2,73 | 2,39 | 1,35 | 1,74 | 1,66 | 2,049 |
| CW | 1,79 | 2,82 | 2,82 | 2,1 | 1,45 | 2,25 | 1,72 | 2,136 |
| SN | 1,92 | 3,25 | 3,25 | 1,83 | 1,32 | 2,1 | 1,41 | 2,154 |
| SW | 2,17 | 2,79 | 2,79 | 2 | 1,93 | 2,42 | 1,26 | 2,194 |
| EW | 1,85 | 2,05 | 2,81 | 2,99 | 1,71 | 2,05 | 1,97 | 2,204 |
| SS | 1,53 | 3,44 | 3,44 | 2,03 | 1,96 | 2,17 | 1,42 | 2,284 |

7.2.2 Unabhängige Betrachtung der femoralen und tibialen Bohrkanäle

7.2.2.1 AMB

Femorale Bohrkanäle

| POSITION | Versuch 3 | Versuch 4 | Versuch 5 | Versuch 6 | Versuch 7 | Versuch 8 | Versuch 9 | Gesamt MW |
|---------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|-------------------|
| CC | 1,01 | 1,41 | 1,16 | 1,49 | 0,65 | 1,51 | 0,69 | |
| CN | 1,2 | 1,67 | 1,8 | 1,61 | 0,91 | 1,74 | 0,63 | |
| CE | 1,38 | 1,71 | 1 | 1,67 | 0,59 | 0,96 | 0,82 | |
| CS | 0,89 | 1,55 | 0,96 | 0,57 | 0,76 | 1,47 | 0,62 | |
| CW | 0,85 | 2,47 | 1,18 | 1,19 | 1,05 | 1,28 | 1,22 | |
| Mittelwert C | 1,066 | 1,762 | 1,22 | 1,306 | 0,792 | 1,392 | 0,796 | 1,19057143 |
| NC | 0,79 | 1,61 | 0,88 | 1,49 | 0,97 | 1,15 | 1,2 | |
| NN | 0,82 | 1,16 | 0,48 | 2,23 | 0,83 | 1,05 | 0,83 | |
| NE | 0,76 | 1,46 | 0,91 | 1,42 | 0,62 | 1,15 | 0,87 | |
| NS | 1,28 | 2,21 | 0,76 | 1,42 | 1,12 | 1,36 | 1,07 | |
| NW | 1,09 | 2 | 1,03 | 1,66 | 0,88 | 1,36 | 0,62 | |
| Mittelwert N | 0,948 | 1,688 | 0,812 | 1,644 | 0,884 | 1,214 | 0,918 | 1,15828571 |
| EC | 1,26 | 1,62 | 1,24 | 1,3 | 1,11 | 1,54 | 1,05 | |
| EN | 1,01 | 2,2 | 1,81 | 1,53 | 1 | 1,51 | 1 | |
| EE | 0,98 | 1,68 | 1,25 | 1,54 | 1,23 | 1,37 | 0,95 | |
| ES | 0,84 | 2,04 | 1,43 | 1,36 | 0,84 | 1,41 | 1,37 | |
| EW | 1,34 | 2,57 | 1,43 | 1,74 | 1,12 | 1,37 | 1,08 | |
| Mittelwert E | 1,086 | 2,022 | 1,432 | 1,494 | 1,06 | 1,44 | 1,09 | 1,37485714 |
| SC | 1,13 | 1,66 | 1,16 | 1,53 | 1,01 | 1,52 | 0,86 | |
| SN | 1,14 | 1,79 | 1,35 | 1,34 | 1,21 | 2,01 | 1,16 | |
| SE | 1,17 | 1,39 | 1,29 | 1,55 | 1,07 | 1,62 | 0,7 | |
| SS | 0,77 | 1,26 | 0,72 | 1,22 | 1,51 | 1,78 | 1 | |
| SW | 0,91 | 1,65 | 1,39 | 1,75 | 1,48 | 1,64 | 1,04 | |
| Mittelwert S | 1,024 | 1,55 | 1,182 | 1,478 | 1,256 | 1,714 | 0,952 | 1,308 |
| WC | 1,11 | 1,43 | 1,36 | 1,88 | 0,64 | 1,5 | 0,55 | |
| WN | 1,11 | 1,85 | 0,76 | 1,24 | 0,67 | 1,48 | 0,58 | |
| WE | 0,95 | 1,81 | 1,16 | 1,08 | 0,79 | 1,44 | 0,73 | |
| WS | 0,89 | 1,8 | 1,87 | 1,32 | 1,01 | 2,59 | 0,91 | |
| WW | 1,34 | 1,06 | 0,99 | 1,32 | 0,74 | 1,15 | 0,53 | |
| Mittelwert W | 1,08 | 1,59 | 1,228 | 1,368 | 0,77 | 1,632 | 0,66 | 1,18971429 |

Tibiale Bohrkanäle

| POSITION | Versuch 3 | Versuch 4 | Versuch 5 | Versuch 6 | Versuch 7 | Versuch 8 | Versuch 9 | Gesamt MW |
|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|
| CC | 1,01 | 1,41 | 1,16 | 1,49 | 0,65 | 1,51 | 0,69 | |
| NC | 0,79 | 1,61 | 0,88 | 1,49 | 0,97 | 1,15 | 1,21 | |
| EC | 1,26 | 1,62 | 1,24 | 1,3 | 1,11 | 1,54 | 1,05 | |
| SC | 1,13 | 1,66 | 1,16 | 1,53 | 1,01 | 1,52 | 0,86 | |
| WC | 1,11 | 1,43 | 1,36 | 1,88 | 0,64 | 1,5 | 0,55 | |
| C | 1,06 | 1,546 | 1,16 | 1,538 | 0,876 | 1,444 | 0,872 | 1,21371429 |
| CN | 0,85 | 1,67 | 1,8 | 1,61 | 0,91 | 1,74 | 0,63 | |
| NN | 0,82 | 1,16 | 0,48 | 2,23 | 0,83 | 1,05 | 0,83 | |
| EN | 1,01 | 2,2 | 1,81 | 1,53 | 1 | 1,51 | 1 | |
| SN | 1,14 | 1,79 | 1,35 | 1,34 | 1,21 | 2,01 | 1,16 | |
| WN | 1,11 | 1,85 | 0,76 | 1,24 | 0,67 | 1,48 | 0,58 | |
| N | 0,986 | 1,734 | 1,24 | 1,59 | 0,924 | 1,558 | 0,84 | 1,26742857 |
| CE | 1,2 | 1,71 | 1 | 1,67 | 0,59 | 0,96 | 0,82 | |
| NE | 0,76 | 1,46 | 0,91 | 1,42 | 0,62 | 1,15 | 0,87 | |
| EE | 0,98 | 1,68 | 1,25 | 1,54 | 1,23 | 1,37 | 0,95 | |
| SE | 1,17 | 1,39 | 1,29 | 1,55 | 1,07 | 1,62 | 0,7 | |
| WE | 0,95 | 1,81 | 1,16 | 1,08 | 0,79 | 1,44 | 0,73 | |
| E | 1,012 | 1,61 | 1,122 | 1,452 | 0,86 | 1,308 | 0,814 | 1,16828571 |
| CS | 1,38 | 1,55 | 0,96 | 0,57 | 0,76 | 1,47 | 0,62 | |
| NS | 1,28 | 2,21 | 0,76 | 1,42 | 1,12 | 1,36 | 1,07 | |
| ES | 0,84 | 2,04 | 1,43 | 1,36 | 0,84 | 1,41 | 1,37 | |
| SS | 0,77 | 1,26 | 0,72 | 1,22 | 1,51 | 1,78 | 1 | |
| WS | 0,89 | 1,8 | 1,87 | 1,32 | 1,01 | 2,59 | 0,91 | |
| S | 1,032 | 1,772 | 1,148 | 1,178 | 1,048 | 1,722 | 0,994 | 1,27057143 |
| CW | 0,89 | 2,47 | 1,18 | 1,19 | 1,05 | 1,28 | 1,22 | |
| NW | 1,09 | 2 | 1,03 | 1,66 | 0,88 | 1,36 | 0,62 | |
| EW | 1,34 | 2,57 | 1,43 | 1,74 | 1,12 | 1,37 | 1,08 | |
| SW | 0,91 | 1,65 | 1,39 | 1,75 | 1,48 | 1,64 | 1,04 | |
| WW | 1,34 | 1,06 | 0,99 | 1,32 | 0,74 | 1,15 | 0,53 | |
| W | 1,114 | 1,95 | 1,204 | 1,532 | 1,054 | 1,36 | 0,898 | 1,30171429 |

7.2.2.2 PLB

Femorale Bohrkanäle

| POSITION | Versuch 3 | Versuch 4 | Versuch 5 | Versuch 6 | Versuch 7 | Versuch 8 | Versuch 9 | Gesamt MW |
|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|
| CC | 2,04 | 2,23 | 1,96 | 1,85 | 1,16 | 1,72 | 0,93 | |
| CN | 1,46 | 2,21 | 1,78 | 1,89 | 1,47 | 1,75 | 1,21 | |
| CE | 1,07 | 1,85 | 2,14 | 1,08 | 1,43 | 1,68 | 1,12 | |
| CS | 1,83 | 2,11 | 1,35 | 2,25 | 1,63 | 1,76 | 1,25 | |
| CW | 1,79 | 2,82 | 2,01 | 2,1 | 1,45 | 2,25 | 1,72 | |
| C | 1,638 | 2,244 | 1,848 | 1,834 | 1,428 | 1,832 | 1,246 | 1,72428571 |
| NC | 1,3 | 1,98 | 1,5 | 1,85 | 1,32 | 1,61 | 1,38 | |
| NN | 1,34 | 1,78 | 1,45 | 1,65 | 1,04 | 1,69 | 1,27 | |
| NE | 1,65 | 2,16 | 1,35 | 1,84 | 0,97 | 1,34 | 1,53 | |
| NS | 1,16 | 2,06 | 1,88 | 1,79 | 1,06 | 1,54 | 1,19 | |
| NW | 1,86 | 2,07 | 2,33 | 1,98 | 1,13 | 1,45 | 1,67 | |
| N | 1,462 | 2,01 | 1,702 | 1,822 | 1,104 | 1,526 | 1,408 | 1,57628571 |
| EC | 1,57 | 2,29 | 1,92 | 2,29 | 1,93 | 2,24 | 1,6 | |
| EN | 1,99 | 2,11 | 2,21 | 2,12 | 1,44 | 1,63 | 1,54 | |
| EE | 1,55 | 2,63 | 2,07 | 1,86 | 1,08 | 1,87 | 1,35 | |
| ES | 1,36 | 2,77 | 2,6 | 2,4 | 1,3 | 1,98 | 1,52 | |
| EW | 1,85 | 2,81 | 2,18 | 2,99 | 1,71 | 2,05 | 1,97 | |
| E | 1,664 | 2,522 | 2,196 | 2,332 | 1,492 | 1,954 | 1,596 | 1,96514286 |
| SC | 1,74 | 2,73 | 1,87 | 2,39 | 1,35 | 1,74 | 1,66 | |
| SN | 1,92 | 3,25 | 1,98 | 1,83 | 1,32 | 2,1 | 1,41 | |
| SE | 2,17 | 1,97 | 2,71 | 2,34 | 1,5 | 1,59 | 1,89 | |
| SS | 1,53 | 3,44 | 2,11 | 2,03 | 1,96 | 2,17 | 1,42 | |
| SW | 2,16 | 2,79 | 2,5 | 2 | 1,93 | 2,42 | 1,26 | |
| S | 1,904 | 2,836 | 2,234 | 2,118 | 1,612 | 2,004 | 1,528 | 2,03371429 |
| WC | 1,26 | 1,74 | 1,56 | 1,44 | 1,04 | 1,38 | 1,17 | |
| WN | 1,32 | 1,67 | 1,19 | 1,71 | 0,55 | 1,67 | 1,32 | |
| WE | 0,79 | 2,57 | 1,66 | 1,58 | 1,37 | 1,69 | 1,48 | |
| WS | 1,86 | 1,87 | 1,75 | 1,68 | 1,37 | 1,7 | 1,17 | |
| WW | 1,44 | 2,05 | 2,02 | 1,08 | 1,63 | 1,53 | 1,41 | |
| W | 1,334 | 1,98 | 1,636 | 1,498 | 1,192 | 1,594 | 1,31 | 1,50628571 |

Tibiale Bohrkanäle

| POSITION | Versuch 3 | Versuch 4 | Versuch 5 | Versuch 6 | Versuch 7 | Versuch 8 | Versuch 9 | Gesamt MW |
|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|
| CC | 2,04 | 2,23 | 1,96 | 1,85 | 1,16 | 1,72 | 0,93 | |
| NC | 1,3 | 1,98 | 1,5 | 1,85 | 1,32 | 1,61 | 1,38 | |
| EC | 1,57 | 2,29 | 1,92 | 2,29 | 1,93 | 2,24 | 1,6 | |
| SC | 1,74 | 2,73 | 1,87 | 2,39 | 1,35 | 1,74 | 1,66 | |
| WC | 1,26 | 1,74 | 1,56 | 1,44 | 1,04 | 1,38 | 1,17 | |
| C | 1,582 | 2,194 | 1,762 | 1,964 | 1,36 | 1,738 | 1,348 | 1,70685714 |
| CN | 1,46 | 2,21 | 1,78 | 1,89 | 1,47 | 1,75 | 1,21 | |
| NN | 1,34 | 1,78 | 1,45 | 1,65 | 1,04 | 1,69 | 1,27 | |
| EN | 1,99 | 2,11 | 2,21 | 2,12 | 1,44 | 1,63 | 1,54 | |
| SN | 1,92 | 3,25 | 1,98 | 1,83 | 1,32 | 2,1 | 1,41 | |
| WN | 1,32 | 1,67 | 1,19 | 1,71 | 0,55 | 1,67 | 1,32 | |
| N | 1,606 | 2,204 | 1,722 | 1,84 | 1,164 | 1,768 | 1,35 | 1,66485714 |
| CE | 1,07 | 1,85 | 2,14 | 1,08 | 1,43 | 1,68 | 1,12 | |
| NE | 1,65 | 2,16 | 1,35 | 1,84 | 0,97 | 1,34 | 1,53 | |
| EE | 1,55 | 2,63 | 2,07 | 1,86 | 1,08 | 1,87 | 1,35 | |
| SE | 2,16 | 1,97 | 2,71 | 2,34 | 1,5 | 1,59 | 1,89 | |
| WE | 0,79 | 2,57 | 1,66 | 1,58 | 1,37 | 1,69 | 1,48 | |
| E | 1,444 | 2,236 | 1,986 | 1,74 | 1,27 | 1,634 | 1,474 | 1,68342857 |
| CS | 1,83 | 2,11 | 1,35 | 2,25 | 1,63 | 1,76 | 1,25 | |
| NS | 1,16 | 2,06 | 1,88 | 1,79 | 1,06 | 1,54 | 1,19 | |
| ES | 1,36 | 2,77 | 2,6 | 2,4 | 1,3 | 1,98 | 1,52 | |
| SS | 1,53 | 3,44 | 2,11 | 2,03 | 1,96 | 2,17 | 1,42 | |
| WS | 1,86 | 1,87 | 1,75 | 1,68 | 1,37 | 1,7 | 1,17 | |
| S | 1,548 | 2,45 | 1,938 | 2,03 | 1,464 | 1,83 | 1,31 | 1,79571429 |
| CW | 1,79 | 2,82 | 2,01 | 2,1 | 1,45 | 2,25 | 1,72 | |
| NW | 1,86 | 2,07 | 2,33 | 1,98 | 1,13 | 1,45 | 1,67 | |
| EW | 1,85 | 2,81 | 2,18 | 2,99 | 1,71 | 2,05 | 1,97 | |
| SW | 2,17 | 2,79 | 2,5 | 2 | 1,93 | 2,42 | 1,26 | |
| WW | 1,44 | 2,05 | 2,02 | 1,08 | 1,63 | 1,53 | 1,41 | |
| W | 1,822 | 2,508 | 2,208 | 2,03 | 1,57 | 1,94 | 1,606 | 1,95485714 |

7.2.3 Statistische Berechnung der Fehlerwahrscheinlichkeit

7.2.3.1 AMB

Femorale Bohrkanäle

| | | Paired Samples Test | | | | | |
|---------|-------|---------------------|----------------|-----------------|---|---------------|-----------------|
| | | AM-Bündel-Femoral | | | | | |
| | | Mean | Std. Deviation | Std. Error Mean | 95% Confidence Interval of the Difference | | Sig. (2-tailed) |
| | | | | | Lower | Upper | |
| Pair 1 | C - N | 0,032 | 0,241 | 0,091 | -0,190 | 0,255 | ,735 |
| Pair 2 | C - E | -0,184 | 0,109 | 0,041 | -0,285 | -0,084 | ,004 |
| Pair 3 | C - S | -0,117 | 0,233 | 0,088 | -0,333 | 0,098 | ,230 |
| Pair 4 | C - W | 0,001 | 0,136 | 0,051 | -0,125 | 0,126 | ,987 |
| Pair 5 | N - E | -0,217 | 0,231 | 0,087 | -0,430 | -0,003 | ,048 |
| Pair 6 | N - S | -0,150 | 0,265 | 0,100 | -0,395 | 0,096 | ,186 |
| Pair 7 | N - W | -0,031 | 0,295 | 0,112 | -0,305 | 0,242 | ,788 |
| Pair 8 | E - S | 0,067 | 0,255 | 0,096 | -0,169 | 0,303 | ,514 |
| Pair 9 | E - W | 0,185 | 0,227 | 0,086 | -0,025 | 0,395 | ,075 |
| Pair 10 | S - W | 0,118 | 0,204 | 0,077 | -0,070 | 0,307 | ,176 |

Tibiale Bohrkanäle

| | | Paired Samples Test | | | | | |
|---------|-------|---------------------|----------------|-----------------|---|---------------|-----------------|
| | | AM-Bündel-Tibial | | | | | |
| | | Mean | Std. Deviation | Std. Error Mean | 95% Confidence Interval of the Difference | | Sig. (2-tailed) |
| | | | | | Lower | Upper | |
| Pair 1 | C - N | -0,054 | 0,088 | 0,033 | -0,135 | 0,027 | ,156 |
| Pair 2 | C - E | 0,045 | 0,062 | 0,023 | -0,012 | 0,103 | ,100 |
| Pair 3 | C - S | -0,057 | 0,216 | 0,082 | -0,257 | 0,143 | ,513 |
| Pair 4 | C - W | -0,088 | 0,160 | 0,060 | -0,236 | 0,060 | ,196 |
| Pair 5 | N - E | 0,099 | 0,089 | 0,034 | 0,017 | 0,181 | ,026 |
| Pair 6 | N - S | -0,003 | 0,203 | 0,077 | -0,191 | 0,185 | ,969 |
| Pair 7 | N - W | -0,034 | 0,141 | 0,053 | -0,164 | 0,096 | ,543 |
| Pair 8 | E - S | -0,102 | 0,211 | 0,080 | -0,298 | 0,093 | ,248 |
| Pair 9 | E - W | -0,133 | 0,102 | 0,038 | -0,227 | -0,039 | ,013 |
| Pair 10 | S - W | -0,031 | 0,224 | 0,085 | -0,238 | 0,176 | ,725 |

7.2.3.2 PLB

Femorale Bohrkanäle

Paired Samples Test

| | | PL-Bündel-Femoral | | | | | |
|---------|-------|-------------------|----------------|-----------------|---|---------------|-----------------|
| | | Mean | Std. Deviation | Std. Error Mean | 95% Confidence Interval of the Difference | | Sig. (2-tailed) |
| | | | | | Lower | Upper | |
| Pair 1 | C - N | 0,148 | 0,173 | 0,065 | -0,012 | 0,308 | ,064 |
| Pair 2 | C - E | -0,241 | 0,174 | 0,066 | -0,402 | -0,080 | ,011 |
| Pair 3 | C - S | -0,309 | 0,144 | 0,054 | -0,442 | -0,177 | ,001 |
| Pair 4 | C - W | 0,218 | 0,131 | 0,050 | 0,096 | 0,340 | ,005 |
| Pair 5 | N - E | -0,389 | 0,140 | 0,053 | -0,518 | -0,259 | ,000 |
| Pair 6 | N - S | -0,457 | 0,218 | 0,082 | -0,659 | -0,256 | ,001 |
| Pair 7 | N - W | 0,070 | 0,138 | 0,052 | -0,058 | 0,198 | ,228 |
| Pair 8 | E - S | -0,069 | 0,179 | 0,068 | -0,234 | 0,097 | ,350 |
| Pair 9 | E - W | 0,459 | 0,200 | 0,075 | 0,274 | 0,644 | ,001 |
| Pair 10 | S - W | 0,527 | 0,202 | 0,076 | 0,341 | 0,714 | ,000 |

Tibiale Bohrkanäle

Paired Samples Test

| | | PL-Bündel-Tibial | | | | | |
|---------|-------|------------------|----------------|-----------------|---|---------------|-----------------|
| | | Mean | Std. Deviation | Std. Error Mean | 95% Confidence Interval of the Difference | | Sig. (2-tailed) |
| | | | | | Lower | Upper | |
| Pair 1 | C - N | 0,042 | 0,086 | 0,033 | -0,038 | 0,122 | ,245 |
| Pair 2 | C - E | 0,023 | 0,159 | 0,060 | -0,124 | 0,171 | ,710 |
| Pair 3 | C - S | -0,089 | 0,106 | 0,040 | -0,187 | 0,009 | ,068 |
| Pair 4 | C - W | -0,248 | 0,116 | 0,044 | -0,355 | -0,141 | ,001 |
| Pair 5 | N - E | -0,019 | 0,158 | 0,060 | -0,164 | 0,127 | ,766 |
| Pair 6 | N - S | -0,131 | 0,143 | 0,054 | -0,263 | 0,001 | ,051 |
| Pair 7 | N - W | -0,290 | 0,117 | 0,044 | -0,399 | -0,181 | ,001 |
| Pair 8 | E - S | -0,112 | 0,162 | 0,061 | -0,262 | 0,038 | ,117 |
| Pair 9 | E - W | -0,271 | 0,077 | 0,029 | -0,343 | -0,200 | ,000 |
| Pair 10 | S - W | -0,159 | 0,119 | 0,045 | -0,269 | -0,049 | ,012 |

8 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all jenen danken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Mein besonderer Dank gilt dabei Herrn Prof. Dr. med. Andreas B. Imhoff für die freundliche Überlassung des Themas und seine Unterstützung.

Außerdem möchte ich mich bei Herrn Dr. med. Stephan Lorenz für die hervorragende Betreuung während der gesamten Arbeit an dieser Dissertation bedanken. Ohne seine Unterstützung, sein Wissen, seine Ideen und nicht zuletzt ohne seine Motivation wäre diese Arbeit niemals gelungen.

Weiterhin möchte ich Herrn PD Dr. med. Hermann Anetzberger für seine konstruktive Kritik und seine Unterstützung danken.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Wolfgang Unkühr. Er war während der Durchführung der Arbeit stets ein verlässlicher, freundschaftlicher Partner. Gemeinsam haben wir einige Schwierigkeiten erfolgreich gemeistert.

Die Versuchsreihen dieser Studie wurden in dem Labor für Biomechanik der Klinik für Orthopädie der Technischen Universität München unter Leitung von Herrn Dr. ing. Erwin Steinhauser durchgeführt. Dem gesamten Team der Biomechanik gilt mein großer Dank. Besonders hervorheben möchte ich dabei Herrn Dipl. ing. Stefan Eichhorn. Ihm verdanke ich die Verwirklichung der Pläne der Versuchsanlage. Mit seinem technischen Wissen und Geschick konnten alle Schwierigkeiten bei der Entwicklung des Versuchsaufbaus gemeistert werden. Außerdem möchte ich Herrn Dr. ing. Ulrich Schreiber aus dem Team der Biomechanik für seine Unterstützung und die stets hilfreichen Ratschläge danken.

Großer Dank geht an das Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie der TU München. Herrn Dipl.-Stat. Tibor Schuster gebührt dabei der größte Dank. Besonders möchte ich ihm für seinen Einsatz und seine Geduld in statistischen Fragen danken.

Für die Bereitstellung der Präparate danke ich dem Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität unter Leitung von Herrn Prof. Dr. med. Wolfgang Eisenmenger.

Herrn Prof. Dr. Dr. hc. Reinhard Putz, Vorstand der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität, möchte ich herzlich für das ausführliche informative Gespräch über die anatomischen Strukturen des Kniegelenks und über Informationen aus vorangegangenen Dissertationen danken.

Ich danke außerdem Frau Katrin Arndt für die freundliche Hilfe und Unterstützung.

Meiner Schwester Christina-Maria Berr möchte ich ganz besonders für das Korrekturlesen danken. Zuletzt möchte ich mich ganz besonders bei meinen Eltern bedanken. Sie haben mich während meines gesamten Studiums unterstützt und haben die Entstehung dieser Arbeit immer mit großem Interesse verfolgt.

9 Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name Michael Berr
Geboren am 29. September 1980 in München

Berufliche Erfahrung

Seit 05/2009 **Assistenzarzt an der
Klinik für Kardiologie und Internistische Intensivmedizin**
Klinikum Bogenhausen, Städtisches Klinikum München GmbH

Ausbildung

01/2009 **Approbation**
12/2008 **2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung**

02/2007 – 01/2008 Praktisches Jahr
12/2007 – 01/2008 **Klinikum Garmisch-Partenkirchen**

- Abteilung für Unfallchirurgie und Sportorthopädie
- Endogap – Klinik für Gelenkersatz

10 – 12/2007 **Inselspital, Bern, Schweiz**

- Universitätsklinik für Viszerale und Transplantationschirurgie

08 – 10/2007 **Université de Montréal, Kanada**

- Institut de Cardiologie de Montréal

06 – 08/2007 **Klinikum Rosenheim**

- Medizinische Klinik I

02 – 06/2007 **Klinikum der Universität München**

- Institut für klinische Radiologie

09/2005 – 06/2006 **Studium der Medizin an der Université de Nice Sophia-
Antipolis, Nizza, Frankreich**
Kontaktstipendium der Regierung von Oberbayern und dem
Departement Alpes-Maritimes

09/2003 **Ärztliche Vorprüfung**

10/2001 – 12/2008 **Studium der Medizin** an der Ludwig-Maximilians-Universität
München

09/2000 – 07/2001 Zivildienst in der Operationsabteilung der Augenklinik Herzog
Carl-Theodor, München

1991 – 2000 Karls gymnasium München
Allgemeine Hochschulreife

1987 – 1991 Grundschule an der Oselstraße, München