

Aus der Klinik für Orthopädie
Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Die moderne Therapie der Kreuzbandruptur: Ein Vergleich
von Einzelbündel- und Doppelbündelplastik unter Analyse
der Bohrkanäle.**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Tim Schüler
aus Dresden

Datum der Promotion: 17.09.2021

1 Inhaltsverzeichnis

1	Inhaltsverzeichnis.....	2
2	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis.....	4
2.1	Abbildungsverzeichnis.....	4
2.2	Tabellenverzeichnis.....	4
3	Abkürzungsverzeichnis.....	5
4	Zusammenfassung.....	7
5	Abstract.....	8
6	Einleitung.....	9
6.1	Vordere Kreuzbandrupturen – Epidemiologie und Therapieansätze.....	9
6.2	Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes im Kniegelenk.....	10
6.3	Verletzungsmodus einer vorderen Kreuzbandruptur.....	11
6.4	Akutsymptome, Langzeitfolgen und Begleitverletzungen der vorderen Kreuzbandruptur..	12
6.5	Klinische Erfassung der Kniefunktionalität.....	13
6.5.1	Klinische Testungen.....	13
6.5.2	Wissenschaftliche Fragebögen.....	14
6.5.3	Radiologische Verfahren zur Diagnostik der vorderen Kreuzbandruptur.....	14
6.5.4	Verfahren zur Testung der Rotationsstabilität des Kniegelenkes.....	16
6.6	Therapiemethoden einer vorderen Kreuzbandruptur.....	16
6.6.1	Akutmaßnahmen, Therapieoptionen und Operationsindikationen.....	16
6.6.2	Konservative Therapieverfahren.....	17
6.6.3	Operative Therapieverfahren.....	18
6.6.3.1	Einzelbündelplastik.....	19
6.6.3.2	Doppelbündelplastik.....	21
6.6.3.3	Alternative Therapiemöglichkeiten.....	23
6.7	Inhaltliche Grundlagen der Arbeitshypothesen.....	24
6.7.1	Charakteristika der Tunnelpositionierung.....	25
6.7.2	Effekte der Bohrkanalgröße.....	26
6.8	Zielsetzung der Arbeit.....	27
7	Material und Methoden.....	28
7.1	Aufbau der Studie.....	28
7.2	Probandenkollektiv.....	28
7.3	Radiologische Geräte und weitere apparative Untersuchungsmittel.....	33
7.4	Angewandte Software.....	33
7.5	Durchführung der 3D-Rekonstruktion.....	34

7.6	Messung der Bohrkanalgröße mit der <i>Best-Fit-Cylinder</i> -Methode.....	36
7.7	Ermittlung der Bohrkannalokalisation über ein relatives Koordinatensystem	39
7.8	Statistische Auswertung der Daten.....	41
8	Ergebnisse	42
8.1	Bohrkanalgrößen.....	42
8.1.1	Tibiale Tunnelgeometrie	42
8.1.2	Größenprogredienz der tibialen Tunnel.....	43
8.1.3	Femorale Tunnelgeometrie.....	45
8.1.4	Größenprogredienz der Tunnel.....	46
8.2	Bohrkanallokalisierungen.....	48
8.2.1	Tibiale Breitenpositionen	48
8.2.2	Tibiale Höhenpositionen	48
8.2.3	Femorale Breitenpositionen.....	50
8.2.4	Femorale Höhenpositionen.....	50
9	Diskussion.....	52
9.1	Relevanz der Arbeit	52
9.2	Tunnelgeometrie	52
9.3	Größenprogredienz der Tunnel.....	55
9.4	Bohrkanallokalisierungen.....	59
9.5	Zusammenschau der Befunde im Verbund mit Rotationsdaten und klinischer Evaluation .	66
9.6	Limitationen	68
9.7	Schlussfolgerung.....	69
10	Literaturverzeichnis.....	70
11	Eidesstattliche Versicherung	78
12	Lebenslauf	79
13	Danksagung	80

2 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

2.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anatomische Strukturen des Kniegelenkes	11
Abbildung 2: Postoperative Darstellung der Bohrkanäle einer Doppelbündelplastik in der CT.....	15
Abbildung 3: Rupturiertes vorderes Kreuzband in der MRT.....	15
Abbildung 4: Operative Kreuzbandersatztechniken in skizzierter Ansicht	22
Abbildung 5: Ansatzstellen des vorderen Kreuzbandes.....	25
Abbildung 6: Bohrkanalerweiterung in Femur und Tibia in einer CT-Untersuchung.....	26
Abbildung 7: Übersicht zur Selektion der Studienteilnehmer	30
Abbildung 8: Segmentierte Knochenareale in Amira™	35
Abbildung 9: Trianguliertes, dreidimensionales Modell eines Femurs.....	35
Abbildung 10: Trianguliertes, dreidimensionales Modell einer Tibia.....	36
Abbildung 11: Segmentierungsprozess der Bohrkanäle eines Doppelbündelprobanden.....	38
Abbildung 12: Dreidimensionale tibiale Bohrkanalmodelle	38
Abbildung 13: Darstellung der Bohrkanalaperturen im dreidimensionalen Knochenmodell	40
Abbildung 14: Lokalisationen der Bohrkanalaperturen im dreidimensionalen Knochenmodell	40
Abbildung 15: Typische Geometrien tibialer Bohrkanäle.....	42
Abbildung 16: Boxplotdarstellung zum Vergleich der tibialen Bohrkanalgrößen	43
Abbildung 17: Typische Geometrien femoraler Bohrkanäle	45
Abbildung 18: Boxplotdarstellung zum Vergleich der femoralen Bohrkanalgrößen.....	46
Abbildung 19: Visualisierter Vergleich der mittleren tibialen Bohrkanalpositionen.....	64
Abbildung 20: Visualisierter Vergleich der mittleren femoralen Bohrkanalpositionen	65

2.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Epidemiologische Daten der selektierten Studienpopulation.....	30
Tabelle 2: Epidemiologische Übersicht der Probanden inklusive Matched-Pair-Einteilung	31
Tabelle 3: Epidemiologische Übersicht der ausgeschlossenen Probanden	32
Tabelle 4: Tunnelgeometrie der tibialen Kanäle	42
Tabelle 5: Statistische Auswertung des Vergleiches der tibialen Bohrkanalgrößen.....	43
Tabelle 6: Tibiale Bohrkanalgrößen zum OP- sowie zum <i>Follow-up</i> -Zeitpunkt	44
Tabelle 7: Tunnelgeometrie der femoralen Kanäle	45
Tabelle 8: Statistische Auswertung des Vergleiches der femoralen Bohrkanalgrößen	46
Tabelle 9: Femorale Bohrkanalgrößen zum OP- sowie zum <i>Follow-up</i> -Zeitpunkt.....	47
Tabelle 10: Tibiale Bohrkanalpositionen.....	49
Tabelle 11: Femorale Bohrkanalpositionen	51
Tabelle 12: Statistische Auswertung der mittleren tibialen Bohrkanalpositionen	64
Tabelle 13: Statistische Auswertung der mittleren femoralen Bohrkanalpositionen	65

3 Abkürzungsverzeichnis

ACL:	vorderes Kreuzband
AM:	anteromedial
AUM:	Außenmeniskus
BPTB:	Knochen-Patella-Sehnen-Knochentransplantate
CT:	Computertomographie
DB:	Doppelbündel
DM:	Durchmesser
engl.:	englisch
et al.:	und andere
F:	Femur
fr. GK:	freier Gelenkkörper
Gracilis:	Sehne des Musculus gracilis
HH:	Hinterhorn
IB:	Innenband
IKDC:	<i>International Knee Documentation Committee Subjective Knee Form</i>
INR:	<i>intercondylar notch roof</i>
IM:	Innenmeniskus
KOOS:	<i>Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score</i>
KT:	ein standardisiertes Kniearthrometer
l:	links
M:	männlich
MRT:	Magnetresonanztomographie
MW:	Mittelwert
N:	Anzahl
OP:	Operation
OP-V.:	OP-Verfahren
p:	Wahrscheinlichkeit
PECH:	ein Akronym für Pause, Eis, Kompression, Hochlegen
PL:	posterolateral

Prob.-Nr.:	Probandennummer
r:	rechts
RCT:	randomisierte, kontrollierte Studie
RICE:	ein englisches Akronym für <i>rest, ice, compression, elevation</i>
S:	die zugrundeliegende Kreuzbandstudie der Charité
SA:	Standardabweichung
SB:	Einzelbündel
Sehnenmat.:	benötigtes Sehnenmaterial bei Transplantatanlage
Semi:	Sehne des Musculus semitendinosus
SF-12:	<i>Short Form 12 Health Survey</i>
T:	Tibia
TAS:	<i>Tegner Acitivity Scale</i>
TM:	<i>trademark</i>
V:	Vergleichsstudie von Forsythe et al. (2010)
VH:	Vorderhorn
VKB:	Vorderes Kreuzband
W:	weiblich
z. B.:	zum Beispiel
®:	<i>registered trademark</i>

4 Zusammenfassung

Thema: Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes ist eine häufige Knieverletzung und wird meist operativ mit einer Einzelbündelplastik versorgt. Bekannte Probleme dieser Operationstechnik sind Restinstabilitäten oder Re-Rupturen. Die Doppelbündeltechnik soll den anatomischen Faserbündelverlauf genauer rekonstruieren und die Rotationsstabilität des Kniegelenkes verbessern. Inhalt dieser Arbeit ist es die angelegten Bohrkanäle beider Operationsmethoden miteinander zu vergleichen.

Methode: In einer retrospektiven klinischen Langzeitstudie wurden 17 Patienten mit einer Doppelbündelplastik mit 19 Patienten nach Anwendung der Einzelbündeltechnik verglichen. Die Probanden wurden im Zeitraum zwischen 2007 bis 2010 an der Charité Universitätsmedizin Berlin von demselben Operateur behandelt.

Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt auf der Auswertung der Bohrkanäle nach 3D-Computertomographie-Rekonstruktion – primär hinsichtlich relativer Aufweitung und sekundär bezüglich der Platzierung in einem relativen Koordinatensystem. Weitere Teile der Studie wie ein standardisierter Patientenfragebogen, eine manuelle Kniegelenksuntersuchung sowie eine *in-vivo* Analyse der rotatorischen Kniegelenkslaxizität via Fluoroskopie fließen in die abschließende Diskussion der Ergebnisse ein.

Ergebnisse: Es zeigte sich bei Patienten mit Doppelbündelplastik eine signifikant größere Aufweitung des anteromedialen tibialen Kanals gegenüber dem Einzelbündeltunnel (Aufweitungsfaktor anteromedialer tibialer Kanal: 1,17, Aufweitungsfaktor tibialer Einzelbündelkanal: 1,04).

Die Platzierungsanalyse der angelegten Bohrkanäle ergab die folgenden Werte: femoraler anteromedialer Kanal: $27,6 \pm 5,5$ % Breite und $28,9 \pm 9,1$ % Höhe, femoraler posterolateraler Kanal: $41,9 \pm 4,1$ % Breite und $44,1 \pm 8,2$ % Höhe, tibialer anteromedialer Kanal: $48,4 \pm 2,1$ % Breite und $41,0 \pm 5,0$ % Höhe, tibialer posterolateraler Kanal: $49,9 \pm 1,9$ % Breite und $53,7 \pm 4,8$ % Höhe. Die Einzelbündelkanäle zeigten innerhalb ihrer Doppelbündelmatrix ein akzeptables *mid positioning* (femorale Kanal: $31,2 \pm 5,6$ % Breite und $34,7 \pm 8,5$ % Höhe, tibialer Kanal: $50,1 \pm 1,7$ % Breite und $48,8 \pm 4,8$ % Höhe).

Schlussfolgerung: Im Langzeit-Follow-up trat eine signifikant größere Aufweitung des anteromedialen tibialen Tunnels auf. Die Ergebnisse des Vergleichs der postoperativen Bohrkanalgrößen sprechen daher gegen eine Überlegenheit der Doppelbündeloperation gegenüber der Einzelbündeltechnik.

Zudem stimmte die Position der Bohrkanäle nicht mit der relevanten Vergleichsliteratur überein. Der anteromediale tibiale Tunnel der Doppelbündelplastiken zeigte sich weiter posterior lokalisiert.

Ebenso weichen die femoralen posterolateralen Kanäle vor allem in der Höhenposition ab. Die exakte Positionierung der Kanäle scheint somit fehleranfällig.

5 Abstract

Theme: The rupture of the anterior cruciate ligament is one of the most frequent knee injuries and it is commonly treated with a single-bundle reconstruction. Known complications of this technique are residual instability or re-ruptures. The double-bundle technique is known to reconstruct the anatomic bundles of the ligament more exactly and likewise to improve the rotational stability. The aim of this study was to compare the characteristics of the generated bone tunnels of both operation methods.

Method: In a retrospective clinical long-term study 17 patients with a double-bundle plastic and 19 patients with a single-bundle plastic were included. The patients were all treated between 2007 and 2010 at the Charité Universitätsmedizin Berlin and surgery was performed by the same surgeon.

The focus of this paper lies on the analysis of the bone tunnels after 3D-CAT-scan reconstruction in concern to relative widening and placement in a relative coordinate system. Alternative components of the study like a standardized questionnaire, a manual examination and an *in-vivo* analysis of the rotational laxity via fluoroscopy were included in the discussion.

Results: Double-bundle plastics showed a significant bigger widening of the tibial anteromedial tunnel (factor of widening: 1,17) than the tibial single-bundle equivalent (factor of widening: 1,04).

The analysis of the tunnel placement produced the following results: femoral anteromedial tunnel: $27,6 \pm 5,5$ % width and $28,9 \pm 9,1$ % height, femoral posterolateral tunnel: $41,9 \pm 4,1$ % width and $44,1 \pm 8,2$ % height, tibial anteromedial tunnel: $48,4 \pm 2,1$ % width and $41,0 \pm 5,0$ % height, tibial posterolateral tunnel: $49,9 \pm 1,9$ % width and $53,7 \pm 4,8$ % height. The single-bundle tunnels showed within their double-bundle matrix an acceptable mid positioning (femoral tunnel: $31,2 \pm 5,6$ % width and $34,7 \pm 8,5$ % height, tibial tunnel: $50,1 \pm 1,7$ % width and $48,8 \pm 4,8$ % height).

Conclusion: In the long-term follow-up there was a significant bigger widening of the anteromedial tibial tunnel. Therefore, the assessment of the postoperative widening of the tunnels can not validate a superiority of the double-bundle technique. Furthermore, the positioning of the tunnels was not in accordance to relevant comparative literature. The anteromedial tibial tunnel of the double-bundle plastics were more posterior localized. Similarly, the femoral posterolateral tunnel deviated especially in the position of its height. Therefore, the exact positioning of the tunnels seems to be error-prone.

6 Einleitung

6.1 Vordere Kreuzbandrupturen – Epidemiologie und Therapieansätze

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB) ist eine schwerwiegende Knieverletzung. Einer europäischen Studie zufolge beträgt ihre Inzidenz 78 Verletzungen auf 100.000 Einwohner pro Jahr [1]. Die Behandlung dieser Verletzung ist gemeinhin umfassend und langwierig. Im Vordergrund stehen dabei sowohl die Wiederherstellung der Kniestabilität als auch der Kniefunktionalität (beispielsweise die Wiederaufnahme der vor der Verletzung betriebenen Sportart) [2, 3]. Nach Therapieabschluss ist es oftmals Ziel der Patienten, möglichst wieder dasselbe Aktivitätslevel zu erreichen, wie vor der Verletzung [4]. Komplikationen im Heilungsverlauf, wie residuale Instabilität [5], Transplantatelongation [6], das Zyklusyndrom oder Re-Ruptur [7, 8] sind jedoch nicht ungewöhnlich, weshalb das initial angestrebte Ziel nicht immer erreicht werden kann [9-11].

Nach einer australischen Studie aus dem Jahr 2011 schafften weniger als 50 % der operierten Probanden eine Wiederaufnahme des Ausgangs- oder eines Wettkampfsportes innerhalb von 2 bis 7 Jahren nach der Kreuzbandoperation [11].

Aufgrund dessen liegt die optimale Therapie der vorderen Kreuzbandruptur in den letzten Jahren zunehmend im Fokus der orthopädisch- und unfallchirurgischen Forschung.

Neben konservativen Ansätzen stehen vor allem operative Verfahren im Vordergrund. Einer amerikanischen Studie zufolge wurden im Zeitraum zwischen 2005 und 2010 circa 75 % aller vorderen Kreuzbandverletzungen innerhalb des ersten Jahres nach dem Trauma operiert [12].

Das Standardoperationsverfahren stellt die Einzelbündelplastik dar [13, 14]. Ihr gegenüber steht die Kreuzbandrekonstruktion nach der Doppelbündeltechnik, welche 1983 erstmals von Mott beschrieben wurde [15]. Hierbei werden im betroffenen Kniegelenk zwei Sehnentransplantate angelegt [16]. Dieser therapeutische Ansatz soll den anatomischen Faserverlauf des humanen Kreuzbandes genauer rekonstruieren und so insbesondere die postoperative Rotationsstabilität des betroffenen Kniegelenkes verbessern sowie auch das Arthroserisiko minimieren [16, 17].

In der vorliegenden Arbeit werden die beiden genannten operativen Therapieverfahren, im Besonderen im Hinblick auf die Charakteristik der angelegten Bohrkanäle, miteinander verglichen.

6.2 Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes im Kniegelenk

Das vordere Kreuzband (VKB) ist ein wesentlicher Stabilisator des Kniegelenkes während dessen funktionaler Roll-Gleit-Bewegung [2]. Es verhindert eine Vorwärtsmobilisation der Tibia (Schienbein) gegenüber dem Femur (Oberschenkel), die sogenannte anteroposteriore Translation, hat aber auch wesentliche stabilisierende Funktionen bei der Rotation des Kniegelenkes [2, 3, 18]. Des Weiteren besitzt das vordere Kreuzband propriozeptive Eigenschaften [19-21]. Eine Dehnung des Ligaments führt zu reflexartigen Muskelkontraktionen, welche das Knie stabilisieren und vor Verletzungen schützen können [19-21].

Es wirkt zudem synergistisch mit dem hinteren Kreuzband [2, 18], welches vor allem die Translation zwischen Femur und Tibia nach dorsal verhindert [3]. Die Bandführung des Kniegelenkes wird darüber hinaus durch die Außenbänder ergänzt, welche übermäßige Valgus- und Varusbewegungen des Knies begrenzen [3].

Weitere wichtige Kniebinnenstrukturen stellen die Menisken dar [3]. Sie sind halbmondförmig angelegt [3]. Ihre Funktionen bestehen in der ausgewogenen Lastverteilung bei vor allem axial auf das Kniegelenk einwirkenden Kräften inklusive einer Rolle als Stoßdämpfer, einer weiteren Stabilisierungskomponente bei Translations- und Drehbewegungen und einer Adjustierung der Gelenkoberfläche bezüglich möglicher knöcherner Unregelmäßigkeiten [3, 22].

Oftmals ist das vordere Kreuzband in seinem Verlauf mit dem Innenmeniskus verwachsen [3]. Es entspringt an der Medialseite der Außenkondyle des Femurs und verläuft, sich primär verjüngend und dann wieder fächerförmig ausdehnend, nach anteromedial zu seinem Ansatz, der Area intercondylaris des Schienbeins, und hat dabei eine mittlere Länge von 3,1 bis 3,6 cm [3].

Das vordere Kreuzband liegt zwar innerhalb der fibrösen Gelenkkapsel des Kniegelenkes, jedoch streng anatomisch gesehen außerhalb der Gelenkhöhle [3]. Es ist nur ventral und lateral von der Gelenksynovia überzogen [3]. Seine Blutversorgung sowie die neuronale Innervation entspringen außerhalb des gesamten Gelenkbereiches dorsalseitig [3].

Das vordere Kreuzband besteht zudem aus mehreren unabhängigen und dennoch verwundenen Faserbündeln [2, 3]. Es werden in der Fachliteratur zwei [2, 23] beziehungsweise drei Faserbündel unterschieden [3, 24].

Zum einen ist ein anteromediales Bündel (AM) angelegt, welches vor allem bei Flexionsbewegungen beansprucht wird [2]. Den Gegenpart bildet das posterolaterale Bündel (PL), welches Extensionsbewegungen stabilisiert [25]. In einigen Arbeiten wird noch ein dazwischen befindliches intermediäres Bündel postuliert [3, 24]. In ihrem Zusammenwirken können die Faserbündel den kompletten Bewegungsablauf des Kniegelenkes sichern [2]. Hypothetisch sollte das anteromediale Bündel die Kniegelenkstranlation und das posterolaterale Bündel die Rotationsstabilität stabilisieren

[2]. Weitere Theorien gehen vom anteromedialen Bündel als primär führende, stabilitätsgebende Struktur und dem posterolateralen Bündel als additive Sicherungskomponente aus [3].

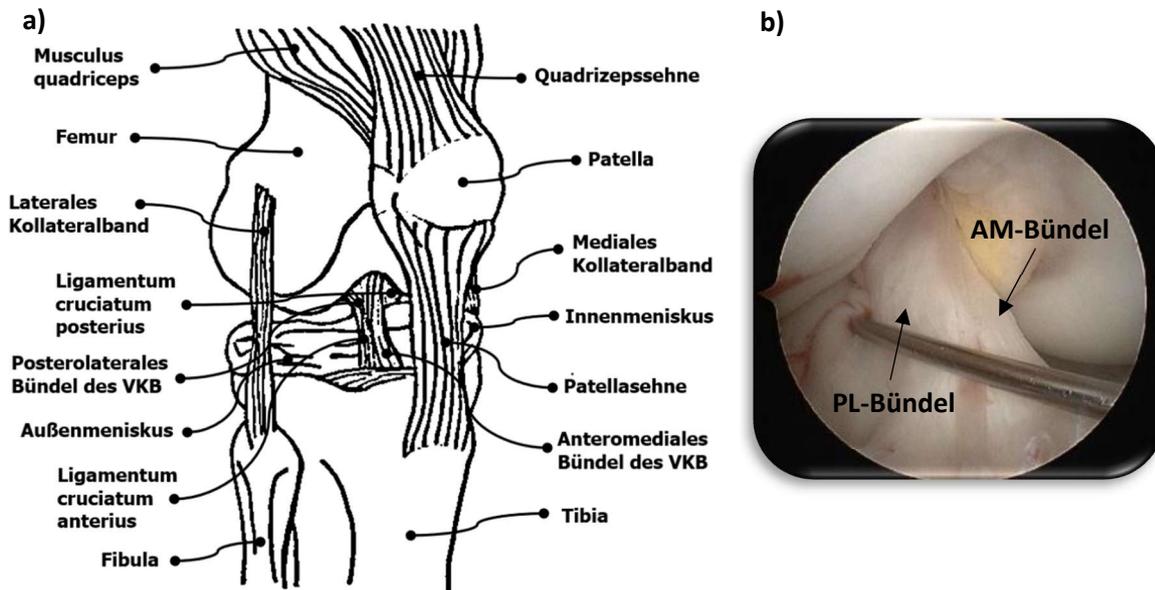


Abbildung 1: Anatomische Strukturen des Kniegelenkes

a) Übersicht der wesentlichen Strukturen anhand einer Skizze

Bildquelle: Eigene Skizze frei nach Uwe Gille, Die Bänder des Kniegelenkes (Rechtes Knie, Ansicht von vorne, leicht seitlich, schematisch), https://de.wikipedia.org/wiki/Kreuzband#/media/Datei:Knee_diagram-de.svg, letzter Zugriff am 17.01.2020

b) Faserpartien des vorderen Kreuzbandes in der arthroskopischen Darstellung

Bildquelle: Arnd Hoburg, Intraoperative Fotografie

6.3 Verletzungsmodus einer vorderen Kreuzbandruptur

Die vordere Kreuzbandruptur ist eine typische Sportverletzung [3, 26], wenn in einem traumatischen Geschehen, zumeist ohne Fremdeinwirkung [3, 26], eine übermäßige Spannung des vorderen Kreuzbandes entsteht [2].

Die typische, vordere Kreuzbandruptur tritt vor allem bei pivotierenden Bewegungen auf [26]. Dies sind Bewegungsmechanismen, bei denen der Oberschenkel plötzlich gegen den stabilisierten Unterschenkel verdreht wird, oftmals verbunden mit Sprüngen, Landungen, Seitschritten, Abstoppbewegungen oder Richtungswechsel [2, 3, 26, 27]. Zur Rotationsbewegung kommen häufig eine Valgusbelastung sowie eine Hyperflexionsbewegung des Kniegelenkes hinzu [26]. Seltener als das Flexions-Valgus-Außenrotationstrauma ist die Flexions-Varus-Innenrotationsverletzung [3]. Auch reine Hyperflexions- oder Hyperextensionstraumata können ursächlich sein [3]. Typische Beispielsportarten mit hohem Risiko für eine vordere Kreuzbandverletzung sind Fußball, Handball oder Ski Alpin [27].

6.4 Akutsymptome, Langzeitfolgen und Begleitverletzungen der vorderen Kreuzbandruptur

Auf ein Trauma folgen meist eine Entzündungsreaktion mit Schwellung, Rötung, Überwärmung, Schmerzen und Funktionsverlust [28] sowie oftmals damit einhergehend, eine Ausbildung eines blutigen, intraartikulären Ergusses (*Hämarthros*) [3]. Dieser limitiert das Bewegungsausmaß des Gelenkes und verursacht gegebenenfalls Schmerzen [3]. Ein langfristig bestehender Erguss kann gelenkschädigend sein und sollte punktiert werden [3].

Eine initiale Gelenkinstabilität nach dem Trauma ist typisch, jedoch nicht immer festzustellen [2, 3]. Diese kann teilweise erst nach Abklingen des Gelenkergusses auftreten [3] oder über längere Zeiträume durch muskuläre und koordinative Fähigkeiten kompensiert werden [2].

Die Instabilität im Kniegelenk wird mit dem sogenannten *Giving-Way*-Phänomen beschrieben [2, 3]. Definiert wird jenes als ein Gefühl des Nachgebens des Kniegelenkes [3]. Die Instabilitätsereignisse können in Alltagssituationen, bei Bagateltraumen oder auch bei sportlicher Belastung auftreten [3].

Langzeitfolgen der fehlenden Gelenkfestigkeit sind Schmerzen [29], ein posttraumatischer Gelenkknorpelverschleiß (Arthrose) sowie eine vermehrte Belastung der weiteren Kniegelenksstrukturen, wie der Menisken [2, 3].

Eine vordere Kreuzbandruptur geht zudem häufig auch im Akutfall mit Meniskusverletzungen sowie weiteren Schädigungen des lokalen Weichgewebes einher [2, 3]. Teilweise kann eine sogenannte *unhappy triad* resultieren, eine Verletzungskonstellation aus Ruptur des vorderen Kreuzbandes, des Innenbandes und Läsion des inneren Meniskus [3]. Auch Gelenkkapselverletzungen sind im Zusammenhang mit vorderen Kreuzbandrupturen beschrieben [3].

6.5 Klinische Erfassung der Kniefunktionalität

Beschwerden des Kniegelenks können mit verschiedenen Möglichkeiten näher diagnostiziert werden. Die zur Verfügung stehenden Optionen werden in den folgenden Kapiteln aufgeführt.

6.5.1 Klinische Testungen

Äußert sich anamnestisch ein Verdacht auf eine Läsion des vorderen Kreuzbandes, kommen diverse spezielle klinische Testungen zum Einsatz [3, 30, 31].

Der klassische vordere Schubladentest wird in 45 Grad Hüft- und 90 Grad Kniebeugung durchgeführt [31]. Der ipsilaterale Fuß soll dabei fixiert und die ischiocrurale Hamstringmuskulatur des Patienten entspannt sein [31]. Es wird dabei über eine intermittierende Krafteinwirkung versucht, die Tibia gegenüber dem Femur nach ventral zu mobilisieren [31]. Eine vergrößerte Translationsstrecke im Seitenvergleich und ein weicher Knieanschlag weisen auf eine vordere Kreuzbandruptur hin [30, 31]. Die Aussagekraft dieses Tests wird in der medizinischen Fachwelt kontrovers diskutiert [2, 31]. Gemeinhin gilt er insbesondere in der Akutphase als nicht aussagekräftig genug [2].

Ein weiterer häufig angewandter klinischer Test auf eine vordere Kreuzbandruptur stellt die Untersuchung nach Lachman dar [2, 3, 30, 31]. Sie gilt als vergleichsweise exakt [2]. Das Knie des Patienten wird dabei in einer 15 bis 20 Gradstellung flektiert, der Oberschenkel fixiert und der Unterschenkel proximal umfasst sowie gegebenenfalls leicht supiniert [3, 31]. In dieser strecknahen Position erfolgt eine ruckartige Vorwärtsmobilisation der Tibia gegenüber dem Femur [2, 3, 31]. Der Untersucher achtet wiederum auf die Anschlagsqualität des Bewegungsendpunktes sowie auf die quantifizierbare Translationsstrecke [3, 31]. Der Normbereich dieser Mobilisationsstrecke beträgt bis zu 3 mm [3]. Ältere Läsionen oder Partialrupturen gehen oft mit einem Translationsweg über 5 mm und komplette Rupturen mit einem nicht feststellbaren Anschlag über 10 mm Mobilisationsstrecke einher [3].

Eine weitere relevante Untersuchungsmethode ist das *Pivot-Shift*-Manöver [2, 3, 30]. Diese Untersuchungstechnik liefert eine Aussage über die anterolaterale Rotationsstabilität des betroffenen Kniegelenkes [2, 3]. Eine erhöhte Schmerzhaftigkeit dieses Tests erschwert oftmals dessen Durchführung [2, 3]. Es ist bei Durchführung unter Narkose deutlich valider [3].

Die Untersuchung erfolgt unter Ausübung einer Valgusbelastung in einer geführten flektierenden Bewegung des initial extendierten sowie innenrotierten Beines [3]. Ist das vordere Kreuzband rupturiert, kommt es zu einer ventralen Subluxation des lateralen Tibiakopfes gegenüber dem zugehörigen Femurpart [3]. Durch eine reflektorische Kontraktion des Traktus iliopsoas bei 30 Grad

Kniebeugung wird diese Subluxation aufgehoben [3]. Das Zurückgleiten des lateralen Tibiakopfes ist dabei deutlich festzustellen [3].

Instrumentelle Untersuchungshilfen bei der klinischen Evaluation einer vorderen Kreuzbandverletzung sind Kniearthrometer, wie zum Beispiel das KT-1000 [2, 32]. Sie sollen die vordere Schienbeinmobilisierbarkeit objektivieren [2, 32]. Das KT-1000-Gerät kommt dabei hauptsächlich in Studien zum Einsatz [32].

Festzuhalten gilt jedoch, dass keine Untersuchungsmethode eine absolute Sensitivität und/oder Spezifität von 100 % aufweist [3, 31].

6.5.2 Wissenschaftliche Fragebögen

Im Weiteren können spezielle Fragebögen eingesetzt werden, um die Gelenkfunktionalität bei Kniebeschwerden zu evaluieren [33]. Beispiele für diese Fragebögen sind der *International Knee Documentation Committee Subjective Knee Evaluation Form* (IKDC) oder die *Lysholm Knee Scoring Scale*. Diese Fragebögen bestehen aus mehreren Items [33]. Enthalten sind je nach Score zum Beispiel spezifische Fragen über die aktuelle Symptomausprägung, die Kniefunktionalität (beispielsweise beim Treppensteigen) oder auch die gegenwärtige sportliche Aktivität des Patienten sowie die aktuelle Lebensqualität [33].

6.5.3 Radiologische Verfahren zur Diagnostik der vorderen Kreuzbandruptur

Zuerst werden Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen durchgeführt, damit knöcherne Verletzungen erfasst werden können [2]. Zu nennen sind hierbei Frakturen und ossäre Bandausrisse [3].

Eine sogenannte Segond-Fraktur bezeichnet einen knöchernen Abriss eines lateralen, gelenknahen Tibiafragmentes [3]. Diese röntgenologisch darstellbare Avulsionsverletzung geht häufig mit einer vorderen Kreuzbandverletzung einher [3].

Auch zur präoperativen Erfassung der individuellen Patientenanatomie oder zur Verlaufskontrolle postoperativ kann eine Röntgenbildgebung erfolgen [3].

Eine Computertomographie (CT) kommt präoperativ nur bei ossärer Beteiligung in der Befundevaluation zum Einsatz [3]. Postoperativ erlaubt die CT die dreidimensionale Erfassung der angelegten Bohrkanäle [3, 34, 35].

Die Magnetresonanztomographie (MRT) bietet die beste Möglichkeit zur Diagnosesicherung einer Kreuzbandruptur [2]. Sie ist sowohl sensitiv (75 bis 95 %) als auch spezifisch (95 bis 100 %) [2]. Es

können zusätzlich Verletzungen am Knorpel- oder Meniskus- sowie auch am Bandapparat beurteilt werden [3].

Um die sichere Diagnose einer vorderen Kreuzbandverletzung stellen zu können, sollte deshalb zeitnah nach dem Unfall eine spezifische MRT des betroffenen Gelenkes erfolgen [36].

Charakteristische Hinweiszeichen auf eine vordere Kreuzbandläsion sind Dehissenzen oder deutliche Signalinhomogenitäten im Faserverlauf [3]. Auch ein leerer femoraler, interkondylärer Raum (engl. *empty notch*) ist ein typisches, radiologisches Zeichen für eine vordere Kreuzbandruptur [3]. Außerdem sind tibiale Subluxationen und spezifische Knochenmarksödeme (engl. *bone bruise*) wichtige Hinweise auf einen Kreuzbandriss [3]. Sogenannte „Küssende Kontusionen“ (engl. *kissing contusion*) sind *Bone Bruise*-Areale in gegenüberliegenden, lateralen Ober- und Unterschenkelpartien, welche in diesem Zusammenhang als besonders hinweisgebend beschrieben werden [3].

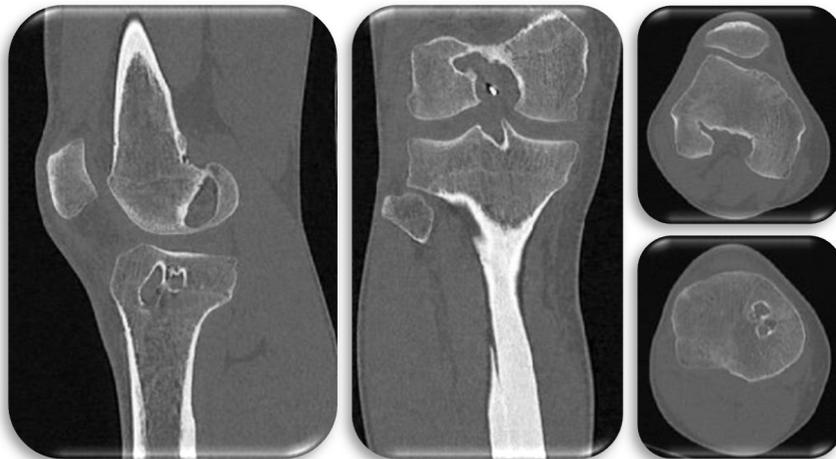


Abbildung 2: Postoperative Darstellung der Bohrkanäle einer Doppelbündelplastik in der CT
Bildquelle: CT-Scan aus der Studie: „Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenkes nach Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes“

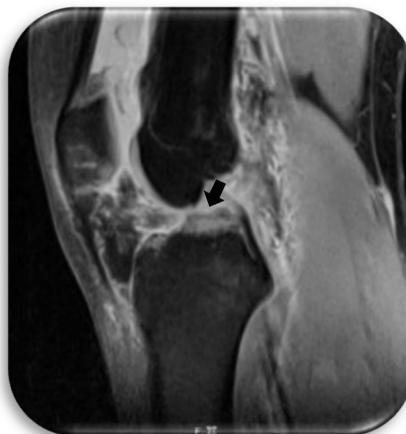


Abbildung 3: Rupturiertes vorderes Kreuzband in der MRT
Bildquelle: Tim Schüler, MRT-Aufnahme des Kniegelenks

6.5.4 Verfahren zur Testung der Rotationsstabilität des Kniegelenkes

Eine fortwährende Knieinstabilität ist mit einem erhöhten Risiko für Knie degeneration und Osteoarthritis oder weiteren Verletzungen verbunden [37]. Neben der anteroposterioren Instabilität des Kniegelenkes trägt auch die rotatorische Instabilität zum Gelenkverschleiß bei [37].

Additive Verfahren zur Diagnostik einer vorderen Kreuzbandverletzung sind deshalb auch Untersuchungen der verbleibenden Rotationsstabilität des Kniegelenkes.

Zum Einsatz kommen können dabei klinische Untersuchungsmethoden wie der *Pivot-Shift*-Test [2, 3, 30] sowie Rotationsmessungen mithilfe von spezifischen, externen Rotationsmessgeräten [38-40] oder externen Navigationsmarkern wie dem *OrthoPilot*-System [41]. Aber auch radiologisch unterstützte Untersuchungsmethoden sind in Studien beschrieben, bei welchen unter rotierenden Bewegungen eine röntgenfluoroskopische [35, 42] oder magnetresonanztomographische [43, 44] Bildgebung angewendet wird.

6.6 Therapiemethoden einer vorderen Kreuzbandruptur

Ist das vordere Kreuzband verletzt, gliedert sich das Behandlungsregime neben Akutmaßnahmen in konservative und diverse operative Therapieverfahren. In den folgenden Abschnitten sollen die verschiedenen Behandlungsmöglichkeiten genauer vorgestellt werden.

6.6.1 Akutmaßnahmen, Therapieoptionen und Operationsindikationen

Sofortmaßnahmen bei jeglicher Art von Sportverletzung sind immer konservativer Natur und werden in der PECH-Regel zusammengefasst. Das Akronym PECH (engl. *RICE*) steht dabei für Pause (sportliche Aktivität unterbrechen), Eis (kühlen), Kompression (externen Druck erhöhen, um eine Schwellung zu vermeiden, engl. *compression*) und Hochlagerung (venösen Rückfluss zum Herzen erhöhen, um eine bestehende Schwellung zu vermindern) [30]. Eine Entlastung der betroffenen Extremität, beispielsweise mit Unterarmgehstützen, ist dabei ebenfalls sinnvoll [30].

Gängige Therapiemöglichkeiten einer vorderen Kreuzbandruptur reichen von operativen Verfahren (Einzel- und Doppelbündelplastik) [13, 14, 16] bis hin zu konservativen Therapieansätzen [45]. Alternative, zumeist experimentelle Therapieansätze werden nur selten eingesetzt [46-58].

Ob eine vordere Kreuzbandruptur im weiteren Verlauf operationsbedürftig ist, ist immer noch Mittelpunkt einer intensiven wissenschaftlichen Diskussion. Lehrmeinung ist, dass eine Operation die Gelenkinematik verbessern, die Gelenkarthrose rate minimieren sowie die Wiederaufnahme der vor

der Verletzung betriebenen Sportart auf einem ähnlichen Leistungsniveau besser gewährleisten kann, als eine rein konservative Therapie [59].

Therapieziele sind stets die Wiederherstellung der Kniestabilität sowie der Kniefunktionalität unter dem Gesichtspunkt der Wiederaufnahme des Ausgangssports auf dem vorbestehenden Aktivitätsniveau [2-4]. Dies umfasst auch Sportarten mit schnellen Richtungswechseln und intensivem Abstoppen sowie pivotierenden Elementen [59].

6.6.2 Konservative Therapieverfahren

Einige Sportmediziner sind wieder dazu übergegangen, Kreuzbandrupturen rein konservativ zu behandeln und berichten von zufriedenstellenden Ergebnissen [45, 59-62].

Eine Meta-Analyse im Deutschen Ärzteblatt konnte im Jahr 2017 keine genaue Aussage darüber treffen, ob eine operative Therapie einer konservativen Behandlung bei einer vorderen Kreuzbandruptur überlegen ist [45]. Durchschnittlich wurden in den untersuchten Studien jedoch 17,5 % der initial konservativ behandelten Patienten im weiteren Verlauf operativ versorgt [45].

Eine Cochrane-Analyse der Thematik aus dem Jahr 2016 kam ebenfalls zu dem Schluss, dass besonders bei jungen, aktiven Patienten kein klarer Unterschied des Therapieergebnisses zwischen konservativer und operativer Kreuzbandtherapie besteht [62]. Jedoch war auch hierbei eine hohe *Crossover*-Rate von der konservativen zur operativen Therapie festzustellen. Es wurden weitere systematische Untersuchungen gefordert [62].

Der Schlüssel zu einer erfolgreichen konservativen Therapie liegt darin, die Patienten herauszufiltern, welche von einer nicht-operativen Therapiestrategie profitieren [59].

Kniefunktionalitätstests, wie Sprungversuche und eine Erfassung der bestehenden Kniegelenks-symptomatik sowie der relevanten Begleitverletzungen, sind bei der Auswahl der richtigen Patientenpopulation hilfreich [59].

Außerdem ist auch der posttraumatische Funktionsanspruch an das betroffene Kniegelenk entscheidend [59]. Es gilt unter anderem Personen zu adressieren, die weniger sportlich aktiv sein beziehungsweise ihre sportlichen Interessen auf lineare Sportarten wie Fahrradfahren oder Ausdauerlauf fokussieren möchten [59].

Im Verlauf der konservativen Behandlung einer vorderen Kreuzbandruptur sollte ein konsequentes Rehabilitationsprogramm durchlaufen werden [59]. Dieses beinhaltet Übungen zur Kraftmaximierung und Verhinderung verletzungsassoziierter Funktionsbeeinträchtigungen [59]. Der Nutzen von funktionellen Knieorthesen, sowohl in nicht-operierten als auch operativ versorgten Kniegelenken ist dabei umstritten [63].

Das Rehabilitationsprogramm gliedert sich in mehrere Phasen [59]. In der Akutphase werden primär Gelenkergüsse, Bewegungseinschränkungen, Muskelschwäche und Reflexbeeinträchtigungen angegangen [59]. Kältetherapie und elektrische Nervenstimulation sind physikalische Ansatzpunkte [59]. Muskulär werden vor allem der Quadrizeps-, die Hamstring- und die Hüftmuskulatur gestärkt [59]. Zum Einsatz kommende Trainingsmittel sind Beinstreckgeräte mit limitierten Freiheitsgraden oder Rüttelbretter mit instabilen Untergründen [59]. Die Gelenkstabilität soll verbessert, Re-Verletzungen vorgebeugt und ein physiologisches Bewegungsmuster impliziert werden [59].

Nach Erreichen der ersten Trainingsziele beginnt die neuromuskuläre Phase [59]. Trainingsinhalte sind dabei vor allem dynamische Übungen unter Eigengewicht, Ausdauer- oder Propriozeptionstraining sowie das Verstärken neuromuskulärer Verknüpfungen [59]. Zum Abschluss dieser Trainingsphase sollte der Proband wieder circa 90 % der isokinetischen Muskelkraft der unverletzten Seite in der Quadrizeps- und Hamstringmuskulatur aufweisen [59].

Den dritten Rehabilitationsabschnitt stellt die sportartenspezifische Rekonditionierung dar [59]. Die Intensität der Übungen sollte dabei im Verlauf erhöht werden [59]. Abschließend werden auch Hochgeschwindigkeitsbewegungen in allen Bewegungsrichtungen, maximal-schnelle Richtungswechsel und Übungen am Spielgerät adressiert [59].

Die Rehabilitation gilt als abgeschlossen, wenn der Sportler sowohl physisch als auch psychisch auf eine Rückkehr in den Wettkampf vorbereitet ist [59]. Neben einer alleinigen Muskelkrafterfassung können dahingehend erneut spezifische, funktionale Hock- und Sprungtests oder auch psychologische Assessments zum Einsatz kommen [59].

Ein verfrühtes Zurückkehren in den Wettkampfsport bringt zwangsläufig ein erhöhtes Risiko neuerlicher Verletzungen mit sich [59]. Wird das Rehabilitationsprogramm jedoch konsequent durchlaufen, können geeignete Patienten auch ohne einen operativen Eingriff eine suffiziente Kniefunktionalität zurück erlangen [59].

6.6.3 Operative Therapieverfahren

Allgemein gilt bisher, dass mit steigendem Aktivitätsanspruch der betroffenen Patienten zunehmend eine operative Versorgung gewählt wird [2]. In einem Großteil der Fälle erfolgt deshalb zeitnah nach der Verletzung eine Operation [12]. Aber auch initial konservativ therapierte Patienten werden im Verlauf oftmals operiert [45, 62, 64]. In den folgenden Abschnitten werden deshalb die operativen Therapieoptionen einer vorderen Kreuzbandruptur erläutert.

6.6.3.1 Einzelbündelplastik

Die Einzelbündelplastik (engl. *single-bundle reconstruction*) ist das Standardoperationsverfahren bei einer intraligamentären, vorderen Kreuzbandruptur [13, 14].

Eine mögliche elektive Operation des Patienten sollte im Regelfall erst nach Rückgang des posttraumatischen Reizzustandes nach circa vier bis sechs Wochen erfolgen [2]. Eine bestehende Inflammation im Gelenk birgt das Risiko postoperativer Komplikationen [2].

Jedoch rückt auch eine zeitnahe Operation nach der Verletzung zunehmend in den Fokus [65-67].

Insbesondere bei Leistungssportlern oder sehr aktiven Patienten kann ein umgehender Eingriff binnen 48 Stunden nach der Verletzung empfohlen werden [66]. Es wird dahingehend von weniger Begleitverletzungen, wie Meniskus- oder Knorpelschäden, berichtet [66, 67].

Oft rupturiert das Kreuzband in seinen ligamentären Anteilen [3]. Ossäre Bandausrisse sind hingegen eher selten, können jedoch allein mit Schrauben refixiert werden [3].

Im Folgenden soll beispielhaft eine Kreuzbandrekonstruktion unter Einsatz der autologen Semitendinosussehne beschrieben werden. Weitere mögliche Sehnentransplantate wären Teile der Patella- oder Quadricepssehne, welche in leicht modifizierten Operationsverfahren ebenfalls zum Einsatz kommen können [2, 14].

Vorteilhaft an der Verwendung von Hamstringsehnen ist eine simple Entnahmetechnik sowie eine geringe Entnahmemorbidität [2]. Nachteile werden in der langsameren Einheilung des Sehnentransplantates gesehen [2].

Den ersten Schnitt des Eingriffs stellt eine etwa 2 bis 3 cm lange Inzision mediallyseitig der *Tuberositas tibiae* dar [14]. Über diesen muss der Ansatz des *Musculus sartorius* längs gespalten werden, damit die gewünschte Sehne ertastet und durch einem Sehnenstripper mit einem Knochenhautpatch vom Schienbein abgesetzt werden kann [14]. Anschließend wird die Länge der Semitendinosussehne ermittelt [14]. Beträgt diese weniger als 26 cm, wird in einem ähnlichen zweiten Vorgang zusätzlich die Gracilissehne entfernt [14]. Die gespaltene Sartoriusfaszie wird abschließend wieder refixiert [14].

Im nächsten Schritt erfolgt die Präparation des Transplantats [14]. Die Sehne wird vierfach gefaltet und an den jeweiligen Enden mit Schlaufen, Fäden, Knöpfen oder Ankern für den Durchzug sowie die Befestigung des Transplantates versehen [14]. Außerdem werden Markierungen für die Durchzugslänge des Transplantates angelegt [14].

Standardmäßig wird die Operation minimal-invasiv mit dem Arthroskop durchgeführt [14]. Es werden im Wesentlichen zwei Portale genutzt: ein mediales Portal, über welches die überwiegenden Eingriffe erfolgen, sowie ein anterolaterales Portal zur Einbringung der Optik [14].

In einer ersten arthroskopischen Sichtung wird ein Überblick über die vorliegende Anatomie und die Verletzungssituation des Patienten gewonnen [14]. Darauffolgend werden Begleitverletzungen, wie

zum Beispiel Meniskusläsionen, versorgt [14]. Die Entfernung von Resten des rupturierten Kreuzbandes erfolgt restriktiv [14]. Insbesondere der tibiale Stumpf ist bei der anatomischen Platzierung der Plastik von Nutzen [14]. Weitere wichtige Landmarken bei der Positionierung des Transplantates werden im weiteren Verlauf der Arbeit thematisiert.

Der femorale Tunnel wird bei einer Knieflexion von circa 110 Grad über das mediale Portal platziert [14]. Explizit für diesen Therapieschritt wurden Portalzielgeräte entwickelt, mit deren Hilfe es einfacher ist, einen Zieldraht innerhalb der anatomischen Insertionszone anzubringen [14]. Nach erfolgreichem Kontrollblick kann der Zieldraht primär mit einem circa 4,5 mm dicken Bohrkopf überbohrt werden [14]. In einer weiteren Bohrung wird der femorale Tunnel meist bis in etwa 3 cm Tiefe auf Transplantatgröße dilatiert [14].

Auch der tibiale Tunnel wird mithilfe eines speziellen Zielgerätes angelegt [14]. Nachdem der Führungsdraht positioniert ist, wird das Gelenk extendiert, um ein Anschlagsphänomen (engl. *impingement*) auszuschließen [14]. Fortführend wird das Transplantat mithilfe einer Faszange eingezogen [14].

Um postoperativ ein funktional bestmögliches Ergebnis zu erzielen, sollen die Tunnel der Plastik innerhalb der originären Insertionszonen angebracht werden [14]. Man nennt dieses Verfahren deshalb auch anatomische Kreuzbandrekonstruktion [14]. Ob der angelegte Tunnel mittig zwischen den beiden Bündelansätzen platziert wird oder eher der anteromediale Tunnel nachgeahmt werden soll, ist insbesondere bezüglich der femoralen Kanalanlage derzeit umstritten [14, 68, 69].

Je nach Verankerungstechnik können nun verschiedene Manöver erfolgen, um das Transplantat zu befestigen [14]. Beispiele für Verankerungsmöglichkeiten sind Kippanker (*Flippack*®), resorbierbare Interferenzschrauben, Fixationsknopf (*Endotack*®) [14] oder beispielsweise Hybridfixationen aus Interferenzschraube und der sogenannten *EndoPearl*® [70, 71], einem kugelförmigen Objekt aus biodegradierbarer Polymilchsäure [71].

Bei Einsatz einer tibialen Interferenzschraube wird das Kniegelenk in 15 Grad Beugung gebracht und das Transplantat zusätzlich manuell gespannt [14]. Erst dann erfolgt der Einsatz der Schraube [14]. Die Schraube sollte im Regelfall nicht den Tunneldurchmesser überschreiten, um eine primäre Tunnelweitung zu vermeiden [14].

Im Verlauf wird das operierte Kniegelenk mehrfach durchbewegt, um ein *Impingement* zu prüfen [14]. Abschließend erfolgt eine letzte arthroskopische Sichtung des Operationsgebietes [14].

Wesentliche Risiken der Operation sind: Knorpel- und Weichteilverletzungen der umgebenden Strukturen sowie Fehlpositionierungen der Bohrkanäle mit funktioneller Relevanz und *Impingement*-Phänomen [14]. Kontraindikationen sind die Versorgung von Kniegelenken mit ausgedehnter medialer Laxizität oder (medial) instabilem *Genu valgum* [14].

Verfechter dieser Operationsmethode propagieren bei anatomischer Durchführung eine ähnliche Rotationsstabilität wie bei Doppelbündeloperationen [14]. Insbesondere der Einsatz der medialen Portaltechnik soll zu korrekten Tunnelpositionierungen sowie geringen postoperativen Tunnelaufweitungen führen [14].

Nach der Operation gliedert sich die folgende Rehabilitation in mehrere Phasen [72], analog zur rein konservativen Therapie. Die Belastung des operierten Kniegelenkes sowie die Trainingsintensität werden zunehmend gesteigert [72]. Ziel der Rehabilitation ist es, zeitnah eine volle Extension sowie eine ausreichende Beugefähigkeit von 100 bis 110 Grad zu erreichen [3]. Zudem sollte das Knie muskulär stabil sein und keine Schwellneigung mehr zeigen [3]. Es erfolgt deshalb eine engmaschige sport- und physiotherapeutische Betreuung [72]. Zudem ist oftmals der Einsatz von Knieorthesen mit verschiedenen Freiheitsgraden der Bewegung, eine zeitlich limitierte Teilbelastung unter Einsatz von Unterarmgehstützen sowie eine Thromboseprophylaxe indiziert [72].

Die komplette Wiedererlangung der Sportfähigkeit kann bei professionellen Athleten meist zwischen fünf und sieben Monaten nach dem Operationszeitpunkt erreicht werden [72]. Bei Freizeitsportlern kann häufig nur eine geringere Rehabilitationsintensität gewährleistet werden [72]. Darunter verzögert sich die komplette Freigabe der sportlichen Aktivität oftmals auf einen Zeitraum jenseits des achten Monats [72].

6.6.3.2 Doppelbündelplastik

Die arthroskopische Doppelbündelplastik (engl. *double-bundle reconstruction*) stellt eine moderne Alternative zur Einzelbündeltechnik bei der operativen Versorgung von vorderen Kreuzbandrupturen dar. Es werden bedeutsame biomechanische Vorteile dieses OP-Verfahrens propagiert [16].

Aufgrund der originalgetreueren, anatomischen Rekonstruktion der beiden funktionellen Bündel des vorderen Kreuzbandes sollen die operierten Patienten sowohl von einer erhöhten anteroposterioren als auch von einer suffizienteren Rotationsstabilität profitieren [16].

Jedoch ist die Indikationsstellung der Doppelbündeloperation nach wie vor nicht genau definiert [16]. Es wird allgemein angenommen, dass insbesondere Patienten mit großen Insertionsarealen des vorderen Kreuzbandes (Körpergröße über 1,75 m) als mögliche Profiteure in Frage kommen. [14, 16]. Auch das individuelle Aktivitätsniveau des Patienten kann eine Rolle spielen [16].

Nachteil dieser technisch anspruchsvollen Operationsmethode ist vor allem die höhere Gefahr einer Tunnel Fehlplatzierung [16]. Diskutiert werden zudem eine häufigere und stärkere Tunnelaufweitung, die tendenziell längere OP-Dauer sowie ein höherer Kostenaufwand der Prozedur [16].

Als Transplantat (engl. *graft*) werden die autologen Hamstringsehnen eingesetzt [16]. Bei entsprechenden anatomische Gegebenheiten (mindestens 28 cm Sehnenlänge) sowie optimaler Transplantatentnahmetechnik kann allein die Semitendinosussehne ausreichend sein [16].

Die Sehnen werden bei der Präparation nur doppelsträngig gelegt und das AM-Transplantat (aus dem etwas dickeren proximalen Sehnenanteil) etwas länger geplant als das PL-Graft [16].

Nach Transplantatentnahme und Präparation werden zuerst die femoralen und folgend die tibialen Kanäle angelegt [16]. Dabei wird primär der anteromediale und anschließend, in anatomisch korrekter Beziehung dazu, der posterolaterale Tunnel platziert [16]. Die Tunnel sollten dabei korrekterweise ebenfalls innerhalb der originalen Kreuzbandinsertionszonen lokalisiert sein [16]. Bei der Platzierung der Kanäle kommen ebenfalls spezielle Zielgeräte unterstützend zum Einsatz [16]. Nur bei exakter, anatomischer Platzierung können die hypothetischen Vorteile der Operation klinisch zum Tragen kommen [16].

Die Fixation der Transplantate kann im Weiteren ebenfalls mit Interferenzschrauben, Kippankern (*Flipptack*[®]) und Fixationsknöpfen (*Endotack*[®]) erfolgen [16].

Ob diese Operationsmethode jedoch tatsächlich den höheren operativen Aufwand durch bessere Funktionalität und Patientenzufriedenheit rechtfertigt, wird kontrovers diskutiert [5, 41, 73-75]. Die wissenschaftliche Datenlage verbleibt unklar [5, 41, 73-75].

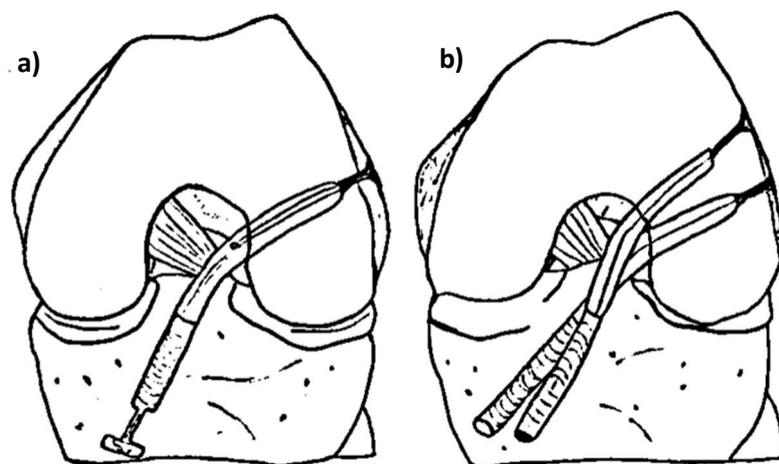


Abbildung 4: Operative Kreuzbandersatztechniken in skizzierter Ansicht

a) Kreuzbandersatz nach der Einzelbündeltechnik

b) Kreuzbandersatz nach der Doppelbündeltechnik

Bildquelle: Eigene Skizze frei nach Florian Dirisamer und Christian Patsch, Broschüre „Kreuzbandriß“, Abbildungen 2 und 3: Doppelbündel-Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes und Kreuzbandersatzplastik mit Beugesehnentransplantat in „all inside Technik“,

<https://www.orthopaedie-linz.com/downloads/VKB.pdf>,

letzter Zugriff am 17.01.2020

6.6.3.3 Alternative Therapiemöglichkeiten

Weitere Therapiemöglichkeiten zu den bisher genannten Verfahren sind derzeit nicht Teil der täglichen medizinischen Praxis.

Ein Beispiel stellt die Y-Rekonstruktion des Kreuzbandes dar [46]. Dabei werden zwei femorale, aber nur ein tibialer Bohrkanaal angelegt [46]. Den Gegenpart bildet die reverse Y-Plastik mit der konträren Bohrkanaalanlagesystematik [47]. Diese neuen Methoden sollen die Vorteile von Einzel- und Doppelbündelplastik verbinden, müssen aber in weiteren Studien klinisch evaluiert werden.

Eine weitere Alternative zur herkömmlichen Operation des vorderen Kreuzbandes ist die sogenannte *Healing-Response-Technik* (deutsch: Einheilungsresonanz-Technik), die vor allem für proximale Kreuzbandrupturen in Frage kommt [48-50]. Durch eine Mikrofrakturierung im Bereich des femoralen Kreuzbandansatzes und Bildung weiterer kleinerer Läsionen im Verlauf des vorderen Kreuzbandes sollen autologe Stammzellen im verletzten Knie frei werden. Diese könnten hypothetisch die Spontanheilung des rupturierten Kreuzbandes anregen. Über eine ligamentöse Wiedereinheilung soll im Anschluss eine ausreichende Stabilität erreicht werden [48]. Die Erfolgsraten dieses Therapieverfahrens sind äußerst umstritten. Es wird nicht standardmäßig angewandt [48-50].

Trotzdem werden bei Kreuzbandverletzungen in ähnlicher Intention auch die Einsatzmöglichkeiten von autologen Blutplasmapräparaten, teilweise in Verbindung mit der *Healing-Response-Therapie*-methode, erforscht [51, 52].

Ein weiteres kreuzbandstumpferhaltendes Verfahren ist die verbleibende Gewebsaufarbeitung (engl. *remnant tissue preservation*). Hierbei wird das Kreuzbandrestgewebe intraoperativ erhalten und aufgefrischt. Dieses Verfahren soll dabei helfen, ein Überwuchern des Transplantats mit Synovia sowie eine Reifung des Sehnen transplantats zu erreichen und somit einen Beitrag zu optimaler Kniestabilität zu leisten [76].

Als neuer Therapieansatz gilt unter anderem die sogenannte dynamische interligamentäre Stabilisierung (engl. *dynamic intraligamentary stabilization*, z. B. *Ligamys*TM). Bei dieser OP-Methode wird nach ausgedehnter femoraler Mikrofrakturierung eine künstliche Polyethylen-Sehne in den tibialen Kreuzbandstumpf des betroffenen Kniegelenkes eingebracht und am anatomischen femoralen Ansatz fixiert. Diese soll das Gelenk stabilisieren und die Kreuzbandstümpfe bei der Bildung einer stabilen Narbe unterstützen [53, 77-80]. Bei der Anwendung der dynamischen Stabilisierungstechnik wird jedoch beispielsweise auch eine erhöhte Re-Rupturgefahr beschrieben [79]. Ein ähnliches Verfahren, die interne Schienung (engl. *internal brace*), wird derzeit ebenfalls erforscht [76, 78, 81, 82]. Zum Einsatz kommen hierbei sogenannte geflochtene Nahtbänder sowie knotenlose Knochenanker, um das gerissene Kreuzband zu konsolidieren [81]. Vorteile sollen ein schnellerer Heilungsprozess sowie eine erhaltene Propriozeption sein [81].

Sehnentransplantate nicht aus dem eigenen Körper, sondern aus Fremdmaterialien zu gewinnen, war schon zu Beginn des 20. Jahrhunderts ein weiterer vielversprechender Therapieansatz [54, 55]. Das Interesse an dieser Therapiemöglichkeit vertiefte sich vor allem in den 1980er Jahren [54, 55].

Die erhofften Vorteile sind ein vereinfachter chirurgischer Eingriff verbunden mit einer verminderten Entnahmemorbidität, die breite Verfügbarkeit der Transplantate, eine sofortige Belastbarkeit, zufriedenstellende Kraftwerte postoperativ und ein verkürztes Rehabilitationsprogramm [54, 55].

Untersuchte Materialien waren im Verlauf beispielsweise Seide, Teflon, Carbonfasern oder *Gore-Tex*[®] [54, 55]. Eingesetzt wurden die Supplemente als Gerüste, Stents oder komplette Prothesen [54].

Jedoch stellte sich im Verlauf heraus, dass die meisten der Materialien mit einer erhöhten Rate an Transplantatversagen einhergingen [54].

Mögliche Gründe dafür waren Infektionen, Immunreaktionen, Synovitiden, die Entwicklung einer Osteoarthritis, chronische Ergüsse, bleibende Instabilität und Materialversagen [55].

Das sogenannte *Ligament Advanced Reinforcement System* (LARS), bestehend aus Polyethylen-terephthalatfasern, ist ein bekannter Vertreter der synthetischen Transplantatprodukte. Es konnte zudem in einigen Studien mit zufriedenstellenden Ergebnissen aufwarten [54, 55].

Jedoch gibt es auch bei diesem synthetischen Transplantat widersprüchliche Daten, insbesondere bezüglich der subjektiven Patientenzufriedenheit, sodass dieses Verfahren zumindest nicht als Primärlösung für einen Kreuzbandersatz in Frage kommt [54].

Als verbliebene Option besteht darüber hinaus noch die Gewinnung von humanen Transplantatmaterialien aus Leichenspendern. Diese Variante der Sehnengewinnung wird nur gewählt, falls beim Probanden nach mehreren Kreuzband- sowie Transplantatrupturen keine geeigneten körpereigenen Spendersehnen mehr zur Verfügung stehen [56]. Doch auch hierbei wird propagiert, dass sowohl Kniestabilität als auch Patientensymptomatik nach Anwendung von allogenen Sehnen schlechter ausfallen als bei Anwendung von Hamstring-Autografts [56]. Auch eine höhere Rupturgefahr der Allografts [57] wird, genauso wie eine zumindest theoretisch vorhandene Infektionsgefahr [58], oftmals angeführt.

6.7 Inhaltliche Grundlagen der Arbeitshypothesen

Diese Arbeit vergleicht die beiden gängigen operativen Methoden der Versorgung einer vorderen Kreuzbandruptur unter den Aspekten Tunnelpositionierung und Bohrkanalgröße. Inhaltliche Grundlagen zu beiden Themengebieten sollen in den folgenden beiden Kapiteln vermittelt werden.

6.7.1 Charakteristika der Tunnelpositionierung

Die exakte Positionierung der Bohrkanäle stellt, wie bereits thematisiert, bei der Operation einer vorderen Kreuzbandruptur eine besondere Herausforderung dar [14, 16].

Zur besseren Navigation dienen knöcherne und weichteilbezogene Landmarken. Tibial sind dies die mediale tibiale Eminenz (engl. *medial tibial eminence*) oder das intermeniskale Band (engl. *intermeniscal ligament*). Um die Ansätze der beiden Bündel zu unterscheiden, müssen definierte Abstände zu den Landmarken eingehalten werden. Das AM-Bündel befindet sich dabei vor dem PL-Bündel relativ zentral im Tibiaplateau. [83].

Die femorale Ansatzstelle des Kreuzbandes kann über diverse knöcherne Strukturlinien an der Innenseite der äußeren Femurkondyle identifiziert werden. Oberhalb der Ansatzstelle befindet sich der laterale interkondyläre Knochengrat und zwischen den Ansätzen des AM- und PL-Bündels der laterale gabelförmige Grat [84].

Die exakte anatomische Positionierung der Bohrkanäle hat entscheidenden Einfluss auf die postoperative Funktionalität des Transplantates [14, 16, 85]. Weshalb es auch postoperativ wichtig erscheint, die richtige Position der Kanäle im Sinne einer Qualitätskontrolle zu prüfen.

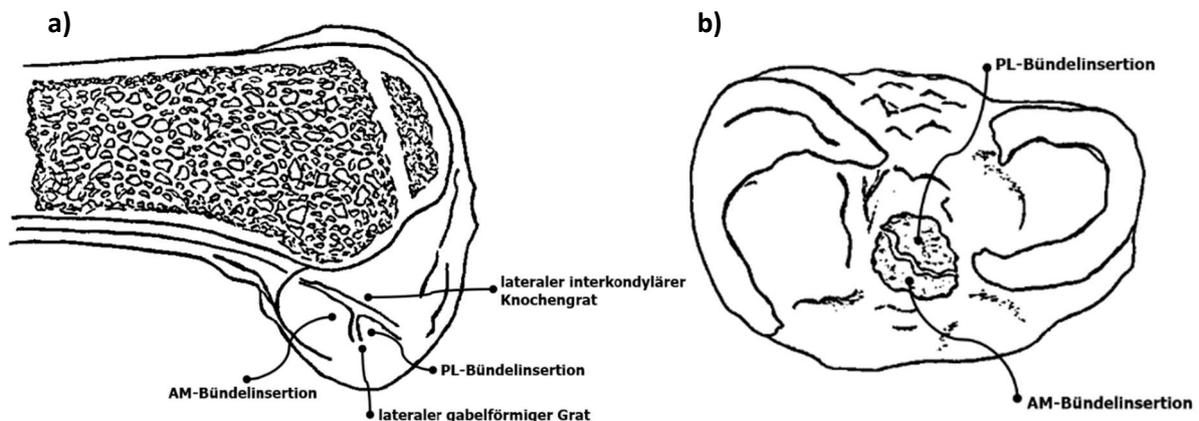


Abbildung 5: Ansatzstellen des vorderen Kreuzbandes

a) Femorale Ansatzstellen

Bildquelle: Eigene Skizze frei nach *Mario Ferretti et al*, Publikation: „Osseous Landmarks of the Femoral Attachment of the Anterior Cruciate Ligament: An Anatomic Study“ in *Arthroscopy* (2007), Abbildung 7: The lateral wall of intercondylar notch,

<https://marlin-prod.literatumonline.com/cms/attachment/2004946926/2020810631/gr7.jpg>,
letzter Zugriff am 17.01.2020

b) Tibiale Ansatzstellen

Bildquelle: Eigene Skizze frei nach *Yasutaka Tashiro et al*, Publikation: „Anterior cruciate ligament tibial insertion site is elliptical or triangular shaped in healthy young adults: high-resolution 3-T MRI analysis“, in *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2018), Abbildung 4a: Fig. 4 If PL bundle was eliminated, AM bundle footprint looked C-shap,

<https://surgicalorthopaedics.com/wp-content/uploads/2018/02/tashiro2017-ACL-footprint-bundles.jpg>,
letzter Zugriff am 17.01.2020

6.7.2 Effekte der Bohrkanalgröße

Dass sich die Durchmesser der angelegten Bohrkanäle im Verlauf nach der Operation erweitern, ist ein bekanntes Phänomen bei der postoperativen Nachsorge von Patienten [14, 16, 86-90].

Meist gilt, dass dieses Phänomen keine Auswirkung auf klinisch relevante Knielaxizitätsparameter des Betroffenen hat [88, 91-94]. Probleme treten möglicherweise bei der Transplantateinheilung auf oder wenn im Rahmen von Komplikationen, wie Re-Ruptur oder Transplantatinsuffizienzen, eine Revisionsoperation durchgeführt werden muss [94]. Sind die Kanäle in diesem Fall stark erweitert, muss in einer ersten Operation, vor der Anlage einer erneuten Kreuzbandplastik, der Knochen mit autologem Knochenmaterial im Rahmen einer sogenannten Spongiosaplastik gefüllt werden [95]. Dieses entstammt oft dem Beckenkamm und die Entnahme ist aufwendig sowie schmerzhaft [95].

Explizit bei der Doppelbündelplastik besteht zudem das Problem, dass in einem Knochen zwei Kanäle angelegt werden [16, 96]. Erweitern sich diese stark, kann die Knochenbrücke zwischen beiden Tunneln durchbrochen werden und eine Kanalkommunikation entstehen. Dies führt im Folgenden möglicherweise zu Bewegungsabnormalitäten, wie zum Beispiel einer Hyperflexion im betroffenen Kniegelenk [96].

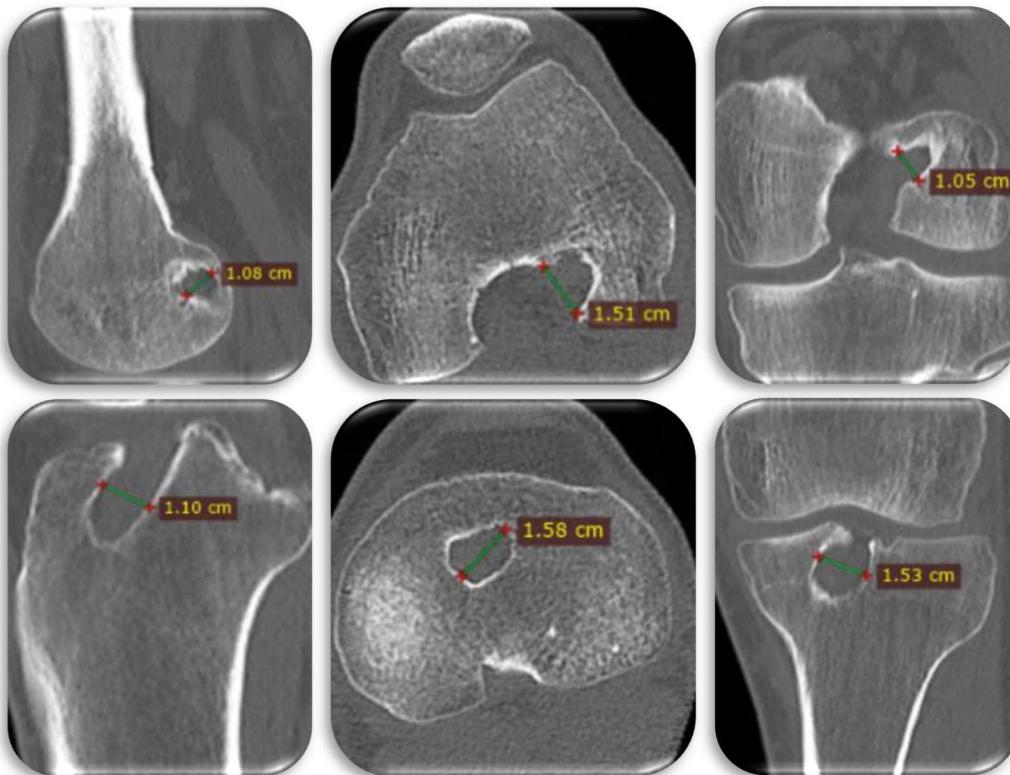


Abbildung 6: Bohrkanelerweiterung in Femur und Tibia in einer CT-Untersuchung

Anmerkung: Die Kanäle wurden intraoperativ mit einer Bohrkopfgröße von 8mm angelegt.

Bildquelle: CT-Scan aus der Studie: „Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenkes nach Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes“

6.8 Zielsetzung der Arbeit

Diese Arbeit vergleicht die Operationsmethoden der Einzel- sowie Doppelbündeltechnik bei der anatomischen Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes unter dem Aspekt der Bohrkanalcharakteristika.

Die Ergebnisse dieser Dissertation sollen dazu beitragen, besonders im Hinblick auf die Eigenschaften der Bohrkanäle, eine Empfehlung für eine der beiden Operationsmethoden auszusprechen.

- I. Als Primärfragestellung wird die Evaluation der postoperativen Bohrkanalgrößen der Studienteilnehmer im Langzeit-Follow-up (zwischen 6 und 10 Jahren postoperativ) untersucht. Hierbei wird die relative Erweiterung der Bohrkanäle vom Operations- zum Untersuchungszeitpunkt bei Einzel- sowie Doppelbündeltransplantaten miteinander verglichen. Weitergehend soll diskutiert werden, welche klinischen Problemstellungen eine relevante Tunnelerweiterung mit sich bringt.
- II. In einer sekundären Fragestellung wird explorativ die Tunnelpositionierung der Probanden der durchgeführten Studie evaluiert. Eine Gegenüberstellung dieser Ergebnisse mit relevanten Analogstudien soll genauso wie die mögliche Beeinflussung der Patientensymptomatik abschließend diskutiert werden.

7 Material und Methoden

7.1 Aufbau der Studie

Die zugrundeliegende Studie wurde zwischen Januar 2017 und Dezember 2019 im Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie der Charité durchgeführt. Es wurden die Daten von 36 operierten Probanden mit Zustand nach vorderer Kreuzbandruptur ausgewertet. 19 Patienten erhielten eine Einzelbündel- und 17 Patienten eine Doppelbündelplastik.

Die Probanden wurden zunächst klinisch untersucht. Dabei kam auch das Kniearthrometer KT-1000 zur Anwendung. Alle Teilnehmer der Studie füllten einen umfassenden Fragebogen aus, mithilfe dessen die standardisierten Knie-Scores und Gesundheitsfragebögen IKDC (*International Knee Documentation Committee Subjective Knee Form*), KOOS (*Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score*), SF-12 (*Short-Form 12 Health Survey*), Lysholm-Score und Tegner Activity Scale (TAS) ermittelt wurden.

Außerdem wurde eine Computertomographie (CT) des Kniegelenkes sowie in einem weiteren Studienteil eine fluoroskopische Rotationsmessung nach Moewis et al. durchgeführt [35, 42].

Die erzeugten Schnittbilder aus dem Computertomogramm dienten zur Erstellung von dreidimensionalen Modellen von Tibia und Femur sowie zur dreidimensionalen Visualisierung der Bohrkanäle. Die dreidimensional-visualisierten Bohrkanäle wurden zum einen nach der *Best-Fit-Cylinder*-Methode bezüglich ihres approximierten Durchmessers und ihrer relativen Erweiterung untersucht. Weiterhin fand eine Analyse der Lokalisation der angelegten Bohrkanäle unter Verwendung eines relativen Koordinatensystems statt.

7.2 Probandenkollektiv

Alle Teilnehmer der wissenschaftlichen Untersuchung wurden vom selben erfahrenen Orthopäden am Klinik-Campus Mitte der Charité Universitätsmedizin Berlin im Zeitraum zwischen 2007 und 2010 nach einer vorderen Kreuzbandruptur operativ behandelt.

Die Probanden unterschrieben vor Studienbeginn eine Einwilligungserklärung zur Teilnahme an der wissenschaftlichen Untersuchung und wurden über mögliche Nutzen- und Risikofaktoren aufgeklärt. Durch die CT-Untersuchung und die Röntgenfluoroskopie entstand den Studienteilnehmern eine durchschnittliche Röntgenexposition in der Größe ca. 0,11 mSV. Zur Einordnung dieser Größe gilt festzuhalten, dass die durchschnittliche jährliche Strahlenexposition einer Person in Deutschland laut dem Bundesamt für Strahlenschutz durchschnittlich bei 2,1 mSV liegt [97]. Das Bundesamt für

Strahlenschutz prüfte und genehmigte vorab die durchzuführenden Röntgenuntersuchungen (Antragsnummer: Z5-22462/2-2010 -076). Die Studie wurde zudem von der Ethikkommission der Charité Universitätsmedizin Berlin bewilligt (Antragsnummer: EA1/192/10).

Die Population aus Probanden mit Einzel- (SB) und Doppelbündelrekonstruktionen (DB) schloss auch Probanden mit Begleitverletzungen (Meniskusnähte, Meniskusresektionen, Kollateralbandverletzungen, freie Gelenkkörper) ein. Die Entscheidung über die Anwendung der verschiedenen Operationstechniken erfolgte eingangs durch den Operateur.

Aus einer initialen Liste von 127 möglichen Studienteilnehmern (50 Doppelbündel und 77 Einzelbündel), welche alle im angegebenen Zeitraum vom betreffenden Arzt an der Charité Universitätsmedizin Berlin am vorderen Kreuzband operiert wurden, wurden 36 freiwillige Probanden gewonnen, die unentgeltlich an der Studie teilnahmen. Darunter waren 19 Patienten mit Einzelbündelplastik (11 Patienten ohne Begleitverletzungen und 8 Patienten mit Begleitverletzung) sowie 17 Patienten mit Doppelbündelplastik (11 Patienten ohne Begleitverletzungen und 6 Patienten mit Begleitverletzungen). Ausschlusskriterien für die Teilnahme der Probanden an der Studie waren: Re-Rupturen, erneute Eingriffe am betroffenen Knie (Revisionseingriffe, Meniskusoperationen, andere Knieeingriffe), eine bestehende Schwangerschaft, fehlende Erreichbarkeit der Probanden oder eine fehlende Bereitschaft zur freiwilligen Teilnahme an der Studie.

Der durchschnittliche *Follow-up*-Zeitraum der Gesamtpopulation lag bei 7,6 Jahren (Standardabweichung [SA]: $\pm 0,9$ Jahre). Für die Gruppe der Probanden mit Doppelbündelplastik ergab sich ein durchschnittlicher Nachverfolgungszeitraum von 7,4 Jahren (SA: $\pm 1,0$ Jahre). Die Population der Probanden mit Einzelbündelplastik wies einen durchschnittlichen *Follow-up*-Zeitraum von 7,7 Jahren (SA: $\pm 0,9$ Jahre) auf.

Das Durchschnittsalter des Kollektivs der Probanden mit Doppelbündelplastik betrug 39,6 Jahre (SA: $\pm 8,7$ Jahre), während die Probanden mit Einzelbündelplastik durchschnittlich 40,5 Jahre (SA: $\pm 9,7$ Jahre) alt waren.

Epidemiologische Charakteristika der Studienpopulation werden in Tabelle 1 zusammengefasst. Individuelle Auflistungen der epidemiologischen Daten der einzelnen Probanden können in Tabelle 2 und 3 eingesehen werden.

Allein für die fluoroskopischen Rotationsmessungen der Studie wurden innerhalb der Population 34 der Probanden zu jeweils 17 geschlechtergleichen *Matched-Pairs* zusammengestellt, um unausgewogenen epidemiologischen Einflüssen vorzubeugen [98].

Die Kriterien der Paarbildung waren: ein ähnliches Alter mit einem Unterschied von ± 6 Jahren, identisches Geschlecht, ähnliche Begleitverletzungen am Meniskus oder den Kollateralbändern sowie initial vorliegende freie Gelenkkörper und ein ähnlicher OP-Termin ± 3 Jahre.

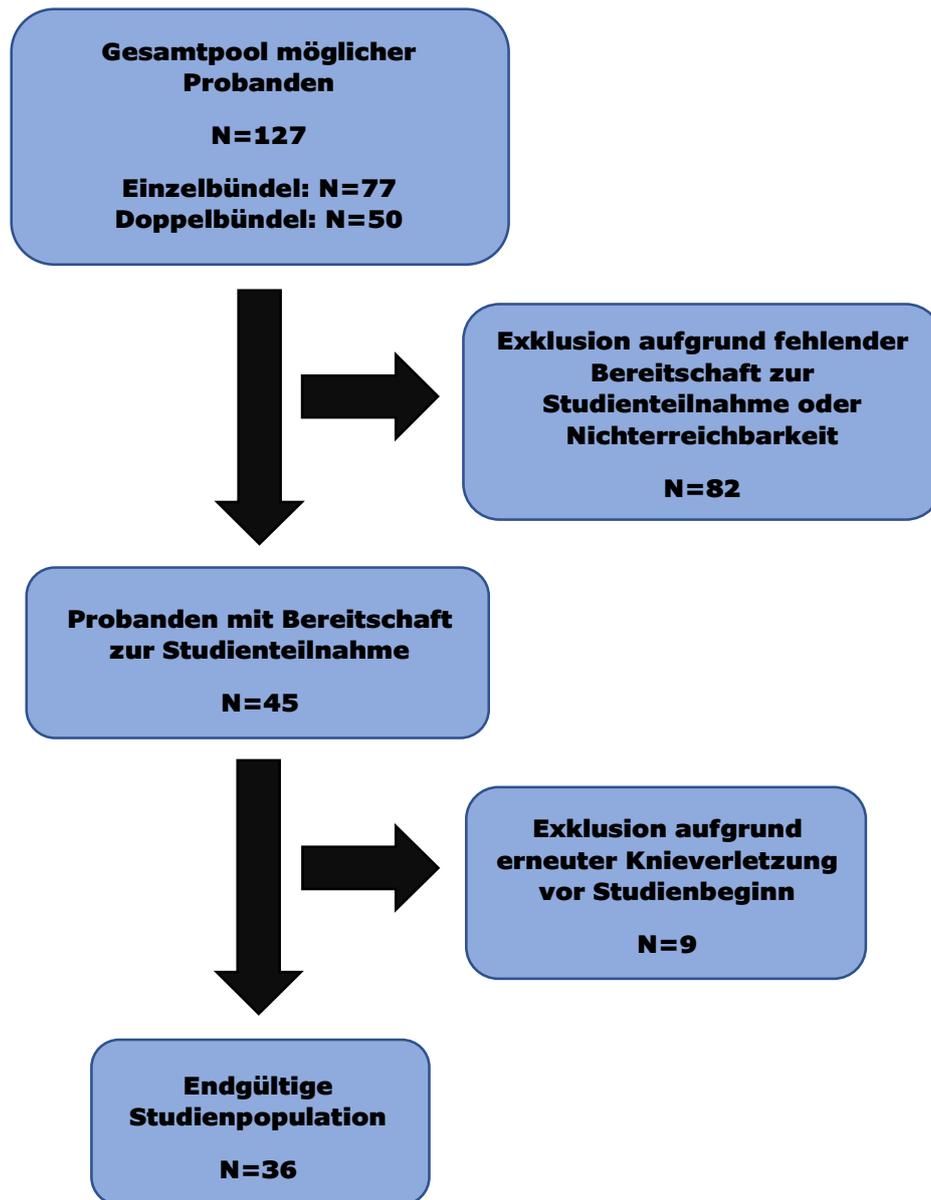


Abbildung 7: Übersicht zur Selektion der Studienteilnehmer

Bildquelle: Eigene Abbildung

	N	Mit/Ohne Begleitverletzung	Follow-up-Zeitraum in Jahren	Alter in Jahren	M/W	r/l	Sehnenmaterial Semi/ Semi & Gracilis
Einzelbündel	19	8/11	7,7 ± 0,9	40,5 ± 9,7	18/1	9/10	19/0
Doppelbündel	17	6/11	7,4 ± 1,0	39,6 ± 8,7	16/1	8/9	15/2

Tabelle 1: Epidemiologische Daten der selektierten Studienpopulation

Matched-Pair	Prob-Nr.	OP-Datum	M/W	Alter in Jahren	r/l	OP-V.	Sehnenmat.	Begleitverletzungen
1	0013	20.11.2007	M	60	l	DB	Semi	
	0007	18.09.2007	M	57	l	SB	Semi	
2	0022	18.12.2007	M	47	l	DB	Semi	
	0020	20.02.2007	M	46	l	SB	Semi	
3	0016	06.08.2008	M	25	r	DB	Semi	
	0003	17.12.2009	M	23	l	SB	Semi	
4	0032	01.08.2007	M	32	r	DB	Semi	
	0005	17.11.2009	M	28	l	SB	Semi	
5	0004	26.02.2009	M	38	r	DB	Semi, Gracilis	
	0029	20.08.2008	M	43	r	SB	Semi	
6	0027	05.06.2009	M	38	l	DB	Semi, Gracilis	
	0026	27.08.2010	M	33	l	SB	Semi	
7	0017	03.11.2009	M	43	l	DB	Semi	Re-Ruptur mehrere Monate nach der Untersuchung
	0023	31.01.2008	M	44	r	SB	Semi	
8	0019	30.07.2010	M	32	l	DB	Semi	
	0006	01.07.2009	M	27	l	SB	Semi	
9	0012	19.08.2010	M	51	r	DB	Semi	
	0002	20.05.2009	M	49	l	SB	Semi	
10	0011	16.04.2008	W	41	r	DB	Semi	
	0014	21.10.2008	W	41	r	SB	Semi	
11	0030	23.07.2009	M	51	l	DB	Semi	
	0028	21.11.2008	M	50	r	SB	Semi	
12	0010	27.03.2008	M	43	l	DB	Semi	IM-Korbhellenläsion (degenerativ)
	0024	29.01.2008	M	47	r	SB	Semi	IM-HH-Randläsion, AUM-VH-Radiärriss und Teilresektion
13	0035	23.09.2009	M	37	l	DB	Semi	IM luxierter Korbhellen und Reposition, Naht, AUM-HH-Riss
	0015	06.11.2009	M	42	r	SB	Semi	IM-HH-Läsion, AUM-HH-Radiärriss und Naht
14	0031	15.04.2009	M	35	l	DB	Semi	AUM-Läsion und Teilresektion und Naht
	0009	03.07.2009	M	31	r	SB	Semi	AUM-Korbhellenkriss und Naht
15	0001	09.03.2010	M	34	r	DB	Semi	IM-Korbhellenkriss und Naht
	0036	12.09.2007	M	36	r	SB	Semi	IM-HH-Korbhellenkriss mit Naht
16	0008	06.10.2009	M	34	r	DB	Semi	IB-Dehnung
	0033	18.12.2008	M	31	l	SB	Semi	IB-Anfrischung
17	0018	22.01.2008	M	33	r	DB	Semi	IM-HH-Läsion, fr. GK am IM-VH
	0034	09.05.2007	M	38	r	SB	Semi	IM-HH-Läsion mit Glättung, fr. GK mit Resektion
	0021	02.05.2008	M	51	l	SB	Semi	IM-Korbhellenkriss mit Refixation und Naht
	0025	10.03.2009	M	52	l	SB	Semi	IM-HH-Horizontalläsion und Naht

Tabelle 2: Epidemiologische Übersicht der Probanden inklusive Matched-Pair-Einteilung

	OP-Datum	M/W	Alter in Jahren	r/l	OP-V.	Sehnenmat.	Begleitverletzungen
<i>Re-Ruptur</i>							
	06.02.2009	M	29	r	DB	Semi	
	16.02.2010	M	25	l	SB	Semi	
	20.11.2009	M	20	l	SB	Semi	IM-Korbhenkelläsion mit zentraler Luxation und Naht
	18.11.2008	M	29	r	SB	Semi, Gracilis	
<i>Meniskus-OP</i>							
	01.07.2009	M	41	r	SB	Semi	IM-HH-Läsion und Naht
	09.10.2008	M	41	r	SB	Semi	IB-Dehnung
	18.03.2008	W	27	r	SB	Semi	IM-Korbhenkelruptur
	10.04.2007	M	47	l	SB	Semi	
	03.06.2010	M	26	r	SB	Semi, Gracilis	

Tabelle 3: Epidemiologische Übersicht der ausgeschlossenen Probanden

7.3 Radiologische Geräte und weitere apparative Untersuchungsmittel

Bei allen Probanden wurde eine Computertomographie des Kniegelenks durchgeführt. Es wurden zwei CT-Geräte der Klinik für Radiologie am Charité-Campus Mitte genutzt.

Für die weiteren Teile der Studie mit dem Inhalt der klinischen Evaluation sowie der Erfassung der Knierotationsstabilität der Probanden kamen folgende weitere technische Hilfsmittel zum Einsatz: ein KT-1000-Arthrometer, ein C-Arm-Fluoroskop (BV Pulsera, Philips) und ein standardisiertes Knie-Rotometer [35, 42].

7.4 Angewandte Software

Die dreidimensionalen Darstellungen der Knochenmodelle sowie der angelegten Bohrkanäle erfolgte mithilfe der Computersoftware *Amira*TM (Visage Imaging, Berlin, Deutschland). Zur Analyse der Größe der Bohrkanäle wurde das Computerprogramm *Geomagic*[®] (3D Systems GmbH, Rock Hill, South Carolina, USA) genutzt. Die Sammlung der Daten während des Studienverlaufes sowie die Anfertigung der Diagramme zur Visualisierung der Ergebnisse in dieser Arbeit wurden mithilfe des Computerprogramms *Microsoft Excel*[®] (Microsoft, Redmond Washington, USA) durchgeführt. Das relative Koordinatensystem als Grundlage der Evaluierung der Platzierung der Bohrkanäle wurde in einem einfachen Bildverarbeitungs- und Präsentationsprogramm (*Microsoft PowerPoint*[®], Microsoft, Redmond Washington, USA) angelegt.

7.5 Durchführung der 3D-Rekonstruktion

Die individualisierte dreidimensionale Rekonstruktion der Knochenmodelle, welche Grundlage der Auswertung der Rotationsdaten sowie der Platzierungsmessung der Bohrkanäle war, erfolgte mithilfe des Bildverarbeitungsprogrammes *Amira*TM (Visage Imaging, Berlin, Deutschland).

Aus initial angefertigten computertomographischen Schnittbildserien (Schichtdicke 0,33 cm oder 0,5 cm) der Kniegelenkregion jedes einzelnen Probanden wurden, in axialen Aufnahmen, schnittbildweise die relevanten Knochenareale der Artikulation markiert und so schichtweise das 3D-Modell des erforderlichen Knochenabschnittes erstellt.

Diese aufwändige Verfahrensweise ermöglichte eine detailgetreue dreidimensionale Rekonstruktion der individuellen Patientenanatomie. Zur Verbesserung der Effektivität dieser Prozedur kamen anteilig auch einige automatisierte Funktionen der Software, wie die Interpolations-, die *Lasso*- oder die *Zauberstabfunktion*, zur Anwendung.

Für weniger feingliedrige Regionen des Knochens, wie dem distalen Tibia- oder dem proximalen Femurende der Bildserie, wurde die Interpolationsfunktion genutzt. Zwei Schnittbilder wurden in definierten Abständen (Größenordnung zwischen 3 und 10 Schnittbilder) ausgewählt und die Knochenanteile manuell selektiert. Teilweise kam dabei auch eine sogenannte *Lassofunktion* zum Einsatz, die auf einzelnen Schnittbildern Farbintensitätsunterschiede automatisch erkennen kann und den Benutzer dabei unterstützt, die Grenzen zwischen zwei Bildanteilen auszuwählen.

Auf den dazwischenliegenden Visualisierungen fand im Folgenden die automatische Interpolation des Knochenareals statt. Im anschließenden Arbeitsgang wurden diese Areale manuell nachgebessert.

In für die Untersuchungen relevanteren Regionen, wie dem Tibiaplateau oder den Femurkondylen, wurden die Modellausschnitte zumeist jedoch einzeln, Schnittbild für Schnittbild, erstellt, um eine Darstellung, so detailgetreu wie möglich, zu gewährleisten. Auch hierbei wurde teilweise die *Lassofunktion* genutzt.

Im Prozess der Generierung der dreidimensionalen Modelle des Knochens kam zudem für bestimmte Abschnitte der Bildserie eine weitere automatisierte Funktion, der sogenannte *Zauberstab*, zum Einsatz. Diese Anwendung ermöglicht es, signifikante Farbunterschiede in der Darstellung automatisch zu erkennen und bei individuell richtig eingestellten Schwellwerten die relevanten Knochenbereiche innerhalb der Schnittbildserie zu markieren. Die gekennzeichneten Knochenareale wurden im Nachgang ebenfalls manuell adaptiert.

Abschließend fand zudem eine manuelle Korrektur der segmentierten Areale in den sagittalen und koronaren Bildebenen statt. Die Bohrkanäle wurden bei der Erstellung der Knochenmodelle als Teil des Knochens gewertet.

Im Anschluss an die Markierung der relevanten Knochenanteile konnte über die Software ein geglättetes, trianguliertes, polygonales Oberflächenmodell mit einer Detailschärfe von insgesamt 80.000 dreieckigen Flächenabschnitten erstellt werden.

Auf ähnliche Art und Weise fand die dreidimensionale Visualisierung der angelegten Bohrkanäle innerhalb des Knochens statt. Auch hier kamen in bestimmten Anteilen der Bildgebung sowohl die Interpolations-, die *Lasso*- als auch die *Zauberstabfunktion* zum Einsatz. Die erstellten individuellen, dreidimensionalen Kanalmodelle der Einzel- und Doppelbündelplastiken enthielten ebenfalls eine Detailschärfe von insgesamt 80.000 dreieckigen Flächenabschnitten.

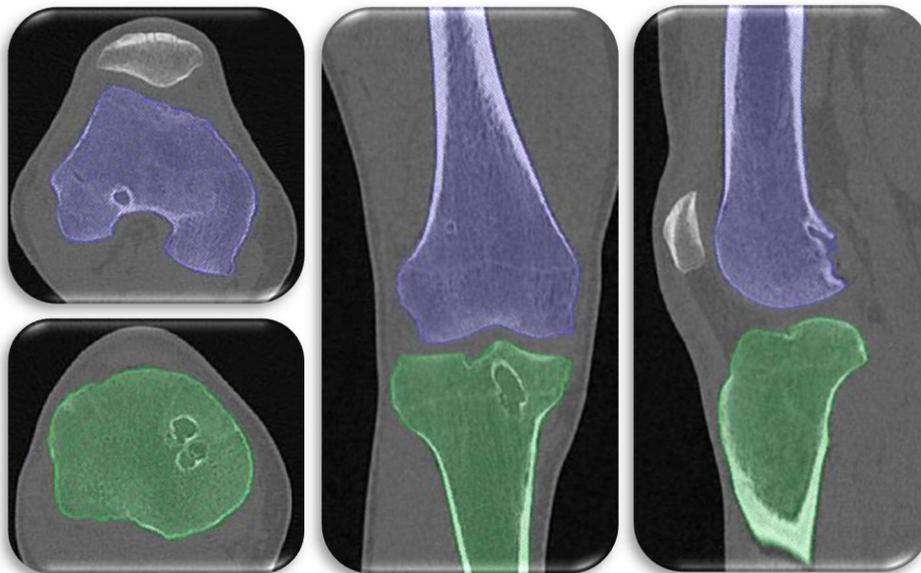


Abbildung 8: Segmentierte Knochenareale in Amira™

Bildquelle: CT-Scan aus der Studie: „Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenkes nach Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes“

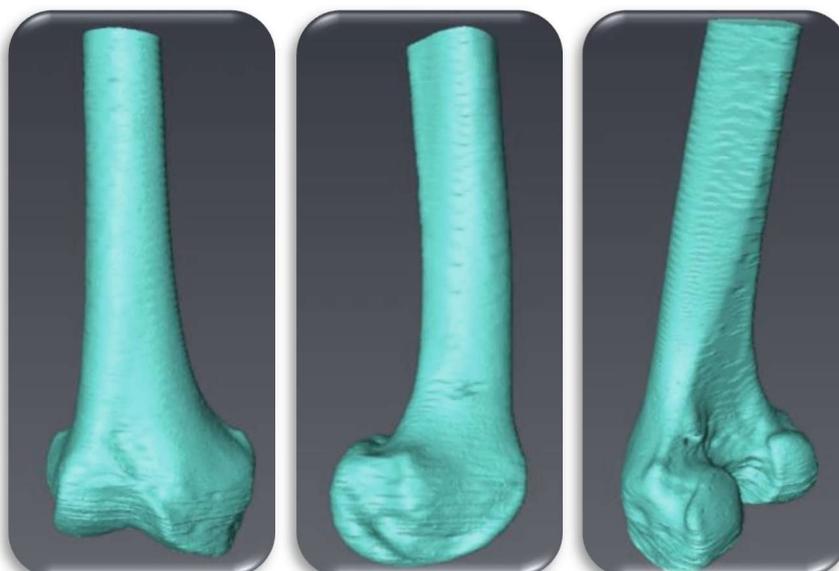


Abbildung 9: Trianguliertes, dreidimensionales Modell eines Femurs

Bildquelle: Darstellungen aus der Studie: „Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenkes nach Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes“

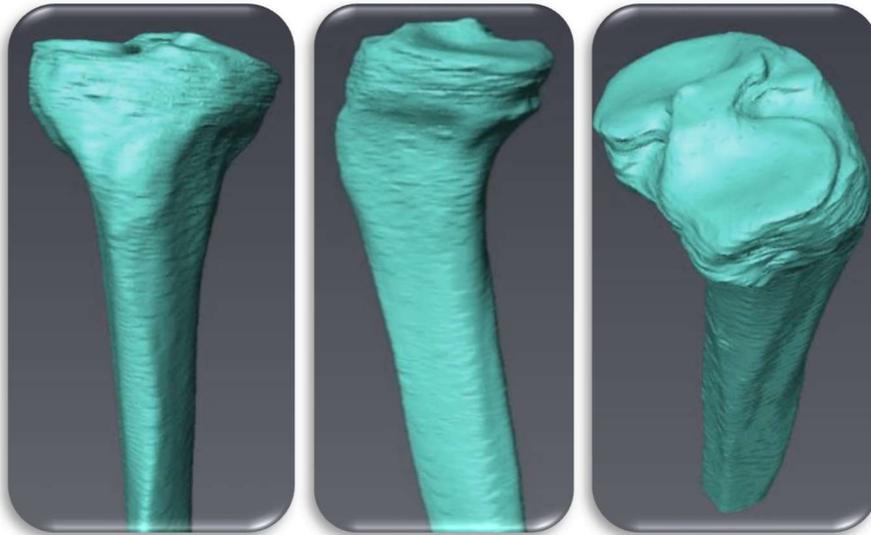


Abbildung 10: Trianguliertes, dreidimensionales Modell einer Tibia
 Bildquelle: Darstellungen aus der Studie: „Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenkes nach Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes“

7.6 Messung der Bohrkanalgröße mit der *Best-Fit-Cylinder-Methode*

Zur Ermittlung der Ausgangsgröße für die Messung der Bohrkanalweite zum *Follow-up*-Termin wurden die Operationsberichte der eingeschlossenen Probanden nach den verwendeten Bohrkopfgrößen durchsucht. Relativ zu dieser Maßzahl wurde im Folgenden die postoperative Aufweitung bestimmt. Aus der computertomographischen Untersuchung der Kniegelenksregion konnten die dreidimensionalen Modelle der Bohrkanäle nach der oben aufgeführten Methode erstellt werden.

Die optische Geometrie dieser Figuren wurde in einem ersten Analyseschritt deskriptiv als *zylindrisch*, *bizylindrisch*, *kegelförmig*, *hantelförmig*, *halbkugelförmig* oder *multimorph* beschrieben. Bohrkanäle wurden als *zylindrisch* oder *kegelförmig* benannt, wenn sie in ihrer Form den bekannten geometrischen Figuren ähnelten. *Bizylindrisch* meinte in diesem Zusammenhang, dass neben dem primären Bohrkanal ein zweiter zylindrischer Knochentunnel mit Assoziation zum Ursprungskanal existiert. Die *Hantelform* beschrieb eine Kanalaufweitung am proximalen und distalen Tunnelende, und die *Halbkugelform* Kanäle mit kompletter einseitiger Konvexität und kontralateraler Linearität der vertikalen Tunnelbegrenzungen. Multimorphe Kanäle waren keiner exakten geometrischen Form zuordenbar.

Darüber hinaus wurde die Deskription teilweise durch weitere Beschreibungen wie *bauchig*, *Lücke* oder *mit Anbauten* ergänzt. Die Klassifizierung *mit Anbauten* umfasste Kanäle, welche mindestens einen weiteren, kleineren Hohlraum mit Verbindung zum ursprünglichen Bohrkanal aufwiesen, ohne dabei *bizylindrisch* zu sein. Bei bauchigen Tunneln war eine unilateral betonte, lokale Konvexität

erkennbar und die Zusatzbezeichnung *Lücke* wurde bei kompletten Konsistenzunterbrechungen der Kanäle klassifiziert.

Über diese rein visuelle Methode konnte so ein erster Eindruck der Veränderung der methodisch linear tunnelförmig beziehungsweise zylindrisch angelegten Bohrkanäle gewonnen werden.

Der zweite Erfassungsschritt diente der Ermittlung des medianen Durchmessers der Kanalmodelle. Zur Gewinnung dieser Maßzahl wurde die *Best-Fit-Cylinder*-Methode gewählt.

Zur Anwendung der Methode wurde das initial erstellte Bohrkanalmodell in das Computerprogramm *Geomagic*® (3D Systems GmbH, Rock Hill, South Carolina, USA) geladen. In diesem Programm konnte nach einer Auswahl der gesamten geometrischen Oberfläche der Figur ein hypothetischer dreidimensionaler Zylinder mit dem bestpassenden Durchmesser in das Modell projiziert werden.

Der Durchmesser dieses Zylinders wurde im Anschluss erfasst und in einer Tabellenkalkulation festgehalten.

Bei der angewandten Verfahrensweise gilt es, einige Besonderheiten zu beachten. Zum einen wurden kleinere periphere Satelliten, die bei der Segmentierung der dreidimensionalen Modelle aus den Schnittbildern methodenbedingt entstanden, in der Software *Geomagic*® manuell entfernt. Weiterhin fand die Analyse bei Modellen von Patienten mit Doppelbündeltransplantaten für jeden Kanal einzeln statt. Im Falle des Phänomens von kommunizierenden Bohrkanälen, welches meist an der gelenknahen Apertur auftrat, wurde die Grenze zwischen den Kanälen optisch mittig platziert.

Zuletzt wurden an dieser Stelle auch Bohrkanäle adaptiert, bei denen die Kanal Anatomie durch methodenbedingte Eingriffe in bestimmten peripheren Abschnitten signifikant verändert war. Diese gelenkfernen Kanalanteile wurden nach visuellen Kriterien manuell entfernt, um das Ergebnis nicht zu verfälschen. Als Beispiel für solche Adaptierungen sind Tunnel zu nennen, bei denen sich die Bohrung mit dem durchmesserrelevanten Bohrkopf nicht über die komplette Länge einer primär angelegten Vorbohrung erstreckte, oder Kanäle, bei denen, am distalen Ende die Kanalgeometrie durch spezifische Verankerungsmethoden unverhältnismäßig abweicht. So waren zum Beispiel die femoralen Kanäle mit der *EndoPearl*®-Hybridverankerung, welche nur in der Einzelbündelpopulation vorkamen, oftmals distal auffällig gleichmäßig kugelförmig erweitert. In dieser Arbeit sollten jedoch nicht die verschiedenen Verankerungsmethoden, sondern allein die Anlagetechniken der Bohrkanäle miteinander verglichen werden.

Die Bohrkanalerweiterung wurde abschließend als eine relative Größe erfasst. So gelang eine bessere Vergleichbarkeit der Bohrkanäle von Einzel- und Doppelbündeltransplantaten, da in der vorliegenden Population Doppelbündeltransplantate methodenbedingt, aufgrund einer geringeren Transplantatdicke, mit kleineren Bohrkanälen angelegt wurden.

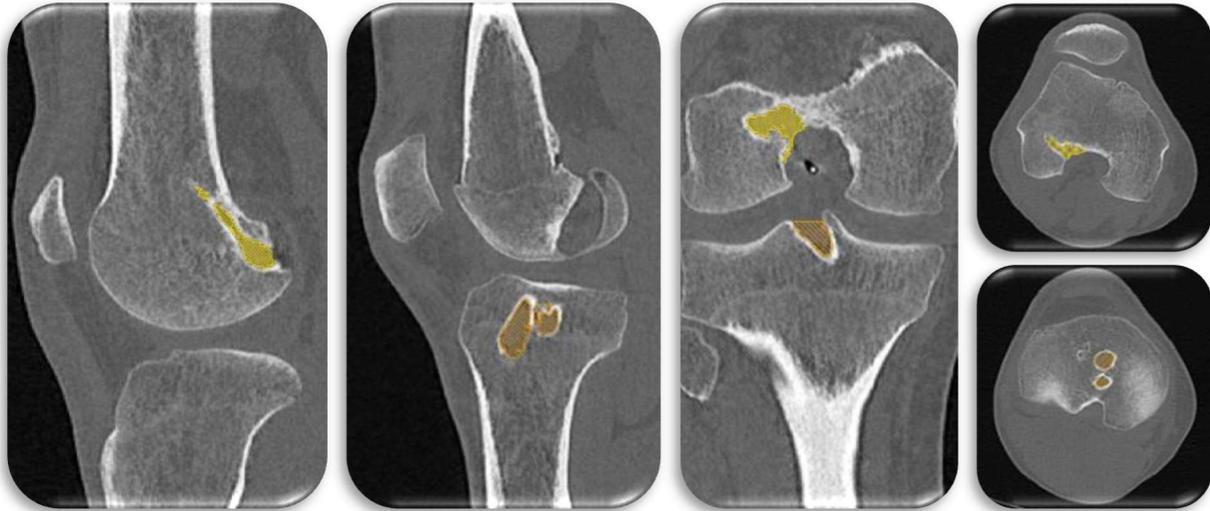


Abbildung 11: Segmentierungsprozess der Bohrkanäle eines Doppelbündelprobanden
 Bildquelle: CT-Scan aus der Studie: „Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenkes nach Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes“

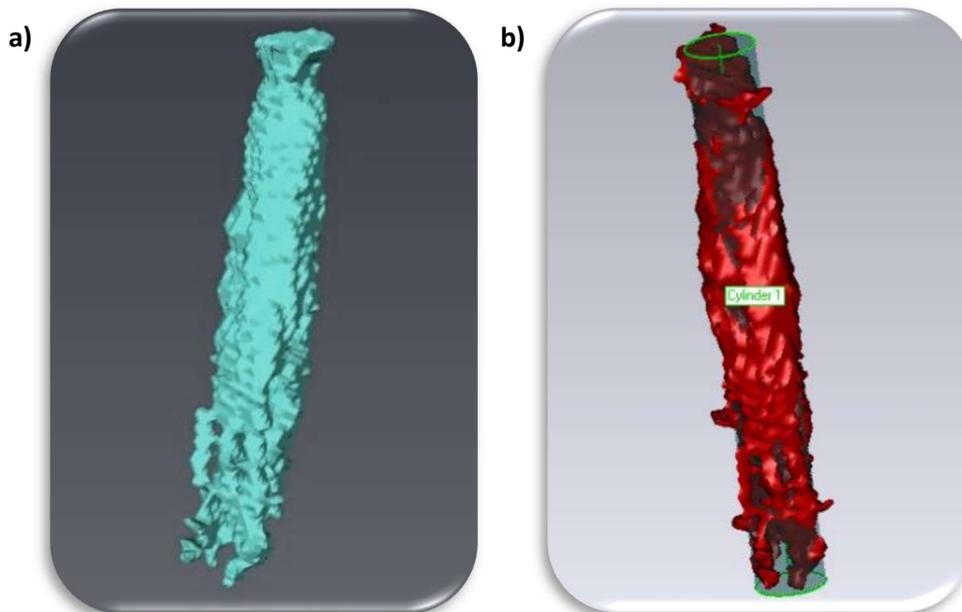


Abbildung 12: Dreidimensionale tibiale Bohrkanalmodelle
 a) Einfaches trianguliertes dreidimensionales tibiales Bohrkanalmodell
 b) Best-Fit-Cylinder-Methode für ein tibiales Bohrkanalmodell

Bildquelle: Darstellungen aus der Studie: „Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenkes nach Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes“

7.7 Ermittlung der Bohrkanallokalisierung über ein relatives Koordinatensystem

Mithilfe der initial angefertigten dreidimensionalen Kniegelenkmodelle der individuellen Probanden-anatomie sowie der parallelen Projektion der ebenfalls dreidimensionalen Modelle der gelenknahen Bohrkanalenden in der PC-Software *Amira*TM gelang eine standardisierte Darstellung der relevanten Knochenanteile.

Dabei wurden zuerst die femoralen Bohrkanalmodelle in die Femurmodelle der Probanden hineinprojiziert. Durch eine semitransparente Darstellung der Femurmodelle konnte ein exakter mediolateraler Blick bei überlagernden Kondylen auf die mediale Seite der Fossa intercondylaris mit den dargestellten Bohrkanälen gewonnen werden. Anhand des so sichtbaren *intercondylar notch roof* (INR), eine Projektion des Daches des interkondylären Raumes, kann in einem beliebigen Bildbearbeitungsprogramm, ein rechteckiges Koordinatensystem auf die dargestellte Femurkondyle gelegt werden. Begrenzungen dieses Feldes sind, neben des INR, die jeweiligen Enden der Kondyle innerhalb der gegebenen Reichweite.

Anhand dieser Bezugsschablone ist im Anschluss die relative Position des Bohrkanals zu ermitteln. Dabei wurde ausgehend vom dorsalen, oberen Eckpunkt des Koordinatensystems ein weiteres hypothetisches Rechteck erstellt und bis zum optischen Mittelpunkt der betreffenden Bohrkanal-apertur angelegt. Anhand der Höhe und Breite dieses neuen Rechteckes konnte, in Relation zur Breite und Höhe des Koordinatensystems, die relative Position jeder Bohrkanalapertur innerhalb der Femurkondylen bestimmt werden.

Für die tibiale Erfassung der Bohrkanäle wurde in einem zweiten Arbeitsschritt ein strikt orthogonaler Blick auf das Tibiaplateau erstellt, welcher sich am individuellen Neigungsgrad des Tibiaplateaus orientierte. In einem Seitblick wurde das tibiale Modell mit dem projizierten Bohrkanal so eingestellt, dass die laterale Kante des Tibiaplateaus eine zweidimensionale Projektion des gesamten Plateaus darstellte und parallel zur unteren Bildkante stand. Durch eine exakte 90-Grad-Drehung des Bildauschnittes ergab sich ein strikt orthogonaler Blick auf das Tibiaplateau.

Auch auf diese Abbildung des Modells kann in einem beliebigen Bildbearbeitungsprogramm ein relatives Koordinatensystem angelegt werden. Als Grenzpunkte dieses Koordinatensystems dienen die äußeren Endpunkte des Tibiaplateaus. Das angelegte Koordinatensystem fängt somit die komplette Fläche des Tibiaplateaus ein und kann dementsprechend jede mögliche Position eines tibialen Bohrkanales erfassen.

Anhand eines zweiten Rechteckes, dessen Ausgangspunkt in der medialseitigen, oberen Ecke des Koordinatensystems liegt, kann nun die relative Position des Bohrkanals erfasst werden, wenn der Endpunkt des Rechteckes in der optischen Mitte des projizierten Bohrkanalendes platziert wird.

Anhand von Breite und Höhe des Rechteckes in Relation zu Breite und Höhe des Koordinatensystems sind abschließend die Positionsdaten der Tunnelaperturen berechenbar.

Die ermittelten relativen Koordinaten wurden tabellarisch erfasst und im Anschluss für jeden Studienarm gemittelt. Dies ermöglichte eine Vergleichbarkeit mit relevanten Analogstudien.

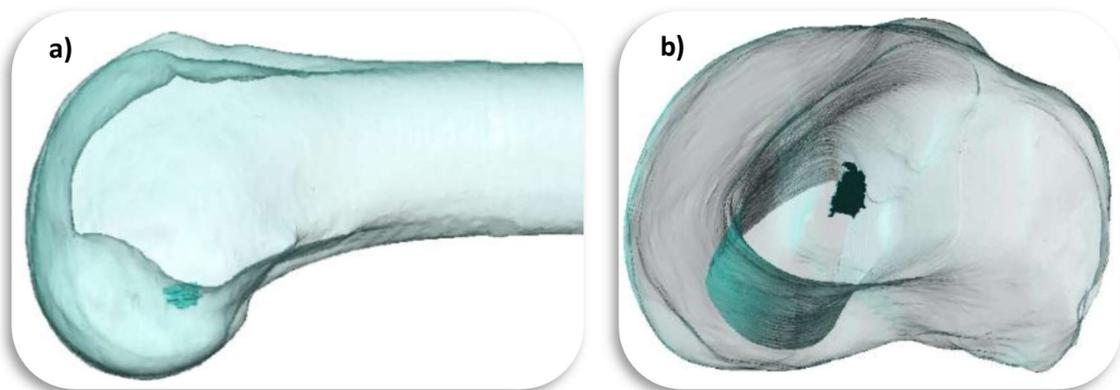


Abbildung 13: Darstellung der Bohrkanalaperturen im dreidimensionalen Knochenmodell

a) Mediolateraler Blick auf das interkondyläre Areal mit projiziertem Bohrkanalende

b) Orthogonaler Blick auf das Tibiaplateau mit projiziertem Bohrkanalende

Bildquelle: Darstellungen aus der Studie: „Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenkes nach Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes“

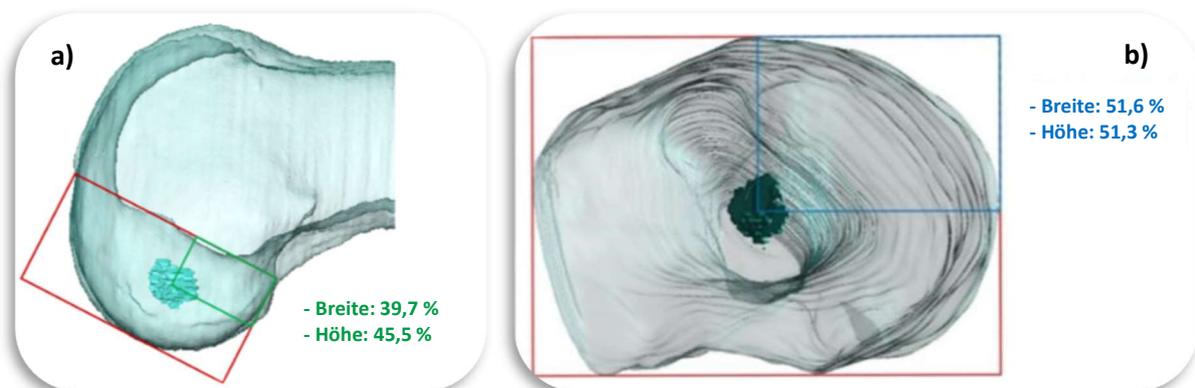


Abbildung 14: Lokalisationen der Bohrkanalaperturen im dreidimensionalen Knochenmodell

a) Anlage eines relativen femoralen Koordinatensystems anhand des *intercondylar notch roof*

b) Anlage eines relativen tibialen Koordinatensystems anhand der tibialen Begrenzungen

Bildquelle: Darstellungen aus der Studie: „Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenkes nach Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes“

7.8 Statistische Auswertung der Daten

Zur statistischen Auswertung der Ergebnisse der Bohrkanalanalytik kam die Computersoftware *IBM SPSS Statistics*® Version 22 (SPSS, Chicago, Illinois) zum Einsatz.

Zur Ermittlung der Signifikanz der Datendifferenz der einzelnen Studienarme wurde bei der Bearbeitung der Primärhypothese der *Wilcoxon*-Test angewendet. Die Auswahl dieses statistischen Signifikanztests erfolgte aufgrund der geringen Größe der einzelnen Stichproben mit jeweils häufigen Ausreißern, der oftmals fraglichen Normalverteilung bei primär optischer Betrachtung sowie gelegentlich auch Verletzungen der Normalverteilung bei Durchführung der konservativen mathematischen Verfahren nach *Shapiro-Wilk* und *Kolmogorov-Smirnov*.

Nach der Durchführung von insgesamt vier Hypothesentestungen wurde dem Problem des multiplen Testens durch eine Adjustierung der p-Werte nach einer Variante des *Bonferroni*-Verfahrens begegnet, indem ermittelte Signifikanzniveaus mit der Anzahl der durchgeführten Tests (Faktor: 4) multipliziert wurden [99].

Als ausreichendes Signifikanzniveau bei der abschließenden Bewertung der Daten wurde eine Grenze von $P > 0,05$ bzw. $> 5\%$ festgelegt. Werte unterhalb dieser Schwelle wurden somit als statistisch signifikant angesehen.

Die explorative Analyse der Daten der Sekundärhypothese erfolgte derweil rein deskriptiv.

8 Ergebnisse

8.1 Bohrkanalgrößen

In den folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse der Bohrkanalauswertungen bezüglich Geometrie und Größe aufgeführt.

8.1.1 Tibiale Tunnelgeometrie

Die optische Analytik der Geometrie der tibialen Kanäle im postoperativen *Follow-up* ergab die in der folgenden Abbildung (Abbildung 15) und der anhängenden Tabelle (Tabelle 4) dargestellten Merkmale.

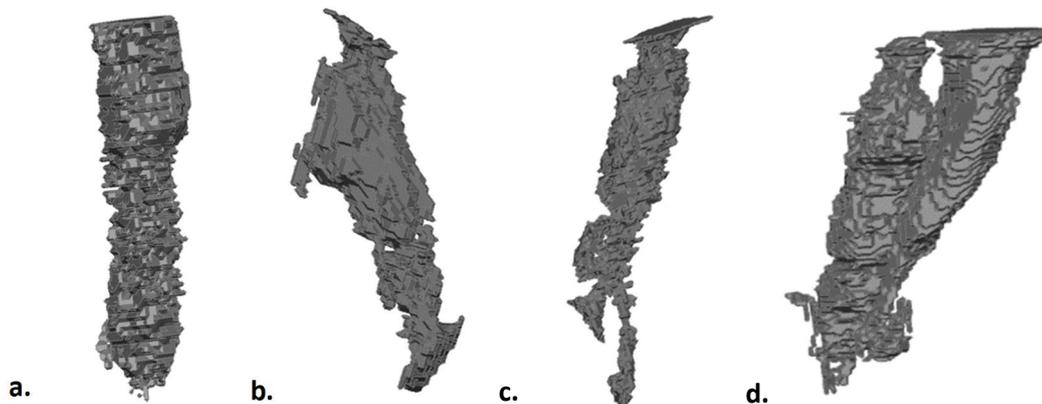


Abbildung 15: Typische Geometrien tibialer Bohrkanäle

a. zylindrisch, b. bauchiger Zylinder, c. Zylinder mit Anbauten, d. bizylindrisch

Bildquelle: Darstellungen aus der Studie: „Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenkes nach Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes“

Form	Einzelbündel	Doppelbündel AM	Doppelbündel PL
zylindrisch	18/19	15/17	16/17
bizylindrisch	1/19	2/17	1/17
mit Anbaute	8/19	5/17	5/17
bauchig	0/19	2/17	1/17

Tabelle 4: Tunnelgeometrie der tibialen Kanäle

8.1.2 Größenprogredienz der tibialen Tunnel

Nach Anlage in Einzelbündeltechnik waren die tibialen Kanäle zum Zeitpunkt der postoperativen Analyse im Median um den Faktor 1,04 größer als ihre primär angelegten Bohrkopfgrößen (Mittelwert [MW]: 1,04; SA: $\pm 0,12$). Die Verteilung reichte von einer Regredienz der Größe um den Faktor 0,86 bis hin zu einer Aufweitung um den Faktor 1,33.

Bei den Tunneln der Doppelbündeltechnik zeigte sich bei den anteromedialen Kanälen ein medianer Aufweitungsfaktor von 1,17 mit einer Reichweite von 0,98 bis 1,47 (MW: 1,19; SA: $\pm 0,14$).

Die posterolateralen Kanäle stellten sich mit einer medianen Aufweitung von 1,12 ebenfalls vergrößert dar (MW: 1,21; SA: $\pm 0,23$). Ihre Gruppe wurde durch die Extremwerte von 0,87 bis hin zu 1,72 begrenzt.

Die statistische Analyse ergab nach *Bonferroni*-Korrektur einen signifikanten Unterschied für den Vergleich der Einzelbündeltunnel zu den anteromedialen Kanälen der Doppelbündeltechnik.

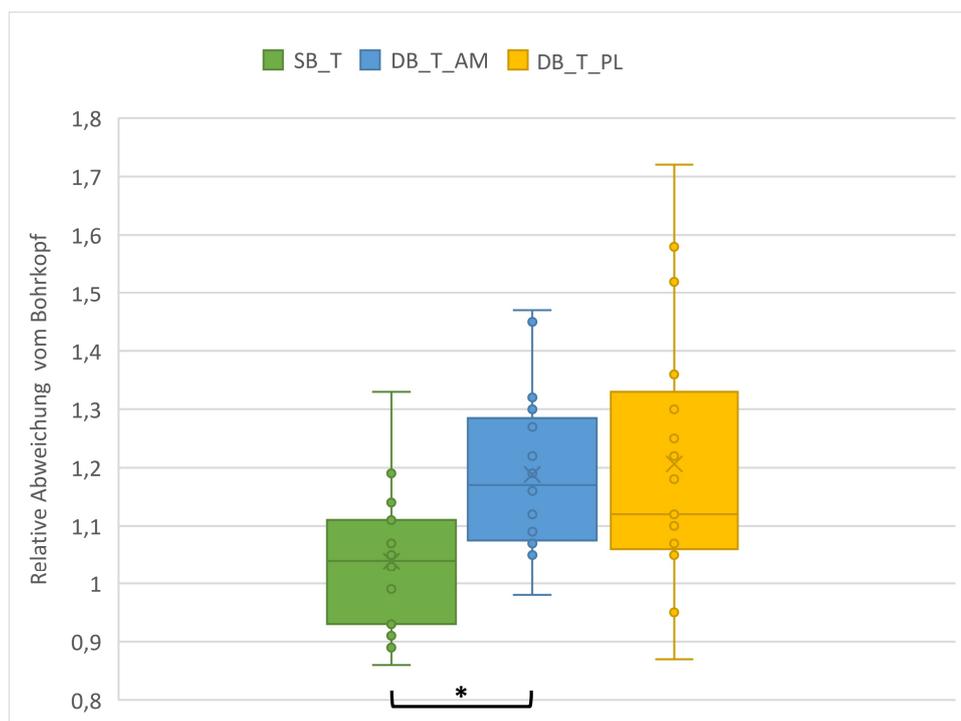


Abbildung 16: Boxplotdarstellung zum Vergleich der tibialen Bohrkanalgrößen

Bildquelle: Eigene Abbildung

Gruppierung		N	Median	p-Wert der Datengrup- pengleichheit bzgl. SB	Adjustierter p-Wert nach <i>Bonferroni</i>
Tibial	SB	19	1,04		
	DB_AM	17	1,17	0,007	*0,028
	DB_PL	17	1,12	0,021	0,084

Tabelle 5: Statistische Auswertung des Vergleiches der tibialen Bohrkanalgrößen

		Bohrkopfgröße (DM in mm)		Tunnelgröße zum Follow-up (DM in mm)			
Proband	Gruppe	Tibia		Tibia	Faktor		
2	SB	8		10,6	1,33		
3	SB	8		8,4	1,05		
5	SB	8		9,5	1,19		
6	SB	8		7,3	0,91		
7	SB	8		8,3	1,04		
9	SB	9		8	0,89		
14	SB	7		8	1,07		
15	SB	8		8,5	1,06		
20	SB	8		7,9	0,99		
21	SB	7		7,2	1,03		
23	SB	8		9,1	1,14		
24	SB	8		8,3	1,04		
25	SB	8,5		7,9	0,93		
26	SB	8		8,9	1,11		
28	SB	8		7,5	0,94		
29	SB	7		7,5	1,07		
33	SB	8		7,2	0,9		
34	SB	9		7,7	0,86		
36	SB	9		10,8	1,2		
				Median: 1,04			
		OP - Bohrkopfgröße (DM in mm)		Tunnelgröße zum Follow-up (DM in mm)			
Proband	Gruppe	AM - Tibia	PL - Tibia	AM - Tibia	Faktor	PL - Tibia	Faktor
1	DB	7	7	8,9	1,27	6,1	0,87
4	DB	6	5	7,9	1,32	6,8	1,36
8	DB	8,5	7,5	8,9	1,05	7,9	1,05
10	DB	7	6	7,5	1,07	7,1	1,18
11	DB	6	6	6,5	1,08	9,5	1,58
12	DB	6,5	6	6,9	1,06	5,7	0,95
13	DB	6	6	8,8	1,47	10,3	1,72
16	DB	6	6	5,9	0,98	6,4	1,07
17	DB	7	6	8,4	1,2	6,6	1,1
18	DB	5	5	5,8	1,16	6,1	1,22
19	DB	6	6	6,7	1,12	6,7	1,12
22	DB	5,5	5,5	6,7	1,22	6,9	1,25
27	DB	7	6	8,3	1,19	7,8	1,3
30	DB	6	6	7	1,17	6,6	1,1
31	DB	6	6,5	7,8	1,3	9,9	1,52
32	DB	7	6	7,6	1,09	6,4	1,07
35	DB	6,5	6	9,4	1,45	6,3	1,05
				Median: 1,17		Median: 1,12	

Tabelle 6: Tibiale Bohrkanalgrößen zum OP- sowie zum Follow-up-Zeitpunkt

8.1.3 Femorale Tunnelgeometrie

Die femoralen Bohrkanäle stellten sich postoperativ in der in Abbildung 17 visualisierten und in Tabelle 7 zusammengefassten geometrischen Form dar.

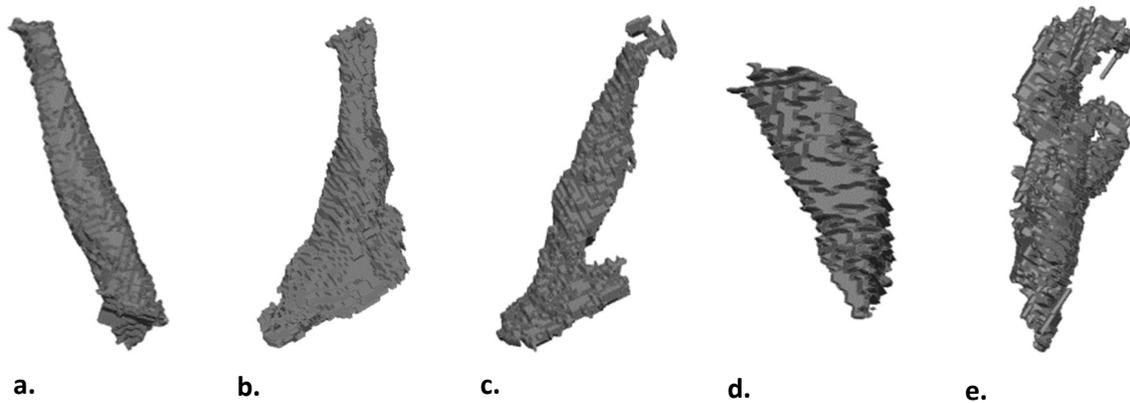


Abbildung 17: Typische Geometrien femoraler Bohrkanäle

a. zylindrisch, b. kegelförmig, c. hantelförmig, d. halbkugelförmig, e. multimorph

Bildquelle: Darstellungen aus der Studie: „Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenkes nach Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes“

Form	Einzelbündel	Doppelbündel AM	Doppelbündel PL
zylindrisch	5/19	6/17	12/17
kegelförmig	10/19	8/17	4/17
hantelförmig	0/19	1/17	1/17
halbkugelförmig	0/19	1/17	0/17
bizylindrisch	3/19	0/17	0/17
multimorph	1/19	1/17	0/17
mit Anbaute	2/19	1/17	0/17
mit Lücke	0/19	1/17	1/17

Tabelle 7: Tunnelgeometrie der femoralen Kanäle

8.1.4 Größenprogredienz der Tunnel

In der Gruppe der Einzelbündelplastiken wurde ein medianer Aufweitungsfaktor von 1,10 ermittelt (MW: 1,12; SA: $\pm 0,19$). Die Werte variierten dabei zwischen 0,83 und 1,53.

Die anteromedialen Tunnel der Doppelbündelprobanden waren im Median um den Faktor 1,09 erweitert (MW: 1,12; SA: $\pm 0,21$). Die Datengruppe wurde durch die Werte 0,87 und 1,62 begrenzt.

In der Analyse der posterolateralen Kanäle zeigte sich eine mediane Aufweitung um den Faktor 1,14 (MW: 1,19; SA: $\pm 0,20$). Die niedrigste Aufweitung war in dieser Gruppe bei 0,93 und die höchste bei 1,73 zu finden. Dieses Maximum an verhältnisbezogener Aufweitung innerhalb des ganzen Auswertungsprozesses wurde durch einen als *multimorph* bezeichneten Kanal verkörpert.

Die statistische Auswertung der Datensätze der femoralen Gruppen ergab keine Signifikanzunterschiede.

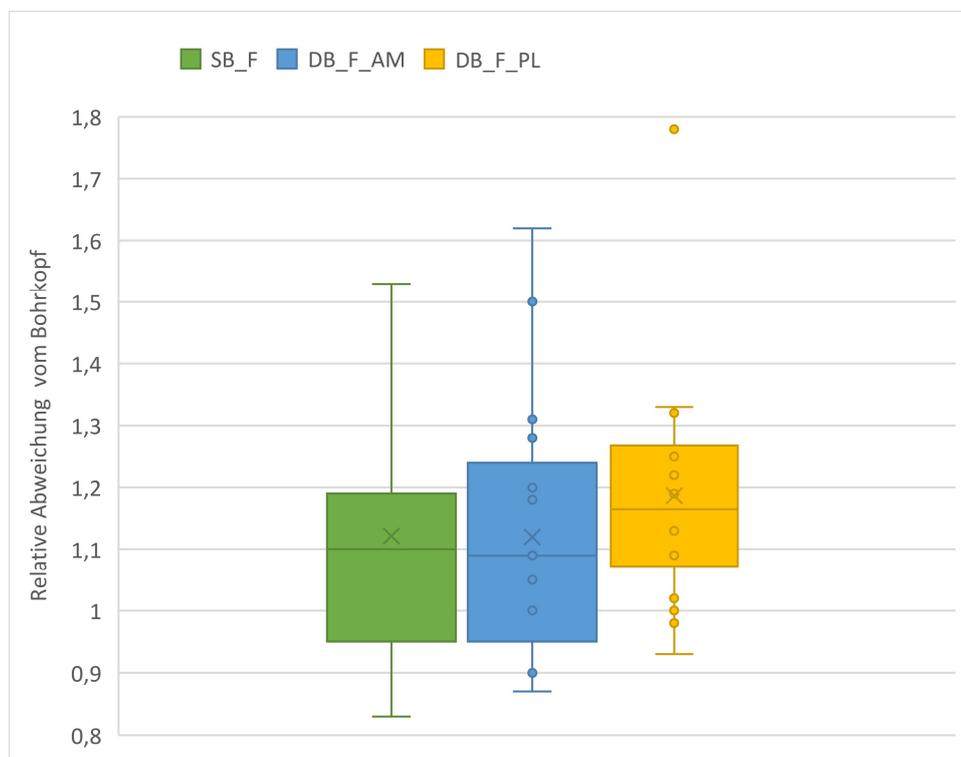


Abbildung 18: Boxplotdarstellung zum Vergleich der femoralen Bohrkanalgrößen
Bildquelle: Eigene Abbildung

Gruppierung		N	Median	p-Wert der Datengruppenvergleichheit bzgl. SB	Adjustierter p-Wert nach <i>Bonferroni</i>
Femoral	SB	19	1,10		
	DB_AM	17	1,09	0,507	1,0
	DB_PL	17	1,14	0,831	1,0

Tabelle 8: Statistische Auswertung des Vergleiches der femoralen Bohrkanalgrößen

		OP - Bohrkopfgröße (DM in mm)		Tunnelgröße zum Follow-up (DM in mm)				
Proband	Gruppe	Femur		Femur	Faktor			
2	SB		8	12,2	1,53			
3	SB		8	8,7	1,09			
5	SB		8	11,1	1,39			
6	SB		8	8,8	1,1			
7	SB		8	9	1,13			
9	SB		8	9,2	1,15			
14	SB		7,5	6,3	0,84			
15	SB		8	9,5	1,19			
20	SB		8	7,2	0,9			
21	SB		7	8,1	1,16			
23	SB		8	10,5	1,31			
24	SB		8	7,6	0,95			
25	SB		8,5	9,3	1,09			
26	SB		8	7,5	0,94			
28	SB		8	11,6	1,45			
29	SB		7	8,2	1,17			
33	SB		8	8,5	1,06			
34	SB		9	7,5	0,83			
36	SB		9	9,3	1,03			
				Median: 1,10				
		OP - Bohrkopfgröße (DM in mm)		Tunnelgröße zum Follow-up (DM in mm)				
Proband	Gruppe	AM - Femur	PL - Femur	AM - Femur	Faktor	PL - Femur	Faktor	
1	DB	6,5	6,5	7,1	1,09	8,1	1,25	
4	DB	5	5	6	1,2	5,7	1,14	
8	DB	7	7	6,1	0,87	6,5	0,93	
10	DB	7	6	7	1	7,2	1,2	
11	DB	6	6	9	1,5	7,3	1,22	
12	DB	6	6	5,4	0,9	6,8	1,13	
13	DB	6,5	6	10,5	1,62	10,7	1,78	
16	DB	6	5,5	6,3	1,05	6	1,09	
17	DB	7	6	9,2	1,31	6,8	1,13	
18	DB	5	5	5	1	4,9	0,98	
19	DB	6	6	6,3	1,05	7,9	1,32	
22	DB	5,5	5,5	6,5	1,18	7,3	1,33	
27	DB	7	6	6,3	0,9	6	1	
30	DB	6	6	6,6	1,1	6,1	1,02	
31	DB	6,5	6	8,3	1,28	7,4	1,23	
32	DB	7	6	6,3	0,9	6,6	1,1	
35	DB	6,5	6	7,1	1,09	7,9	1,32	
				Median: 1,09		Median: 1,14		

Tabelle 9: Femorale Bohrkopfgrößen zum OP- sowie zum Follow-up-Zeitpunkt

8.2 Bohrkanallokalisierungen

In den folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse der Erfassung der Bohrkanallokalisierung zum *Follow-Up*-Termin dargestellt.

8.2.1 Tibiale Breitenpositionen

Die Einzelbündelkanäle der Studienpopulation waren im Mittel bei 50,1 % (SA: $\pm 1,7$ %) der Breite des Koordinatenrahmens lokalisiert. Die Datengruppe bewegte sich dabei zwischen 47,6 % und 53,5 %.

Die anteromedialen Kanäle lagen im Mittel bei 48,4 % Breite (SA: $\pm 2,1$ %). Der Mindestwert in dieser Subgruppe wurde mit 46,2 % und der Maximalwert mit 52,5 % ermittelt.

In der posterolateralen Datengruppe der Probanden mit Doppelbündelplastik waren die Kanäle zwischen 47,0 % und 54,9 % der Breite lokalisiert. Die durchschnittliche Position lag bei 49,9 % (SA: $\pm 1,9$ %).

8.2.2 Tibiale Höhenpositionen

Die relative Höhenlokalisierung der tibialen Einzelbündelkanäle ergab eine mittlere Höhe von 48,8 % (SA: $\pm 4,8$ %) mit einem Minimum von 37,3 % und einem Maximum von 57,4 %.

Die mittlere tibiale Position der anteromedialen Kanäle konnte mit 41,0 % festgehalten werden (SA: $\pm 5,0$ %). Grenzwerte dieser Subgruppe waren 32,2 % und 53,1 %.

In der analogen Ermittlung der tibialen posterolateralen Höhenposition konnte eine durchschnittliche Höhe von 53,7 % (SA: $\pm 4,8$ %) mit Werten zwischen 44,4 % und 66,7 % festgehalten werden.

<i>Proband</i>	<i>Tunnel</i>	<i>Breitenposition in %</i>	<i>Höhenposition in %</i>	<i>Tunnel</i>	<i>Breitenposition in %</i>	<i>Höhenposition in %</i>
1	T_AM	50,7	44,7	T_PL	50,5	52,7
4	T_AM	46,6	38,1	T_PL	52	51
8	T_AM	48,3	37,7	T_PL	49	53,6
10	T_AM	47,9	37,7	T_PL	49,4	52,6
11	T_AM	47,4	40	T_PL	48,8	55
12	T_AM	45,8	32,2	T_PL	47,8	44,4
13	T_AM	46,2	42,7	T_PL	49,4	50,5
16	T_AM	46,2	45,6	T_PL	47	52,1
17	T_AM	52,5	38,3	T_PL	54,9	51,1
18	T_AM	47,1	47,8	T_PL	49,1	60
19	T_AM	46,6	36,3	T_PL	49,7	57,3
22	T_AM	51	39,8	T_PL	49,4	56,6
27	T_AM	50,3	37	T_PL	50,3	49,6
30	T_AM	46,3	39,7	T_PL	48	51,4
31	T_AM	49	44	T_PL	51,6	55,4
32	T_AM	49	53,1	T_PL	49,4	66,7
35	T_AM	51,5	43,1	T_PL	52,3	53,7
		<i>MW: 48,4 %</i>	<i>MW: 41,0 %</i>		<i>MW: 49,9 %</i>	<i>MW: 53,7 %</i>
		<i>SA: ± 2,1 %</i>	<i>SA: ± 5,0 %</i>		<i>SA: ± 1,9 %</i>	<i>SA: ± 4,8 %</i>
<i>Proband</i>	<i>Tunnel</i>	<i>Breitenposition in %</i>	<i>Höhenposition in %</i>			
2	T_SB	51,7	41,9			
3	T_SB	47,6	51,3			
5	T_SB	50,7	50,3			
6	T_SB	49,1	44,2			
7	T_SB	51,6	51,3			
9	T_SB	50,9	51,8			
14	T_SB	47,8	46,4			
15	T_SB	50,9	48,3			
20	T_SB	50,7	51			
21	T_SB	52,2	37,3			
23	T_SB	51	47,1			
24	T_SB	47,6	57,4			
25	T_SB	48,9	49,6			
26	T_SB	53,5	42,7			
28	T_SB	49,5	50,8			
29	T_SB	49	47,3			
33	T_SB	47,7	51,8			
34	T_SB	50	53,5			
36	T_SB	51,8	53,5			
		<i>MW: 50,1 %</i>	<i>MW: 48,8 %</i>			
		<i>SA: ± 1,7 %</i>	<i>SA: ± 4,8 %</i>			

Tabelle 10: Tibiale Bohrkanaalpositionen

8.2.3 Femorale Breitenpositionen

Die mittlere Lokalisation der relativen Breite der femoralen Einzelbündelkanäle wurde bei 31,2 % (SA: $\pm 5,6$ %) ermittelt. Die Werte innerhalb dieser Subgruppe lagen zwischen 20,3 % und 41,4 %.

Der femorale, anteromediale Kanal der Doppelbündelgruppe wurde durchschnittlich bei 27,6 % (SA: $\pm 5,5$ %) lokalisiert, mit Extremwerten bei 19,2 % und 35,4 %.

Der zugehörige posterolaterale Tunnel lag im Mittel bei 41,9 % (SA: $\pm 4,1$ %). Der Minimalwert wurde hierbei mit 32,9 % und der Maximalwert mit 49,2 % ermittelt.

8.2.4 Femorale Höhenpositionen

Die relative Höhenpositionierung der femoralen Einzelbündelkanäle lag durchschnittlich bei 34,7 % (SA: $\pm 8,5$ %). Die Werte differierten zwischen 20,5 % und 51,4 %.

Für die Höhe der femoralen Doppelbündelkanäle wurde bezüglich der anteromedialen Kanäle ein Mittelwert von 28,9 % (SA: $\pm 9,1$ %, Minimum: 18,9 %; Maximum: 48,8 %) und für die posterolateralen Kanäle ein Durchschnittswert von 44,1 % (SA: $\pm 8,2$ %, Minimum: 25,7 %; Maximum: 55,9 %) ermittelt.

Proband	Tunnel	Breitenposition in %	Höhenposition in %	Tunnel	Breitenposition in %	Höhenposition in %
1	F_AM	34,2	46,3	F_PL	46,1	55,8
4	F_AM	35,1	27,3	F_PL	49,2	47,1
8	F_AM	27,3	20,7	F_PL	44,8	41,9
10	F_AM	35,4	21,2	F_PL	43,5	50
11	F_AM	25,4	20,5	F_PL	36,1	32,5
12	F_AM	19,4	28,6	F_PL	39,7	45,5
13	F_AM	28,8	26,3	F_PL	36,7	25,7
16	F_AM	19,2	26,7	F_PL	32,9	41,3
17	F_AM	24,1	31,6	F_PL	44,3	51,7
18	F_AM	26,1	18,9	F_PL	42,5	42,1
19	F_AM	28,2	48,8	F_PL	43,2	53,5
22	F_AM	32,2	23,3	F_PL	37,8	34,9
27	F_AM	21,1	22,5	F_PL	44,9	47,9
30	F_AM	22,7	33,3	F_PL	43,2	45,2
31	F_AM	24,7	39,3	F_PL	43,7	48,8
32	F_AM	35,2	20,5	F_PL	41,3	35
35	F_AM	29,5	35,3	F_PL	42,5	51,3
		<i>MW: 27,6 %</i>	<i>MW: 28,9 %</i>		<i>MW: 41,9 %</i>	<i>MW: 44,1 %</i>
		<i>SA: ± 5,5 %</i>	<i>SA: ± 9,1 %</i>		<i>SA: ± 4,1 %</i>	<i>SA: ± 8,2 %</i>
Proband	Tunnel	Breitenposition in %	Höhenposition in %			
2	F_SB	38,9	45			
3	F_SB	34,3	51,4			
5	F_SB	23,8	31,4			
6	F_SB	39,3	50			
7	F_SB	27,3	35,7			
9	F_SB	31,1	25,7			
14	F_SB	29,4	31,6			
15	F_SB	31,4	37,5			
20	F_SB	25,8	36,8			
21	F_SB	36,1	41			
23	F_SB	35	25,6			
24	F_SB	34,2	20,5			
25	F_SB	27,9	40			
26	F_SB	31	34			
28	F_SB	41,3	38,2			
29	F_SB	24,2	30,8			
33	F_SB	20,3	24,4			
34	F_SB	29,5	26,1			
36	F_SB	32,1	34,1			
		<i>MW: 31,2 %</i>	<i>MW: 34,7 %</i>			
		<i>SA: ± 5,6 %</i>	<i>SA: ± 8,5 %</i>			

Tabelle 11: Femorale Bohrkanaalpositionen

9 Diskussion

9.1 Relevanz der Arbeit

Die Anlage der Bohrkanäle ist ein wesentlicher Schritt bei der operativen Versorgung einer vorderen Kreuzbandruptur [14, 16]. Zum einen ist die exakte anatomische Positionierung der Kanäle wichtig für die spätere Funktion des Transplantats [14, 16, 85], denn bereits kleine Abweichung in der Lokalisation der Knochentunnel verändern die Biomechanik der Kreuzbandplastik [85].

Zum anderen ist auch das Maß der Ausweitung der Knochentunnel im Heilungsverlauf von entscheidender Bedeutung für den Erfolg der Operation [14, 16, 86-90].

Im Idealfall sollte sich der angelegte Bohrkanal im postoperativen Verlauf durch einen Ossifikationsprozess wieder mit Knochenmaterial durchbauen [100]. Viele Studien zeigen jedoch, dass die postoperative Größe der Bohrkanäle signifikant zunimmt und dies sogar unabhängig von der Transplantationstechnik [14, 16, 86-90].

Das Ausmaß der Größenprogredienz und die möglichen Einfluss- sowie Präventionsfaktoren bezüglich der Tunnelerweiterung, sind derzeit Gegenstand der wissenschaftlichen Forschung [90].

Ob ausgeweitete Bohrkanäle auch Einfluss auf die Klinik der Patienten nehmen, ist bisher umstritten [88, 91-94, 96]. Besteht eine Tendenz zur Tunnelausweitung, ist dies jedoch mit nachteiligen Folgen im Zusammenhang mit einer Revisionsoperation verbunden [94]. Revisionseingriffe sind zudem bereits mit einer schlechteren Prognose assoziiert [3]. Ein Hauptproblem stellt dabei neben der erschwerten Transplantatwahl vor allem die erneute Tunnelanlage dar [3].

In den folgenden Abschnitten sollen die Ergebnisse dieser Arbeit vor diesen Hintergründen diskutiert und relevanten Vergleichsstudien gegenübergestellt werden.

9.2 Tunnelgeometrie

Um einen ersten Überblick über die zu analysierenden Bohrkanäle innerhalb der vorliegenden Studienpopulation zu gewinnen, wurden die dreidimensional visualisierten Knochentunnel zuerst nach ihrer Geometrie beschrieben.

Dabei zeigte sich, dass fast alle tibialen Kanäle annähernd eine *Zylinderform* behalten hatten. Bei den femoralen Tunneln wurde neben einer *Zylinderform* häufig auch eine als *Kegelform* bezeichnete Geometrie registriert. Seltener fanden sich andere geometrische Körper, wie zum Beispiel eine *bizylindrische* Ausprägung der Kanäle. Partiiell wurden auch *lokale Anbauten* an den Tunneln registriert. Die reine *Zylinderform* wurde teilweise noch durch den Zusatz *bauchig* ergänzt.

Dass die Tunnel im postoperativen Verlauf ihre geometrische Form verändern, ist bereits in der wissenschaftlichen Literatur beschrieben.

In der Studie von Peyrache et al. (1996) zeigten sich bei tibialen Tunneln nach einem Patellarsehnentransplantat 57 % *kegelförmige*, 40 % *höhlenförmige* und nur 3 % *lineare* Bohrkanäle im ersten Jahr nach der Operation [101].

Die Untersuchung von Silva et al. (2010) beschäftigte sich mit der Aufweitung von femoralen Doppelbündelkanälen nach Einsatz von Hamstringsehnen unter Anwendung einer MRT-Visualisierung. Drei Monate postoperativ waren alle untersuchten Kanäle vergrößert. Es wurden vor allem *spindelförmige* Aufweitungen beschrieben. Die posterolateralen Kanäle vergrößerten sich zu 16 % an der Tunnelapertur und zu 30 % in der Tunnelmitte. Bei den anteromedialen Kanälen verhielt es sich ähnlich. Eine aperturnahe Aufweitung wurde in 14 % der Fälle und eine Aufweitung der zentralen Sektion in 35 % der Fälle gesehen [102].

In einer dritten Studie von Starantzis et al. (2014) wurden unter alleiniger femoraler Analyse ebenfalls vor allem *konisch* erweiterte Tunnel beschrieben [103].

Die in der aktuell angefertigten Untersuchung als *bauchig* beschriebenen Formveränderungen sind im Vergleich zur Literatur möglicherweise mit den *spindelförmigen* Abweichungen der femoralen Kanäle aus der Studie von Silva et al. gleichzusetzen. Neben einigen ebenfalls als *ausgehöhlt* beschriebenen Tunneln zeigten sich zudem in der Studie von Peyrache et al. *kegelförmige* Kanäle. Jedoch wurde hier nur tibial untersucht. In der gegenwärtigen Arbeit trat diese Formveränderung femoral auf. Dies geht wiederum mit den Beobachtungen der *konischen* femoralen Kanäle aus der Studie von Starantzis et al. konform.

Die exakte Ursache der Tunnelerweiterung ist jedoch unklar. Es wird von einem Zusammenspiel aus biologischen, mechanischen und operativen Faktoren ausgegangen. Mögliche Gründe liegen zum einen in einer insuffizienten intraoperativen Anlagetechnik oder zum anderen im Einsatz von Interferenzschrauben, welche die Größe des angelegten Bohrkanals überschreiten [87, 90].

Tatsächlich wurden auch in der vorliegenden Studienpopulation bei sieben Probanden der Doppelbündelpopulation tibiale Interferenzschrauben eingesetzt, deren Durchmesser die Bohrkopfgröße leicht überstieg. Die postoperativen Größendaten dieser Bohrkanäle wurden nicht separat statistisch ausgewertet. Jedoch fällt in einer rein visuellen Betrachtung der Daten keine Tendenz hinsichtlich einer bedeutsamen Abweichung dieser Größen im Vergleich zur medianen Aufweitung auf, wenngleich auch in dieser Datengruppe negative Ausreißer vorhanden sind (*siehe Tabelle 6*).

Darüber hinaus kann auch besonders im frühen postoperativen Prozess eine Osteolyse zur Tunnelerweiterung führen [87, 90]. Inwieweit hierbei immunologische Faktoren eine Rolle spielen, ist derzeit Inhalt wissenschaftlicher Untersuchungen. So könnte zum Beispiel ein synoviales

Flüssigkeitsleck Auslöser für eine Immunantwort im Knochenkanal sein [90]. Auch eine postoperative bakterielle Besiedelung der Tunnel spielt möglicherweise eine Rolle [104]. Zudem gibt es Hinweise, dass die postoperative, schmerzstillende Medikation mit nichtsteroidalen Antirheumatika wie selektiven COX2-Inhibitoren die Sehnen-Knocheneinheilung beeinträchtigt [105].

Die größeren Formveränderungen, wie zum Beispiel bizylindrische Kanäle, werden im Fall der gegenwärtigen Studie im Zusammenhang mit einer fehlerhaften Anlage der Kanäle gesehen. Hierbei kann entweder versehentlich eine fehlplatzierte doppelte Bohrung erfolgt oder die Interferenzschraube verkantet eingebracht worden sein. Lokale Anbauten wurden am ehesten im Zusammenhang mit lokalen Osteolysen im postoperativen Heilungsprozess oder im distalen tibialen Bereich mit der Anwendung einer additiven *Back-up*-Fixierung gesehen.

Femorale aperturnahe Aufweitungen, welche in einer kegelförmigen Kanalgeometrie enden, könnten im Zusammenhang mit einer erhöhten mechanischen Krafteinwirkung in dieser Region stehen, welche möglicherweise in einer lokalen Mikromobilisierung des Transplantates resultiert. Der sogenannte *Windshield-Wiper*-Effekt, eine Bewegung der transplantierten Hamstringsehnen in sagittaler Richtung bei Knieextension oder Flexion, und der *Bungee-Cord*-Effekt, eine allgemeine Mobilisierung des Transplantates in Längsrichtung, sind derzeit gängige Theorien für mechanische Einflussfaktoren auf aperturnahe Aufweitungen der Bohrkanäle [3, 90]. Ähnliches könnte bei hantelförmigen Kanälen der Fall sein, deren distales Ende eventuell zusätzlich durch den Fixationsmechanismus aufgeweitet ist.

In dieser Analyse kam zur postoperativen Erfassung der Größe der Bohrkanäle die *Best-Fit-Cylinder*-Methode zum Einsatz, welche in der Studie von Crespo et al. (2014) für die postoperative Größenmessung von Bohrkanälen empfohlen wird [106]. Auch in der Studie von Aga et al. (2017) kam dieses Verfahren zum Einsatz [86]. Es ist deshalb von einer allgemein ausreichenden Validität der Methode auszugehen. Dennoch sollte stets kritisch hinterfragt werden, ob die Exaktheit der Methode des gemittelten Zylinders bei stark deformierten Kanälen als ausreichend angesehen werden kann. Dies scheint jedoch ein generelles Problem, wenn komplexe geometrische Körper unterschiedlicher Form miteinander verglichen werden sollen. Eine Mittelung des Kanaldurchmessers stellt somit eine tragfähige Lösung für eine konsistente Gegenüberstellung dar.

Zusammenfassend gilt festzuhalten, dass bisher nur wenige Studien die exakte postoperative Geometrie der Bohrkanäle analysiert haben. Auch in dieser Untersuchung war die Erfassung der Kanalform rein deskriptiver Natur. Die Ursachenforschung bezüglich der multiplen Ausprägungen der angelegten Tunnel bedarf weiterer Studien und Untersuchungen, um die gestellten Hypothesen zu belegen oder zu optimieren.

Der Schwerpunkt dieser Untersuchung liegt im datenbasierten Vergleich der mittleren Bohrkanalgröße nach der *Best-Fit-Cylinder*-Methode, ein Untersuchungsansatz, der durch valide Studien belegt wurde und somit auch hierbei aussagekräftige Ergebnisse liefern kann.

9.3 Größenprogredienz der Tunnel

Dass sich die Anatomie der Bohrkanäle einer Kreuzbandplastik im postoperativen Verlauf verändert, wurde bereits im vorangegangenen Kapitel deutlich. Um neben rein deskriptiven Beobachtungen auch statistisch vergleichbare Daten zu generieren, bedurfte es folglich einer geeigneten Messmethode.

Als Surrogatparameter für den Durchbauungsprozess der Bohrkanäle gilt gemeinhin ihr Durchmesser [86, 106]. Die Ermittlung dieser Größe kann entweder über mehrere zweidimensionale Abbildungen oder anhand von dreidimensionalen Modellen erfolgen [87, 88, 106].

Die Methode, aus Computertomographiebildserien über einen Segmentierungsprozess individuelle, dreidimensionale Modelle der Patientenanatomie zu erstellen, wurde am Julius-Wolff-Institut in Berlin unter anderem in einer Studie von Moewis et al. 2012 evaluiert und erfolgreich eingesetzt [35]. Auf Computertomographie basierende, dreidimensionale Darstellungen für die Analyse von Bohrkanalgrößen zu nutzen, wird zudem in einer Studie von De Beus et al. (2017) empfohlen [34].

In dieser Arbeit wurde deshalb zur dreidimensionalen Größenerfassung der Bohrkanäle die *Best-Fit-Cylinder*-Methode eingesetzt, welche sich in einer Übersichtsarbeit von Crespo et al. (2014) als zuverlässigste Methode zur postoperativen Durchmesseranalyse von Bohrkanälen einer vorderen Kreuzbandplastik herausstellte [106]. In dieser Studie zeigte sich unter anderem die Überlegenheit gegenüber der klassischen Bestimmung aus zweidimensionalen CT-Bildern oder anderen dreidimensionalen Größenerfassungen, wie der *Best-Fit-Transverse-Section-Evaluation* oder der *Wall-Thickness*-Methode [106].

Um einen besseren Vergleich zwischen den beiden Studienarmen zu gewährleisten - die Doppelbündelkanäle hatten in der vorliegenden Studie einen kleineren Ausgangsdurchmesser als Einzelbündelkanäle - wurde frei nach Aga et al. in der Gegenüberstellung der Gruppen nicht die absoluten Größendaten genutzt, sondern die relative Größenzunahme um einen relativen Faktor [86]. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigten dabei primär eine Aufweitung der Kanäle in beiden Studienarmen. Die tibialen Einzelbündelkanäle stellten sich im Median um den Faktor 1,04 und die konträren Doppelbündelkanäle um den Faktor 1,17 (AM-Kanal) sowie 1,12 (PL-Kanal) vergrößert dar. Die Erkenntnis, dass die tibialen Bohrkanäle der Doppelbündelplastiken um einen größeren Faktor aufgeweitet waren als die Kanäle der Einzelbündeltechnik, wurde in der statistischen Auswertung der neugewonnenen Daten bekräftigt. Selbst nach der Korrektur der p-Werte nach *Bonferroni* [99] verblieb im Vergleich zwischen den tibialen Einzelbündel- und den anteromedialen Doppelbündelkanälen der Tibia ein signifikanter Unterschied. Auch der Vergleich zwischen tibialem Einzelbündelkanal und dem tibialen posterolateralen Tunnel der Probanden mit Doppelbündeln zeigte einen Trend bezüglich größerer Kanäle bei der Doppelbündelpopulation ($P = 8,4\%$). In der Gruppe der posterolateralen Kanäle fand sich zudem auch der größte Ausreißer der tibialen Datenpopulation mit dem Faktor 1,72.

Im Vergleich der Knochentunnel des Femurs ergaben sich hingegen keine generellen, signifikanten Unterschiede. Doch auch hier stellte die Gruppe der Doppelbündelkanäle die größten positiven Ausreißer der femoralen Datenerhebung mit einem maximalen Vergrößerungsfaktor von 1,73 bei den posterolateralen Doppelbündelkanälen dar.

Obwohl die Doppelbündeltechnik in einigen Studien der Einzelbündeltechnik vor allem als klinisch überlegen eingeschätzt wird [5, 41, 73, 75, 107], sollte also auch der Aspekt der postoperativen Größenprogredienz der Kanäle beachtet werden. Die Daten der Primärfragestellung dieser Untersuchung ergeben dahingehend teilweise signifikante Differenzen. Ein Vergleich, welcher mit unterschiedlichen Ergebnissen auch in weiteren Studien durchgeführt wird.

In der Studie von Aga et al. (2017) mit 44 Probanden nach jeweils Einzel- oder Doppelbündeloperation wurde ebenfalls eine generelle Kanalerweiterung festgehalten. Die Studie, welche mit ähnlichen Methoden wie in dieser Analyse (CT-Scan, Größenmessung nach *Best-Fit-Cylinder*-Methode, weiterhin additive Messung an der Tunnelapertur und 10 mm entfernt von der Gelenklinie) die Kanalgröße ermittelte, fand ein Jahr postoperativ statt. Die femoralen Einzelbündeltunnel zeigten sich jedoch gegenüber den femoralen anteromedialen Tunneln sowie die tibialen Einzelbündelkanäle gegenüber den posterolateralen Doppelbündelkanälen signifikant vergrößert. Dieses Resultat gab folglich grundsätzlichen Anhalt, die Doppelbündeltechnik auch in der Frage der postoperativen Bohrkanalgröße als überlegen zu werten [86].

Eine mögliche Erklärung für die gegensätzlichen Ergebnisse beider Studien scheint der unterschiedliche Beobachtungszeitpunkt, da die aktuell angefertigte Studie mit einem Kontrollzeitraum von sechs bis zehn Jahren eine deutlich größere Zeitspanne abdeckt als die Überprüfung circa ein Jahr postoperativ. Möglicherweise verändern sich die Bohrkanäle der verschiedenen Therapieansätze im Laufe der Zeit unterschiedlich. Ein längeres *Follow-up*-Protokoll scheint deshalb auch im Hinblick auf einen Anspruch der lebenslangen Funktionalität des operierten Kniegelenkes wichtig.

Außerdem könnte eine weitere Hypothese sein, dass die langfristige Biodegeneration der Schrauben nicht in einem Umfang erfolgt [14], der eine zufriedenstellende Bohrkanalokklusion möglich macht [108, 109]. Auch dies wird erst im Langzeit-*Follow-up* deutlich, wenngleich dahingehend eine Unterscheidung zwischen den beiden Operationsmethoden zweitrangig erscheint und auch die Auswirkung auf eine mögliche Kanalausweitung unklar bleibt.

In einer Untersuchung der Größenprogredienz der Bohrkanäle von Achtnich et al. (2012) zeigte sich hingegen zu einem ähnlich frühen Beobachtungszeitpunkt kein Unterschied zwischen der Bohrkanalgröße von 24 Probanden mit Einzel- und 21 Probanden mit Doppelbündelkanälen. Es fand eine MRT-Bildgebung im Zeitraum zwischen sechs und acht Monaten postoperativ statt. Die Tunnelgröße wurde über eine zweidimensionale Ausmessung der Kanäle in mehreren

Darstellungsebenen ermittelt. Eine anatomische Positionierung der Kanäle konnte dabei ebenfalls nachgewiesen werden [87].

Eine systematische Übersichtsarbeit über Tunnelerweiterungen nach Kreuzbandchirurgie von Bhullar et al. (2019), welche 103 Studien und somit über 6000 Probanden einschloss, ergab unter anderem, dass die Doppelbündeltechnik wiederum ein geringere mittlere Tunnelerweiterung ergäbe als die Einzelbündeltechnik, verwies aber auch auf die große Heterogenität der Daten [90].

Die Studie von Beyaz et al. (2017) näherte sich der Thematik über einen längeren Beobachtungszeitraum von acht Jahren inklusive regelmäßiger Kontrollen im postoperativen Verlauf. Dabei wurden mehrere CT-Scans durchgeführt. Die Größe der Kanäle konnte im Anschluss ebenfalls über eine zweidimensionale Messung in den verschiedenen Bildgebungsebenen ermittelt werden. Dafür wurden die Kanäle proximal beginnend in sechs gleiche Abschnitte unterteilt und die horizontalen Distanzen innerhalb der Segmente gemessen. Die Studie schloss 16 Probanden mit Einzel- und 17 Personen mit Doppelbündelplastik ein. Neben der Größenmessung der Kanäle fand auch eine Erfassung von klinischen Daten, wie der isometrischen Muskelstärke oder dem anterioren Schubladentest, sowie von standardisierten Kniescores (*IKDC*-, *Tegner*- sowie *Lysholm-Score*) statt. Ergebnisse dieser Untersuchung waren eine Fortsetzung der Tunnelausweitung auch nach 6 Monaten, ein in der Fachliteratur ebenfalls diskutiertes Thema [110], jedoch ohne Auswirkung auf klinische Parameter.

Isoliert betrachtet zeigten die anteromedialen Tunnel der Doppelbündelpopulation zudem eine größere Tunnelaufweitung als die Analoga der Einzelbündelprobanden. Generelle klinische Unterschiede konnten zwischen beiden Gruppen jedoch wiederum nicht festgestellt werden.

Das anteromediale Bündel wird in der Arbeit von Beyaz et al. als analog zum Einzelbündelkanal beschrieben und das posterolaterale Bündel als additiver Faktor der Doppelbündeltechnik angesehen. Diese Aussage resultierte in der Schlussfolgerung einer besseren sowie wichtigeren Vergleichbarkeit der erstgenannten beiden Kanaltypen. Überträgt man diese Hypothese auf die vorliegende Studie, unterstreicht dies ebenfalls die Relevanz der hierbei festgestellten erhöhten Aufweitung der tibialen AM-Kanäle. Die Resultate der Studie von Beyaz et al. scheinen somit sehr gut vereinbar mit den Ergebnissen der aktuellen Analyse [88].

Aufgrund der widersprüchlichen Studienlage und den Ergebnissen dieser Untersuchung kann zumindest keine Empfehlung der Doppelbündeltechnik ausgesprochen werden. Oftmals wird primär eine intensivere Ursachenforschung der Kanalerweiterung gefordert, da auch jene, wie bereits beschrieben, derzeit noch nicht vollständig erfasst ist. Etwaige Schlussfolgerungen über die Vorteile einzelner Methoden und die Aussagekraft zugehöriger Daten sollten deshalb stets kritisch hinterfragt werden. Aufgrund des Mangels klarer Erkenntnisse bleibt jedoch nur eine hypothetische Überlegung über mögliche Hintergründe der Ergebnisse.

Die Nachteile der Doppelbündeltechnik bezüglich des Volumens der Bohrkanäle liegen auf der Hand. Diese Operationstechnik erfordert die doppelte Anlage von Knochentunneln. Wenngleich die Kanäle mit einem geringeren Durchmesser angelegt sind, ist oftmals das Gesamtvolumen der beiden notwendigen Kanäle größer als jenes des Einzelbündelkanals. Weitere nachteilige Folgen wie die schwierigere Platzierung sowie die größeren Operationsausmaße wurden bereits aufgeführt.

Ein umfangreicherer, operativer Eingriff bringt auch relevante Risiken mit sich. So korreliert die Komplikationsrate eindeutig mit der Dauer einer Operation. Unter anderem werden auch Infektionen wahrscheinlicher [111]. Wie bereits in Kapitel 9.2 thematisiert, ist eine bakterielle Besiedlung durchaus im Zusammenhang mit der Tunnelerweiterung beschrieben [104].

In Korrelation mit der technisch anspruchsvollen Doppelbündeloperation sind auch postoperativ-therapiebedürftige Entzündungsprozesse, wie Synovitiden, als Komplikationen aufzuführen [112]. Generell gilt: nur eine regulierte Entzündungsreaktion ist der Knochenheilung zuträglich. Überschießende Immunreaktionen gehen unter anderem mit Osteolysen einher [113].

Ein Problem der Doppelbündelkanäle ist auch, dass im Verlauf durch die Ausweitung eine Kommunikation, also eine fehlende Abgrenzbarkeit der beiden Kanäle in ihrem Verlauf, entstehen kann. Dieses Phänomen wurde in der vorliegenden Studie nicht numerisch erfasst, aber auch durchaus beobachtet. Auswirkungen auf die Stabilität des Transplantats, die Klinik des Patienten und den endgültigen Wachstumsprozess des Knochentunnels bleiben dabei unklar. Es wird jedoch eine Hyperflexionssymptomatik der betroffenen Patienten in diesem Zusammenhang beschrieben [96].

Der Behandlung der Transplantate mit plättchenreichem Blutplasma (engl. *platelet rich plasma*), wird hingegen möglicherweise ein genereller, positiver Einfluss bezüglich der Verhinderung der postoperativen Tunnelaufweitung zugeschrieben, da insbesondere Wachstumsfaktoren bei der Sehnen-Knocheneinheilung eine wichtige Rolle einnehmen [103].

Diskussionen gibt es zudem darüber, ob gegebenenfalls auch das verwendete Transplantatmaterial eine Rolle bei der Entstehung der Tunnelausweitung spielt und somit die eigentliche Rekonstruktionstechnik in den Hintergrund rückt. So zeigt die Studie von Tachibana et al. (2018), dass Knochen-Patella-Sehnen-Knochen-Transplantate (sogenannte *BPTB*-Transplantate) ein Jahr postoperativ signifikant kleinere femorale Tunnel ergaben, als die Anwendung von Hamstring-sehnen [89].

In der bereits thematisierten Übersichtsarbeit von Bhullar et al. (2019) zeigten sich gleichfalls bei Probanden mit *BPTB-Autografts* die Knochentunnel mit der geringsten Aufweitung, wenngleich *BPTB*-Fremdspenden die größte Aufweitung mit sich brachten [90].

In dieser wissenschaftlichen Analyse wurde zudem das Rehabilitationsprotokoll untersucht. Hierbei wurden streckungseingeschränkte Schienen des operierten Kniegelenks als protektiv bezüglich einer größeren postoperativen Kanalaufweitung beschrieben. Als weiterer Faktor in Assoziation mit der

Tunnelausweitung sollte also stets auch das Nachbehandlungsschema in Betracht gezogen werden. Multiple weitere Einflussfaktoren auf die Bohrkanalerweiterung scheinen deshalb neben der Auswahl der OP-Methode relevant [90].

Das generelle Ziel eines möglichst beschwerdefreien Patienten steht bei nahezu jeder medizinischen Maßnahme im Vordergrund. Die gegenwärtige Studienlage gibt bisher keinen Anhalt, dass die postoperative Vergrößerung der Bohrkanäle einen Einfluss auf die Symptomatik des Patienten nimmt [88, 91-94]. Festzuhalten bleibt jedoch, dass im Falle eines Revisionseingriffes, zum Beispiel bei Vorliegen einer Transplantatruptur, derzeit unabhängig von der OP-Methode ein wesentlich größerer Knochendefekt vorliegt, als es wünschenswert wäre. Um eine komplizierten Revision [95] zu vermeiden, empfiehlt es sich deshalb Operationsmethoden zu wählen, welche mit einem geringen Tunnelaufweitungsrisko einhergehen.

Die Doppelbündeltechnik wirkt bezüglich des Aspektes der postoperativen Bohrkanalgröße aufgrund der höheren Anzahl der anzulegenden Kanäle sowie der in dieser Untersuchung festgestellten größeren Aufweitung der Tunnel nicht der Einzelbündeltechnik überlegen. Die Studienlage stellt sich jedoch kontrovers dar und es sollten neben der Operationstechnik auch weitere Faktoren, wie zum Beispiel das weitere Behandlungs- und Rehabilitationsprotokoll oder die Verwendung verschiedener Transplantate, als Faktoren für die Kanalaufweitung berücksichtigt werden.

9.4 Bohrkanallokalisierungen

Eine Kreuzbandplastik sollte möglichst anatomisch, also dem patientenoriginalen Kreuzband entsprechend, verankert werden [14, 16]. Fehlplatzierungen können zu schlechteren klinischen Ergebnissen führen, da die Biomechanik des Kniegelenkes wesentlich davon abhängt, wie der Faserverlauf des Transplantates angelegt wird.

In einer Studie von Varady et al. (2017) wird zum Beispiel beschrieben, dass bereits kleine Veränderungen der Positionierung der femoralen PL-Kanäle in einer deutlich erhöhten Belastung des Transplantats resultieren. Weiterhin wird in dieser Arbeit festgehalten, dass Deplatzierungen bei der Kreuzbandoperation mit einem erhöhten Risiko des Transplantatversagens, sowohl bei Einzel- als auch bei Doppelbündelkanälen, einhergehen [85].

Dementsprechend scheint es umso wichtiger die richtigen Verankerungspunkte zu wählen. Intraoperativ helfen sogenannte Zielgeräte bei der Anlage der Kanäle. Diese dienen dazu, einen Bohrdraht in den sogenannten Fußabdruck (engl. *footprint*), also die anatomische Ansatzstelle des Kreuzbandes, einzubringen. Dieser dient folglich als Leitstruktur für die Anlage der Tunnel [14, 16].

Nichtsdestotrotz bleibt es eine schwierige Aufgabe des Operators, den sogenannten *Footprint* des Kreuzbandes zu identifizieren.

Dabei helfen anatomische Wegweiser. Die Publikation von Ferretti et al. (2012) empfiehlt die mediale tibiale Erhebung sowie das intermeniskale Band als konstante Landmarken, an denen eine tibiale Verankerung sowohl des anteromedialen als auch des posterolateralen Bündels unter dem Einhalten festgelegter Distanzen orientiert werden kann. Diese seien zuverlässiger als die zuvor gängigen Orientierungspunkte, wie zum Beispiel die vordere Kante des hinteren Kreuzbandes und das Vorderhorn des Außenmeniskus [83].

Derselbe Autor beschrieb derweil bereits im Jahr 2007 knöcherne Landmarken der femoralen Ansatzstelle des vorderen Kreuzbandes. Eine wichtige Rolle spielen der äußere, interkondyläre Knochengrat (engl. *lateral intercondylar ridge*) inklusive einer oftmals zusätzlich vorliegenden kleinen Erhöhung zwischen anteromedialen und posterolateralem Bündel (engl. *lateral bifurcate ridge*) [84]. Unter Beachtung dieser Orientierungspunkte scheint eine korrekte Platzierung des Transplantates besser zu verwirklichen.

Nichtsdestotrotz gibt es in der wissenschaftlichen Forschung großen Bedarf daran, postoperativ die korrekte Anlage der Kanäle zu überprüfen. Zur Anwendung kommen dabei zweidimensionale bildgebende Verfahren, wie das Röntgen, und vermehrt auch dreidimensionale Bildgebung allem voran CT-Untersuchungen [3, 114-116]. Die gängige Methode zur Ermittlung der Bohrkanallokalisierung basiert auf einem am Knochen orientierten Koordinatensystem, in welchem die relative Lokalisation als eine Art zweidimensionale Koordinate des jeweiligen Knochentunnels ermittelt werden kann [114, 116].

Grundlage dessen bildet die Quadranten-Methode nach Bernard und Hertel (1996) [115]. In einem strikt lateralen Röntgenbild, bei dem sich beide Femurkondylen exakt überlagern, wird ein relatives Koordinatensystem über die Kondylenfläche gelegt. Dieses dient auch dazu, die Kanalpositionierung unabhängig von der Körperseite zu evaluieren [114]. Als Bezugslinien für das Koordinatensystem dienen die sogenannte Blumensaatlinie, eine Projektion des Daches der Fossa intercondylaris, sowie für die übrigen Begrenzungen des Koordinatensystems die jeweiligen Enden der Kondylen. Die Lokalisation des Bohrkanals kann dann innerhalb dieses Koordinatensystems bestimmt und mittels relativen Werten oder nach möglichen, eingeteilten Quadranten angegeben werden.

Die Übertragung dieser Methode auf dreidimensionale Darstellungen von Kniegelenken mit Kanälen aus Einzel- oder Doppelbündelrekonstruktionen via Computertomographie wurde in den wissenschaftlichen Veröffentlichungen von Forsythe et al. (2010) [114], Kopf et al. (2010) [116] sowie Lertwanich et al. (2011) [117] thematisiert und erfolgreich evaluiert. Dabei wurden Ansätze sowohl für die Erfassung femoraler als auch tibialer Kanäle vorgestellt. Aus den Ergebnissen dieser Studien wurde die Methode zur Ermittlung der Bohrkanallokalisierung dieser Arbeit explorativ erarbeitet.

Um die anatomische Positionierung der Kanäle zu überprüfen, mussten zudem tragfähige Vergleichswerte herangezogen werden. Da anatomische Landmarken zwar im operativen Procedere hilfreich sind, jedoch aufgrund ihrer Größe und Zartgliedrigkeit in den manuell segmentierten Knochenmodellen tendenziell verloren gehen, wurde entschieden, die Positionen anhand der oben genannten Koordinatenmethode zu erfassen und später im Vergleich mit relevanten Analogstudien zu diskutieren.

Allem voran erscheint hierbei die Studie von Forsythe et al. (2010) [114] wichtig, welche an der Universität Pittsburgh durchgeführt wurde und die Kanalposition von acht anatomischen Doppelbündelrekonstruktionen untersucht. Die genannte Arbeit wurde mit der Intention verfasst, die Evaluierung der Tunnelposition vor dem Hintergrund einer möglichst anatomischen Doppelbündel-Kreuzbandrekonstruktion durchzuführen und kann damit sehr gut als suffizienter Vergleich der Doppelbündelpositionen dienen, wenngleich unter der Voraussetzung, dass die Methode der Studie möglichst exakt übernommen wurde.

Im Vergleich zwischen der vorliegenden Studie und der Untersuchung von Forsythe et al. (2010) [114] ergaben sich im Folgenden einige deutliche Differenzen sowohl von tibialen als auch der femoralen Kanalpositionen (*siehe Abbildungen 19 und 20 sowie Tabellen 12 und 13*). Insbesondere größere Abweichungen von mindestens 10 relativen Koordinatenpunkten, wurden als deutlicher Trend zur Abweichung der Tunnelpositionen gewertet.

Vor allem das bereits als besonders zentral beschriebene AM-Bündel zeigte in seiner tibialen Höhenlokalisierung eine eindeutige Abweichung. Es war deutlich weiter posterior positioniert (Differenz: 16,05 Koordinatenpunkte). Aber auch das posterolaterale Bündel zeigte eine Tendenz zur posterioren Abweichung (Differenz: 7,35 Koordinatenpunkte). Die Breitenposition war hingegen bei allen erfassten tibialen Doppelbündelkanälen ähnlich.

In der femoralen Betrachtung zeigte insbesondere das posterolaterale Bündel eine relevante Abweichung in der Höhenposition (Differenz: 11,17 Koordinatenpunkte).

Wird die Lage der Einzelbündelkanäle im Vergleich zu den Doppelbündelkanälen rein visuell betrachtet, ist erkennbar, dass die Tunnel sowohl tibial als auch femoral zwischen den analogen AM- und PL-Bündel der Doppelbündelprobanden lokalisiert sind (*siehe Abbildung 19 und 20*). Auch wenn in der mittleren Position keine exakte Zentralität des Bündels zwischen den beiden Ansatzpunkten der Originalbündel festzuhalten war, bewegte sich diese doch in einem subjektiv akzeptablen Bereich.

Im Weiteren wird bei genauerer Betrachtung auch auffällig, dass sich diese zentrale Positionierung nur auf die Tunnel der Doppelbündelprobanden bezieht, welche der aktuellen Studie entnommen wurden. Im Vergleich zur Studie von Forsythe et al. zeigt sich eine Rasterverschiebung [114]. Bei den tibialen Positionsdaten der Einzelbündel ergab sich eine deutliche Verschiebung nach posterior. Hierbei lag die Lokalisation des Einzelbündels sogar noch hinter der des PL-Bündels der Vergleichsstudie. Über eine

leichte Delokalisation nach medial könnte gegebenenfalls ebenfalls diskutiert werden, da diese mittlere Positionskoordinate, jene des AM-Bündels noch leicht in Richtung medial überstieg.

Im jeweiligen femoralen Vergleich sind die Einzelbündelkanäle im Koordinatensystem etwas näher an der Lokalisation des posterolateralen Bündels vorzufinden. Eine AM-analoge Wirkung, wie teilweise erwünscht [88], kann somit also eher nicht erwartet werden.

Es differierten demzufolge nicht nur die Lage der Doppel- sondern auch die Lokalisation der Einzelbündelkanäle deutlich von den anatomischen Vorgaben der Vergleichsstudie. Wenngleich die Beobachtung auf rein deskriptiv erfassten Tatsachen beruht, wirkt sie in sich dennoch schlüssig, da alle Probanden der gegenwärtigen Studie von demselben Orthopäden operiert wurden, sodass eine konsistente Abweichung aller Kanäle möglich scheint, unter der Voraussetzung, dass die Position der einzelnen Kanäle jeweils nach denselben Kriterien erfolgte.

In der bereits genannten Studie von Forsythe et al. wird auch eine Gegenüberstellung der getroffenen Ergebnisse mit anderen relevanten Vergleichsstudien aufgeführt [114]. Auf absolute Zahlenvergleiche zwischen jenen Studienergebnissen und den Positionsdaten der aktuell angefertigten Untersuchung soll aus Gründen des Umfangs verzichtet werden. Jedoch lassen sich gegebenenfalls mögliche Schlussfolgerungen übertragen.

Die internen Vergleiche der Studie von Forsythe et al. machen deutlich, dass die Kanalpositionen von Forsythe oft auch nicht mit den Daten der aufgeführten Vergleichsstudien einhergehen [114]. So zeigt sich in der Gegenüberstellung der tibialen Position mit der Studie von Tsukada et al. (2008) eine Abweichung der AM-Kanäle um 12,6 Koordinatenpunkte. Auch die Tunnel der Tsukada-Untersuchung sind deutlich weiter posterior lokalisiert [118]. In der femoralen Analyse zeigten sich die Forsythe-Kanäle bezüglich der AM-Tunnel um 10,9 Koordinatenpunkte senkrecht zur Blumensaatlinie tiefer lokalisiert als die Vergleichsstudie von Zantop et al. (2008) [119]. Die mittlere Tunnelposition des PL-Bündels wurde im Vergleich zu der Studie von Colombet et al. (2006) parallel zu Blumensaatlinie um 12,5 Koordinatenpunkte weiter posterior lokalisiert [120].

Wenn wiederum davon ausgegangen wird, dass an den Kliniken, welche an den Studien der Universität Pittsburgh beteiligt waren, die Bohrkanäle ebenfalls nach einem bestimmten Raster platziert werden, sollte zumindest debattiert werden, ob die amerikanischen Veröffentlichungen oder eine der Alternativstudien die günstigsten Positionierungen der Knochentunnel propagieren.

Jedoch liegen eine große Zahl an Forschungsarbeiten vor, welche die intensive Beschäftigung der in Pittsburgh ansässigen Wissenschaftler mit dem Thema einer erfolgreich durchgeführten Kreuzbandrekonstruktion belegen [24, 25, 84, 90, 114, 116, 117, 121-129]. Diese langjährige Expertise erzeugte daher das Interesse an einem Vergleich zur aktuellen Studie, da auch insbesondere an der anatomischen Positionierung der Kanäle geforscht wird [84, 114, 116, 117, 121, 123-125, 127, 129].

Wenn man also von einer tibialen Deplatziierung der zu untersuchenden anteromedialen Bohrkanäle nach posterior ausgeht, könnte unter biomechanischen Gesichtspunkten hypothetisch gefolgert werden, dass insbesondere die Rotationsstabilität der operierten Kniegelenke unter einem zentraleren Fußankerpunkt leiden könnte, da diese Anlagetechnik dann eher der des Einzelbündels gleicht. Bei einer größeren, tibialen Distanz zwischen AM- und PL-Bündel sollte eine ungewollte Rotationsbewegung des Kniegelenkes möglicherweise besser stabilisiert werden. Die Studie von Kidera et al. (2018) unterstreicht beispielsweise das Potenzial der Doppelbündeloperationstechnik bei der Stabilisierung der tibialen Rotationsinstabilität [107].

Auch die femorale Abweichung der posterolateralen Kanäle sollte unter diesem Gesichtspunkt betrachtet werden, wenngleich eine exakte Hypothese über deren biomechanische Auswirkung aufgrund der komplexeren Abweichung vor allem in der Höhen- aber auch in der Breitenlokalisation (absolut oder im Trend, *siehe Tabelle 13*) viel komplexer wirkt und deshalb weiterer Untersuchungen bedarf. Die Distanz zwischen AM- und PL-Bündel wirkte femoral zumindest bei beiden Studien relativ ähnlich. Jedoch ist allein schon die Deplatziierung des posterolateralen Kanals möglicherweise entscheidend für eine klinische Symptomatik des Patienten.

Weiterhin gilt festzuhalten, dass durch den langen *Follow-up*-Zeitraum der vorliegenden Studie mit einer möglicherweise zunehmenden Vergrößerung der Bohrkanäle [88] auch die Position der Bohrkanäle beziehungsweise der Aperturmitte abweicht. Dass die Ausweitung der Bohrkanäle wahrscheinlich einen Einfluss auf die Lokalisation der Mittelpunkte der Kanalaperturen hat, wird in der Studie von Shimizu (2017) beschrieben [110]. Dies stellt einen Faktor dar, der in jeder Analyse der Bohrkanalposition berücksichtigt werden sollte, da möglicherweise im Verlauf eine schwierig zu beeinflussende, postoperative Deplatziierung der Transplantate auftreten kann. Umso wichtiger erscheint es, Operationsmethoden zu wählen, welche möglichst geringe Aufweitungsrisiken mit sich bringen, da somit auch eine exakte, anatomische Lokalisation der Tunnel in der Langzeitnutzung der Transplantate gewährleistet wird.

Hinzu kommt, dass, wenn fehlplatzierte Kanäle operativ revidiert werden müssen, auch hier oftmals eine zusätzliche Knochenfüllungsoperation notwendig wird [95].

In der Zusammenschau dieser Erkenntnisse sollten Operateure, welche eine Kreuzbandoperation durchführen, stets ihr intraoperatives Vorgehen bei der Positionierung der Knochentunnel auf Exaktheit überprüfen, um Patienten eine möglichst optimale Bohrkanalpositionierung zu gewährleisten.

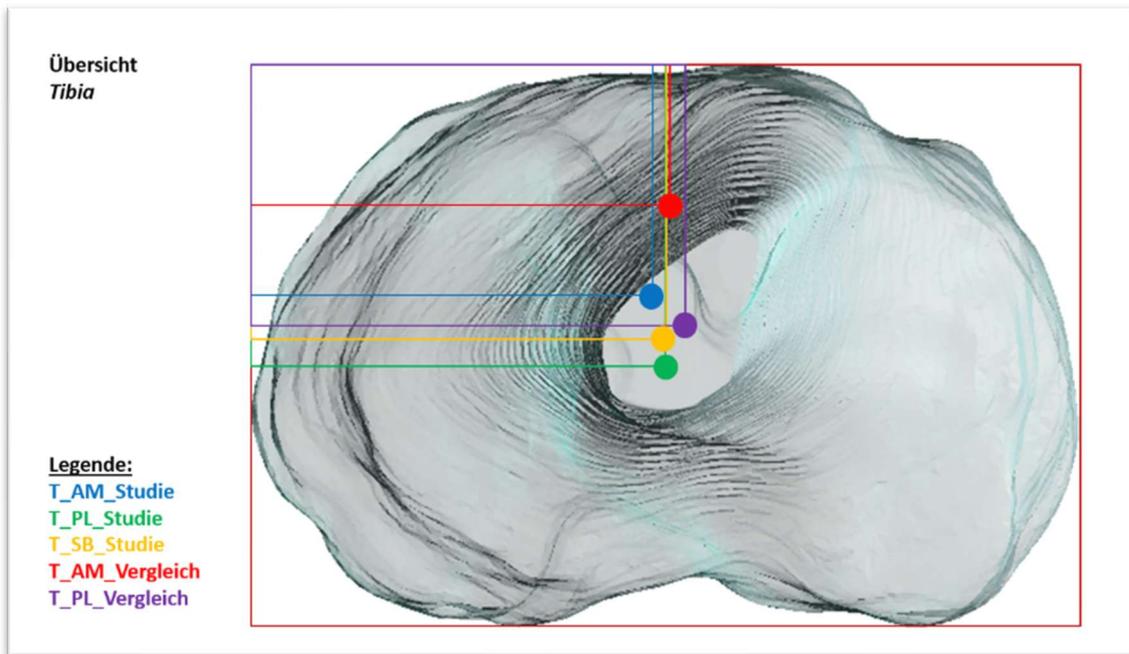


Abbildung 19: Visualisierter Vergleich der mittleren tibialen Bohrkanalpositionen
 Bildquelle: Eigene Abbildung

a)		N	Mittelwert	Absolute Abweichung in Koordinatenpunkten
Gruppierung				
Tibial Breite	DB_AM_S	17	48,37	2,13
	DB_AM_V	8	50,50	
	DB_PL_S	17	49,92	2,48
	DB_PL_V	8	52,40	

b)		N	Mittelwert	Absolute Abweichung in Koordinatenpunkten
Gruppierung				
Tibial Höhe	DB_AM_S	17	41,05	16,05
	DB_AM_V	8	25,00	
	DB_PL_S	17	53,75	7,35
	DB_PL_V	8	46,40	

Tabelle 12: Statistische Auswertung der mittleren tibialen Bohrkanalpositionen

a) Statistischer Vergleich der Breitenposition der Doppelbündeltunnel, b) Statistischer Vergleich der Höhenposition der Doppelbündeltunnel

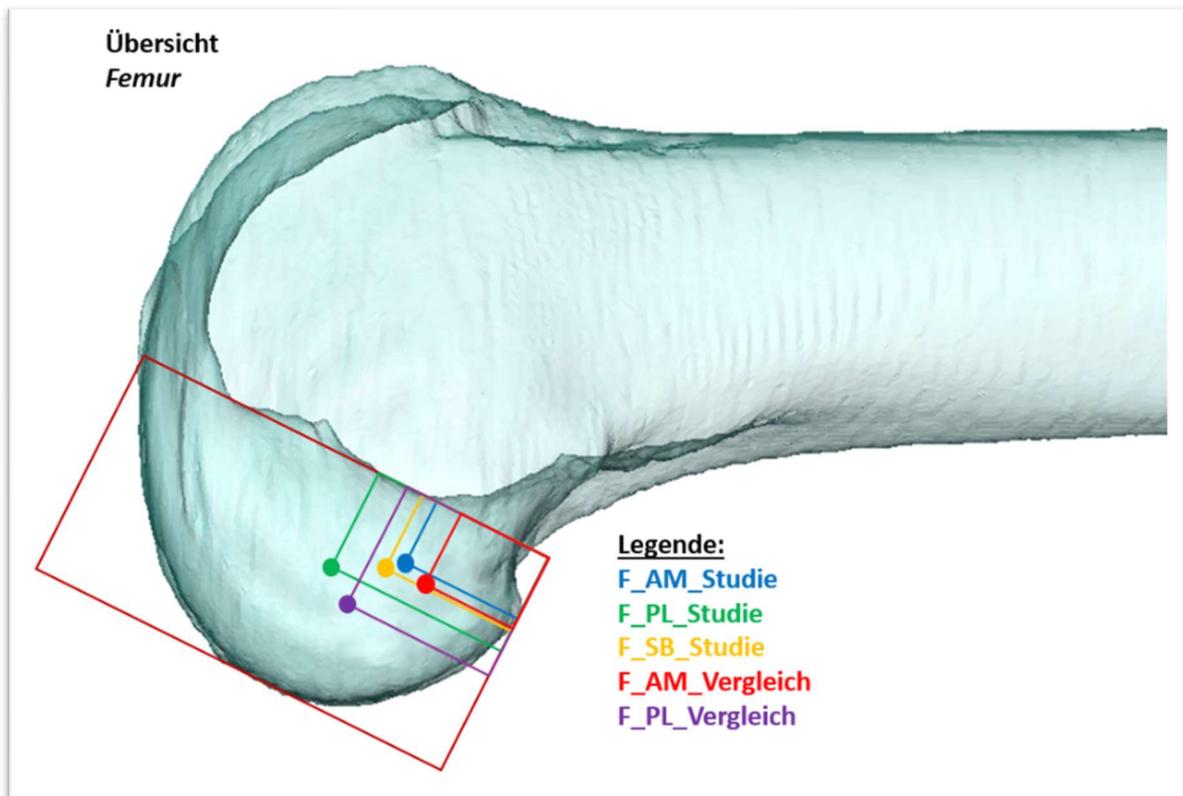


Abbildung 20: Visualisierter Vergleich der mittleren femoralen Bohrkanalpositionen
 Bildquelle: Eigene Abbildung

a)		N	Mittelwert	Absolute Abweichung in Koordinatenpunkten
Gruppierung				
Femoral Breite	DB_AM_S	17	27,56	5,86
	DB_AM_V	8	21,70	
	DB_PL_S	17	41,91	6,81
	DB_PL_V	8	35,10	

b)		N	Mittelwert	Absolute Abweichung in Koordinatenpunkten
Gruppierung				
Femoral Höhe	DB_AM_S	17	28,89	4,31
	DB_AM_V	8	33,20	
	DB_PL_S	17	44,13	11,17
	DB_PL_V	8	55,30	

Tabelle 13: Statistische Auswertung der mittleren femoralen Bohrkanalpositionen

a) Statistischer Vergleich der Breitenposition der Doppelbündeltunnel, b) Statistischer Vergleich der Höhenposition der Doppelbündeltunnel

9.5 Zusammenschau der Befunde im Verbund mit Rotationsdaten und klinischer Evaluation

Die bisherigen Ergebnisse dieser Untersuchung ergaben keinen Anhalt, dass sich die Doppelbündelplastik gegenüber der Einzelbündeltechnik als höherwertig erweist.

Klinische Aspekte der vorliegenden Studie werden parallel in der Dissertationsarbeit von A. Butzkies: „Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenkes nach Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes“ ausgewertet. Zu dieser Untersuchung liegen aktuell jedoch nur vorläufige Daten vor.

Hierbei wurden die klinischen Untersuchungsergebnisse, standardisierte klinische Fragebögen und die Untersuchungsergebnisse der Rotationsstabilität analysiert.

Untersuchte Parameter der Rotationsmessung waren Innenrotationsmaximum, allgemeiner Bewegungsspielraum (engl. *range of motion*) sowie Drehsteifigkeit der Kniegelenke, bei Untersuchungen unter Anwendung verschiedener Kraftmaxima bei extern hervorgerufener Drehung unter Röntgenfluoroskopie.

Bisher konnten die vorläufigen Daten jedoch keinen signifikanten Unterschied zwischen Einzel- sowie Doppelbündelplastik eruieren. Gleiches gilt für die Auswertung der klinischen Erfassung [130].

Somit erbringt auch dieser Teil der Analyse keinen Anhalt, eine Empfehlung bezüglich der Doppelbündeltechnik auszusprechen.

Dies ist konsistent mit der derzeitigen Studienlage. Die Untersuchung von Mayr et al. (2018) fand in ihrem fünfjährigen *Follow-up* im Vergleich von Einzel- und Doppelbündelprobanden unter Zuhilfenahme ihres *Laxitesters*[®] keine Vorteile der Doppelbündelprobanden bezüglich rotatorischer oder anderer Kniegelenksfunktionen. Es fanden sich außerdem keine relevanten Unterschiede bezüglich IKDC-Scores, arthrotischen Veränderungen sowie Tunnelerweiterung [39].

Nichtsdestotrotz gibt es zahlreiche Studien, welche eine Doppelbündeloperation als überlegen ansehen.

Li et al. (2013) sah in einer Meta-Analyse von 17 *randomized controlled trials* (RCT) unter Einschluss von 1381 Patienten günstigere Ergebnisse in Bezug auf Transplantatversagen, Kniestabilität und Kniegelenkfunktion bei Probanden mit Doppelbündelplastiken und empfahl diese OP-Technik als primäre Behandlungsmethode [5].

Komzak et al. (2016) führte in einer klinischen Rotationsmessung von operierten Kniegelenken nach Einzel- oder Doppelbündelplastik - bei insgesamt 40 Probanden - an, dass die Doppelbündeltechnik die Kniefunktion völlig wiederherstelle, während die Innenrotation bei Einzelbündeloperation nicht suffizient zurück gewonnen wird [41].

Järvelä et al. (2017) schlussfolgerte aus den Daten einer Zehn-Jahres-RCT-Studie mit 90 Teilnehmern, dass Probanden mit Doppelbündelplastiken signifikant weniger Transplantatversagen zeigten als Einzelbündeltransplantate. Die Kniestabilität zehn Jahre nach Operation war jedoch gleichwertig [73]. El-Sherief et al. (2016) publizierte Ergebnisse mit der Aussage, dass die Doppelbündelrekonstruktion bessere Ergebnisse bezüglich anteriorer sowie rotatorischer Stabilität der operierten Kniegelenke ergäbe. Zusätzlich zeigte sich der objektive IKDC-Score signifikant besser als bei der Einzelbündelmethode. Dennoch erbrachten die subjektiven Aussagen der Probanden keine statistischen Unterschiede [75].

Mögliche Gründe für diese weitreichende Differenz der Ergebnisse sollten deshalb kritisch diskutiert werden.

Eine mögliche Überlegung ist, dass eine postoperativ größere Ausweitung der Bohrkanäle im Langzeitverlauf das eigentliche Potenzial der Doppelbündeltechnik antagonisiert. Möglicherweise bewirkt die zunehmende Osteolyse der Kanäle eine fortschreitende Knieinstabilität.

Bisher ist jedoch Stand der wissenschaftlichen Forschung, dass eine postoperative Bohrkanalausweitung keinen Einfluss auf die klinische Symptomatik des Patienten nimmt [88, 91-94]. Daneben scheint die exakte anatomische Positionierung der Kanäle wichtig.

Aga et al. (2018) konkludierte nach ihrer zweijährigen RCT-Studie, dass die Anzahl der rekonstruierten ACL-Bündel keinen Einfluss auf die klinischen oder subjektiven Ergebnisse nimmt, solange alle Kanäle anatomisch positioniert sind [74].

Nun leisteten die Ergebnisse der Sekundärfragestellung Grund zu der Annahme, dass die aktuell untersuchten Probanden mit Doppelbündelplastiken gegebenenfalls keine anatomisch positionierten Tunnel vorwiesen. Wenngleich auch die Einzelbündelkanäle im selben Raster verschoben waren, gilt es die Ergebnisse der Daten kritisch zu hinterfragen.

Wie bereits thematisiert, könnte eine alternative Positionierung nach dem amerikanischen Beispiel möglicherweise ein besseres funktionales Ergebnis liefern, wie folgende Studien beispielhaft darlegen: Eine Studie von Fu et al. (2008) zeigte bei anatomisch operierten Doppelbündelplastiken zwei Jahre nach dem Operationszeitpunkt eine gute Wiederherstellung von Gelenkstabilität und klinischer Symptomatik der Patienten [123].

Die Untersuchung von Muller et al. (2016), an welcher der Erstautor der zuvor genannten Studie ebenfalls beteiligt war, zeigte, dass eine anatomische Positionierung der Bohrkanäle eine vordere tibiale Subluxationssymptomatik deutlich reduziert und die Gelenkposition des verletzten Kniegelenks unter spezifischer Belastung jener des gesunden Kniegelenks bis auf einen Millimeter Differenz angleicht [127].

Einen letzten, exemplarischen Beleg liefert die Studie von Schreiber et al. (2017), die ebenfalls der Universität Pittsburgh entstammt. Diese ergab, dass eine möglichst anatomische Positionierung der

femorale AM-Bündelansätze der Doppelbündelplastik mit einer besseren Knieflexionseigenschaft des Kniegelenkes einhergeht [128].

Da die Sekundärfragestellung dieser Arbeit bezüglich der Lokalisation der untersuchten Bohrkanäle nur explorativ erfolgte, bedarf es weiterer Forschungsansätze, welche den Einfluss von exakter Tunnelpositionierung auf die Klinik der Probanden des betroffenen Kniegelenkes untersuchen.

9.6 Limitationen

Die Aussagekraft dieser Arbeit ist durch folgende Faktoren limitiert:

Zum einen ist diese Arbeit als retrospektive, klinische Analyse angelegt. Die Fallzahl der möglichen Probanden wurde durch die Einschlusskriterien, eine numerisch beschränkte Genehmigung durch das Bundesamt für Strahlenschutz, die Verfügbarkeit der möglichen Studienteilnehmer sowie die kapazitären Ressourcen während der Umsetzung begrenzt. Eine größere Fallzahl erhöht jedoch in jeder Hinsicht die Aussagekraft einer Studie.

Zudem war die Geschlechterrepräsentation innerhalb der Studienpopulation sehr unausgewogen. Es konnten nur zwei Frauen, je eine pro Studienarm, für die Teilnahme an der Studie gewonnen werden. Da weibliche Athletinnen einigen Studien zufolge teilweise sogar ein höheres Risiko tragen einen vorderen Kreuzbandriss zu erleiden [131, 132], scheint dieser Anteil der Gesamtpopulation in der Studienpopulation unterrepräsentiert. Inwiefern die Ergebnisse dieser Untersuchung ausnahmslos auch auf Frauen zu übertragen sind, kann somit nicht abschließend beurteilt werden.

Weiterhin wurden die jeweiligen Messungen dieser Arbeit aufgrund ihres Umfanges nur einmalig von einem einzelnen, identischen Untersucher durchgeführt. Wenngleich die Methoden auf ihrer Validität geprüft wurden, könnte bei einer Wiederholung der Messdurchgänge, einer Mittelung der Ergebnisse sowie einer Analyse durch mehrere Personen noch objektivere Ergebnisse erzielt werden.

Letztendlich wurden Methoden angewandt, die vergleichend aus externen Studien entnommen wurden. Als Limitation bleibt, dass möglicherweise subjektive Abweichungen in der manuellen Durchführung der jeweiligen Messungen entstanden sind. Anzuführen ist dahingehend beispielsweise der Fakt, dass unter finanziellem Aspekt und aufgrund der verfügbaren Mittel teilweise alternative Programme zur Anwendung kamen, als in den Primärstudien. Obgleich stets eine möglichst analoge Umsetzung der Methoden angestrebt wurde, um die Validität der Ergebnisse zu gewährleisten, könnte es bei der manuellen Durchführung so zu geringsten Abweichungen kommen.

Folglich sind die erhobenen Werte nur als relative Gradmesser, jedoch nicht als absolute Maßzahlen zu interpretieren.

9.7 Schlussfolgerung

Die optimale Therapie einer vorderen Kreuzbandverletzung bleibt schlussendlich umstritten.

Diese Arbeit beschäftigt sich explizit mit der Analyse der angelegten Bohrkanäle und ihrer postoperativen Entwicklung. Hervorzuheben ist dabei auch der Aspekt des großen Beobachtungszeitraumes der Studie mit einer Überprüfung der Probanden sechs bis zehn Jahre nach der Operation. Dies kann unter anderem dazu beitragen, Langzeiteffekte der verschiedenen Operationsmethoden besser zu verstehen.

Im Langzeit-*Follow-up* trat eine signifikant größere Aufweitung des anteromedialen tibialen Kanals in der Doppelbündelpopulation im Vergleich mit den tibialen Tunneln der Einzelbündelprobanden auf. Zudem scheint die exakte Positionierung der Bohrkanäle fehleranfällig. In der Gegenüberstellung dieser mit einer relevanten Vergleichsstudie differierte insbesondere die Lokalisation des vorderen tibialen Kanals der Doppelbündelplastiken. Dieser ist weiter posterior lokalisiert. Ebenso weichen die femoralen, posterolateralen Kanäle in der Höhenlokalisierung ab.

Aufgrund der ermittelten Ergebnisse kann die Doppelbündeltechnik im Vergleich zur Einzelbündeloperation hinsichtlich der untersuchten Bohrkanalcharakteristika nicht als überlegen gewertet werden. In dieser Untersuchung konnte kein Anhalt dafür gefunden werden, dass diese Operationsmethode den erhöhten intraoperativen Aufwand rechtfertigt. Mögliche klinische Vorteile der Doppelbündeloperation des vorderen Kreuzbandes wurden in dieser Arbeit nicht evaluiert.

Die Entscheidung über den modernen, therapeutischen Weg bei einer vorliegenden vorderen Kreuzbandruptur sollte daher in einer Konsensfindung zwischen Arzt und Patient erfolgen.

10 Literaturverzeichnis

1. Nordenvall R, Bahmanyar S, Adami J, Stenros C, Wredmark T, Fellander-Tsai, L. *A population-based nationwide study of cruciate ligament injury in Sweden, 2001-2009: incidence, treatment, and sex differences.* Am J Sports Med. 2012; **40**(8):1808-13.
2. Shafizadeh S, Schneider MM, Bouillon B. *Injuries of the anterior cruciate ligament in athletes.* Chirurg. 2014; **85**(10):888-94.
3. Teske W, Anastasiadis A, Lichtinger T, von Schulze Pellengahr C, von Engelhardt LV, Theodoridis T. *Rupture of the anterior cruciate ligament. Diagnostics and therapy.* Der Orthopäde. 2010; **39**(9):883-99.
4. Feucht, MJ, Cotic M, Saier T, Minzlaff P, Plath JE, Imhoff AB, Hinterwimmer S. *Patient expectations of primary and revision anterior cruciate ligament reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2016; **24**(1):201-7.
5. Li X, Xu CP, Song JQ, Jiang N, Yu B. *Single-bundle versus double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: an up-to-date meta-analysis.* Int Orthop. 2013; **37**(2):213-26.
6. Iio K, Tsuda E, Tsukada H, Yamamoto Y, Maeda S, Naraoka T, Kimura Y, Ishibashi Y. *Characteristics of elongated and ruptured anterior cruciate ligament grafts: An analysis of 21 consecutive revision cases.* Asia Pac J Sports Med Arthrosc Rehabil Technol. 2017; **8**:1-7.
7. Kulczycka P, Larbi A, Malghem J, Thienpont E, Vande Berg B, Lecouvet F. *Imaging ACL reconstructions and their complications.* Diagn Interv Imaging. 2015; **96**(1):11-9.
8. Paterno MV. *Incidence and Predictors of Second Anterior Cruciate Ligament Injury After Primary Reconstruction and Return to Sport.* J Athl Train. 2015; **50**(10):1097-9.
9. Zaffagnini S, Grassi A, Marcheggiani Muccioli GM, Tsapralis K, Ricci M, Bragonzoni L, Della Villa S, Marcacci M. *Return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction in professional soccer players.* Knee. 2014; **21**(3):731-5.
10. Walden M, Hagglund M, Magnusson H, Ekstrand J. *ACL injuries in men's professional football: a 15-year prospective study on time trends and return-to-play rates reveals only 65% of players still play at the top level 3 years after ACL rupture.* Br J Sports Med. 2016; **50**(12):744-50.
11. Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Webster KE. *Return-to-sport outcomes at 2 to 7 years after anterior cruciate ligament reconstruction surgery.* Am J Sports Med. 2012; **40**(1):41-8.
12. Sanders TL, Maradit Kremers H, Bryan AJ, Larson DR, Dahm DL, Levy BA, Stuart MJ, Krych AJ. *Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears and Reconstruction: A 21-Year Population-Based Study.* Am J Sports Med. 2016; **44**(6):1502-7.
13. Carmont MR, Scheffler S, Spalding T, Brown J, Sutton PM. *Anatomical single bundle anterior cruciate ligament reconstruction.* Curr Rev Musculoskelet Med. 2011; **4**(2):65-72.
14. Petersen W, Achtnich A, Metzlaß S, Forkel P, Zantop T. *Anatomical single bundle ACL reconstruction with autologous semitendinosus tendon. Medial portal drilling technique, medial portal aimer and medial portal view.* Arthroscopie. 2013; **26**:12-20.
15. Mott, HW. *Semitendinosus anatomic reconstruction for cruciate ligament insufficiency.* Clin Orthop Relat Res. 1983; **172**:90-2.
16. Zantop T, Petersen W. *Anatomische Doppelbündelrekonstruktion mit autologer Semitendinosussehne.* Arthroscopie. 2013; **26**:21-34.
17. Chen G, Wang S. *Comparison of single-bundle versus double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction after a minimum of 3-year follow-up: a meta-analysis of randomized controlled trials.* Int J Clin Exp Med. 2015; **8**(9):14604-14.
18. Zantop T, Zantop C, Petersen W. *Biomechanik von Kreuzband und Kreuzbandersatz: Kniegelenkkinematik des VKB-intakten, VKB-defizienten und VKB-rekonstruierten Kniegelenkes.* Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie. 2013; **61**(2):11-9.

19. Dyhre-Poulsen P, Krogsgaard MR. *Muscular reflexes elicited by electrical stimulation of the anterior cruciate ligament in humans*. J Appl Physiol. 2000; **89**(6):2191-5.
20. Gokeler A, Benjaminse A, Hewett TE, Lephart SM, Engebretsen L, Ageberg E, Engelhardt M, Arnold MP, Postema K, Otten E, Dijkstra PU. *Proprioceptive deficits after ACL injury: are they clinically relevant?* Br J Sports Med. 2012; **46**(3):180-92.
21. Krogsgaard MR, Dyhre-Poulsen P, Fischer-Rasmussen T. *Cruciate ligament reflexes*. J Electromyogr Kinesiol. 2002; **12**(3):177-82.
22. Bryceland JK, Powell AJ, Nunn T. *Knee Menisci*. Cartilage. 2017; **8**(2):99-104.
23. Petersen W, Zantop T. *Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles*. Clin Orthop Relat Res. 2007; **454**:35-47.
24. Kato Y, Ingham SJ, Maeyama A, Lertwanich P, Wang JH, Mifune Y, Kramer S, Smolinski P, Fu FH. *Biomechanics of the human triple-bundle anterior cruciate ligament*. Arthroscopy. 2012; **28**(2):247-54.
25. Gabriel MT, Wong EK, Woo SL, Yagi M, Debski RE. *Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads*. J Orthop Res. 2004; **22**(1):85-9.
26. Serpell BG, Scarvell JM, Ball NB, Smith PN. *Mechanisms and risk factors for noncontact ACL injury in age mature athletes who engage in field or court sports: a summary of the literature since 1980*. J Strength Cond Res. 2012; **26**(11):3160-76.
27. Montgomery C, Blackburn J, Withers D, Tierney G, Moran C, Simms C. *Mechanisms of ACL injury in professional rugby union: a systematic video analysis of 36 cases*. Br J Sports Med. 2018; **52**(15):994-1001.
28. Hannoodee S, Nasuruiddin DN. *Acute Inflammatory Response*. 2020 <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK556083/>. Accessed January 10, 2021.
29. Filbay SR, Roos EM, Frobell RB, Roemer F, Ranstam J, Lohmander LS. *Delaying ACL reconstruction and treating with exercise therapy alone may alter prognostic factors for 5-year outcome: an exploratory analysis of the KANON trial*. Br J Sports Med. 2017; **51**(22):1622-29.
30. Evans J, Nielson J. *Anterior Cruciate Ligament (ACL) Knee Injuries*. 2020 <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK499848/>. Accessed January 10, 2021.
31. Makhmalbaf H, Moradi A, Ganji S, Omid-Kashani F. *Accuracy of lachman and anterior drawer tests for anterior cruciate ligament injuries*. Arch Bone Jt Surg. 2013; **1**(2):94-7.
32. Arneja S, Leith J. *Review article: Validity of the KT-1000 knee ligament arthrometer*. J Orthop Surg (Hong Kong). 2009; **17**(1):77-9.
33. Collins NJ, Misra D, Felson DT, Crossley KM, Roos EM. *Measures of knee function: International Knee Documentation Committee (IKDC) Subjective Knee Evaluation Form, Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score Physical Function Short Form (KOOS-PS), Knee Outcome Survey Activities of Daily Living Scale (KOS-ADL), Lysholm Knee Scoring Scale, Oxford Knee Score (OKS), Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC), Activity Rating Scale (ARS), and Tegner Activity Score (TAS)*. Arthritis Care Res (Hoboken). 2011; **63**(11):208-28.
34. de Beus A, Koch JE, Hirschmann A, Hirschmann MT. *How to evaluate bone tunnel widening after ACL reconstruction - a critical review*. Muscles Ligaments Tendons J. 2017; **7**(2):230-239.
35. Moewis P, Wolterbeek N, Diederichs G, Valstar E, Heller MO, Taylor WR. *The quality of bone surfaces may govern the use of model based fluoroscopy in the determination of joint laxity*. Med Eng Phys. 2012. **34**(10):1427-32.
36. Frobell RB, Lohmander LS, Roos HP. *Acute rotational trauma to the knee: poor agreement between clinical assessment and magnetic resonance imaging findings*. Scand J Med Sci Sports. 2007; **17**(2):109-14.
37. Wong JM, Khan T, Jayadev CS, Khan W, Johnstone D. *Anterior cruciate ligament rupture and osteoarthritis progression*. Open Orthop J. 2012; **6**:295-300.

38. Mayr HO, Benecke P, Hoell A, Schmitt-Sody M, Bernstein A, Suedkamp NP, Stoehr A. *Single-Bundle Versus Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Comparative 2-Year Follow-up*. Arthroscopy. 2016; **32**(1):34-42.
39. Mayr HO, Bruder S, Hube R, Bernstein A, Suedkamp NP, Stoehr A. *Single-Bundle Versus Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction-5-Year Results*. Arthroscopy. 2018; **34**(9):2647-53.
40. Mayr HO, Hoell A, Bernstein A, Hube R, Zeiler C, Kalteis T, Suedkamp NP, Stoehr A. *Validation of a measurement device for instrumented quantification of anterior translation and rotational assessment of the knee*. Arthroscopy. 2011; **27**(8):1096-104.
41. Komzak M, Hart R, Feranec M, Smid P, Kocova R. *In vivo knee rotational stability 2 years after double-bundle and anatomic single-bundle ACL reconstruction*. Eur J Trauma Emerg Surg. 2018; **44**(1): 105-11.
42. Moewis P, Duda GN, Jung T, Heller MO, Boeth H, Kaptein B, Taylor WR. *The Restoration of Passive Rotational Tibio-Femoral Laxity after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*. PLoS One. 2016; **11**(7):1-14.
43. Espregueira-Mendes J, Andrade R, Leal A, Pereira H, Skaf A, Rodrigues-Gomes S, Oliveira JM, Reis RL, Pereira R. *Global rotation has high sensitivity in ACL lesions within stress MRI*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2017; **25**(10):2993-3003.
44. Espregueira-Mendes J, Pereira H, Sevivas N, Passos C, Vasconcelos JC, Monteiro A, Oliveira JM, Reis RL. *Assessment of rotatory laxity in anterior cruciate ligament-deficient knees using magnetic resonance imaging with Porto-knee testing device*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2012; **20**(4):671-8.
45. Krause M, Freudenthaler F, Frosch KH, Achtnich A, Petersen W, Akoto R. *Operative Versus Conservative Treatment of Anterior Cruciate Ligament Rupture*. Dtsch Arztebl Int. 2018; **115**(51-52):855-62.
46. Wu H, Ma C, Xiong Y, Yan S, Wu L, Wu W. *Y-reconstruction could be better for ACL reconstruction in knee hyperextension versus double-bundle double-tunnel technique: a retrospective comparative study of 56 patients*. Arch Orthop Trauma Surg. 2018; **138**(6):827-34.
47. Li W, Song Y, Song B, Yang R, Xing T, Chen Z, Zhang Z, Ouyang Y. *Comparison of anterior cruciate ligament reconstruction methods between reverse "Y" plasty reconstruction and traditional single-bundle technique-A cadaveric study*. J Orthop Translat. 2018; **14**:1-7.
48. Jorjani J, Altmann D, Auen R, Koopmann C, Lyutenski B, Wirtz DC. *Medium- to long-term follow-up after anterior cruciate ligament rupture and repair in healing response technique*. Z Orthop Unfall. 2013; **151**(6):570-9.
49. Steadman JR, Matheny LM, Briggs KK, Rodkey WG, Carreira DS. *Outcomes following healing response in older, active patients: a primary anterior cruciate ligament repair technique*. J Knee Surg. 2012; **25**(3):255-60.
50. Wasmaier J, Kubik-Huch R, Pfirrmann C, Grehn H, Bieg C, Eid K. *Proximal anterior cruciate ligament tears: the healing response technique versus conservative treatment*. J Knee Surg. 2013. **26**(4):263-71.
51. Ji Q, Yang Y, Chen H, Geng W, Dong H, Yu Q. *Clinical evaluations of anterior cruciate ligament reconstruction with platelet rich plasma*. Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi, 2017. **31**(4):410-6.
52. Koch M, Matteo BD, Eichhorn J, Zellner J, Mayr F, Krutsch W, Achenbach L, Woehl R, Nerlich M, Angele P. *Intra-ligamentary autologous conditioned plasma and healing response to treat partial ACL ruptures*. Arch Orthop Trauma Surg. 2018; **138**(5):675-683.
53. Egli S, Roder C, Perler G, Henle P. *Five year results of the first ten ACL patients treated with dynamic intraligamentary stabilisation*. BMC Musculoskelet Disord. 2016; **17**:1-5.
54. Satora W, Krolikowska A, Czamara A, Reichert P. *Synthetic grafts in the treatment of ruptured anterior cruciate ligament of the knee joint*. Polim Med. 2017; **47**(1):55-9.

55. Legnani C, Ventura A, Terzaghi C, Borgo E, Albisetti W. *Anterior cruciate ligament reconstruction with synthetic grafts. A review of literature.* Int Orthop. 2010; **34**(4):465-71.
56. Wang HD, Zhang H, Wang TR, Zhang WF, Wang FS, Zhang YZ. *Comparison of clinical outcomes after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendon autograft versus soft-tissue allograft: A meta-analysis of randomised controlled trials.* Int J Surg. 2018; **56**:174-83.
57. Bottoni CR, Smith EL, Shaha J, Shaha SS, Raybin SG, Tokish JM, Rowles DJ. *Autograft Versus Allograft Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Prospective, Randomized Clinical Study With a Minimum 10-Year Follow-up.* Am J Sports Med. 2015; **43**(10):2501-9.
58. Greenberg DD, Robertson M, Vallurupalli S, White RA, Allen WC. *Allograft compared with autograft infection rates in primary anterior cruciate ligament reconstruction.* J Bone Joint Surg Am. 2010; **92**(14):2402-8.
59. Paterno MV. *Non-operative Care of the Patient with an ACL-Deficient Knee.* Curr Rev Musculoskelet Med. 2017; **10**(3):322-27.
60. Flosadottir V, Frobell R, Roos EM, Ageberg E. *Impact of treatment strategy and physical performance on future knee-related self-efficacy in individuals with ACL injury.* BMC Musculoskelet Disord. 2018; **19**(50):1-9.
61. van Yperen DT, Reijman M, van Es EM, Bierma-Zeinstra SMA, Meuffels DE. *Twenty-Year Follow-up Study Comparing Operative Versus Nonoperative Treatment of Anterior Cruciate Ligament Ruptures in High-Level Athletes.* Am J Sports Med. 2018; **46**(5):1129-36.
62. Monk AP, Davies LJ, Hopewell S, Harris K, Beard DJ, Price AJ. *Surgical versus conservative interventions for treating anterior cruciate ligament injuries.* Cochrane Database Syst Rev. 2016; **4**(4):1-32.
63. Smith SD, Laprade RF, Jansson KS, Aroen A, Wijdicks CA. *Functional bracing of ACL injuries: current state and future directions.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc; 2014. **22**(5):1131-41.
64. Strehl A, Eggli S. *The value of conservative treatment in ruptures of the anterior cruciate ligament (ACL).* J Trauma. 2007; **62**(5):1159-62.
65. Evans S, Shaginaw J, Bartolozzi A. *Acl reconstruction - it's all about timing.* Int J Sports Phys Ther. 2014; **9**(2):268-73.
66. Herbst E, Hoser C, Gfoller P, Hepperger C, Abermann E, Neumayer K, Musahl V, Fink C. *Impact of surgical timing on the outcome of anterior cruciate ligament reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2017; **25**(2):569-77.
67. Sommerfeldt M, Goodine T, Raheem A, Whittaker J, Otto D. *Relationship Between Time to ACL Reconstruction and Presence of Adverse Changes in the Knee at the Time of Reconstruction.* Orthop J Sports Med. 2018; **6**(12):1-6.
68. Driscoll MD, Isabell Jr. GP, Conditt MA, Ismaili SK, Jupiter DC, Noble PC, Lowe WR. *Comparison of 2 femoral tunnel locations in anatomic single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study.* Arthroscopy. 2012; **28**(10):1481-9.
69. Borton ZM, Yasen SK, Mumith A, Wilson AJ. *Mid-bundle positioning of the femoral socket increases graft rupture in anatomic single bundle anterior cruciate ligament reconstruction.* Knee. 2018; **25**(6):1122-8.
70. Kocabey Y, Nawab A, Caborn DN, Nyland J. *Endopearl augmentation of bioabsorbable interference screw fixation of a soft tissue tendon graft in a tibial tunnel.* Arthroscopy. 2004; **20**(6):658-61.
71. Weiler A, Richter M, Schmidmaier G, Kandziora F, Sudkamp NP. *The EndoPearl device increases fixation strength and eliminates construct slippage of hamstring tendon grafts with interference screw fixation.* Arthroscopy. 2001; **17**(4):353-9.
72. Eichhorn HJ, Hoffmann H. *Nachbehandlungsstrategien nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes.* Stiftung zur Förderung der Arthroskopie Arthroskopie Aktuell. 2008; **21**:1-12.
73. Jarvela S, Kiekara T, Suomalainen P, Jarvela T. *Double-Bundle Versus Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Prospective Randomized Study With 10-Year Results.* Am J Sports Med. 2017; **45**(11):2578-85.

74. Aga C, Risberg MA, Fagerland MW, Johansen S, Troan I, Heir S, Engebretsen L. *No Difference in the KOOS Quality of Life Subscore Between Anatomic Double-Bundle and Anatomic Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction of the Knee: A Prospective Randomized Controlled Trial With 2 Years' Follow-up.* Am J Sports Med. 2018; **46**(10):2341-54.
75. El-Sherief FAH., Aldahshan WA, Wahd YE, Abdelaziz AM, Soliman HAG, Hassan TG, Elbehairy HF, Awadallah AH. *Double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction is better than single-bundle reconstruction in terms of objective assessment but not in terms of subjective score.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2018; **26**(8):2395-400.
76. Takahashi T, Kimura M, Hagiwara K, Ohsawa T, Takeshita K. *The Effect of Remnant Tissue Preservation in Anatomic Double-Bundle ACL Reconstruction on Knee Stability and Graft Maturation.* J Knee Surg. 2019; **32**(6):565-76.
77. Heusdens CHW, Dossche L, Zazulia K, Michielsen J, Van Dyck P. *Tips and Tricks to Optimize Surgical Outcomes After ACL Repair Using Dynamic Intraligamentary Stabilization.* Surg Technol Int. 2019; **36**:309-16.
78. Heusdens CHW, Zazulia K, Roelant E, Dossche L, van Tiggelen D, Roeykens J, Smits E, Vanlauwe J, Van Dyck P. *Study protocol: a single-blind, multi-center, randomized controlled trial comparing dynamic intraligamentary stabilization, internal brace ligament augmentation and reconstruction in individuals with an acute anterior cruciate ligament rupture: LIBR study.* BMC Musculoskelet Disord. 2019; **20**(1):1-13.
79. Ahmad SS, Schreiner AJ, Hirschmann MT, Schroter S, Dobeles S, Ahrend MD, Stockle U, Ateschrang A. *Dynamic intraligamentary stabilization for ACL repair: a systematic review.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2019; **27**(1):13-20.
80. Kusters C, Herbort M, Schliemann B, Raschke MJ, Lenschow S. *Dynamic intraligamentary stabilization of the anterior cruciate ligament. Operative technique and short-term clinical results.* Unfallchirurg. 2015; **118**(4):364-71.
81. Wilson WT, Hopper GP, Byrne PA, MacKay GM. *Anterior Cruciate Ligament Repair with Internal Brace Ligament Augmentation.* Surg Technol Int. 2016; **29**:273-78.
82. van Eck CF, Limpisvasti O, El Attrache NS. *Is There a Role for Internal Bracing and Repair of the Anterior Cruciate Ligament? A Systematic Literature Review.* Am J Sports Med. 2018; **46**(9):2291-8.
83. Ferretti M, Doca D, Ingham SM, Cohen M, Fu FH. *Bony and soft tissue landmarks of the ACL tibial insertion site: an anatomical study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2012; **20**(1):62-8.
84. Ferretti M, Ekdahl M, Shen W, Fu FH. *Osseous landmarks of the femoral attachment of the anterior cruciate ligament: an anatomic study.* Arthroscopy. 2007; **23**(11):1218-25.
85. Varady NH, Kernkamp WA, Li J, Wang L, Koga H, Asnis P, Li G. *The biomechanical effect of tunnel placement on ACL graft forces in double-bundle ACL reconstruction - A 3D computational simulation.* Int J Med Robot. 2017; **13**(4):1-7.
86. Aga C, Wilson KJ, Johansen S, Dornan G, La Prade RF, Engebretsen L. *Tunnel widening in single- versus double-bundle anterior cruciate ligament reconstructed knees.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2017; **25**(4):1316-27.
87. Achtnich A, Stiepani H, Forkel P, Metzclaff S, Hanninen EL, Petersen W. *Tunnel widening after anatomic double-bundle and mid-position single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction.* Arthroscopy. 2013; **29**(9):1514-24.
88. Beyaz S, Guler UO, Demir S, Yuksel S, Cinar BM, Ozkoc G, Akpınar S. *Tunnel widening after single- versus double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized 8-year follow-up study.* Arch Orthop Trauma Surg. 2017; **137**(11):1547-55.
89. Tachibana Y, Mae T, Shino K, Otori T, Amano H, Yoshikawa H, Nakata K. *Femoral tunnel enlargement after anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: Bone-patellar tendon-bone /single rectangular tunnel versus hamstring tendon / double tunnels.* J Orthop Sci. 2018; **23**(6):1011-8.

90. Bhullar R, Habib A, Zhang K, de Sa D, Horner NS, Duong A, Simunovic N, Espregueira-Mendes J, Ayeni OR. *Tunnel osteolysis post-ACL reconstruction: a systematic review examining select diagnostic modalities, treatment options and rehabilitation protocols*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2019; **27**(2):524-33.
91. Webster KE, Feller JA, Hameister KA. *Bone tunnel enlargement following anterior cruciate ligament reconstruction: a randomised comparison of hamstring and patellar tendon grafts with 2-year follow-up*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2001; **9**(2):86-91.
92. Neddermann A, Willbold E, Witte F, Hurschler C, Hankemeier S, Stubig T, Hesse E, Fehr M, Krettek C, Meller R. *Tunnel widening after anterior cruciate ligament reconstruction: an experimental study in sheep*. Am J Sports Med. 2009; **37**(8):1609-17.
93. Weber AE, Delos D, Oltean HN, Vadasdi K, Cavanaugh J, Potter HG, Rodeo SA. *Tibial and Femoral Tunnel Changes After ACL Reconstruction: A Prospective 2-Year Longitudinal MRI Study*. Am J Sports Med. 2015; **43**(5):1147-56.
94. Baumfeld JA, Diduch DR, Rubino LJ, Hart JA, Miller MD, Barr MS, Hart JM. *Tunnel widening following anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring autograft: a comparison between double cross-pin and suspensory graft fixation*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2008; **16**(12):1108-13.
95. Zantop T, Petersen W. *Arthroscopic filling of misplaced and wide bone tunnels after reconstruction of the anterior cruciate ligament with bone graft in patients with recurrent instability*. Oper Orthop Traumatol. 2011; **23**(4):337-50.
96. Kiekara T, Jarvela T, Huhtala H, Moisala AS, Suomalainen P, Paakkala A. *Tunnel communication and increased graft signal intensity on magnetic resonance imaging of double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction*. Arthroscopy. 2014; **30**(12):1595-601.
97. Bundesamt für Strahlenschutz. *Strahlung und Strahlenschutz*. 2019 https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/broschueren/str-u-strschutz.pdf?__blob=publicationFile&v=12. Accessed February 05, 2021
98. Holford TR. *The analysis of pair-matched case-control studies, a multivariate approach*. Biometrics. 1978; **34**(4):665-72.
99. Victor A, Elsässer A, Hommel G, Blettner M. *Wie bewertet man die p-Wert-Flut? Hinweise zum Umgang mit dem multiplen Testen*. Dtsch Arztebl Int. 2010; **107**(4):50-6.
100. Kanazawa T, Soejima T, Murakami H, Inoue T, Katouda M, Nagata, K. *An immunohistological study of the integration at the bone-tendon interface after reconstruction of the anterior cruciate ligament in rabbits*. J Bone Joint Surg Br. 2006; **88**(5):682-7.
101. Peyrache MD, Djian P, Christel P, Witvoet J. *Tibial tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction by autogenous bone-patellar tendon-bone graft*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 1996; **4**(1):2-8.
102. Silva A, Sampaio R, Pinto E. *Femoral tunnel enlargement after anatomic ACL reconstruction: a biological problem?* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2010; **18**(9):1189-94.
103. Starantzis KA, Mastrokalos D, Koulalis D, Papakonstantinou O, Soucacos PN, Papagelopoulos PJ. *The Potentially Positive Role of PRPs in Preventing Femoral Tunnel Widening in ACL Reconstruction Surgery Using Hamstrings: A Clinical Study in 51 Patients*. J Sports Med (Hindawi Publ Corp). 2014; **2014**:1-10.
104. Flanigan DC, Everhart JS, Di Bartola AC, Dusane DH, Abouljoud MM, Magnussen RA, Kaeding CC, Stoodley P. *Bacterial DNA is associated with tunnel widening in failed ACL reconstructions*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2019; **27**(11):3490-7.
105. Sauerschnig M, Stolberg-Stolberg J, Schmidt C, Wienerroither V, Plecko M, Schlichting K, Perka C, Dinybil C. *Effect of COX-2 inhibition on tendon-to-bone healing and PGE2 concentration after anterior cruciate ligament reconstruction*. Eur J Med Res. 2018; **23**(1):1-11.

106. Crespo B, Aga C, Wilson KJ, Pomeroy SM, La Prade RF, Engebretsen L, Wijdicks CA. *Measurements of bone tunnel size in anterior cruciate ligament reconstruction: 2D versus 3D computed tomography model.* J Exp Orthop. 2014; **1**(2):1-7.
107. Kidera K, Yonekura A., Miyaji T, Nakazoe Y, Gamada K, Yoneta K, Ikuta F, Tomita M, Miyamoto T, Kajiyama S, Hozumi A, Chiba K, Okazaki N, Shida T, Osaki M. *Double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction improves tibial rotational instability: analysis of squatting motion using a 2D/3D registration technique.* J Orthop Surg Res. 2018; **13**(1):1-8.
108. Mascarenhas R, Saltzman BM, Sayegh ET, Verma NN, Cole BJ, Bush-Joseph C, Bach Jr. BR. *Bioabsorbable versus metallic interference screws in anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of overlapping meta-analyses.* Arthroscopy. 2015; **31**(3):561-8.
109. Barber FA, Dockery WD. *Long-term absorption of poly-L-lactic Acid interference screws.* Arthroscopy. 2006; **22**(8):820-6.
110. Shimizu R, Adachi N, Ishifuro M, Nakamae A, Ishikawa M, Deie M, Ochi M. *Bone tunnel change develops within two weeks of double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring autograft: A comparison of different postoperative immobilization periods using computed tomography.* Knee. 2017; **24**(5):1055-66.
111. Cheng H, Clymer ZW, Po-Han Chen B, Sadeghirad B, Ferko NC, Cameron CG, Hinoul P. *Prolonged operative duration is associated with complications: a systematic review and meta-analysis.* J Surg Res. 2018; **229**:134-44.
112. Brucker PU, Zelle BA, Fu FH. *Inflammatory response to intraarticular suture placement in anatomic anterior cruciate ligament double-bundle reconstruction: A case report.* Operative Techniques in Orthopaedics. 2005; **15**(2):151-3.
113. Loi F, Cordova LA, Pajarinen J, Lin TH, Yao Z, Goodman S.B. *Inflammation, fracture and bone repair.* Bone. 2016; **86**:119-30.
114. Forsythe B, Kopf S, Wong AK, Martins CA, Anderst W, Tashman S, Fu FH. *The location of femoral and tibial tunnels in anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction analyzed by three-dimensional computed tomography models.* J Bone Joint Surg Am. 2010; **92**(6):1418-26.
115. Bernard M, Hertel P. *Intraoperative and postoperative insertion control of anterior cruciate ligament-plasty. A radiologic measuring method (quadrant method).* Unfallchirurg. 1996; **99**(5):332-40.
116. Kopf S, Forsythe B, Wong AK, Tashman S, Anderst W, Irrgang JJ, Fu FH. *Nonanatomic tunnel position in traditional transtibial single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction evaluated by three-dimensional computed tomography.* J Bone Joint Surg Am. 2010; **92**(6):1427-31.
117. Lertwanich P, Martins CA, Asai S, Ingham SJ, Smolinski P, Fu FH. *Anterior cruciate ligament tunnel position measurement reliability on 3-dimensional reconstructed computed tomography.* Arthroscopy. 2011; **27**(3):391-8.
118. Tsukada H, Ishibashi Y, Tsuda E, Fukuda A, Toh S. *Anatomical analysis of the anterior cruciate ligament femoral and tibial footprints.* J Orthop Sci. 2008; **13**(2):122-9.
119. Zantop T, Wellmann M, Fu FH, 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):65-72.
120. Colombet P, Robinson J, Christel P, Franceschi JP, Djian P, Bellier G, Sbihi A. *Morphology of anterior cruciate ligament attachments for anatomic reconstruction: a cadaveric dissection and radiographic study.* Arthroscopy. 2006; **22**(9):984-92.
121. Asai S, Kim D, Hoshino Y, Moon CW, Maeyama A, Linde M, Smolinski P, Fu FH. *Coronal tibial anteromedial tunnel location has minimal effect on knee biomechanics.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2018; **26**(10):2960-5.
122. Fu FH, Schulte KR. *Anterior cruciate ligament surgery 1996. State of the art?* Clin Orthop Relat Res. 1996; **325**:19-24.

123. Fu FH, Shen W, Starman JS, Okeke N, Irrgang JJ. *Primary anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a preliminary 2-year prospective study*. Am J Sports Med. 2008; **36**(7):1263-74.
124. Fu FH, van Eck CF, Tashman S, Irrgang JJ, Moreland MS. *Anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: a changing paradigm*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2015; **23**(3):640-8.
125. Hofbauer M, Muller B, Murawski CD, van Eck CF, Fu FH. *The concept of individualized anatomic anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014; **22**(5):979-86.
126. Lynch AD, Logerstedt DS, Grindem H, Eitzen I, Hicks GE, Axe MJ, Engebretsen L, Risberg MA, Snyder-Mackler L. *Consensus criteria for defining 'successful outcome' after ACL injury and reconstruction: a Delaware-Oslo ACL cohort investigation*. Br J Sports Med. 2015; **49**(5):335-42.
127. Muller B, Duerr ERH, van Dijk CN, Fu FH. *Anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: reducing anterior tibial subluxation*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2016; **24**(9):3005-10.
128. Schreiber VM, Jordan SS, Bonci GA, Irrgang JJ, Fu FH. *The evolution of primary double-bundle ACL reconstruction and recovery of early post-operative range of motion*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2017; **25**(5):1475-81.
129. van Eck CF, Widhalm H, Murawski C, Fu FH. *Individualized anatomic anterior cruciate ligament reconstruction*. Phys Sportsmed. 2015; **43**(1):87-92.
130. Butzkies A, *Persönliche Kommunikation am 06.02.2021*.
131. Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynnon B, Fukubayashi T, Garrett W, Georgoulis T, Hewett TE, Johnson R, Krosshaug T, Mandelbaum B, Micheli L, Myklebust G, Roos E, Roos H, Schamasch P, Shultz S, Werner S, Wojtys E, Engebretsen L. *Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement*. Br J Sports Med. 2008; **42**(6):394-412.
132. Sutton KM, Bullock JM. *Anterior cruciate ligament rupture: differences between males and females*. J Am Acad Orthop Surg. 2013; **21**(1):41-50.

11 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Tim Schüler, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Die moderne Therapie der Kreuzbandruptur: Ein Vergleich von Einzelbündel- und Doppelbündelplastik unter Analyse der Bohrkanäle.“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Grafiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Erstbetreuer, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

12 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

13 Danksagung

Die vorliegende Promotionsarbeit im Fach Humanmedizin entstand im Rahmen der Studie *„Eine fluoroskopische Studie zur in-vivo Kinematik des Kniegelenkes nach Einzel- und Doppelbündelrekonstruktion des vorderen Kreuzbandes“* an der Charité-Universitätsmedizin Berlin (Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie) unter der Leitung von Dr. med. Arnd Hoburg.

Das Interesse an dem Thema Kreuzbandrupturen entstand durch meine eigene Kreuzbandverletzung im rechten Knie im Jahr 2015.

Ich widme diese Arbeit daher allen von einer vorderen Kreuzbandverletzung betroffenen Sportlern auf dem Weg zur bestmöglichen Regeneration.

Ein besonderer Dank gilt meinen beiden Betreuern Herrn Dr. med. Arnd Hoburg und Herrn Prof. Dr. med. Carsten Perka für die zahlreichen hilfreichen Ratschläge bei der Erstellung dieser Arbeit.

Zudem möchte ich mich hiermit recht herzlich bei Dr.-Ing. Phillipe Moewis sowie dem gesamten Team des Julius-Wolff-Institutes in Berlin bedanken, die mich bei der Verwirklichung dieser Arbeit inhaltlich sowie strukturell jederzeit selbstlos unterstützt haben.

Eine Publikation der kompletten Studie in einem Fachjournal wird im Nachgang angestrebt.