

DISSERTATION

**Der tibiale Slope im konventionellen lateralen Röntgenbild
VKB-verletzter und nicht-verletzter Kniegelenke
- Mittelwerte und Ausreißer -**

**Tibial Slope on conventional lateral radiographs in anterior
cruciate ligament injured and -intact knees
- mean values and outliers -**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von
Rosa Berndt

Erstbetreuung: Prof. Dr. med. Andreas Weiler

Datum der Promotion:

29. November 2024

VORWORT

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sind bereits im AJSM wurden am 12.06.2023 zur Veröffentlichung angenommen bei: The American Journal of Sports Medicine.

Weiler A, Berndt R, Wagner M, Scheffler S, Schatka I, Gwinner C. Tibial Slope on Conventional Lateral Radiographs in Anterior Cruciate Ligament-Injured and Intact Knees: Mean Value and Outliers. Am J Sports Med. 2023 Jul;51(9):2285-2290. doi: 10.1177/03635465231178292. Epub 2023 Jun 12. PMID: 37306059; PMCID: PMC10353028.

In dieser Arbeit wird aus Gründen der besseren Lesbarkeit das generische Maskulinum verwendet. Weibliche und anderweitige Geschlechteridentitäten werden dabei ausdrücklich mitgemeint, soweit es für die Aussage erforderlich ist.

INHALTSVERZEICHNIS

VORWORT	II
INHALTSVERZEICHNIS	III
ABKÜRUNGSVERZEICHNIS	V
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	VI
TABELLENVERZEICHNIS	VII
ABSTRAKT	VIII
1 EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG	12
1.1 Das vordere Kreuzband	13
1.1.1 Anatomie	13
1.1.2 Biomechanik	14
1.1.3 Das VKB-insuffiziente Kniegelenk	17
1.2 Risikofaktoren für ein Rekonstruktionsversagen	17
1.3 Der tibiale Slope	19
1.3.1 Anatomie des Tibiaplateaus	20
1.3.2 Tibiale Referenzachsen und Bestimmung des tibialen Slopes	22
1.3.3 Der tibiale Slope in der Bildgebung	26
1.3.3.1 MRT, CT und konventionelles	26
1.4 Die Rolle des tibialen Slopes in der Kreuzbandchirurgie	29
1.4.1 Auswirkung des tibialen Slope auf die Kinetik der Sagittalebene	29
1.4.2 Der tibiale Slope in der Normalbevölkerung	31
1.4.3 Der posteriore tibiale Slope bei Patienten mit VKB-Ruptur	33
1.4.4 Kniegelenksnahe tibiale Osteotomien und deren Einfluss auf den TS	36
1.5 Fragestellung und Ziel der Arbeit	40
2 MATERIAL	40

2.1	Patientenkollektiv und erfasste Daten	40
2.2	Ausschlusskriterien	42
3	METHODIK	43
3.1	Radiologische Bestimmung des tibialen Slopes.....	43
3.2	Statistische Auswertung	45
4	ERGEBNISSE	47
4.1	Demographische Daten zur VKB-Patientengruppe und Kontrollgruppe.....	47
4.2	Auswertung des tibialen Slope	48
4.3	Ausreißer Analyse	50
4.4	Inter- und Intrarater-Reliabilität	52
5	DISKUSSION	53
5.1	Geringe Mittelwertdifferenzen jedoch relevante Unterschiede in Extremwerten zwischen den Vergleichsgruppen.....	54
5.2	Kein Unterschiede zwischen Geschlechtern und nur geringer Einfluss des Alters auf die Ausprägung des tibialen Slope	56
5.3	Hohe Reproduzierbarkeit des Messverfahrens.....	57
5.4	Limitationen der Arbeit	58
5.5	Schlussfolgerung	59
6	LITERATURVERZEICHNIS	60
7	EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG	79
8	LEBENS LAUF	81
9	KOMPLETTE PUBLIKATIONS LISTE.....	83
10	DANKSAGUNG	84
11	BESCHEINIGUNG DES STATISTIKERS.....	85

ABKÜRUNGSVERZEICHNIS

ACL	anterior cruciae ligament	MRT	Magnetresonanzthomographie
AKL	anteriore kortikale Linie	MTS	medialer tibialer Slope
ALRI	anterolaterale Rotationsinstabilität	n.s. NW(I)	nicht signifikant notch-width(-index)
AM	anteromediales [Bündel]	PKL	posteriore kortikale Linie
ATT	anteriore tibiale Translation	PL	posterolaterales [Bündel]
CCM	Campus Charité Mitte	PTS	posteriorer tibialer Slope
CPM	continous-passive-motion	HKB	hinteres Kreuzband
CT	Computertomographie	HTO	hohe tibiale Osteotomie
CVK	Campus Virchow Klinikum	R	Röntgen
FSA	fibulare Schaftachse	SB	Spannbreite
ICC	Intra-Class- Korrelationskoeffizient	SD	standard deviation, Standardabweichung
KLR	konventionelles laterales Röntgenbild	TKA (T)PAA	totale Knie-Arthroplastik (tibiale) proximale anatomische Achse
LFCI	lateral femoral intercondylar index	TP TS	Tibiaplateau tibialer Slope
LTS	lateral tibialer Slope	VKB	vorderes Kreuzband
MA	mechanische Achse	ZAA	zentrale anatomische Achse
M	Mittelwert		
MD	Median		

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1. Freiheitsgrade des Kniegelenks.	15
Abbildung 2. Kräftewirkung in der Sagittalebene.	16
Abbildung 3. Verlagerung der Rotationsachse.	20
Abbildung 4. Landmarken der proximalen Tibia.	21
Abbildung 5. Achsen zur Bestimmung des Tibialen Slope.	23
Abbildung 6. Messmethoden im lateralen Röntgenbild.	25
Abbildung 7. Bestimmung des Tibialen Slope in der Schnittbildgebung.	26
Abbildung 8. Operative Techniken der Slope-Reduktion.	37
Abbildung 9. Flussdiagramm der Patientenselektion	42
Abbildung 10. Messverfahren.	45
Abbildung 11. Verteilungskurve und Trendlinien des TS	48
Abbildung 12. Boxplot-Vergleich Gruppenwerte.	50
Abbildung 13. Verteilung und Trendlinie des Outlier-Ratio	52

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1. Messergebnisse des TS verschiedener Achsen und Abweichung zur MA.	24
Tabelle 2. Vergleich verschiedener Messmethoden des TS.	28
Tabelle 3. Studien zu TS-Werten in VKB-intakten Patientenkollektiven.	33
Tabelle 4. Fallserien zu Slope-reduzierenden Osteotomie.	39
Tabelle 5. Demographische Daten zur Kontrollgruppe und VKB-verletzten Gruppe.	47
Tabelle 6. Vergleich des TS der Kontrollgruppe und VKB-verletzten Gruppe.	49
Tabelle 7. Vergleich des TS der Kontrollgruppe und VKB-verletzten Gruppe nach Geschlecht.	49
Tabelle 8. Vergleich der Anteile an klinischen Ausreißern $> 12^\circ$	51
Tabelle 9. Vergleich der Anteile an klinischen Ausreißern $< 8^\circ$	51
Tabelle 10. Inter- und Intrarater-Reliabilität.	53

**Der tibiale Slope im konventionellen lateralen Röntgenbild
VKB-verletzter und nicht-verletzter Kniegelenke
- Mittelwerte und Ausreißer -**

ABSTRAKT

Einleitung:

Ein erhöhter Tibialer Slope (TS) wird als unabhängiger Risikofaktor für VKB-Verletzungen und Versagensraten nach VKB-Rekonstruktion betrachtet. Verschiedene radiologische Verfahren (konventionelles Röntgen, MRT, CT) werden zur TS-Bestimmung genutzt, wobei die Werte je nach Modalität variieren. Bisher existieren kaum Daten zu Durchschnittswerten, klinischen Ausreißern und Normwerten in der gesunden Bevölkerung. Die Unterscheidung zwischen nicht-pathologischen und pathologischen Werten ist jedoch entscheidend bei der Definition von Schwellenwerten, die einen wichtigen Faktor im Rahmen der Indikationsstellung für Slope-Korrekturen bei Risikopatienten mit einem steilen TS darstellen.

Ziele:

Ziel dieser Arbeit ist die Ermittlung von Durchschnittswerten und die Erfassung der Prävalenz klinischer Ausreißer des TS innerhalb einer großen Kohorte von VKB-verletzten und nicht-verletzten Knien. Zusätzlich werden Daten zur Durchführbarkeit und Zuverlässigkeit der TS-Bestimmung im konventionellen lateralen Röntgenbild (KLR) gesammelt.

Methodik:

Der TS von VKB-verletzten (n=1000, Gruppe A) und VKB-intakten Knien (n=1000, Kontrollgruppe, Gruppe B) wurde von drei unabhängigen Untersuchern retrospektiv ausgewertet. Die Messung erfolgte auf KLR unter Verwendung des Verfahrens nach Dejour und Bonnin. Aufnahmen mit schlechter Qualität, Arthrose, vorangegangenen Osteotomien und nicht-digitalen Bildern wurden ausgeschlossen. Es erfolgte Die Bestimmung der Intra- und Interrater-Reliabilität (ICC) für alle Untersucher.

Ergebnisse:

Der durchschnittliche TS in Gruppe A war signifikant höher als in Gruppe B ($10^{\circ} \pm 3^{\circ}$ vs. $9^{\circ} \pm 2,9^{\circ}$; $p < 0,0001$). Die Ausreißeranalyse zeigte einen höheren Anteil an Fällen mit $TS \geq 12^{\circ}$ in Gruppe A (A vs. B; $\geq 12^{\circ}$, 32,2% vs. 19,8%, $p < 0,0001$; $\geq 14^{\circ}$, 13,5% vs. 5,7%, $p < 0,0001$; und $\geq 16^{\circ}$, 3,7%

vs. 1,3%, $p = 0,001$). Gruppe B hatte einen höheren Anteil an Fällen mit $TS \leq 8^\circ$ im Vergleich zu Gruppe A (A vs. B; $\leq 8^\circ$ 32,1% vs. 42,7%, $p < 0,0001$; $\leq 6^\circ$, 12,4% vs. 19,8%, $p < 0,0001$; $\leq 4^\circ$, 2,8% vs. 5,3%, $p = 0,0045$). Der ICC für Intra- und Interrater-Reliabilität war "gut" bis "ausgezeichnet".

Schlussfolgerung:

Durchschnittswerte des TS lagen bei 10° in der VKB-verletzten gegenüber 9° in der Kontrollgruppe. Obwohl von statistischer Signifikanz, könnte dieser geringe Unterschied im klinischen Alltag zu vernachlässigen sein. Bei Betrachtung der klinischen Ausreißer zeigte jedoch ein bedeutend höherer Anteil der VKB-verletzten Gruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe einen $TS \geq 12^\circ$, welcher mit steigendem TS umso deutlicher wurde und somit auf einen potenziellen Risikoschwellenwert für VKB-Verletzungen oder Transplantatversagen hinweisen könnte. Darüber hinaus erweist sich das KLR mit einer guten Intra- und Interrater-Reliabilität und breiten Verfügbarkeit als geeignetes Screening-Tool für die klinische Routine.

**Tibial Slope on Conventional Lateral Radiographs
in Anterior Cruciate Ligament Injured and -Intact Knees
- Mean Values and Outliers -**

ABSTRACT

Background:

An increased Tibial Slope (TS) is considered an independent risk factor for anterior cruciate ligament (ACL) injuries and graft failure after ACL reconstruction. Various radiological methods (conventional X-rays, MRI, CT), are used to determine the TS, with values varying depending on the modality. Currently, there is limited data on mean and reference values as well as clinical outliers within the healthy population. However, distinguishing between non-pathological and pathological values is crucial for the definition of thresholds, which are essential to the discussion of possible treatment options for ACL-injuries and revisions, such as correction osteotomies, in high-risk patient groups.

Purpose:

This study is aiming to collect data on mean values of the TS and the prevalence of clinical outliers within large cohorts of ACL-injured and uninjured knees. Furthermore, data on feasibility and reliability of TS measurement on conventional lateral radiographs (CLR) is being collected.

Methods:

TS of ACL-injured ($n = 1000$, group A) and ACL-intact knees ($n = 1000$, group B) were measured by three independent and experienced examiners. To determine medial TS on CLR, the measuring technique as described by Dejour and Bonnin was being applied. Exclusion criteria for radiographs involved poor image quality, osteoarthritis, previous osteotomies or non-digital formats. Moreover, intra- and interrater reliability (ICC) for all examiners was being calculated.

Results:

In group A, the mean TS was significantly higher than in group B ($10.04 \pm 3^\circ$ vs. $9.02 \pm 2.9^\circ$; $p < 0.0001$). There was a significantly greater proportion of TS beyond 12° in group A (A vs. B; $\geq 12^\circ$, 32,2% vs. 19,8%, $p < 0,0001$; $\geq 14^\circ$, 13,5% vs. 5,7%, $p < 0,0001$; und $\geq 16^\circ$, 3,7% vs. 1,3%, $p = 0,001$). In comparison, the proportion of TS below 8° was a significantly higher in group B \leq

8° (A vs. B; $\leq 8^\circ$ 32,1% vs. 42,7%, $p < 0,0001$; $\leq 6^\circ$, 12,4% vs. 19,8%, $p < 0,0001$; $\leq 4^\circ$, 2,8% vs. 5,3%, $p = 0,0045$). ICC affirmed good to excellent reliability of the performed measurements.

Conclusion:

Results showed a mean TS of 10° for the ACL-injured and 9° for the uninjured group. Despite statistical significance a small divergence of 1° degree might prove to be irrelevant in clinical practice. However, when looking at the clinical outliers, data revealed significantly higher proportion with a TS above $\geq 12^\circ$ in the ACL-injured group (32,2% group A, 19,8%, group B). Becoming even more pronounced with increasing TS, this value might therefore serve as a potential threshold to define a high-risk group for ACL-injuries and graft failure. Measurement of TS on CLR of the so far largest cohort examined using the technique by Dejour and Bonnin showed high reproducibility and reliability, representing an efficient and practical procedure to measure TS in clinical practice.

1 *EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG*

Das Kniegelenk gilt als das größte Gelenk des menschlichen Körpers. Zu seinen wichtigsten Stabilisatoren gehört das vordere Kreuzband (VKB), das gemeinsam mit dem hinteren Kreuzband (HKB) eine zentrale Rolle für die Kinematik des Kniegelenkes spielt. Die hohen Belastungen, denen das Knie im täglichen Leben und bei vielen sportlichen Aktivitäten ausgesetzt ist, machen es jedoch auch besonders verletzungsanfällig. Zu den häufigsten Sportverletzungen in Deutschland zählt mit einer Inzidenz von ca. 60/100.000 Einwohner pro Jahr die vorderen Kreuzbandruptur (VKB-Ruptur)¹⁰³. In den vergangenen Jahren hat sich daher eine Vielzahl an Studien mit den Risikofaktoren für eine VKB-Ruptur, sowie den Gründen für ein Transplantatversagen nach Rekonstruktion auseinandergesetzt. Insbesondere der Tibiale Slope (TS), der Neigungswinkel des Tibiaplateaus, hat in den letzten Jahren in der Kniebandchirurgie zunehmend an Bedeutung gewonnen. Eine wachsende Anzahl an biomechanischen wie auch klinischen Studien legt nahe, dass ein steiler TS zu einer erhöhten Belastung des nativen wie auch rekonstruierten VKBs führt. Die Ergebnisse dieser Studien bestätigten die Hypothese, dass ein steil abfallendes Tibiaplateau die anteriore tibiale Translation (ATT), sprich, die Verschiebung der Tibia gegenüber des Femur nach ventral verstärkt und somit die Belastung auf das VKB erhöht^{17,24,35,46}. Ein steiler TS wird daher bereits heute als unabhängiger Risikofaktor für primäre VKB-Rupturen^{13,180,188} sowie Rekonstruktionsversagen^{63,143,181,187} angesehen.

Die neuen Erkenntnisse werden genutzt, um Präventionsprogramme zu entwerfen und das Risiko einer vorderen Kreuzbandverletzung bzw. eines Transplantatversagens zu verringern. Insbesondere bei Revisionsfällen in Patientengruppen mit Risikokonstellation (steiler TS, jung, aktiv) wird in Expertengruppen mittlerweile die Möglichkeit einer operativen Intervention zur Slope-Reduktion diskutiert, um den biomechanisch ungünstigen Einfluss eines steilen TS auf das VKB zu reduzieren. Besonders die Slope-reduzierende hohe tibiale Osteotomie (HTO)^{34,169} und eine zusätzliche anterolaterale extraartikuläre Stabilisierung^{54,186} wurden bisher in einigen wenigen Studien mit geringen Fallzahlen untersucht und sind Gegenstand der aktuellen Forschung. Konkrete Schwellenwerte des TS sowie daraus folgende Therapieoptionen werden jedoch weiterhin kontrovers diskutiert. Obwohl die anatomischen Verhältnisse des Tibiaplateaus und ihre Bedeutung für die Biomechanik und Kinematik des Kniegelenks im Zentrum vieler wissenschaftlicher Arbeiten stehen, konnte sich bisher auf keinen einheitlichen klinischen Standard in Bezug auf bildgebende Modalität und Messverfahren zur Bestimmung TS geeinigt werden. Die daraus entstehenden Abweichungen in der Literatur zwischen den

berichteten Durchschnittswerten und der Verteilung des TS bei VKB-verletzten Patienten, aber insbesondere auch innerhalb der gesunden Bevölkerung, gestalten daher eine Einordnung in Interpretation dieses wichtigen Parameters derzeit noch schwierig.

1.1 Das vordere Kreuzband

Die aktuellen Leitlinien legen sich derzeit zwar auf kein generelles Therapieregime fest, dennoch stellt die operative Versorgung von VKB-Rupturen mit jährlich über 40.000 durchgeführten Eingriffen in Deutschland den am häufigsten gewählten Therapieansatz dar^{97,103}. Die Kenntnis über die exakte Anatomie und Biomechanik des nativen VKB ist daher Grundvoraussetzung für die optimale Rekonstruktion.

Die folgenden Abschnitte sollen einen Einblick in derzeitige anatomische sowie biomechanische Erkenntnisse geben. Diese bilden die Grundlage, für die in der aktuellen Forschung diskutierten Überlegungen zu Therapie, Nachbehandlung und Prävention von VKB-Verletzungen und Transplantatversagen nach Rekonstruktion.

1.1.1 Anatomie

Das VKB ist eine intrakapsulär, extrasynovial gelegene, bindegewebige Struktur mit halbmondförmigem femoralem Ursprung. Es verläuft schräg durch die Fossa intercondylaris von der Innenseite des lateralen Femurkondylus bis zur Eminentia intercondylaris. Ventral wird das VKB von der lateralen interkondylaren Kante, der sogenannten „resident's ridge“, begrenzt. Dorsal erfolgt die Begrenzung durch den konvexen Knochen-Knorpel-Übergang der posterioren lateralen Femurkondyle. Der bandförmigen Hauptansatz, liegt unmittelbar posterior der ventralen Begrenzung des VKB in Verlängerung des posterioren Femurkortex. Darüber hinaus strahlen einige zusätzliche Fasern fächerförmig nach dorsal aus^{29,84,164}. Die knöchernen tibiale Insertion wird von neueren anatomischen Studien als „entenfußartig“ beschrieben, bei der die hauptlasttragenden Fasern c-förmig von der lateralen Begrenzung des medialen Interkondylarhöckers bis zum anterioren Anteil der Außenmeniskusvorderhornwurzel ansetzen¹⁶⁰. Eine weitere Arbeit von Guenther et al. aus dem Jahre 2015 beschreibt eine große Varianz bezüglich der tibialen Insertion, die sich jedoch grob in 3 unterschiedliche Ausprägungstypen, den elliptischen, triangulären und c-förmigen Insertionstyp einteilen lässt⁶⁰. Ob diese eine Rolle für die Reißfestigkeit und Stabilität des VKB haben ist jedoch unbekannt. Was den Gewebstyp angeht, erweist sich das VKB als eine komplexe Struktur aus dichtem Bindegewebe mit einer Vielzahl von Fasern, die sich in ihrem Verlauf als

flache bandförmige Struktur darstellen. Die funktionelle Unterteilung des VKB in ein anteromediales (AM) und ein posterolaterales (PL) Bündel hat mittlerweile in der Literatur weitestgehend Einzug gehalten. Die Nomenklatur anteromedial und posterolateral beschreibt dabei die Lage der tibialen Ansatzstelle^{136,137,158,171}. So liegt der Ansatz des AM-Bündels unmittelbar medial des medialen Interkondylarhöckers, der des PL-Bündels nahe des lateralen Interkondylarhöckers, in unmittelbarer Nähe der posterioren Wurzel des Außenmeniskus^{29,159}. Dennoch ist diese anatomische Unterteilung nicht völlig unumstritten und wird von einigen Studien als starke funktionelle Vereinfachung der einzelnen Faserverläufe kritisiert¹⁶⁴. Betrachtet man nun den strukturellen Aufbau des Faserbündels weiter, so wird das VKB von 2 Schichten Synovialis umhüllt und liegt somit intraartikulär extrasynovial. Im Hinblick auf die Vaskularisierung wird das VKB femoralseitig von Endästen der A. genu medialis, tibialseitig aus den Aa. inferiores medialis und lateralis genu versorgt. Im Ansatzbereich und dem vorderen distalen Drittel des VKB zeigte sich jedoch eine avaskuläre Zone, welche einen Erklärungsansatz für die allgemein schlechten Heilungstendenzen der VKB-Ruptur bieten^{135,136}.

1.1.2 Biomechanik

Die Kenntnis über die wichtigsten Grundprinzipien der Kniegelenkskinetik und die verschiedenen Parameter in der Sagittalebene, die diese beeinflussen, sind essenziell für das Verständnis der kinetischen Auswirkungen verschiedener Faktoren auf das VKB-intakte als auch -insuffiziente Kniegelenk.

Die unterschiedlichen Bewegungsphasen des Kniegelenkes sind unter anderem durch verschiedene Anspannungsgrade des VKB gekennzeichnet. Das Kniegelenk besitzt im Hinblick auf seine Bewegungsmöglichkeiten sechs Freiheitsgrade in drei Dimensionen (Abb.1). Drei Freiheitsgrade in der Translations- (anterior-posterior, medial-lateral, Kontraktion-Distraktion), sowie drei in der Rotationsebene (Extension-Flexion, Adduktion-Abduktion, Innenrotation-Außenrotation). Dabei sind Translations- und Rotationsbewegungen nicht unabhängig voneinander zu betrachten, sondern im physiologischen Gelenkspiel miteinander gekoppelt und abhängig vom Flexionswinkel. Je stärker die Flexion des Kniegelenks, desto größer seine Rotationsfreiheit. Nach Abschluss der Schlussrotation der Tibia um ca. 15° nach außen in kompletter Extension, sind Tibia und Femur verriegelt und es ist keine weitere Rotation mehr möglich. So ergeben sich für die Gelenkbeweglichkeit

Normwerte von $0^{\circ}/0/145^{\circ}$ für Extension/Flexion, sowie eine flexionsabhängige Rotation mit ihrem Maximum in 20° Flexion von $15^{\circ}/0/35^{\circ}$ (Innen-/Außenrotation)^{57,127,140}.

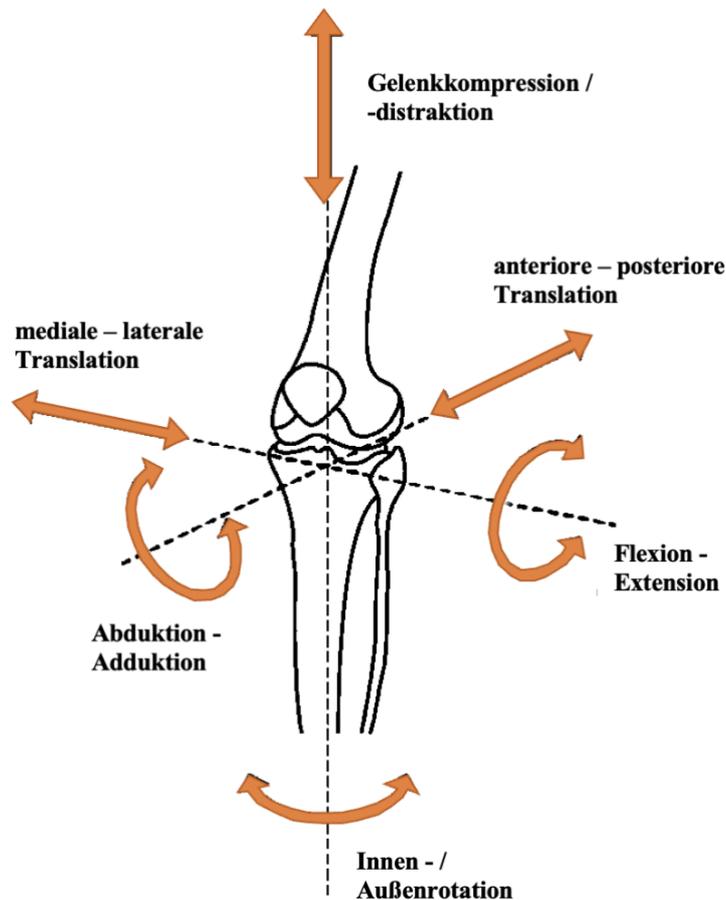


Abbildung 1: Freiheitsgrade des Kniegelenks. Das Kniegelenk besitzt drei Freiheitsgrade in der Translations- (anterior-posterior, medial-lateral, Kontraktion-Distraktion), sowie drei in der Rotationsebene (Extension-Flexion, Adduktion-Abduktion, Innenrotation-Außenrotation). Modifiziert nach¹⁵⁴.

AM- und PL-Bündel stehen zwar zu jedem Zeitpunkt der Flexion unter einer gewissen Spannung, zur Stabilität tragen sie jedoch vor allem im Moment ihrer jeweils höchsten Zugbelastung bei. Unter axialer Belastung führt die über das Femur übertragene Kraft und der Zug des Quadriceps auf Ebene des abgekippten Tibiaplateaus zur ventralen Verschiebung der Tibia gegenüber dem Femur, der sogenannten anterioren tibialen Translation (ATT). Für die Begrenzung der ATT ist vor allem das VKB verantwortlich, das aktiv durch die ischiocrurale Muskulatur unterstützt wird¹⁰⁵ (Abb. 2). Von der vollen Extension bis zu einer Flexion von ungefähr 30° , hemmt vor allem das PL-Bündel eine übermäßige ATT, mit zunehmender Flexion wiederum leistet vornehmlich das AM-Bündel die Sicherstellung der anteroposterioren Stabilität¹⁹¹.

Zusätzlich zu den rein mechanischen Funktionen, erweist sich das VKB auch innerhalb des neuromuskulären Regelkreises als wichtige Struktur⁹². Entlang des VKB findet sich ein ausgedehntes Netzwerk an Neurorezeptoren wie dem Golgi-Sehnenorgan (Typ-III-Rezeptoren), Ruffini- und Pacini-Körperchen (Typ-II-Rezeptoren), sowie frei endenden Nervenfasern, welche eine besonders wichtige Rolle für die Propriozeption des Kniegelenkes spielen^{47,59,149,150,163,194}. Über den VKB-Hamstring-Reflex lässt sich zusätzlich das synergistische Zusammenspiel zwischen VKB und ischiocrurale Muskulatur darlegen. Dieser Reflexbogen wirkt bei Beanspruchung des VKBs durch die neuromuskuläre Kopplung und Aktivierung der Beinbeuger ebenfalls der ATT entgegen, was den stabilisierenden Effekt auf das Kniegelenk verstärkt^{1,85,142}. Somit lässt sich dem VKB auch eine wichtige Funktion als dynamischer Stabilisator beimessen^{10,11,162}. Aus diesem Grund sollten in der postoperativen Rehabilitationsphase auch propriozeptive physiotherapeutische Übungen in das Rehabilitationsprogramm miteingebaut werden⁴⁵.

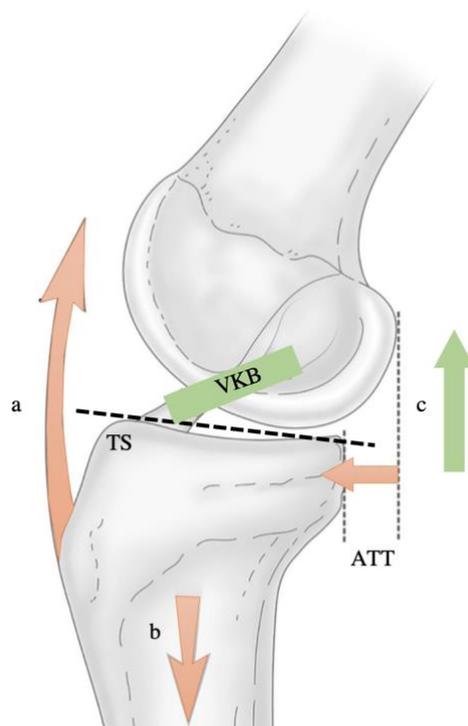


Abbildung 2: Kräftewirkung in der Sagittalebene. Unter der Kompressionskraft des Femurs (b) und des Quadrizepszugs (a) auf das posterior abfallende Tibiaplateau kommt es zu einer anterioren Tibitranslation (ATT). Dieser entgegen wirken das VKB (hier grün markiert) sowie die ischiocrurale Muskulatur (c). Ein steiler tibialer Slope (TS) begünstigt den posteroanterioren Kraftvektor und erhöht somit die Belastung auf das VKB. Modifiziert nach¹⁶⁶.

Neben der Translationsstabilität spielt das VKB auch als sekundärer Stabilisator für die Rotationsstabilität des Knies eine wichtige Rolle. Diese wird zwar hauptsächlich durch das

mediale und laterale Kollateralband gewährleistet^{6,191}, jedoch wirkt das VKB hier unterstützend durch die Führung der bereits erwähnten Schlussrotationsbewegung, die zu einer leichten Innenrotation und somit zur Verriegelung von Femur und Tibia führt⁹⁶.

1.1.3 Das VKB-insuffiziente Kniegelenk

Eine Verletzung und damit Insuffizienz des VKB führt zu einer anterolateralen Subluxation der Tibia gegenüber dem Femur, die sich durch die erhöhte ATT äußert und zu einer Verschiebung der physiologisch zentral gelegenen Rotationsachse nach medial, welche das klassische Instabilitätsgefühl verursacht^{89,94}. Die sagittale Instabilität durch den fehlenden Halt des VKB und die dadurch vermehrte ATT verlagert die Druckbelastung im medialen und lateralen Kompartiment des VKB insuffizienten Kniegelenks nach posterior. Dies führt zu einer vermehrten Belastung des Hinterhorns des medialen und lateralen Meniskus³². Die mediale Verlagerung der Rotationsachse führt darüber hinaus zu einer Lateralisierung der ATT und verstärkt durch die zusätzliche tibiale Innenrotation die Bewegung des lateralen Kompartiments^{5,137,191} (Abb.3). Dies resultiert in der sogenannten anterolateralen Rotationsinstabilität und dem in diesem Zusammenhang häufig beschriebenen „Giving-way-Phänomen“¹²⁹. Klinisch zeigt sich die Erhöhung der ATT zum Teil eindrücklich im Lachman-Test, wohingegen die anterolaterale Rotationsinstabilität sich klinisch über den Pivot-shift-Test erfassen lässt⁷⁵. Letzterer wird jedoch auf Grund der starken Untersucherabhängigkeit in der Literatur mit einer große Varianz in Sensitivität und Spezifität beschrieben¹³⁸.

Insbesondere die erläuterten Veränderungen in der Biomechanik des Kniegelenks werden für den Teufelskreis aus Verschlechterung, Instabilität und Wiederverletzung verantwortlich gemacht. Im schlimmsten Fall kann dies einer in VKB-insuffizienten Kniegelenks nicht seltenen posteromedialen Arthrose führen^{9,83}. Um das Kniegelenk vor genau diesem Schicksal zu bewahren, ist das bessere Verständnis der Ursachen und Risikofaktoren von VKB-Verletzungen und Transplantatversagen und eine frühzeitige Erkennung sowie Therapie von großer Bedeutung.

1.2 Risikofaktoren für ein Rekonstruktionsversagen

In Bezug auf das Therapieverfahren von VKB-Verletzungen zeigt sich ein klarer Trend zu einem besseren funktionellen Ergebnis nach operativer Rekonstruktion gegenüber der konservativen Therapie⁹⁹. Mit einem steigenden sportlichen Aktivitätsanspruch, auch bis ins hohe Lebensalter, rückt die operative Versorgung daher immer mehr in den Vordergrund. So

konnten einige Studien zeigen, dass mit einer frühzeitigen operativen Rekonstruktion langfristigen Folgen einer chronischen Instabilität, wie Meniskus- und Knorpelschäden, vorgebeugt werden können^{20,42,90,144,145,165}. Mit der steigenden Anzahl an durchgeführten VKB-Rekonstruktionen, steigt allerdings auch die Rate an Transplantatversagern. Die Anzahl der Patienten, die im Laufe der Zeit ein Rekonstruktionsversagen erleiden, liegt dabei schätzungsweise bei 1–13%^{7,52,141}. In Hochrisikogruppen von jungen Athleten kann dieser Anteil sogar bis auf 34.2% ansteigen¹⁸⁵. Dabei können operationstechnische, traumatische, biologische und patientenbezogene Ursachen für das Versagen einer VKB-Rekonstruktion verantwortlich sein. In den meisten Fällen handelt es sich jedoch um ein Zusammenspiel der verschiedenen Faktoren⁵⁸.

Als operatives Therapieverfahren einer isolierten Ruptur des VKBs empfehlen die Leitlinien den arthroskopischen Ersatz mit einem freien mehrsträngigen Sehnentransplantat aus der Pes-anserinus-Gruppe (Semitendinosussehne oder Semitendinosus- und Gracilissehne), einem Anteil aus der zentralen Quadrizepssehne oder dem mittleren Drittel der Patellarsehne mit anatomisch genauer und mechanisch stabiler Implantation^{15,81}. Zu den operationstechnischen Risikofaktoren gehören unzureichendes Transplantatmaterial, eine inadäquate Spannung und Fixierung der VKB-Plastik, sowie eine nicht anatomisch korrekte Tunnelpositionierung, wobei letztere den größten Anteil ausmacht⁵⁸. Der Ursprung des Sehnenmaterials, sowie die Art der Fixierung unterlagen bereits mehrfachen Paradigmenwechseln und werden immer wieder in verschiedensten Studien diskutiert^{107,134}.

Bei traumatisch bedingtem Versagen einer VKB-Rekonstruktion wird zwischen frühem Versagen, vor Abschluss der Einheilung des Transplantats und Beendigung der Rehabilitation, und spätem Versagen, nach Abschluss der Rehabilitationsphase, unterschieden. Insbesondere eine zu frühe Überlastung oder ein zu aggressives physiotherapeutischen Regime können bereits bei leichten Traumata zu einem Transplantatversagen führen⁷⁰.

Darüber hinaus kann das Vorliegen einer Begleitinstabilität einen wesentlichen Einfluss auf das postoperative Outcome und die Überlebensrate der VKB-Plastik haben. Nicht selten treten VKB-Rupturen in Kombination mit Verletzungen anderer Strukturen des Kniegelenks auf (Innenband, anterolaterale Gelenkecke etc.). Insbesondere eine Verletzung der anterolateralen Gelenkecke, die sog. anterolaterale Rotationsinstabilität (ALRI), gilt als relevanter Risikofaktor für ein Transplantatversagen. Gerade bei Patienten mit hochgradigem oder postoperativ weiter fortbestehendem Pivot-Shift kann eine anterolaterale extraartikuläre Stabilisierung die Gelenkführung verbessern und das Risiko für ein Versagen der VKB-Plastik reduzieren^{54,108,186}.

Bei fehlenden Hinweisen auf operationstechnische Fehler oder ein erneutes Trauma kann auch ein „biologisches Versagen“ Ursache einer fehlgeschlagenen Rekonstruktion sein. So können unzureichende Einheilung oder ein ungenügender Umbauprozess des Sehnentransplantates mögliche Komplikationen darstellen, die die Entstehung einer voll funktionsfähigen VKB-Plastik verhindern und die Anfälligkeit für ein Transplantatversagen erhöhen¹¹⁷.

Letztendlich können auch patientenbezogene Faktoren wie Körpergewicht, Geschlecht und das Vorliegen anatomischer Risikofaktoren zu einer erhöhten Wahrscheinlichkeit für ein Versagen der operativen Therapie führen. Hier zeichnet sich jedoch bezüglich der Relevanz der Variablen in der Forschung bisher kein einheitliches Meinungsbild ab. So finden sich beispielsweise widersprüchliche Ergebnisse zum Einfluss eines erhöhten BMI auf ein Transplantatversagen^{23,39,80}. Größere Einigkeit besteht in Bezug auf das erhöhte Risiko für VKB-Verletzungen und Transplantatversagen bei Frauen^{98,155}. Als Gründe für eine relativ gesehen höhere Rate an VKB-Verletzungen und Transplantatversagen bei weiblichen Patienten, werden neuromuskuläre, hormonelle und anatomische Unterschiede zwischen den Geschlechtern diskutiert^{91,133,152}.

Insbesondere den anatomischen Risikofaktoren wurde in den letzten Jahren wachsende Aufmerksamkeit geschenkt. Dabei scheinen femorale Parameter wie die interkondyläre Breite (notch width, NW), sowie tibiale Parameter in Form der Beschaffenheit des proximalen Tibiaplateaus eine wichtige Rolle zu spielen^{35,101}. Der Notch Width Index (NWI) ist definiert als die Breite der Fossa intercondylaris auf Höhe der Kniekehle im Verhältnis zur bikondylären Breite auf gleichem Niveau⁵¹. Erste Studien legen nahe, dass eine geringere interkondyläre Notch Breite durch ein vermehrt auftretendes Impingement am vorderen Rand der Fossa intercondylaris eine VKB-Ruptur wie auch ein Transplantatversagen begünstigen kann¹³⁰. Einen besonderen Stellenwert in der aktuellen Forschung nimmt jedoch derzeit die komplexe Struktur des Tibiaplateaus ein, allen voran der Neigungswinkel des Tibiaplateaus, auch tibialer Slope (TS) genannt. Aufgrund seiner Auswirkung auf die Biomechanik des Kniegelenks und die im nativen wie auch rekonstruierten VKB wirkenden Kräfte, gilt ihm seit einigen Jahren ein stark wachsendes Interesse. Die folgenden Kapitel widmen sich daher dieser wichtigen anatomischen Struktur und ihrer Bedeutung für die Kreuzbandchirurgie.

1.3 Der tibiale Slope

In den letzten Jahren entwickelte sich ein wachsender Konsens, dass die Beschaffenheit der Tibia und insbesondere der TS einen wichtigen Einfluss auf die Kniestabilität und die Beanspruchung der Kreuzbänder hat^{71,87,112,147,153}. Eine wachsende Anzahl an Autoren fordert

daher ein besseres Verständnis und eine weitere wissenschaftliche Auseinandersetzung mit der Bedeutung des TS^{86,143,181,188}. Die Messung des TS vor VKB-Revisionen gilt bereits jetzt als essenziell und liefert entscheidende Informationen für die weitere Therapieplanung¹³¹.

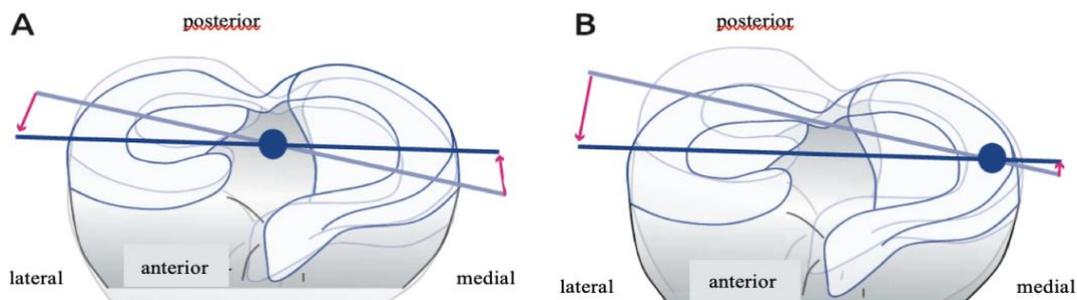


Abbildung 3: Verlagerung der Rotationsachse. Durch eine Insuffizienz des VKB kommt es zu einer Verlagerung der physiologischen Rotationsachse (A) nach medial (B). Modifiziert nach Domnick et al⁴⁰

1.3.1 Anatomie des Tibiaplateaus

Gebildet wird das Kniegelenk von den beiden Femurkondylen und den beiden deutlich weniger prominenten proximalen Tibiakondylen. Aufgrund der annähernd ebenen Gelenkfläche der proximalen Tibia wird dieser Anteil auch als Tibiaplateau bezeichnet. Ihm liegen die Menisken des Kniegelenks auf. Das Tibiaplateau besteht aus einem medialen und einem lateralen Bereich, dem Condylus medialis bzw. Condylus lateralis tibiae. Im Vergleich bildet dabei das mediale Kompartiment die größere artikulierende Kontaktfläche und trägt bei normaler Beinachse 60–80 % der gesamten intrinsischen Druckbelastung^{8,78,148}. Die beiden Kompartimente werden durch die dazwischenliegende, knorpelfreie Eminentia intercondylaris voneinander getrennt. Die Knochenerhebung kann weiter unterteilt werden in das Tuberculum intercondylare mediale und laterale, die als Ansatz für Kreuzbänder und Menisken dienen. Ventral und dorsal wird die Eminentia intercondylaris von der Area intercondylaris anterior bzw. posterior begrenzt¹¹³. Betrachtet man die proximale Tibia nun in der Sagittalebene, fallen die Tuberositas Tibiae sowie die Neigung der tibialen Gelenkfläche auf. Diese wird als TS bezeichnet. Da es sich physiologischerweise zumeist um einen Abfall des Plateaus nach posterior handelt, wird in der Literatur häufig vom posterioren tibialen Slope (PTS) gesprochen. Der Einfachheit halber, wird im Folgenden jedoch der Begriff TS verwendet, welcher jegliche Aufprägung des Neigungswinkels des Tibiaplateaus, posterior (positive Slope-Werte) wie auch anterior (negative Slope-Werte), miteinschließt.

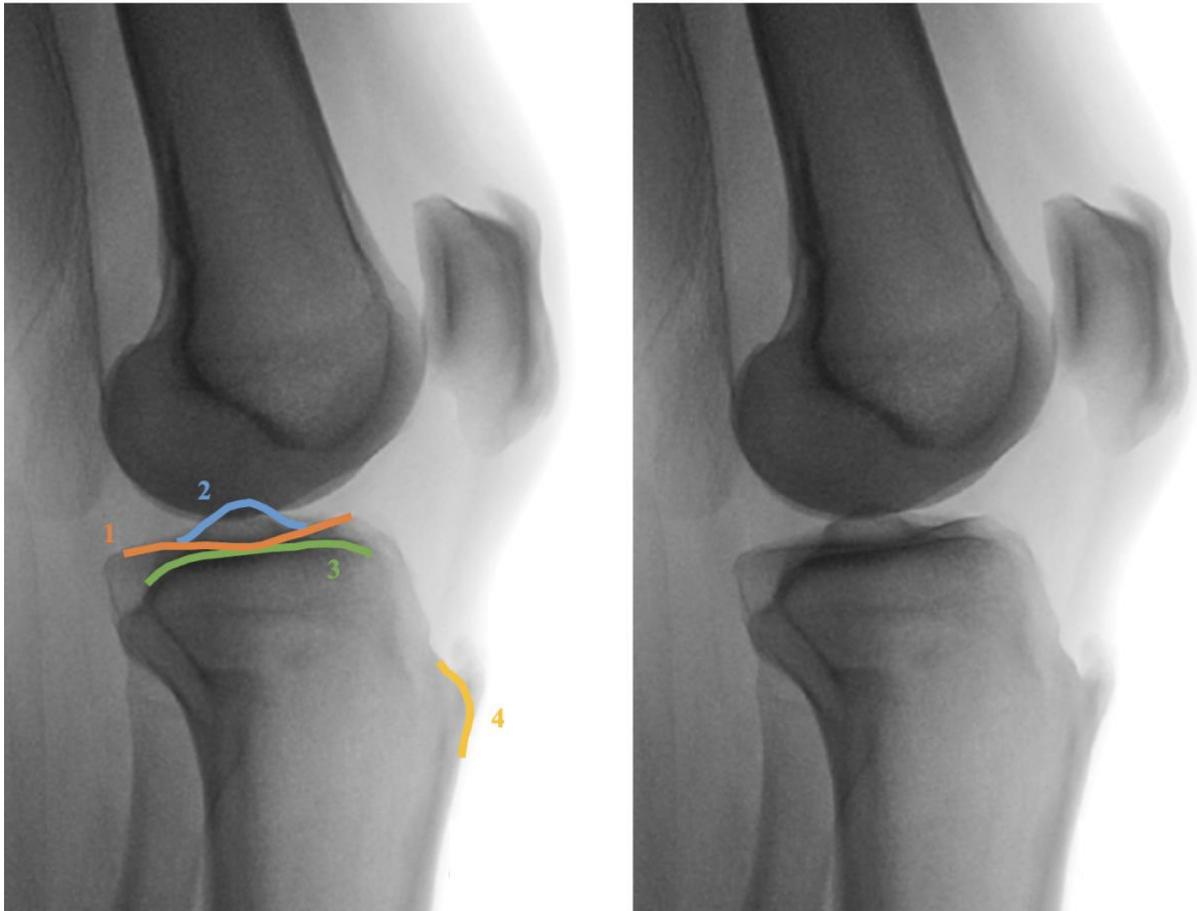


Abbildung 4: Landmarken der proximalen Tibia. Seitliche Projektion im KLR. Zur besseren Kenntlichkeit mit und ohne Markierung. 1, laterales Tibiaplateau (konvexe Linie); 2, mediales Tibiaplateau (konkave Linie); 3, Eminentia intercondylaris; 4, Tuberositas Tibiae. Modifiziert nach⁴¹.

Der TS definiert sich durch den Neigungswinkel des Tibiaplateaus in Bezug auf eine Orthogonale zur tibialen Schaftachse³⁵. Aufgrund der Anatomie kann sich der TS der lateralen und medialen Seite des Tibiaplateaus voneinander unterscheiden. Morphologisch stellt sich der mediale TS (MTS) konkave geformt, der laterale TS (LTS) plan bis konkave dar (Abb.4)⁷¹. Die Datenlage bezüglich der klinischen Relevanz der Unterscheidung zwischen lateralen und medialen TS ist jedoch widersprüchlich. So weisen einige Studienergebnisse an VKB-Patienten auf einen signifikant höheren lateralen TS hin⁷¹, wohingegen andere signifikant höhere Werte auf der medialen Seite feststellten¹⁸⁴ oder keinen Unterschied finden konnten⁶⁷. Dennoch ist die Bestimmung des medialen TS zu empfehlen, da dieser die Hauptlast trägt und sich durch seine konkave Anatomie im seitlichen Röntgenbild gut identifizieren lässt^{82,122}.

In Bezug auf die ideale Messmethode sowie die Modalität der Bildgebung zur Bestimmung des TS existiert jedoch bisher kein einheitlicher Standard.

1.3.2 Tibiale Referenzachsen und Bestimmung des tibialen Slopes

Die exakte Bestimmung des TS stellt der Winkel der Tangente der Endpunkte des tibialen Plateaus zur Orthogonalen der mechanischen Achse (MA) der Tibia dar. Die MA ist definiert durch die Mittelpunkte des Tibiaplateaus und des seitlichen oberen Sprunggelenks und erfordert somit eine seitliche Ganzbeindarstellung in der Bildgebung. Da im klinischen Alltag jedoch häufig routinemäßig nur kurze seitliche Aufnahmen des Kniegelenks angefertigt werden, ist eine Festlegung der MA auf Sprunggelenkebene selten möglich. Aus diesem Grund wurden verschiedene Messmethoden entwickelt, die eine möglichst exakte Bestimmung des TS auch bei nicht vollständiger Abbildung des Tibiaschafts ermöglichen sollen^{25,69,100,111}. Arbeiten, die sich mit der Gegenüberstellung verschiedener existierender Verfahren befassten, konnten jedoch zeigen, dass die Messergebnisse anhand der verschieden definierten Unterschenkelachsen nur bedingt miteinander vergleichbar sind und je nach Methode bis zu 6° voneinander abweichen^{14,48,69,79,82,111,120,190}. Eine Vielzahl der Studien kam jedoch zu dem Schluss, dass insbesondere die proximale tibiale Schaftachse (TPAA) eine sehr gute Korrelation mit der MA zeigt^{22,43,69,190}.

Eine Arbeit von Yoo et al. verglich Messwerte des TS unter Anwendung 5 verschiedener anatomischer Referenzpunkte auf 90 strikt lateralen Röntgenbildern der unteren Extremität. Dabei wurden klinisch häufig verwendete Achsen herangezogen, welche sich auf kurzen seitlichen Röntgenaufnahmen des Kniegelenks bestimmen lassen. Messungen des TS anhand der anterioren kortikalen Linie (AKL), proximalen anatomischen Achse (TPAA), zentralen anatomischen Achse (ZAA), posterioren kortikalen Linie (PKL) und der fibularen Schaftachse (FSA) wurden daraufhin mit denen anhand der mechanischen Achse (MA) auf Ganzbeinaufnahmen verglichen (Abb. 5).



Abbildung 5: Achsen zur Bestimmung des Tibialen Slope. MA, mechanische Achse, AKL, anteriore kortikale Linie, TPAA, tibiale proximale anatomische Achse, ZAA, zentrale anatomische Achse, PKL, posteriore kortikale Linie, FSA, fibularen Schaftachse. Modifiziert nach¹⁹⁰.

Die Messergebnisse des TS auf den kurzen Unterschenkelaufnahmen wichen dabei zum Teil mehr als 3° von den Werten der MA auf Ganzbeinaufnahmen ab. Vergleicht man die Mittelwerte aller Verfahren untereinander, so kam es sogar zu Unterschieden von bis zu 6° zwischen verschiedenen Methoden. Bei Verwendung der TPAA zeigten sich hingegen nur geringe Abweichungen zu den MA-Messungen von durchschnittlich $0,2^\circ$ ¹⁹⁰(Tab. 1).

Zwar differieren die Ergebnisse vergleichbarer Studien geringfügig untereinander, dennoch konnten die Unterschiede der Messergebnisse zwischen TPAA und MA im Schnitt auf $1,5^\circ$ reduziert werden und zeigten somit die im Vergleich beste Annäherung an die exakte mechanische Achse bei fehlender Abbildung des distalen Abschnitts der Tibia in der Bildgebung^{22,43,69,190}.

Definiert wird die TPAA üblicherweise durch zwei Messpunkte auf halber Länge des Schaftdurchmessers jeweils proximal knapp unterhalb der Gelenkebene sowie dem am weitesten distal abgebildeten Punkt des Tibiaschafts (Abb. 5)

Tabelle 1: Messergebnisse des TS verschiedener Achsen und Abweichung zur MA.

MA, mechanische Achse; AKL, anterior kortikale Linie; TPAA, tibiale proximale anatomische Achse; ZAA, zentrale anatomische Achse; PKL, posterior kortikale Linie; FSA, fibular Schaftachse; M, Mittelwert; SD, Standardabweichung; SB, Spannbreite. Modifiziert nach¹⁹⁰.

Referenzachse	TS in °		Abweichung des M zu MA
	<i>M ± SD, SB</i>		
MA	10,6 ± 3,5	1,9-19,6	-
AKL	13,8 ± 3,5	5-23,2	3,2
TPAA	10,8 ± 3,4	2,7-21,2	0,2
ZAA	12,9 ± 3,8	3,1-22,3	2,2
PKL	7,8 ± 3,5	-0,2-19,3	2,9
FSA	9,5 ± 3,9	-1,3-19,3	1,1

Ein häufiges Problem bei Festlegung der Messpunkte ist jedoch, dass sich der proximale Punkt nicht selten auf Höhe der Tuberositas Tibiae befindet, was zu Ungenauigkeiten in der Bestimmung des Durchmessers führen kann. Eine klinisch häufig angewandte Methode ist daher die Festlegung der TPAA zur Bestimmung des TS nach Dejour und Bonnin³⁵ (Abb. 6). Hier wird der erste Messpunkt knapp unterhalb der Tuberositas durch den Mittelpunkt der Gerade zwischen anteriorer und posteriorer Kortikalis definiert, der zweite nach demselben Verfahren 10 cm weiter distal. Durch diese zwei Punkte verläuft die TPAA. Zur Bestimmung des TS wird an diese Achse eine Orthogonale angelegt. Der TS wird somit als Winkel zwischen dem medialen Tibiaplateau und der Orthogonalen zur TPAA definiert³⁵.

Das Verfahren nach Dejour und Bonnin wird vor allem auf das KLR und das CT angewandt und stellt eine gängige Methode zur Bestimmung des TS in der Klinik dar³⁵. In der Literatur finden sich jedoch auch einige Abwandlungen des Verfahrens, insbesondere in Bezug auf die Lage und Bestimmung der TPAA definierenden Messpunkte^{95,121,175}.

So definierten beispielsweise Utzschneider et al. in ihrer Arbeit zuerst die ACL die PKL. Die Festlegung der TPAA erfolgte dann durch die Mittelpunkte der beiden Verbindungsgeraden zwischen AKL und PKL jeweils 5 cm und 15 cm unterhalb des Tibiaplateaus¹⁷⁵ (Abb.6).



Abbildung 6: Messmethoden im lateralen Röntgenbild. Links: Methode nach Dejour und Bonnin et al³⁵. Die Festlegung der TPAA definierenden Messpunkte erfolgt durch die Mittelpunkte des Schaftdurchmessers direkt unterhalb der Tuberositas Tibiae (gelb), sowie 10 cm weiter distal. Rechts: Methode nach Utzschneider et al¹⁷⁵. Hierbei erfolgt die Definition anhand der anterioren (AKL) und posterioren kortikalen Linie (PKL). Dabei ergibt sich die TPAA aus den Mittelpunkten der Verbindungsgeraden 5 cm und 15 cm unterhalb des Tibiaplateaus.

Von Hashemi et al. wurde die Methode nach Dejour und Bonnin später in adaptierter Form auf die MRT übertragen. Dazu wurden ebenfalls zwei tibiale Messpunkte, einmal 4–5 cm sowie ein zweiter 8–10 cm unterhalb der Gelenklinie festgelegt⁷¹. Aufgrund der im MRT häufig nur sehr kurzen Abbildung des Tibiaschafts bis knapp über die Tuberositas Tibiae hinaus, ist jedoch in vielen Fällen die Bildgebung zur Erfassung des 2. Messpunktes nicht ausreichend¹²³.

Hudek et al. entwickelte daher eine weitere Methode, in der er die tibiale Schaftachse durch die Mittelpunkte zweier, in der proximalen Tibia gelegenen Kreise definierte. In einer zentral sagittalen Schnittebene, mit sich präsentierender Eminentia Intercondylaris wurde der proximale Kreis so gewählt, dass er die anteriore, posteriore, sowie kraniale Kortikalis des Tibiakopfes tangiert. Der zweite distale Kreis, der ebenfalls die anteriore und posteriore

Kortikalis tangiert, wurde so gewählt, dass sein Mittelpunkt auf dem am weitesten distal gelegenen Punkt des ersten Kreises zu liegen kommt. Hier wird die TPAA folglich durch die Mittelpunkte der beiden Kreise definiert (Abb. 7)⁸².

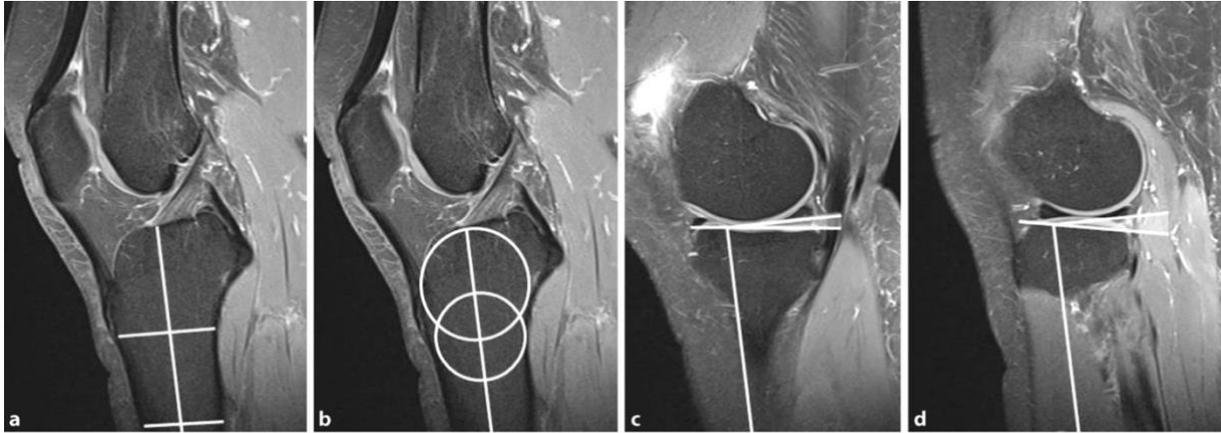


Abbildung 7: Bestimmung des Tibialen Slope in der Schnittbildgebung. Die Abbildung zeigt die Messmethode nach Hashemi et al. (a) und Hudek et al. (b). Die Schnittbildgebung erlaubt eine Abgrenzung zwischen medialen (c) und lateralen (d) Slope. Übernommen von Gwinner et al.⁶⁵.

1.3.3 Der tibiale Slope in der Bildgebung

In Bezug auf die Frage des idealen bildgebenden Verfahrens zur Bestimmung des TS in Klinik und Forschung besteht bisher kein Konsens. Im Folgenden wird ein Überblick über die heute zur Bestimmung des TS zur Verfügung stehende Bildgebung mit ihren Vor- und Nachteilen gegeben, sowie die Vergleichbarkeit der Messverfahren zwischen den verschiedenen Modalitäten näher beleuchtet.

1.3.3.1 MRT, CT und konventionelles Röntgen

Die MRT ist mit der besten Weichteildarstellung die Methode der Wahl in der Diagnostik der VKB-Ruptur, während das konventionelle Röntgen bei Frakturverdacht und das CT vor allem in der Abklärung von Revisionsfällen zur Beurteilung der Bohrkanallage und -weite zum Einsatz kommt^{97,103}. Auch zur Bestimmung des TS können prinzipiell alle Modalitäten herangezogen werden.

Auf konventionellen seitlichen Röntgenbildern kommt es zu einer Überlagerung des medialen und lateralen Tibiaplateaus, was Messfehler begünstigen kann^{50,71,111}. Zur präzisen Darstellung der Komplexität des Tibiaplateaus und der Diskriminierung des medialen und lateralen Plateaus erweisen sich daher MRT und CT gegenüber den nativen Röntgenaufnahmen als überlegen⁶².

Obgleich die Schnittbildgebung die präzisere und detailreichere Option darstellt, müssen im klinischen Alltag einige weitere Faktoren mit in Betracht gezogen werden. So wird in der Praxis häufig auf das KLR zurückgegriffen, da es eine schnellere und bessere Verfügbarkeit, geringere Kosten und eine im Vergleich zum CT deutlich geringere Strahlenbelastung aufweist⁶². In Revisionsfällen sowie bei komplexen posttraumatischen Fällen wird dennoch zur exakten Diskriminierung zwischen MPTS und LPTS eine zusätzliche Bestimmung mittels schnittbildgebender Verfahren empfohlen^{43,62,175}.

1.3.3.2 Intermethodische Differenzen und Vergleichbarkeit

Da in der Routine-Bildgebung für alle drei Modalitäten in der Regel kurze Unterschenkelaufnahmen angefertigt werden, bietet sich im klinischen Alltag die Bestimmung des TS anhand der TPAA an. So können auch bei proximalen tibialen Aufnahmen valide Ergebnisse erzielt werden^{22,43,69,190}. Im Folgenden wird auf die intermethodischen Differenzen in der Bestimmung des TS mittels TPAA sowie die Vergleichbarkeit der Messwerte zwischen den verschiedenen Bildgebungsverfahren näher eingegangen.

Bisher konnte sich auf keine validierte Standardmethodik zur Bestimmung der TPAA und folglich des TS geeinigt werden, weshalb viele verschiedene Methoden im KLR, CT und MRT nebeneinander existieren. Dies führt zu signifikanten Unterschieden in den berichteten TS-Werten verschiedener Studien^{14,34,48,71,79,82,111,120,175,184,192}. Einige Arbeiten haben sich daher mit der Vergleichbarkeit von Methoden und Bildgebungsverfahren zur Bestimmung des TS beschäftigt^{43,62,124,175,188,190}.

In einer Arbeit von Neantrup et al. wurden Messungen des TS von zwei Untersuchern anhand von 20 VKB-Revisions-Patienten durchgeführt. Jeder der Patienten erhielt ein MRT, CT sowie ein KLR des betroffenen Knies. Für die Vermessung der KLRs wurden die Methoden nach Dejour et al. und Utzschneider et al. herangezogen. Für MRT wie auch CT-Aufnahmen kamen die Ansätze von Heshemi et al. und Hudek et al. zum Einsatz. Bei der direkten Gegenüberstellung der Messergebnisse zu Mittelwerten des MTS zeigten sich deutliche intermethodische Differenzen von bis zu 5,4°. Vergleich man die Messergebnisse innerhalb einer Modalität, so kam es im Röntgen zu guten Übereinstimmungen zwischen den Mittelwerten beider Messtechniken mit einem Unterschied von nur 0,1°. Wesentlich deutlicher waren die Abweichungen zwischen den Messtechniken im CT wie auch MRT. Dabei lagen die Mittelwerte der Messungen nach Hashemi et al. im Schnitt 3,7° im MRT bzw. 3,4° im CT über den nach Hudek et al. vermessenen Werten. Ein Vergleich der Durchschnittswerte zwischen

den verschiedenen bildgebenden Verfahren zeigte, dass die Werte des TS im CT wie auch MRT je nach angewandter Messtechnik ca. 3° bis 5° unter den Werten im KLR lagen¹²⁴ (Tab. 2).

Tabelle 2: Vergleich verschiedener Messmethoden des TS. In allen Verfahren erfolgt eine Bestimmung des TS mittels TPAA bei Fehlen des distalen Abschnitts der Tibia in der Bildgebung. M, Mittelwert; SD, Standardabweichung; SB, Spannbreite; TS, tibialer Slope; R, konventionelles Röntgen; MRT, Magnetresonanztomographie; CT, Computertomographie. Modifiziert nach¹²⁴.

	Utzschneider et al. (R)	Dejour et al. (R)	Hashemi et al. (MRT)	Hudek et al. (MRT)	Hashemi et al. (CT)	Hudek et al. (CT)
TS in°	9,3 ± 3,1	9,4 ± 3,1	7,2 ± 3,8	4,5 ± 3,4	7,4 ± 3,2	4,0 ± 3,3
M ± SD						
(SB) in°	(4,9 -17,6)	(5,2 -18,0)	(0 -15,2)	(-4 -10,7)	(2 -15,4)	(-4,2 -10,1)

Diese Ergebnisse decken sich mit anderen Studien, die ebenfalls von 4-5° geringeren TS-Werten im MRT verglichen mit nativradiologischen Verfahren berichten^{62,82}. Zwar sollte bei der Interpretation der Daten von Neantrup et al. die geringe Größe der Stichprobe bedacht werden, dennoch konnte durch die Messungen Aufschluss über eine Korrelation der Ergebnisse zwischen den verschiedenen Verfahren erlangt werden.

Auch Utzschneider et al. konnten in ihrer Arbeit eine sehr hohe Übereinstimmung der Messwerte zwischen den verschiedenen Modalitäten unter Verwendung der TPAA und der an die Messtechnik von Dejour und Bonnin angelehnten Methode nachweisen.

Dafür wurden MRT, CT, sowie kurze und lange laterale Röntgenbilder von 7 Kadaver- sowie 7 normalen Knien angefertigt und ausgewertet. Neben der sehr guten Reproduzierbarkeit der Messverfahren konnte in dieser Arbeit sogar eine hohe Korrelation der TS-Werte im lateralen Röntgen mit den CT und MRT-Messungen erreicht werden. Dies galt für lange wie auch kurze seitliche Unterschenkelaufnahmen. Die Durchschnittswerte des medialen TS waren dabei für CT und Röntgen identisch und auch im Vergleich zu den MRT-Messungen kam es nur zu geringen Abweichungen von 0,1°. Als Voraussetzung für eine hohe Validität der Messergebnisse und eine gute Vergleichbarkeit nannte er jedoch die Einhaltung einer strikt lateralen Ausrichtung der seitlichen Aufnahmen im Röntgen. Im Gegensatz zur Schnittbildgebung, in der eine nicht korrekte Ausrichtung nachträglich justiert werden kann, führte eine Rotation der Tibia im KLR zu erheblichen Abweichungen und Messfehlern von bis

zu 3°. Bei Einhaltung einer exakten Ausrichtung des Röntgenbildes konnten Abweichungen zur Schnittbildgebung jedoch auf 0,1° minimiert werden¹⁷⁵.

Eine Studie von Gwinner et al. bestätigte den erheblichen Einfluss einer akkuraten Ausrichtung und Planung der Bildgebung auf die Validität und Präzision der Messergebnisse und definierte weitere Qualitätskriterien zur Bestimmung des TS im lateralen Röntgenbild. Als mögliche Störfaktoren wurden die Modalität der Bildgebung, die Länge des abgebildeten Tibiaschafts, sowie die tibiale bzw. femorale Rotation in Betracht gezogen. Retrospektiv wurden 104 Patienten einbezogen, die ein MRT und ein zusätzliches standard- oder posterior-stress Röntgenbild erhielten. Die Evaluation des TS sowie die Länge der diaphysalen Achse und die Malrotation erfolgte durch zwei unabhängige, verblindete Untersucher. Eine ausreichende tibiale Schaftachse sowie eine möglichst exakte laterale Ausrichtung des Strahlengangs erwiesen sich als Voraussetzung für die bestmögliche Reliabilität und Vergleichbarkeit zwischen Röntgen und MRT-Aufnahmen. Auf Basis dieser Daten wurden die Qualitätskriterien einer Abbildung der tibialen Schaftachse von mindestens 12,5cm und eine Divergenz beider Femurkondylen von <5mm für Röntgenaufnahmen des Knies zur Bestimmung des TS entwickelt⁶².

Nach aktueller Datenlage kann somit die beste Vergleichbarkeit der Messungen durch eine akkurat geplante und standardisierte Bildgebung und Methodik erreicht werden. Da Messergebnisse je nach verwendeter Modalität nur begrenzt übertragbar sind, wäre eine einheitliche Methodik zur Bestimmung des TS essenziell, um zukünftige Studienergebnisse miteinander zu vergleichen und eine übergreifende Interpretation zu ermöglichen.

1.4 Die Rolle des tibialen Slopes in der Kreuzbandchirurgie

1.4.1 Auswirkung des tibialen Slope auf die Kinetik der Sagittalebene

Für die Biomechanik des Kniegelenks und die in-situ wirkenden Kräfte spielt der TS eine wichtige Rolle. Erstmals beschrieben wurde das Phänomen, dass eine axiale tibiofemorale Last zu einer Verschiebung des Tibiakopfs nach ventral führt in einer Kadaverstudie VKB-insuffizienter Knie von Shoemaker und Markolf¹⁵⁶. Den Effekt der sogenannten ATT schrieben die Autoren dem TS zu. Ein weiteres Puzzleteil im biomechanischen Kraftgefüge des Kniegelenks lieferte eine Arbeit an VKB-intakten und VKB-insuffizienten Präparaten, die zeigte, dass auch die Quadrizepszugkraft zwischen 15°- und 90°-Beugung zusätzlich zum axialen Kraftvektor zu einer signifikanten ATT führt¹⁷³. Die ischiokrurale Muskulatur

wiederum stellte sich als dynamischer Antagonist zur ATT heraus, der das VKB in seiner Rolle unterstützt und entlasten kann¹⁰⁵.

Der Zusammenhang zwischen einem steilen TS und einer verstärkten ATT im VKB-insuffizienten Knie wurde erstmals im Jahre 1994 von den Franzosen Henri Dejour und Michel Bonnin beschrieben, die damit den Grundstein der heutigen Forschung in diesem Bereich legten. Die beiden Chirurgen konnten in einer Kadaverstudie zeigen, dass es je Erhöhung des TS um 10° zu einer Zunahme der ATT von 6 mm kam³⁵. In-vivo untersuchten Beynnon et al. in ihrer Arbeit acht Jahre später denselben Zusammenhang anhand lateraler Röntgenbilder des Knies einer Gruppe von VKB-intakten und VKB-insuffizienten Patienten und kamen zu ähnlichen Ergebnissen. Dabei stellte sich der Einfluss des TS auf die ATT im VKB-insuffizienten Knie durch den Wegfall der antagonisierenden Wirkung, wie zu erwarten, deutlich signifikanter dar¹⁷. Seither folgten zahlreiche weitere Studien, die eine Zunahme der ATT durch eine Erhöhung des TS belegten^{35,50,147,179}. Im Einklang mit diesen Ergebnissen konnte im Umkehrschluss gezeigt werden, dass die Verringerung des TS und die dadurch erreichte Reduktion der ATT bei VKB-Insuffizienz, zu einer Verringerung der ligamentären In-situ-Kräfte und einer Besserung der antero-posterioren Stabilität führen². Auf das HKB wirkt sich eine Veränderung des TS genau entgegengesetzt aus. So führt eine Zunahme des TS bei Insuffizienz des HKBs zu einer Verschiebung der Ruheposition der Tibia nach ventral, was zu einer Verringerung der typischen hinteren Schublade und einem verbesserten subjektiv empfundenen Stabilitätsgefühl führt, wohingegen eine Abflachung die wirkenden Kräfte und die Symptomatik verstärkt^{49,50,66,182}.

Für das VKB als primärer Widerstand gegen die ATT, stützten diese Erkenntnisse die Hypothese eines signifikanten Einflusses des TS auf die In-situ-Kräfte im VKB und die mögliche nachteilige Auswirkung eines steilen TS auf das Ligament^{24,46,153}.

Es folgten zahlreiche weitere Studien, die eine Erhöhung der im VKB wirkenden Kräfte und die dadurch stärkere Belastung durch einen steilen TS bestätigten. So besteht mittlerweile die weitgehende Einschätzung, dass der TS einen relevanten Einfluss auf die Verletzungsinzidenz, Re-Insuffizienzraten wie auch die Versagerquote nach mehrfachen Revisionen des VKB hat^{63,72,76,143,168,172,174,181}. In Bezug auf absolute Werte besteht jedoch weiterhin große Uneinigkeit, wo die Grenze zwischen nicht-pathologischen und pathologischen TS-Werten zu ziehen ist und ab wann es sich um einen „Risikofaktor“ mit möglichen therapeutischen Konsequenzen handelt. Grund dafür ist insbesondere die sehr eingeschränkte Vergleichbarkeit der bisherigen Studiendaten zu Referenzwerten des TS in VKB-verletzten wie auch gesunden

Knien, sprich der Normalbevölkerung. Wie bereits vorangegangen erläutert, liegt dies vor allem an den intermethodischen Differenzen, die zum Teil zu erheblichen Abweichungen der Messergebnisse führen^{62,124,175}.

Im Folgenden wird zur besseren Einordnung der Ergebnisse der vorliegenden Studie näher auf die aktuelle Datenlage methodisch vergleichbarer Arbeiten zur Verteilung und Durchschnittswerten des TS in Patienten mit VKB-Verletzung wie auch der Normalbevölkerung eingegangen. Ein besonderer Schwerpunkt wird hier auf Mess- und Referenzwerte basierend auf konventionellen Röntgenaufnahmen gelegt, da diese Modalität aufgrund der breiten Anwendung und Verbreitung hohe klinische Relevanz besitzt.

1.4.2 Der tibiale Slope in der Normalbevölkerung

Um für Therapie und Prognose wegweisende Referenz- und Schwellenwerte des TS zu definieren, ist die Beantwortung der Frage, wie die Normalverteilungskurve des TS in der normativen Bevölkerung liegt, essenziell.

Im Gegensatz zur TS-Bestimmung an Patienten mit VKB-Ruptur, die in der Praxis im Rahmen der Therapieplanung vermehrt routinemäßig durchgeführt werden, ist die Normalverteilung der TS-Werte in der Allgemeinbevölkerung allerdings kaum dokumentiert.

Existierende Studien zu Durchschnittswerten und Verteilung des TS in VKB-intakten Knien deuten auf eine breite individuelle Varianz hin, die sich zwischen den Arbeiten stark voneinander unterscheidet^{34,71,82,118,175,192}. Bisherige Arbeiten an CT, MRT und nativen Röntgenbildern beschreiben eine individuelle Varianz von -9° bis 16° ^{106,128} und je nach Studie stark variierende Mittelwerte der untersuchten Populationen mit Durchschnittswerten von 3° bis hin zu $14,8^\circ$ ^{25,106}. Auch der mögliche Einfluss von Ethnie und Geschlecht auf die TS-Werte innerhalb einer Population wird in der Forschung weiterhin diskutiert^{18,33,67,77,93,95,118,132,184}.

In der folgenden Tabelle findet sich zur Eingrenzung und Einordnung bisher beschriebener Normwerte, eine Auflistung der Arbeiten, deren Bestimmung des TS anhand lateraler Röntgenaufnahmen mittels TPAA oder MA erfolgte. Hier bewegen sich ermittelte Durchschnittswerte für gesunde unverletzte Knie zwischen $6,5^\circ$ und $14,7^\circ$ (Tab. 3).

Zur Abhängigkeit des TS von Geschlecht und Ethnie existieren in der Literatur widersprüchliche Ergebnisse. Eine Studie von Weinberg et al. untersuchte den TS in 1090 gesunden Kniegelenken von je 545 kaukasischen und afroamerikanischen Körperspendern auf kurzen lateralen Röntgenbildern sowie mit Hilfe eines 3D-Digital-Lasers. Unter Verwendung der Messtechnik nach Heshemi et al. wurde der röntgenologisch bestimmte TS mit Bezug auf

Geschlecht, Ethnie und Alter analysiert. Im Hinblick auf das Geschlecht fand sich im Schnitt ein höherer TS bei Frauen als bei Männern. So lag bei den untersuchten weiblichen Kniegelenken der mittlere MTS wie auch der LTS ca. 1° über denen der männlichen Gruppe. Beim Vergleich der verschiedenen Ethnien fanden Weinberg et al. signifikant höhere TS-Werte in ihren Präparaten afroamerikanischer Herkunft als in der kaukasischen Vergleichsgruppe¹⁸⁴. Gleiche Tendenzen zeigten die Ergebnisse einer Arbeit von Bisicchia et al., die auf kurzen lateralen Röntgenbildern des Kniegelenks 413 kaukasischer und 168 afrikanisch-stämmiger Individuen den TS mittels der Technik nach Dejour und Bonnin bestimmten. Auch hier zeigten sich durchschnittlich knapp 3° höhere Werte des TS in der afrikanisch-stämmigen Subgruppe. In Bezug auf das Geschlecht konnten Bisicchia et al. nur einen signifikanten Unterschied des TS in der kaukasischen Gruppe feststellen¹⁸.

Abseits nativ röntgenologischer Studien beschäftigten sich auch einige weitere Arbeiten mit möglichen demographischen Unterschieden des TS verschiedener VKB-intakter Populationen. Mittels manueller Messungen konnten Boer et al. in ihrer in-vitro Kadaverstudie ebenfalls einen signifikanten Unterschied zwischen weißen und schwarzen Individuen, nicht aber zwischen den Geschlechtern berichten³³. Pangaud et al. beschrieben in ihrer CT basierten Studie einen signifikant höheren globalen TS bei Asiaten gegenüber Kaukasiern, wie auch bei Frauen gegenüber Männern¹³². In einer Arbeit von Haddad et al., welche den TS von Männern und Frauen, kaukasischer, afrikanischer und asiatischer Herkunft im MRT bestimmte, konnte wiederum nur der Einfluss des Geschlechts, nicht aber der Ethnie nachgewiesen werden⁶⁷.

Bei der Einordnung der genannten Studienergebnisse, sollte jedoch die limitierte Vergleichbarkeit der absoluten TS-Werte durch abweichende Bildgebung und Methodik zwischen den einzelnen Arbeiten stets bedacht werden. So kommen Arbeiten, die Populationen gleicher Ethnie und gleichen Geschlechts jedoch mittels unterschiedlicher beilegender Modalitäten und Verfahren untersuchten, zu teils erheblich voneinander abweichenden Durchschnittswerten^{1,93,95,132,190,193}.

Durch das Fehlen eines standardisierten Verfahrens zur Bestimmung des TS, sowie demographisch vergleichbarer, großer Studienpopulationen, gestaltet sich eine globale, stichhaltige Aussage zu TS-Werten in der gesunden normativen Bevölkerung daher derzeit weiterhin schwierig.

Tabelle 3: Studien zu TS-Werten in VKB-intakten Patientenkollektiven. Modalität: laterales Röntgenbild. Angabe Alter in Jahren. Angabe TS in $^\circ$. TP, Tibiplateau; TPAA, tibiale proximale anatomische Achse, MA, mechanische Achse; M, Mittelwert; SD, Standardabweichung; TKA, totale Knie-Arthroplastik

Autor/ Jahr	Ethnie	Alters Ø <i>M ± SD</i>	Fall- zahl Knie	Achse/ Mess- methode	TS Ø ges. <i>M ± SD</i>	TS Ø Frauen <i>M ± SD</i>	TS Ø Männer <i>M ± SD</i>
Bisicchia et al (2017) ¹⁸	kaukasisch(K)	43 ± 18(K)	581	TPAA (Dejour)	7,7 ± 1,1(K)	7,6 ± 1,1(K)	6,4 ± 1,1(K)
	afrikanisch(A)	40,3 ± 15,2(A)			10,2 ± 3,0(A)	9,9 ± 3,0(A)	10,5 ± 3,1(A)
Kızılgoz et al** (2018) ⁹⁵	-	28	101**	TPAA (Dejour*)	6,5 ± 2,2	6,3 ± 1,9	6,7 ± 2,4
Kacmaz et al (2020) ⁸⁸	türkisch	48,4 ± 16	1024	TPAA (Dejour)	8,36 ± 3,3 (2,1–18,7)	8,16 ± 3,2 (2,1–18,7)	8,57 ± 3,4 (2,3–17,4)
Medda et al (2017) ¹¹⁴	ost-indisch	46	84	TPAA (Moore)	13,6 ± 3,5 (6 - 24)	13,9 ± 3,4 (6,5 - 24)	13,3 ± 3,3 (6 – 19,5)
Yoga*** et al (2009) ¹⁸⁹	malaysisch indisch, chinesisches	62	100	TPAA (Dejour)	10,1 ± 3,9 (4- 21)	-	-
Khattak et al (2010) ⁹³	pakistanisch	20-45	59	TPAA	-	16,0 ± 3,6	12,5 ± 3,7
Brandon et al** (2006) ²¹	-		100	TPAA (Dejour)	8,5 ± 3,0	8,6 ± 2,7	8,4 ± 3,4
Yoo et al*** (2008) ¹⁹⁰	-	68	90	TPAA (Dejour)	10,8 ± 3,4 (2,7- 21,2)	-	-
Chiu et al (2000) ²⁵	chinesisch (Kadaver)	68	50	MA Ganzbein	14,7 ± 3,7 (5 – 22)	-	-
Todd et al** (2009) ¹⁷²		25,4 ± 8,7	179	TPAA (Dejour)	8,5 ± 2,7	8,2 ± 2,4	8,6 ± 2,7
Dæhlin et al** (2021) ³¹	-	28 ± 10	499	TPAA (Dejour)	8,7 ± 3,0 (1-17,4)	-	-
Ni et al ** (2020) ¹²⁵		28,8 ± 7,5	50	MA Ganzbein	14,4 ± 2,8	-	-

* Messpunkte 6cm und 10cm unterhalb des TP; ** auch VKB-Gruppe vorhanden; *** TKA Patienten

1.4.3 Der posteriore tibiale Slope bei Patienten mit VKB-Ruptur

Es existiert zunehmende Evidenz, dass der TS nicht nur einen großen Einfluss auf die Belastung hat, der das VKB ausgesetzt ist, sondern auch im Zusammenhang mit dem Risiko einer

Verletzung sowie dem Versagen einer VKB-Plastik steht^{26,55,63,125,143,181}. In mehreren biomechanischen Studien konnte demnach gezeigt werden, dass ein flacher TS die Belastung des VKB reduziert und ein steiler TS, im Gegensatz dazu, die im Ligament wirkenden Kräfte erhöht^{12,13,50,109,110,112,153}. Klinische Arbeiten konnten zeigen, dass der TS in Patientengruppen mit VKB-Rupturen im Vergleich zu gesunden Kontrollgruppen höher lag^{16,172,177} und auch der klinische Outcome nach einer VKB-Plastik, bemessen an der postoperativen anterioren Laxität, mit dem vorgefundenen TS-Werten korrelierte¹⁷⁴.

Eine aktuelle Metanalyse untersuchte 14 Studien, die sich mit dem Vergleich von TS-Werten in VKB-verletzten und -nicht-verletzten Populationen beschäftigten. Eingeschlossen wurden in-vivo Studien im Zeitraum von 1980 bis 2011, die unter Verwendung verschiedener Bildgebungsverfahren den TS in VKB-Verletzte und Kontrollgruppen statistisch miteinander verglichen. Von den 14 Studien basierten sieben auf lateralen Röntgenbildern und weitere sieben auf MRT-Aufnahmen. Der MTS wurde in 13 von 14 Studien für die VKB-Verletzte wie auch die Kontrollgruppe bestimmt, sechs davon auf Röntgenbildern und sieben im MRT¹⁸⁸. Von den 6 nativradiologischen Studien zeigten 5 einen signifikant höheren MTS in der VKB-verletzten Population verglichen mit der Kontrollgruppe^{21,151,168,172,177}. In den MRT basierten Studien konnte nur in einer Studie ein signifikanter Unterschied der Werte zwischen den Gruppen festgestellt werden⁷², obgleich die Durchschnittswerte der verletzten Kohorte mit Ausnahme einer Studie stets über denen der Kontrollgruppe lagen.

Bei Betrachtung der absoluten Werte des MTS und deren Verteilung zeigte sich jedoch eine große Varianz zwischen den verschiedenen Studien. So schwankten die berichteten Mittelwerte für die VKB-Verletzten Populationen zwischen $-1,8^{\circ} \pm 3,5^{\circ}$ ¹⁶¹ und $12,1^{\circ} \pm 3,3^{\circ}$ ¹⁷⁷, die der unverletzten Kontrollgruppe zwischen $-2,9^{\circ} \pm 2,8^{\circ}$ ¹⁶¹ und $9,5^{\circ} \pm 3^{\circ}$ ¹⁹. Beim Vergleich der Ergebnisse der einzelnen Studien untereinander war die Varianz der TS-Werte so groß, dass der Unterschied zwischen der VKB-verletzten und der Kontrollgruppe zwischen den einzelnen Studien zum Teil überschritten wurde¹⁸⁸.

Die starke Überschneidung der TS-Werte beider Gruppen lenkt dadurch die Aufmerksamkeit vermehrt auf die Randbereiche der Normalverteilungskurve des TS oder die sogenannten klinischen „Ausreißer“.

Im Gegensatz zu den kaum abweichenden Durchschnittswerten, konnten verschiedene Studien in den Grenzbereichen der Verteilungskurven des TS signifikante Unterschiede zwischen nicht-verletzten, VKB-insuffizienten und VKB-Revisions-Fällen feststellen^{125,143,181}. Zwar ist die Datenlage zu dieser Thematik durch die geringen Fallzahlen der Arbeiten bisher eher dünn,

dennoch versuchten bereits einige Autoren Schwellenwerte zu definieren, ab denen der TS ein erhöhtes Risiko für VKB-Verletzungen beziehungsweise Transplantatversagen darstellt.

Eine Studie von Webb et al. gehörte zu den ersten, die den Zusammenhang zwischen dem TS und Transplantatversagen untersuchte. In der prospektiven follow-up Studie wurden 181 Patienten über 15 Jahre im Hinblick auf Rekonstruktionsversagen und kontralaterale VKB-Verletzungen nachverfolgt. Die Bestimmung des TS auf kurzen lateralen Röntgenbildern ergab keinen signifikanten Unterschied der Durchschnittswerte von $8,5^\circ \pm 2,3^\circ$ ($n = 131$) bei Patienten ohne weitere Verletzungen verglichen mit $9,9^\circ \pm 2,3^\circ$ bei Vorliegen einer Folgeverletzung ($n = 50$). Interessant war jedoch, dass bei einem TS von $\geq 12^\circ$ ($n = 22$) bei 59% der Patienten eine Folgeverletzung (Re-Ruptur oder kontralaterales Versagen) vorlag. Bei einem TS $< 12^\circ$ trat nur bei 23% der Patienten eine Folgeverletzung auf. Darüber hinaus waren Patienten mit einer Folgeverletzung im Schnitt jünger (23 ± 9 Jahren vs. 27 ± 8 Jahren)¹⁸¹.

Fünf Jahre später wurden 179 Patienten derselben Studienpopulation von Salmon et al. erneut untersucht, um weitere Rückschlüsse auf mögliche Risikofaktoren ziehen zu können. Die Ergebnisse bestätigten die Vermutung von Webb et al., dass ein Versagen des VKB im jungen Alter (≤ 18 Jahre) und ein TS von $\geq 12^\circ$ mit einem deutlich erhöhten Risiko für eine erneute Verletzung verbunden sind. Nach 20 Jahren wiesen nur noch 22% der bei Operation minderjährigen Patienten eine intakte VKB-Plastik auf. So bestand eine 11 Mal höhere Wahrscheinlichkeit für eine weitere VKB-Re-Ruptur und eine 7 Mal höhere Wahrscheinlichkeit für eine kontralaterale VKB-Ruptur bei initial minderjährigen mit einem TS $\geq 12^\circ$ verglichen mit Patienten mit einem TS $< 12^\circ$, die zum Zeitpunkt ihres VKB-Ersatzes bereits volljährig waren¹⁴³. Kurze Zeit später untersuchte Lee et al. in einer Studie ebenfalls den Zusammenhang zwischen dem TS und einem Transplantatversagen. In der Gruppe mit Re-Ruptur konnte mit $13,2^\circ \pm 2,5^\circ$ ein signifikant höherer TS verglichen mit der Kontrollgruppe ohne Versagen ($10,9^\circ \pm 3,1^\circ$) festgestellt werden. Es ergab sich bei einem TS von $\geq 12^\circ$ eine relative Chance von 4,52 für eine Re-Ruptur des VKB. Ein Einfluss von Alter, Geschlecht oder dem BMI konnte nicht nachgewiesen werden¹⁰².

In einer aktuellen Studie von Gwinner et al. an 518 Patienten konnte für ein mehrfaches Transplantatversagen sogar ein 11,6-fach erhöhtes Risiko bei einem TS $\geq 12^\circ$ festgestellt werden⁶³. Diese wie auch weitere Studien bestätigten die Hypothese der Arbeit von Webb et al., wodurch sich mit der Zeit ein Schwellenwert des TS von $\geq 12^\circ$ als starker Vorhersagewert für das Versagen einer VKB-Rekonstruktion und einen möglichen Interventionsbedarf etabliert hat^{34,37,73,102,139}.

Dennoch besteht keine absolute Einigkeit in Literatur hinsichtlich dieser Einschätzung. So postulierten spätere Studien abweichende Ergebnisse und kamen zu anderen potenziellen „Risikowerten“ des TS. Ni et al. kamen bei 215 retrospektiv verfolgten VKB-Patienten zu einem TS von $\geq 17^\circ$, der gemeinsam mit einer ATT von ≥ 6 mm gemessen auf langen Standbeinaufnahmen zu einem stark erhöhten Risiko für eine VKB Re-Ruptur führte¹²⁵. Song et al. wiederum postulierten einen TS von $\geq 15^\circ$, ab dem es zu einer signifikanten Erhöhung der statischen ATT von ≥ 10 mm kam und schlussfolgerten daraus eine mögliche Ursache für einen schlechteren klinischen Outcome nach primärer VKB-Rekonstruktion¹⁶⁷. In einer Arbeit von Li et al. wurde anhand von MRT-Aufnahmen ein TS von $\geq 5,6^\circ$ mit einem erhöhten Risiko für ein Transplantatversagen nach primärer VKB-Rekonstruktion assoziiert¹⁰⁴. Dealin et al. wiederum konnten in ihrer Follow-up Studie über 10 Jahre anhand von 728 Röntgenaufnahmen von VKB-Patienten keinen Zusammenhang zwischen einem steilen TS und dem Risiko für ein Transplantatversagen nachweisen³¹. Zu gleichen Ergebnissen kamen auch einige kleinere vorangegangene Studien^{30,146}. Es ist abermals zu erwähnen, dass sich die deutlichen Abweichungen bei den postulierten Schwellenwerten vermutlich auch hier durch die abweichenden Bildgebungs- und Messverfahren der Studien begründen lassen. Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass noch immer kein allgemein akzeptierter Schwellenwert zur eindeutigen Abgrenzung zwischen „pathologisch“ und „normalen“ TS-Werten existiert und somit bisher kein klares Kriterium für einen Interventionsbedarf bei steilem TS besteht.

1.4.4 Kniegelenksnahe tibiale Osteotomien und deren Einfluss auf den TS

In der Literatur wird von einer Häufigkeit des Versagens einer VKB-Plastik von 1-13% berichtet^{7,52,141}. Wie bereits beschrieben, rückt hier der TS als anatomischer Risikofaktor neben operativen, technischen und anderen biologischen Faktoren in den letzten Jahren vermehrt in den Vordergrund. So gewinnt die Beinachsenkorrektur mittels HTO neben ihrer bereits etablierten Rolle in der Therapie degenerativer Erkrankungen auch bei Verletzungen des Bandapparats an Bedeutung. Während sie zur Therapie der unikompartimentellen Arthrose oder als Begleiteingriff bei knorpelregenerativen Verfahren vorwiegend zu Korrekturen der koronaren Ebene genutzt wird, wurde in den letzten Jahren auch ihre Bedeutung für die sagittale Korrektur zur Verbesserung der ligamentären Stabilität des Kniegelenkes zunehmend verstanden. In Folge des mittlerweile in zahlreichen Studien nachgewiesenen erhöhten Risikos für das Versagen einer VKB-Plastik bei einem Slope von $\geq 12^\circ$, konnte dieser sich inzwischen als Risiko-Schwellenwert etablieren^{63,74,102,143,181}. Die derzeitige Therapie der Wahl zur Slope-

und damit Risikoreduktion ist die Tibiakopf-Extensionskorrektur, ausgeführt als Closed-wedge-Osteotomie. Diese betrifft die sagittale Ebene und kann bei zeitgleichem Vorliegen einer achsenbedingten Arthrose oder Knorpelschäden auch kombiniert mit einer koronaren Korrektur durchgeführt werden³⁸.

Es existieren drei Techniken der Slope-reduzierenden Korrektur, die grob zusammengefasst anhand der Lokalisation der Osteotomie in ihrem Verhältnis zur Tuberositas Tibiae, in supratuberositär, supratuberositär mit Ablösung der Tuberositas tibiae oder infratuberositär unterschieden werden können (Abb.8).

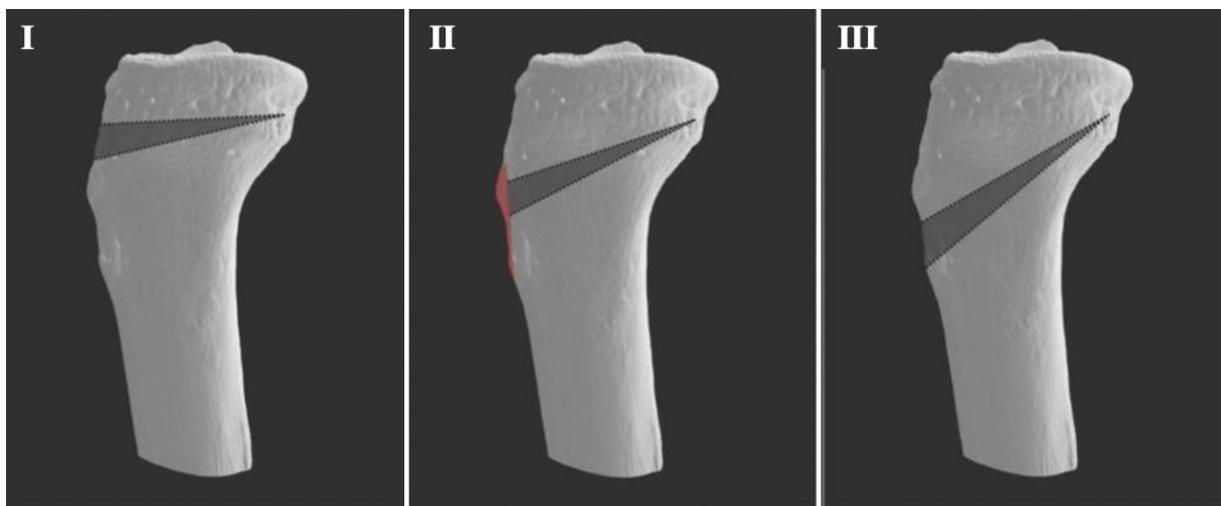


Abbildung 8: Operative Techniken der Slope-Reduktion. Die anterior Closed-wedge-Osteotomie kann oberhalb der Tuberositas Tibiae (supratuberositär) [I], auf Höhe der Tuberositas mit Ablösung derselbigen [II] oder unterhalb der Tuberositas (infratuberositär) [III] durchgeführt werden. Modifiziert nach¹⁷⁶.

Bei der supratuberositären Technik ohne Ablösung der Tuberositas Tibiae, wie beschrieben von Dejour et al.³⁴, erfolgt die Resektion des Knochenkeils oberhalb der Insertion der Patellasehne (Abb.8, [I]). Dabei wird die Osteotomie am superioren tibialen Insertionsbereich der Sehne begonnen und unterhalb fortgesetzt. Während des HerauslöSENS des Knochenblocks entlang der zur Orientierung gesetzten K-Drähte wird die Sehne mittels Refraktoren geschützt. Die Fixierung und Kompression der Fragmente nach Extraktion des Blocks erfolgt mittels zweier anterior gesetzter Klammern zu beiden Seiten der Patellasehne³⁴.

Der Ansatz der supratuberositär Technik mit Ablösung der Tuberositas, wie Sonnery-Cottet et al.¹⁶⁹ ihn in ihrer Arbeit beschrieben, beinhaltet die Ablösung eines 6cm großen Knochenfragments der Tuberositas Tibiae (Abb.8, [II]). Die auf Höhe des abgelösten

Fragments durchgeführte Osteotomie wird dann ebenfalls mit Klammern gesichert und die Tuberositas mitsamt des Knochenfragments mittels Zugschrauben refixiert¹⁶⁹.

Der infratuberositäre Ansatz, wie unter anderem von Hees et al.⁷³ beschrieben, sieht die Knochenkeilentnahme unterhalb der Tuberositas vor (Abb.8, [III]). Die primäre Osteosynthese nach Zuklappen der Fragmente erfolgt hier mit 2 Kleinfragment-Zugschrauben und nachfolgender Ergänzung einer winkelstabilen Platte von medial⁷³.

Die präoperative Diagnostik sollte eine ausführliche Anamnese, insbesondere im Hinblick auf Anzahl der bereits stattgehabten VKB-Verletzungen und Operationen, eine klinische Untersuchung, eine lange seitlichen Unterschenkelaufnahme zur Ausmessung des TS, sowie Bildgebung zur Beurteilung einer möglichen Tunnelerweiterung (CT, MRT oder Röntgen) umfassen^{38,65}. Größere Achsabweichungen in der Frontalachse sollten nicht außer Acht gelassen werden, da diese ggf. ebenfalls adressiert werden müssen³⁸. In einer diagnostischen Arthroskopie sollten noch vorliegende Bandreste entfernt sowie vorhandene Bohrkanäle, wenn nötig, aufgefüllt werden. Kontraindikationen einer Slope-reduzierenden Osteotomie stellen eine Hyperextension des Kniegelenks von mehr als 10°, eine varische Achsabweichung von mehr als 5° oder das Vorliegen einer hochgradigen Arthrose dar. Als relative Kontraindikationen gelten ein BMI von mehr als 30 kg/m² sowie starkes Rauchen^{36,73}. Eine Nachbehandlung mittels Physiotherapie und CPM-Beübung („continuous passive motion“) sollte einiger Autoren nach bereits sehr früh ab dem ersten postoperativen Tag durchgeführt werden. Darüber hinaus ist eine Teilbelastung für 2 Wochen von 20 kg sowie das Abtrainieren der Unterarmgehstütze für weitere 2 Wochen zu empfehlen³⁸. Die Revisions-VKB-Plastik, die basierend auf bisherigen klinischen Ergebnissen auch nach Extensionsosteotomie weiterhin nötig ist, kann zweizeitig^{3,73,183} nach Durchführung der Osteotomie oder zeitlich in einer Operation durchgeführt werden^{34,166,169}. Eine klare Überlegenheit der einen gegenüber der anderen Vorgehensweise kann derzeit aufgrund der dünnen Datenlage nicht bestätigt werden. Zur Indikationsstellung der operativen Slope-Korrektur existieren bisher aufgrund der geringen Anzahl an Studien zu diesem Thema keine eindeutigen Kriterien oder Leitlinien. Daher wird diese bisher nur in Einzelfällen gestellt. Dennoch herrscht zunehmender Konsens, dass die Indikation zur Slope-Korrektur bei Versagen einer VKB-Plastik und einem Slope >12° gemeinsam mit dem Patienten diskutiert werden sollte. Eine Indikation zur Extensionsosteotomie bei erstmaliger akuter VKB-Ruptur ohne vorheriges Transplantatversagen bei sehr hohem TS wird bisher nur in Einzelfällen diskutiert^{73,166,183}.

Derzeit existiert nur eine Handvoll klinischer Studien und Fall-Studien, welche die verschiedenen Verfahren und den postoperativen Outcome von Closed-wedge-Osteotomien untersuchen^{3,34,73,166,169,183}. Insbesondere die Anzahl an Fall-Serien zur Slope-reduzierenden Osteotomie mit aussagekräftiger Nachverfolgung ist bisher gering (Tab. 4). Ohne klare Evidenz für einen exakt anzustrebenden TS, berichten bisherige Studien von postoperativen Zielwerten zwischen 5° und 9°^{3,34,36,166,169,183}. Eine Überkorrektur auf unter 5° sollte aufgrund der möglichen Erhöhung des Risikos für eine Verletzung des HKB vermieden werden¹⁶. Langfristige Nachuntersuchungen zu Therapieerfolgen fehlen bisher gänzlich.

Tabelle 4: Fallserien zu Slope-reduzierenden Osteotomie.

TS in °, M, Mittelwert; SB, Spannweite

Autor/ Jahr	Osteotomie Verfahren	Nach- verfolgung (Ø Monate)	Fallzahl	Anzahl der Revisionen bei Indikation	TS Ø präoperativ (M, [SB])	TS Ø postoperativ (M, [SB])
Sonnery- Cottet et al. (2014)¹⁶⁹	supratuberositär mit Ablösung, einzeitig	31,6 [23-45]	5	Zwei	13,6° [13-14]	9,2° [8-10]
Dejour et al. (2015)³⁴	supratuberositär, einzeitig	48 [12-91,2]	9	Zwei	13,2° [12-18]	4,4° [2-8]
Akoto et al. (2020)³	supratuberositär, zweizeitig	30,5 [24-56]	20	14x eine 5x zwei 1x drei	15,3° [13-20]	8,9° [6-10]
Song et al. (2020)¹⁶⁶	infratuberositär, einzeitig	33,2 [25-44]	18	keine	18,5° [17-20]	8,1° [7-9]
Weiler et al. (2021)¹⁸²	supratuberositär und infratuberositär, zweizeitig	Min. 6 Monate	58	4x keine 23x eine 16x zwei 11x drei 4x vier	14,6° [12-25]	6,5° [1-13]
Dejour et al. (2023)	supratuberositär, einzeitig	Min. 24 Monate	15	eine	12,5° [8-15]	1.9 [(-4)-8]

Was die derzeitigen klinischen Ergebnisse angeht, zeigte sich die Slope-reduzierende Osteotomie bei adäquater Durchführung und sorgfältiger Indikationsstellung bisher als risikoarmes Verfahren zur Reduktion des TS und damit als mögliche Therapieoption zur Optimierung des Risikoprofils von VKB-Patienten.

So konnten die bisherigen kleineren Fallserien über komplikationslose Ergebnisse und eine suffiziente TS-Reduktion berichten^{34,167,169}. Die derzeit größte Fallserie zu diesem Thema anhand von 58 Patienten über einen Follow-up-Zeitraum von 6 Monaten zeigte ebenfalls, bis

auf eine spät aufgetretene Infektion, eine komplikationslose Nachbehandlung und gute Ergebnisse¹⁸³. Ein hervorzuhebender Punkt ist jedoch, dass es in keiner der Arbeiten zu einer erneuten VKB-Re-Ruptur mehr kam^{3,61,126,166,183}.

Dennoch bleibt die Indikation zur Extensionsosteotomie aufgrund der nicht zu vernachlässigenden Größe des Eingriffs und der Rehabilitationsdauer eine Einzelfallentscheidung, bis weitere Arbeiten mit größeren Fallzahlen und längeren Follow-up-Zeiträumen die Tendenzen der derzeitige Datenlage manifestieren.

1.5 Fragestellung und Ziel der Arbeit

Der erhebliche Einfluss des TS auf die im VKB wirkenden Kräfte, die VKB-Ruptur Rate sowie die Rate an VKB-Rekonstruktionsversagen konnte in zahlreichen Studien belegt werden^{63,71,143,172,181}. Daher besteht die klare Empfehlung zur Bestimmung des TS im Rahmen der Diagnostik von VKB-Verletzungen wie auch insbesondere im Falle eines Transplantatversagen^{34,53,65,169,183}. Die vielen verschiedenen nebeneinander existierenden Verfahren zur Messung des TS und die ausgeprägten intermethodischen Differenzen der Werte, führen jedoch zu einer Inkonsistenz der Daten in Bezug auf die Varianz des TS. Für die Definition von Grenzwerten unter anderem zur möglichen Indikationsstellung einer Slope-reduzierenden Osteotomie, ist jedoch die Kenntnis über Durchschnitts- sowie Extremwerte an beiden Enden der Normalverteilungskurve des TS in VKB-verletzter wie auch -intakter Knie essenziell.

Das primäre Ziel dieser Arbeit ist daher in einer der bisher größten Patienten-Kohorte die Bestimmung der Mittelwerte sowie die Prävalenz von klinischen Ausreißern mittels eines standardisierten Verfahrens auf konventionellen lateralen Röntgenbildern zu untersuchen. Des Weiteren werden die Werte der VKB-verletzten Knie, mit denen der unverletzten Kontrollgruppe verglichen. Zuletzt erfolgt die Bestimmung der Intra- wie auch -Intrarater-Reliabilität.

Eine Hypothese dieser Arbeit stellt die Vermutung signifikant höherer TS-Werte wie auch eine höhere Prävalenz an klinischen Ausreißern in VKB-verletzten Knie gegenüber der unverletzten Kontrollgruppe dar. Darüber hinaus wird die Annahme verfolgt, dass Messungen des TS auf konventionellen lateralen Röntgenbildern mittels eines standardisierten Verfahrens in einer hohen Intra- wie auch -Intrarater-Reliabilität resultiert.

2 MATERIAL

2.1 Patientenkollektiv und erfasste Daten

Grundvoraussetzung in beiden Gruppen für den Einschluss in diese Studie war das Vorliegen einer seitlichen Röntgenaufnahme des Kniegelenks zur Beurteilung des TS.

Die Röntgenbilder der VKB-verletzten Gruppe wurden im Zuge der präoperativen Diagnostik und Therapieplanung vor der Rekonstruktion des VKB im Sporthopaedicum Berlin angefertigt. Berücksichtigt wurden Patienten mit vorliegender VKB-Insuffizienz, die sich zwischen den Jahren 2012 und 2021 einer primären VKB- oder Revisions-Rekonstruktion unterzogen haben. Einschlusskriterium war hierbei die Diagnose eines rupturierten oder insuffizienten VKBs beziehungsweise Transplantates, basierend auf der MRT-Bildgebung, sowie der klinischen Diagnostik.

Die Rekrutierung des Kontrollkollektivs gesunder Patienten fand in Zusammenarbeit mit den Notfallambulanzen der Charité am CCM (Campus Charité Mitte) und CVK (Campus Virchow Klinikum) statt. Dafür wurden alle Patienten im Zeitraum von 2016 bis 2019, bei denen eine laterale Röntgenaufnahme des Knies angefertigt wurde, vorselektiert. Die Bildgebung erfolgte zum Ausschluss degenerativer Veränderungen oder knienaher Frakturen. Für die Datenakquise wurde auf das zentrale Radiologie Informationssystem (RIS) der Charité zugegriffen. Es erfolgte die Filterung aller Röntgenaufnahmen der Arbeitsplätze MRD_RRO (Röntgen Rettungsstelle Mitte) sowie WRD_RRO (Röntgen Rettungsstelle CVK) unter strikter Anwendung folgender Suchkriterien:

- Abfrage nach Begriffen: "Kniegelenk links" und "Kniegelenk rechts".
- Zeitraum: 01.01.2016-30.11.2020

Basierend auf der durchgeführten Poweranalyse wurde beim Erreichen der festgesetzten Stichprobengröße von $n = 1000$ das Einschlussverfahren nach Sichtung von 1.399 VKB-Patienten beendet. Für die unverletzte Kontrollgruppe wurden daraufhin ebenfalls $n = 1000$ der 4038 gesichteten Patienten ohne Pathologien des Knies in die Messungen eingeschlossen. Die zu dem Gesamtkollektiv dokumentierten Patientendaten umfassten Geschlecht, Geburtsdatum, die betroffene(n) Seite(n), sowie das Datum der Bildgebung.

Der Prozess der Patientenselektion für beide Gruppen findet sich noch einmal zusammengefasst in Abbildung 9.

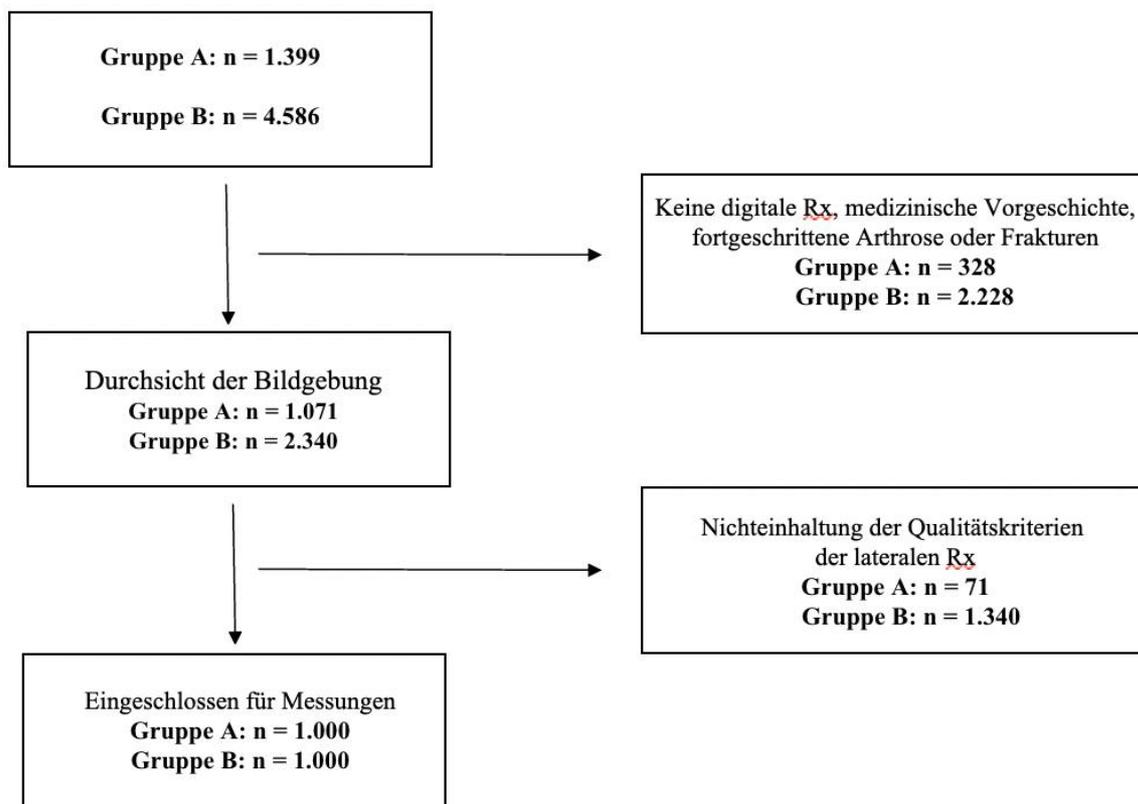


Abbildung 9: Flussdiagramm der Patientenselektion. Nach Anwendung der Ein- und Ausschlusskriterien wurden basierend auf der durchgeführten Fallzahlschätzung insgesamt je 1000 Patienten je Gruppen in die Studie eingeschlossen. Gruppe A = VKB-verletzte Gruppe; Gruppe B = Kontrollgruppe

2.2 Ausschlusskriterien

Ausgeschlossen wurden in beiden Gruppen Bilder, welche die Regeln eines streng seitlichen Strahlengangs der Röntgenaufnahme wie von Gwinner et al. beschrieben, durch eine Abbildung des Tibiaschafts von weniger als 12,5 cm sowie eine Überlappung der Femurkondylen von > 5mm, erheblich verletzten⁶². Ebenfalls zum Ausschluss führten Frakturen mit Beteiligung des Tibiaplateaus, eine begleitende Läsion des HKB, eine fortgeschrittene Arthrose > Grad II nach Kellgren and Lawrence, eine zum Zeitpunkt der Bildgebung durchgeführte tibiale Umstellungsosteotomie des ipsilateralen Kniegelenks, höhergradige Knochen und Gelenkanomalien, offene Wachstumsfugen oder Knochenerkrankungen und -deformitäten. Des Weiteren wurden Röntgenaufnahmen mit schlechter Bildqualität bei mangelndem Kontrast und Auflösung sowie nicht digitalisierte Aufnahmen nicht in die Auswertung eingeschlossen. Besonderes Augenmerk in der Kontrollgruppe galt dem Ausschluss einer vorliegenden VKB-Ruptur.

Das Studienprotokoll wurde von der lokalen Ethikkommission 133 (EA2/016/21) genehmigt und wurde in Übereinstimmung mit der WMA-Deklaration von Helsinki durchgeführt.

3 *METHODIK*

3.1 Radiologische Bestimmung des tibialen Slopes

Durchgeführt wurde die radiologische Auswertung von drei unabhängigen Untersuchern. Alle Untersucher waren für die Messergebnisse der anderen Untersucher, sowie für die Gruppenzugehörigkeit, Geschlecht und Alter der Patienten verblindet. Basierend auf seitlichen Röntgenaufnahmen des Kniegelenks der VKB-verletzten- und Kontrollgruppe wurde der TS mittels der Technik nach Dejour und Bonnin³⁵ vermessen und gemeinsam mit vorliegenden demographischen Daten in tabellarischer Form festgehalten (Excel). Lagen mehrere Aufnahmen vor, wurde das Bild mit bestmöglicher Erfüllung der Kriterien eines strikt seitlichen Strahlengangs sowie einem möglichst weit distal abgebildeten Tibiaschaft gewählt.

Die Auswertung der Aufnahmen und die Bestimmung des TS erfolgte unter Zugriff auf das zentrale Radiologie Informationssystem (PACS Workstation, Centricity RIS-I 4.2 Plus; GE Healthcare) der Charité. Für die Durchführung der Messungen wurde der TS als Neigungswinkel des Tibiaplateaus in Bezug auf die tibiale Schaftachse definiert.

Zur Bestimmung wurde die tibiale proximale anatomische Achse (TPAA) unter Anwendung der von Dejour und Bonnin³⁵ beschriebenen Messtechnik herangezogen. Die Festlegung der diaphysalen Schaftachse erfolgt hierbei durch die Mittelpunkte der Verbindungsgeraden zwischen anteriorer und posteriorer Kortikalis der Tibia, direkt unterhalb Tuberositas tibiae ca. 5cm unterhalb der Gelenkebene, sowie weitere 10cm distal des ersten Messpunktes. Verfügten eingeschlossene Aufnahmen nicht über eine ausreichende Tibiaschaftlänge, wurde der am weitesten distal abgebildete Knochendurchmesser ausgewählt.



Abbildung 10: Messverfahren. Die Bestimmung des tibialen Slope erfolgte angelehnt an die Methode nach Dejour und Bonnin³⁵. Definiert wird der Tibiale Slope hier als der Winkel α zwischen der Tangente des medialen tibialen Plateaus und der Orthogonalen zur proximalen tibialen Schaftachse (TPAA). Letztere definiert sich durch die Mittelpunkte der Verbindungsgeraden der anterioren und posterioren Kortikalis 5cm unterhalb der Gelenkebene bzw. direkt unterhalb der Tuberositas Tibiae, sowie 15cm (b) unterhalb des Plateaus.

Für alle Messungen wurde jedoch auf die Einhaltung eines Mindestabstands des zweiten Messpunktes von 12,5 cm zur Gelenkebene geachtet. Die Bestimmung des TS erfolgte daraufhin als Winkel zwischen der Tangente der vorderen und hinteren Kante des medialen Tibiaplateaus und der Orthogonalen zu der zuvor festgelegten Schaftaxe (Abb.10).

3.2 Statistische Auswertung

Die statistische Analyse erfolgte mit dem Statistikprogramm IBM SPSS Statistics for iOS, Version 27.0 (IBM Corp., Armonk, NY). Eine statistische Beratung fand durch das Institut für

Biometrie und Klinische Epidemiologie der Charité – Universitätsmedizin statt. Die Angabe vorliegender deskriptiver Daten, bestehend aus Geschlecht, Alter und betroffener Seite, erfolgte in Form von absoluter und relativer Häufigkeit. Die statistische Analyse der Altersverteilung beider Gruppen, erfolgte unter Angabe des Mittelwertes sowie der Spannbreite. Der TS in beiden Gruppen wurde getrennt voneinander hinsichtlich des Mittelwertes (M), Median (MD), Spannbreite (SB) und Standardabweichung (SD, \pm) und unter Miteinbeziehung der kategorialen Variablen analysiert und gegenübergestellt. Es erfolgte eine Prüfung auf eine Gauß'sche Normalverteilung mittels D'Agostino-Person-Test sowie eine graphische Darstellung durch Histogramme und Q-Q-Plots. Es galt die Annahme einer Normalverteilung bei einer Signifikanz von $p > 0,05$. Im Falle der Normalverteilung der Daten folgte ein parametrischer t-Test unter Berücksichtigung der Varianzhomogenität sowie die anschließende Bestimmung der Effektstärke. Der Nachweis der Varianzhomogenität erfolgte durch den Levene-Test. Bei homogener Verteilung ($p > 0,05$) erfolgte die Interpretation anhand des Welch-Tests. Nicht-parametrische Daten wurden mittels Mann-Whitney-Test verglichen. Die Ausreißer-Analyse in beiden Gruppen wurde unter Betrachtung der relativen und absoluten Häufigkeit der Anzahl der Probanden in den zuvor definierten Abstufungen eines TS $\geq 12^\circ, \geq 13^\circ, \geq 14^\circ, \geq 15^\circ, \geq 16^\circ$ und $\geq 17^\circ$ durchgeführt. Die Testung auf Signifikanz der Unterschiede der kategorialen Variablen beider Gruppen erfolgte mittels des Chi-Quadrat-Tests. Zur Erfassung demographische Unterschiede zwischen beiden Gruppen erfolgte die Durchführung einer Multivariat-Analyse. Für die statistische Signifikanz wurde ein p -Wert von unter 0,05 gesetzt. Zur Interpretation der Effektstärken wurden die Definitionen des Pearson-Korrelationskoeffizient (r) und Cramér's $V (I)$ von „klein“ (≥ 0.1) „mittel“ (≥ 0.3) und „groß“ (≥ 0.5) sowie die Definition des Cohans' $d (d)$ von „klein“ (≥ 0.2) „mittel“ (≥ 0.5) und „groß“ (≥ 0.8) genutzt²⁸.

Zur Kalkulation der Stichprobengröße wurde auf die G*power Software der Heinrich Heine Universität, Düsseldorf zurückgegriffen⁴⁴.

Die Interrater-Reliabilität der angewandten Messmethode zur Bestimmung des TS wurde anhand des Intra-Class-Korrelationskoeffizienten (ICC) mit dem two-way-mixed Modell auf absolute Übereinstimmung beurteilt. Zur Interpretation wurde die Definition des ICC nach Shrout und Fleiss in „sehr gut“ ($k \geq 0,8$), „gut“ ($k \geq 0,6$), „moderat“ ($k \geq 0,4$) und „gering“ ($k \geq 0,2$) „sehr gering“ ($k < 0,2$) herangezogen¹⁵⁷. Zur Erfassung der Interrater-Reliabilität wurden je 100 Messungen zwischen allen Untersuchern verglichen. Für die Bestimmung Intrarater-Reliabilität wurden von jedem der Untersucher 50 Messungen in einem Abstand von mindestens 14 Tagen erneut durchgeführt.

4 ERGEBNISSE

Der Einschluss von 1000 Patienten je Gruppe resultierte in einer statistischen Power von $> 0,9$. Die hohe Fallzahl und die daraus resultierende hohe Teststärke dienen als Voraussetzung für eine fundierte Aussage zu jeweiligen Referenzwerten des TS und der näherungsweise Bestimmung eines Durchschnittswertes des TS in der normalen Bevölkerung sowie bei Patienten mit VKB-Ruptur.

4.1 Demographische Daten zur VKB-Patientengruppe und Kontrollgruppe

In das Kollektiv der Kontrollgruppe wurden von den initial 4568 gesichteten Patienten unter Anwendung der Ein- und Ausschlusskriterien 1000 Patientenbilder eingeschlossen. Von den initial 1439 gesichteten VKB-verletzten Patienten, wurden nach Anwendung derselben Kriterien ebenfalls 1000 Patienten in die Messungen eingeschlossen (Abb. 9).

Die finale VKB-verletzte Gruppe wies mit 63,5% ($n = 635$) einen höheren Anteil an männlichen Patienten als die Kontrollgruppe mit 48,3% Männern ($n = 483$). Neben einem signifikanten Unterschied in der Verteilung der Geschlechter zeigten sich auch im Altersdurchschnitt Differenzen zwischen den beiden Gruppen. So lag das Durchschnittsalter in der Gruppe der VKB-verletzten Patienten mit $36,6 \pm 11,5$ Jahren (18-66 Jahre) deutlich unter dem der Kontrollgruppe mit $41,7 \pm 12,3$ Jahre (18-65 Jahre). Die Verteilung der betroffenen Seite innerhalb der Gruppen war mit 50,8% ($n = 508$) in der VKB-Verletzten Gruppe sowie 49,2% ($n = 492$) in der Kontrollgruppe für das rechte Knie nahezu gleich (n.s.). Die vorangegangenen deskriptiven Daten finden sich nochmals zusammengefasst in Tabelle 5.

Tabelle 5: Demographische Daten zur Kontrollgruppe und VKB-verletzten Gruppe. Anteile Geschlecht und vermessene Seite in % an gesamter Gruppe. Angabe absolute Zahlen in Klammern. M, Mittelwert; SD, Standardabweichung; SB, Spannbreite

	Ø Alter <i>M ± SD, (SB)</i>	Frauen	Männer	Linkes Knie	Rechtes Knie
VKB-verletzte Gruppe	$36,6 \pm 11,5$ (18-66)	36,5% ($n = 365$)	63,5% ($n = 635$)	49,2% ($n = 492$)	50,8% ($n = 508$)
Kontrollgruppe	$41,7 \pm 12,3$ (18-65)	51,7% ($n = 517$)	48,3% ($n = 483$)	46,6% ($n = 466$)	53,4% ($n = 534$)

Zur Untersuchung der Abhängigkeit des TS von Alter und Geschlecht wurde eine Multivariat-Analyse durchgeführt. Diese zeigte keinen Zusammenhang zwischen Geschlecht und TS, jedoch eine statistisch signifikante Abhängigkeit des TS vom Alter ($p < 0,0001$; Regressionskoeffizient: $-0,03$).

4.2 Auswertung des tibialen Slope

Die Verteilungseigenschaften beider Gruppen hinsichtlich des TS zeigte im Histogramm (Abb.11), dem Q-Q-Plot sowie gemäß dem Shapiro-Wilk-Test eine Normalverteilung ($p < 0,0001$). Im Datensatz befanden sich keine statistischen Ausreißer. Entsprechend des Levene-Tests bestand eine Varianzhomogenität der Daten beider Gruppen ($p > 0,05$).

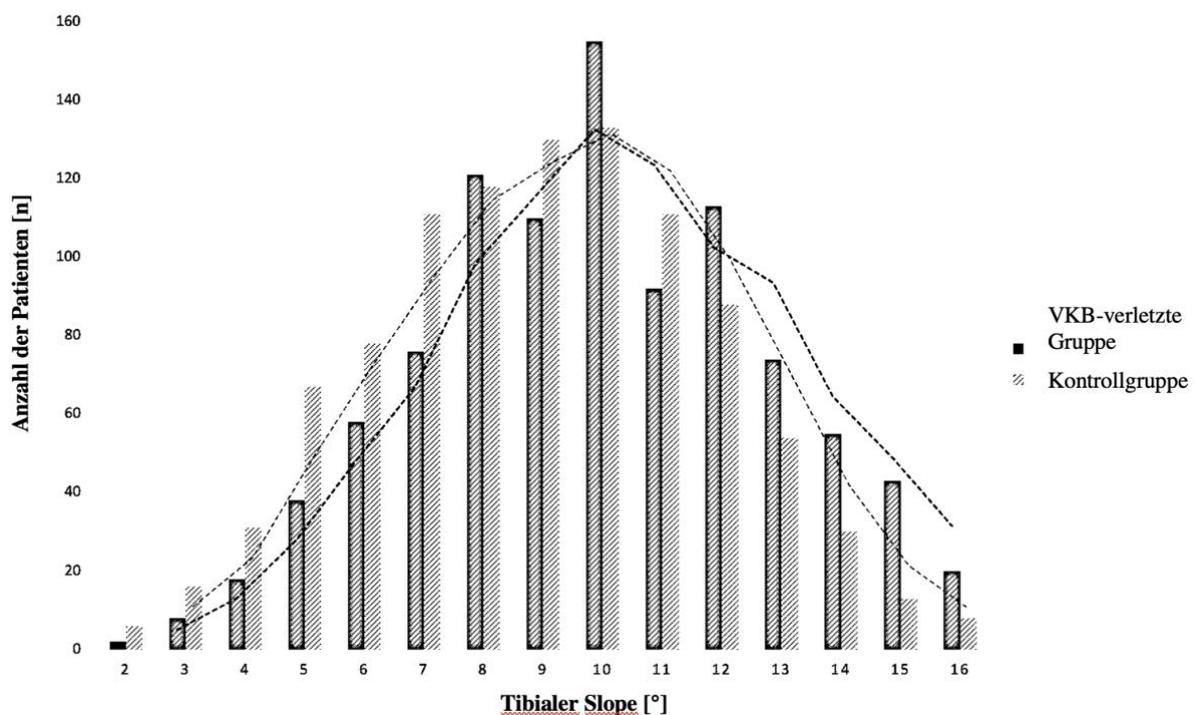


Abbildung 11: Verteilungskurve und Trendlinien des TS für die VKB-Verletzten (dunkel umrandet) wie auch die Kontrollgruppe (hellgrau) für TS-Werte zwischen 2° und 16° . Es lässt sich ein vermehrtes auftreten von TS-Werten $> 12^\circ$ in der VKB-verletzten Gruppe erkennen, wohingegen TS-Werte $< 8^\circ$ sich mit vermehrter Häufigkeit in der nicht verletzten Kontrollgruppe beobachten lassen.

Der durchschnittliche TS lag in der VKB-verletzten Gruppe mit $10,04^\circ \pm 3^\circ$ ungefähr 1° über dem der Kontrollgruppe mit $9,02^\circ \pm 2,9^\circ$ (Tab. 3). Der Unterschied der durchschnittlichen TS-Werte zwischen den Gruppen erwies sich als statistisch signifikant ((95%-CI [0,77; 1,28]), $t(1998) = 7,74$, $p < 0,0001$) jedoch mit geringer Effektstärke ($d = 0,35$) (Tab.6, Abb.11).

Tabelle 6: Vergleich des TS der Kontrollgruppe und VKB-verletzten Gruppe. Signifikanter Unterschied zwischen Patienten mit VKB-Verletzung und Patienten mit intaktem VKB (Kontrollgruppe). TS in °; M, Mittelwert; SD, Standardabweichung; MD; Median; SB; Spannbreite

	VKB-verletzte Gruppe <i>M ± SD; (MD; SB)</i>	Kontrollgruppe <i>M ± SD; (MD; SB)</i>	p-Wert*
TS Ø ges.	10,04° ± 3° (10°; 2-22°)	9,02° ± 2,9° (9°; 1-18°)	p < 0,0001

*Signifikanzniveau < 0,05

Tabelle 7: Vergleich des TS der Kontrollgruppe und VKB-verletzten Gruppe nach Geschlecht. Es zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen Patienten mit VKB-Verletzung und Patienten mit intaktem VKB (Kontrollgruppe). TS in°; M, Mittelwert; SD, Standardabweichung

	TS Ø Frauen <i>M ± SD</i>	TS Ø Männer <i>M ± SD</i>	p-Wert*
VKB-verletzte	10,4° ± 2,9°	10,5° ± 3,1°	<i>n.s</i>
Kontrollgruppe	9,1° ± 2,7°	8,9° ± 3°	<i>n.s</i>
Gesamt			
p-Wert*	p < 0,0001	p < 0,0001	

*Signifikanzniveau < 0,05

Auch bei getrennter Betrachtung nach Geschlecht, ließ sich der Trend eines durchschnittlich steileren TS in der VKB-verletzten Gruppe gegenüber der Kontrollgruppe feststellen. Der durchschnittliche TS bei Frauen lag in der VKB-verletzten Gruppe ($n = 365$) mit $10,4 \pm 2,9$ über dem der Kontrollgruppe ($n = 517$) mit $9,1 \pm 2,7$ (95%-CI [0,49, 1,24], $p < 0,0001$, $d < 0,31$). Der Mittelwert der Männer lag in der VKB-verletzten Gruppe ($n = 635$) bei $10,5 \pm 3,1$ ebenfalls über dem der Kontrollgruppe ($n = 483$) mit $8,9 \pm 3$ (95%-CI [0,82, 1,56], $p < 0,0001$; $d < 0,38$). Beide Unterschiede erwiesen sich als statistisch signifikant. Innerhalb der VKB-verletzten bzw. Kontrollgruppe zeigten Frauen und Männer nahezu gleiche Durchschnittswerte. (Tab.7, Abb. 12).

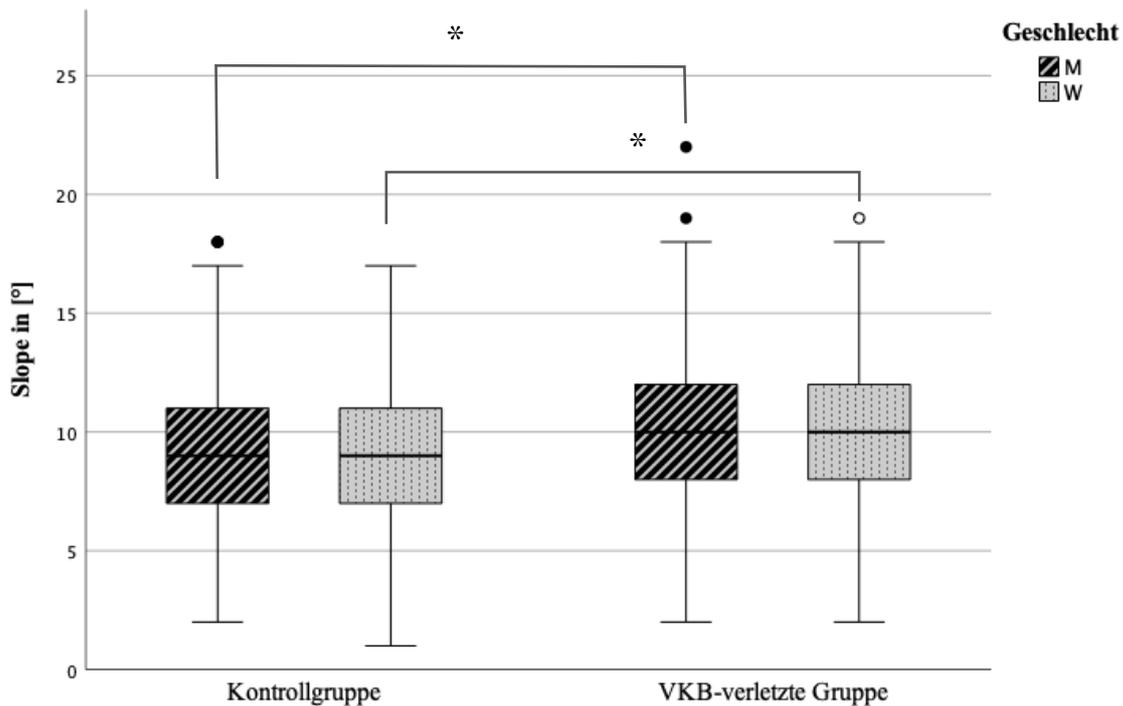


Abbildung 12: Boxplot-Vergleich Gruppenwerte. Aufschlüsselung der Vergleichsgruppen nach Geschlecht. In Bezug auf die gesamte Gruppe sowie auch bei getrennter Betrachtung der Geschlechter zeigten sich signifikant ($p < 0,0001$) höhere TS-Werte Mittelwerte in der VKB-verletzten Gruppe (M: $10,5^\circ \pm 3,1^\circ$ W gegenüber der Kontrollgruppe. Innerhalb einer Gruppe ergab sich kein signifikanter Unterschied der Werte zwischen den Geschlechtern. M, männlich; W, weiblich;

Im Seitenvergleich der Knie erwies sich der Unterschied des durchschnittlichen TS in beiden Gruppen als nicht signifikant.

4.3 Ausreißer Analyse

Die Auswertung beider Gruppen hinsichtlich ihrer Extremwerte ergab eine signifikant höhere Anzahl an Fällen mit einem $TS \geq 12^\circ$ in der VKB-Patientengruppe verglichen mit der Kontrollgruppe. Die Einteilung aller vermessenen Röntgenbilder in Gruppen mit einem $TS \geq 12^\circ$, $\geq 13^\circ$, $\geq 14^\circ$, $\geq 15^\circ$, $\geq 16^\circ$ und $\geq 17^\circ$ zeigte mit steigendem TS eine Verschiebung in der Häufigkeit des Auftretens der jeweiligen Werte in Richtung der VKB-verletzten Knie gegenüber den Kontrollen. Diese Tendenz spiegelt sich ebenfalls im Häufigkeitsverhältnis, hier als Outlier-Ratio bezeichnet, wider. So wiesen in der VKB-verletzten Gruppe 32,2% gegenüber 19,8% in der Kontrollgruppe einen $TS \geq 12^\circ$ ($p < 0,0001$; $|r| < 0,3$). Ein $TS \geq 14^\circ$ fand sich in 13,5% der Fälle in der VKB-Verletzten Gruppe und in 5,6% der Kontrollgruppe ($p < 0,0001$; $|r| < 0,3$). Bei einem TS von $\geq 16^\circ$ lag der Anteil in der VKB-verletzten Gruppe bei 3,7%

gegenüber 1,3% in der Kontrollgruppe ($p = 0,0005$; $|r| < 0.3$). Diese Tendenz ließ sich auch für die anderen Zwischengruppen beobachten (Tab. 8).

Tabelle 8: Vergleich der Anteile an klinischen Ausreißern $\geq 12^\circ$ zwischen Kontrollgruppe und VKB- verletzter Gruppe. Angabe in % an ges. Gruppe; n; Anzahl absolut

TS	VKB-verletzte Gruppe (Gruppe A)	Kontrollgruppe (Gruppe B)	p-Wert*	Outlier-Ratio (A:B)
$\geq 12^\circ$	32.2% (n=322)	19.8% (n=198)	$p < 0,0001$	1,63
$\geq 13^\circ$	20,9% (n=209)	11% (n=110)	$p < 0,0001$	1,9
$\geq 14^\circ$	13,5% (n=135)	5,6% (n=56)	$p < 0,0001$	2,41
$\geq 15^\circ$	8% (n=80)	2,6% (n=26)	$p < 0,0001$	3,08
$\geq 16^\circ$	3,7% (n=37)	1,3% (n=13)	$p = 0,001$	2,85
$\geq 17^\circ$	1,7% (n=17)	0,5% (n=5)	$p = 0,01$	3,4

*Signifikanzniveau $< 0,05$

Demgegenüber fand sich in der Kontrollgruppe ein signifikant höherer Anteil an Fällen mit einem $TS \leq 8^\circ$ gegenüber der VKB-Gruppe (32,1 vs. 42,7%; $p < 0,0001$; $|r| < 0.3$). Dieser Trend setzte sich auch für TS-Werte von $\leq 7^\circ$ (20 vs. 30,9%; $p < 0,0001$; $|r| < 0.3$), $\leq 6^\circ$ (12,4 vs. 19,8%; $p < 0,0001$, $|r| < 0.3$), $\leq 5^\circ$ (6,6 vs. 12%; $p = 0,0003$; $|r| < 0.1$) und $\leq 4^\circ$ (2,8 vs. 5,3%; $p = 0,0045$; $|r| < 0.1$) fort (Tab. 9).

Tabelle 9: Vergleich der Anteile an klinischen Ausreißern $\leq 8^\circ$ zwischen Kontrollgruppe und VKB-verletzter Gruppe. Angabe in % an gesamter Gruppe; n; Anzahl absolut

TS	VKB-Verletzte Gruppe (Gruppe A)	Kontrollgruppe (Gruppe B)	p-Wert*	Outlier-Ratio (A:B)
$\leq 3^\circ$	1% (n=10)	2,3% (n=23)	$p = 0,022$	0,42
$\leq 4^\circ$	2,8% (n=28)	5,4% (n=54)	$p = 0,005$	0,52
$\leq 5^\circ$	6,6% (n=66)	12,1% (n=121)	$p = 0,0003$	0,54
$\leq 6^\circ$	12,4% (n=124)	19,9% (n=199)	$p < 0,0001$	0,62
$\leq 7^\circ$	20% (n=200)	31% (n=310)	$p < 0,0001$	0,64
$\leq 8^\circ$	32,1% (n=321)	42,8% (n=428)	$p < 0,0001$	0,75

*Signifikanzniveau $< 0,05$

Zur besseren Veranschaulichung wurde das Häufigkeitsverhältnis (Outlier-Ratio = $\frac{\text{VKB-Gruppe (\%)}}{\text{Kontrollgruppe (\%)}}$) der TS-Werte beider Gruppen zueinander berechnet und in Abbildung 13 dargestellt.

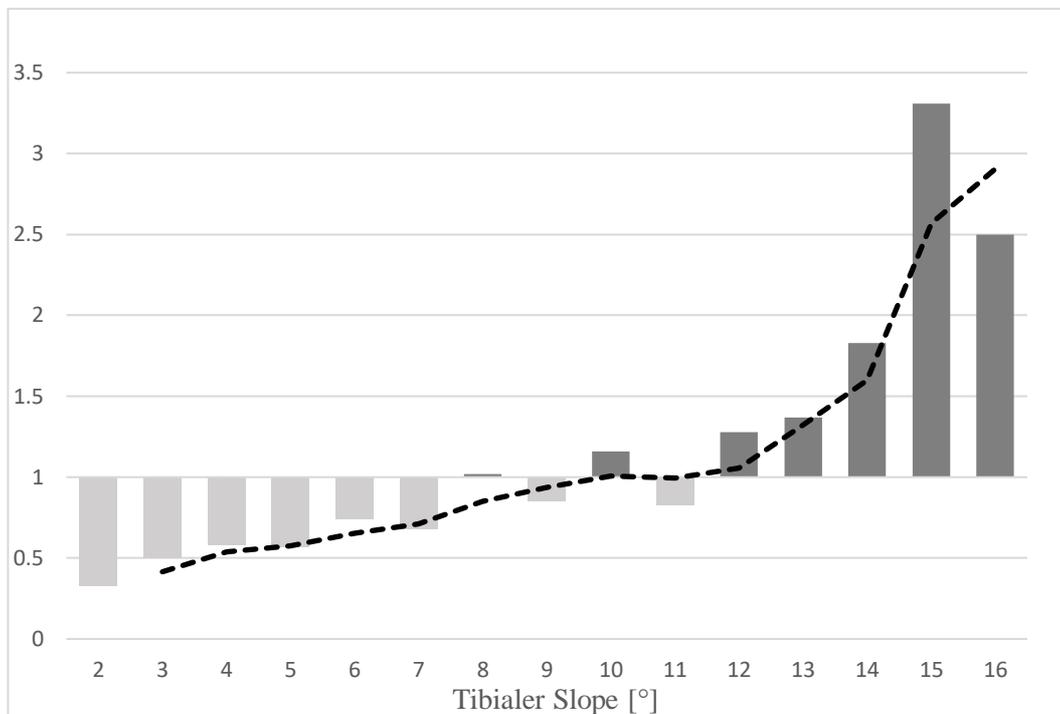


Abbildung 13: Verteilung und Trendlinie des Outlier-Ratio ($\frac{\% \text{VKB Gruppe}}{\% \text{Kontrollgruppe}}$) des TS zwischen 2° und 16°. Hellgrau entspricht Werten < 1, dunkelgrau entspricht Werten > 1.

4.4 Inter- und Intrarater-Reliabilität

Die lateralen Röntgenaufnahmen des Knies wurden retrospektiv von zwei erfahrenen Untersuchern und einem eingearbeiteten Doktoranden unter Verwendung derselben Messtechnik ausgewertet. Zur Erfassung der Interrater-Reliabilität wurden je 100 Messungen zwischen allen Untersuchern verglichen. Für die Bestimmung Intrarater-Reliabilität wurden von jedem Untersucher 50 Messungen in einem Abstand von mindestens 14 Tagen erneut durchgeführt. Die Interrater und Intrarater-Reliabilität der Durchschnittsmaße zwischen den Untersuchern lag zwischen 0,78 und 0,95 und ergab somit eine „gute“ bis „sehr gute“ Übereinstimmung der Messungen nach Shrou und Fleiss (Tab.10).¹⁵⁷

Tabelle 10: Inter- und Intrarater-Reliabilität anhand des ICC (Intraklass-Korrelationskoeffizient).
 Übereinstimmung nach Shrout und Fleiss.

Untersucher (A,B,C)	ICC (95% CI)	Übereinstimmung
A vs. B	0,78 (95% CI, 0,69 – 0,84)	Gut
A vs. C	0,93 (95% CI, 0,86 – 0,96)	Sehr gut
B vs. C	0,95 (95% CI, 0,93 – 0,97)	Sehr gut
A vs. A	0,92 (95% CI, 0,86 – 0,96)	Sehr gut
B vs. B	0,88 (95% CI, 0,79 – 0,94)	Sehr gut
C vs. C	0,95 (95% CI, 0,89 – 0,98)	Sehr gut

Die Arbeitshypothese, dass der TS auf konventionellen Röntgenbildern VKB-verletzter Knie sich höher darstellt als der TS nicht-verletzter Knie, konnte durch die Ergebnisse der Studie gestützt werden. Obgleich statistisch signifikant, erwies sich der Unterschied der Durchschnittswerte des TS zwischen den beiden Gruppen jedoch von geringer Effektstärke und bildete in absoluten Zahlen eine Abweichung von nur einem Grad ab. Die Mittelwertdifferenz zwischen den Gruppen ist daher eher von geringer klinischer Relevanz. Was sich jedoch zeigte, war ein höherer Anteil an klinischen Ausreißern mit TS-Werten $\geq 12^\circ$ bei den VKB-verletzten Knie, wobei der Unterschied im Vergleich zur VKB-intakten Kontrollgruppe mit steigendem TS-Wert umso deutlicher wurde. Umgekehrt präsentierte sich in der Kontrollgruppe ein größerer Anteil an Knien mit einem TS $\leq 8^\circ$. Die in den Randbereichen immer deutlicher werdenden Differenzen im Auftreten der jeweiligen TS-Werte zwischen den Gruppen ließen sich besonders deutlich im „Outlier-ratio“ darstellen. Dieser beschreibt das Häufigkeitsverhältnis beider Gruppen für das jeweilige TS-Wert Intervall und entwickelt sich ab einem TS von $\geq 12^\circ$ deutlich zu Seiten der VKB-verletzten Gruppe.

Darüber hinaus konnten die Studienergebnisse die Vermutung bestätigen, dass die Bestimmung des TS auf konventionellen lateralen Röntgenbildern mit der Methode nach Dejour und Bonnin in standardisierter Form mit einer hohen Intra- und Interrater-Reliabilität einhergeht, was die Eignung der Modalität sowie der Messmethode als ein Verfahren mit guter klinischer Anwendbarkeit zur Bestimmung des TS unterstreicht.

5.1 Geringe Mittelwertdifferenzen jedoch relevante Unterschiede in Extremwerten zwischen den Vergleichsgruppen

Zwar zeigen die Ergebnisse dieser Arbeit statistisch signifikante Unterschiede der TS-Werte zwischen beiden Gruppen, betrachtet man jedoch die Effektstärken so wie die absoluten Zahlen, zeigt sich nur eine geringe, zu vernachlässigende Abweichung der Durchschnittswerte des TS von 1° zwischen der VKB-verletzten Gruppe mit einem Mittelwert von 10° und der Kontrollgruppe mit 9° .

Eine aktuelle Arbeit von Micicoi et al. untersuchte das Vorkommen ossärer morphologischer Faktoren in einer unverletzten Referenzpopulation, die in der Literatur bereits mit Verletzungen des VKB in Verbindung gebracht wurden. Dabei wurden Faktoren wie der notch width index (NWI), der lateralen femorale intercondylar Index (LFCI), sowie auch MTS und LTS analysiert. Von den 382, computertomographisch untersuchten Patienten präsentierten sich ungefähr 50% mit mindestens einem ossären Risikofaktoren für eine VKB-Verletzung. Dabei

wiesen 54% der untersuchten gesunden Knie, basierend auf derzeit in der Literatur diskutierter Werte, einen erhöhten MTS und 15% einen erhöhten LTS auf¹¹⁹.

Diese Ergebnisse wie auch das aktuelle klinische Verständnis der Genese von VKB-Rupturen als multifaktorielles Geschehen, zeigen daher, dass der Zusammenhang allein zwischen ossären Risikofaktoren und einer tatsächlichen Verletzung des VKB zu vereinfacht dargestellt sein könnte. So präsentiert sich auch ein Großteil der VKB-verletzten Patienten klinisch mit einem TS, der sich im Wesentlichen kaum von den Durchschnittswerten der gesunden unverletzten Bevölkerung unterscheidet. Im Umkehrschluss bedeutet dies jedoch auch, dass sich nach den in der heutigen Literatur vorwiegend diskutierten Grenzwerten ein Großteil der unverletzten Durchschnittsbevölkerung klinisch mit einem Risikoslope präsentiert. So wiesen in unserer Studie zwar 32.2% der VKB-verletzten Knie den häufig propagierten Schwellenwert von $\geq 12^\circ$ auf, jedoch ebenso ganze 19.8% der unverletzten Kontrollgruppe. Unsere Daten bestätigen damit die Ergebnisse vorangegangener Studien, die statistisch signifikant höhere Mittelwerte in VKB-Verletzten im Vergleich zur unverletzten Kontrollgruppe finden konnten, jedoch in absoluten Zahlen nur geringfügig Abweichungen der Gruppen voneinander feststellten^{21,31,95,168,172}.

Deutlichere Unterschiede zwischen verletzten und unverletzten Knien zeigten sich erst an den Enden des gemessenen TS-Spektrums. Es lässt sich festhalten, dass relevante Abweichungen in der Tat ab einem TS $\geq 12^\circ$ zu Seiten der VKB-verletzten Gruppe und bei TS-Werten $\leq 8^\circ$ zu Seiten der Kontrollgruppe vorzufinden waren. Hier stützen die vorliegenden Ergebnisse vorangegangene Studien, die bereits diesen „cut-off“-Wert als Risikofaktor für das Versagen einer VKB-Revisionsplastik propagierten^{63,102,143,181}. Da sich in diesem Grenzbereich jedoch auch die Kontrollgruppe mit 19.8% noch mit relevanten Anteilen präsentierte, lässt sich die tatsächliche Sensitivität und Spezifität eines knappen überschreiten eines TS-Wertes von $\geq 12^\circ$ als alleiniger prädiktiver Risikofaktor für eine VKB-Verletzung bzw. eines Transplantatversagen diskutieren.

Deutlich relevantere Unterschiede zeigten sich beispielsweise bei Werten von $\geq 15^\circ$, wie auch der Outlier-Ratio mit einem im Vergleich zur Kontrollgruppe 3-fach so häufigen Auftreten derartiger TS-Werte in der VKB-verletzten Gruppe verdeutlicht.

In Bezug auf die Definition von „Normwerten“ und klinischen Ausreißern existiert in der Literatur bisher kein klarer Konsens in den beschriebenen Werten. So definierte Meric et al. in einer großen Studie an 13.000 Patienten, die im Rahmen der Planung eines Kniegelenkersatzes ein CT erhielten, die klinischen Ausreißergruppen über einen TS $< 4^\circ$ und $> 10^\circ$, worunter knapp 30% der untersuchten Knie fielen¹¹⁸. Bezieht man jedoch die bildgebungs- und messspezifischen

intermethodischen Differenzen mit ein, könnte dies die Abweichungen von den in dieser Studie vorliegenden Ergebnissen erklären^{82,124}. Hier zeigt sich abermals, dass der TS eine von Messverfahren und Modalität abhängige Beschreibung des Neigungswinkels des Tibiaplateaus darstellt, der einen zuverlässigen Vergleich der Werte nur innerhalb einer methodisch gleichermaßen vermessenen Kohorte erlaubt und derzeit nicht als nominaler Wert angesehen werden sollte. TS-Werte zwischen Kohorten, die mittels unterschiedlicher Bildgebungs- und Messverfahren bestimmt wurden, sind daher nur begrenzt vergleichbar und Studienergebnisse sehr eingeschränkt übertragbar, was die Interpretation der vorhandenen Daten und das Ziehen von Schlussfolgerungen erschwert.

Diese Arbeit konnte somit zeigen, dass Unterschiede zwischen VKB-verletzten und -intakten Knien besonders im Bereich der Extremwerte deutlicher werden. Daraus resultierend können diese Patienten als klinische Ausreißer kategorisiert werden, was auch die Verhältnisse des Outlier-Ratio verdeutlichen. Ob für die Risikogruppe mit TS-Werten $\geq 12^\circ$, wie in einigen vorangegangenen Arbeiten empfohlen, bereits eine Slope-reduzierenden kniegelenksnahen Umstellungsosteotomie indiziert sein könnte, sollte in Folgestudien weiter adressiert werden^{3,34,166,169}.

5.2 Keine Unterschiede zwischen Geschlechtern und nur geringer Einfluss des Alters auf die Ausprägung des tibialen Slope

Auf Grund der demographischen Unterschiede beider Gruppen im Hinblick auf Alter und Geschlecht wurde ein Multivariat-Analyse durchgeführt. Diese zeigte keinen signifikanten Einfluss des Geschlechts auf den TS, es konnte jedoch eine signifikante Abhängigkeit zwischen Alter und TS festgestellt werden.

Die Meinungen zu geschlechtsspezifischen Unterschieden in der Ausprägung des TS in der Forschung gehen auseinander. So konnten einige Studien einen steileren TS bei Frauen nachweisen^{172,184}, andere berichten von signifikant höheren Werten bei männlichen Probanden^{88,132}, wieder andere konnten wie unsere Studie keinen Zusammenhang zwischen Geschlecht und TS nachweisen⁹⁵. In Bezug auf den Einfluss des Alters besteht ebenfalls Uneinigkeit in der Literatur. So berichten einige Arbeiten von einem signifikanten Einfluss des Alters auf den TS, andere konnte diesen Zusammenhang nicht bestätigen^{4,27,68,71,178}. Der Großteil der Arbeiten, die eine Abhängigkeit des TS vom Alter feststellen konnten, erklärten dies mit den degenerativen ossären Veränderungen, die sich zumeist im fortgeschrittenen Lebensalter zeigen und mit einem steileren TS assoziiert waren^{69,71,170}. So verglichen Chiu et

al. in ihrer Studie die erhobenen TS-Werte zwischen Kniepräparaten einer gesunden Kontrollgruppe und denen von Patienten mit Arthrose und kamen dabei für die Knie mit degenerativen Veränderungen auf TS Durchschnittswerte von $13,1^\circ \pm 4,0^\circ$ gegenüber $10,8^\circ \pm 3,5^\circ$ in den nicht veränderten Präparaten²⁵. Einige der Daten zu TS-Werten in Knien mit intakten VKB stammen aus Studien, bei denen die Bildgebung im Rahmen der Planung einer TKA stattfand^{115,118,128,189}. Diese Patienten waren im Schnitt älter und wiesen in den meisten Fällen fortgeschrittene Degenerationen des Kniegelenks auf⁶⁹. Da aus der vorliegenden Arbeit Patienten mit höhergradiger Arthrose ausgeschlossen wurden, bieten diese Erkenntnisse auch einen Erklärungsansatz für die deutlich höheren beschriebenen Durchschnittswerte des TS im Vergleich zu unserer Studie. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Daten durch einen nicht nachzuweisenden Einfluss des Geschlechts wie auch durch den geringen Regressionskoeffizienten ($p < 0,0001$; $B = -0,03$) für den Einfluss des Alters auf den TS hinweisen. Der Regressionskoeffizient beschreibt in diesem Zusammenhang somit einen pro 10 Jahre nur um $0,3^\circ$ geringeren Slope-Wert, was im klinischen Alltag kaum von Relevanz sein dürfte. Dies wird ebenso durch den geringen Korrelationskoeffizient ($R^2 = 0,015$) unterstützt, der nur einen niedrigen Erklärungswert der Variablen Alter und Geschlecht für das hier beschriebene Modell nahelegt. Dennoch sollte auf einen potenziellen Einfluss der Faktoren bei der Interpretation der Ergebnisse hingewiesen werden.

5.3 Hohe Reproduzierbarkeit des Messverfahrens

Da konventionelle Röntgenbilder zu den in der klinischen Routine mit am weitesten verbreiteten Bildgebungsverfahren zählen und in nahezu allen Fällen bei Verdacht auf eine VKB-Verletzung vorliegen, war ein weiteres Ziel der Arbeit die Prüfung der Durchführbarkeit und Reproduzierbarkeit der Bestimmung des TS im KLR. Im Gegensatz zum KLR, erlauben schnittbildgebende Verfahren wie die CT oder MRT zwar die Diskriminierung des medialen und lateralen TS, erfordern jedoch auf der anderen Seite spezielle Auswertungssoftware und sind mit einem deutlich höheren Zeitaufwand verbunden. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen eine hohe Inter- wie auch Intrarater-Reliabilität der Messungen - und das, an der unseres aktuellen Kenntnisstands nach größten bisher mit diesem Verfahren untersuchten Fallzahl. Betrachtet man die derzeitige Literatur, so findet die angewandte Messmethode nach Dejour und Bonnin insgesamt eine breite Anwendung und auch vorangegangene Arbeiten

konnten von einer guten Reproduzierbarkeit sowie einer guten bis moderaten Korrelation mit MRT sowie CT-Messungen berichten^{62-64,66,82,124}. Auch über die innerhalb dieser Studie durchgeführten Messungen hinaus zeigen die Ergebnisse eine gute Übereinstimmung mit einigen anderen, methodisch vergleichbaren Studien, welche von durchschnittlichen TS-Werten in VKB-intakten Knien zwischen 8,4° und 9,9° im KLR berichten^{21,88,116,172}. Die gute Reproduzierbarkeit und Durchführbarkeit könnten dieses Vorgehen zur Bestimmung des TS im KLR in Kombination mit der Messmethode nach Dejour und Bonnin daher in der praktischen Anwendung für die klinische Routine zu einem geeigneten Standardverfahren machen.

5.4 Limitationen der Arbeit

Bei der Interpretation dieser Studie sind einige wichtige Limitationen zu beachten. Da es sich um eine retrospektive Arbeit handelt, basierten die Daten der VKB-intakten Kontrollgruppe lediglich auf vorliegenden, festgehaltenen Informationen zur Krankengeschichte der Patienten. Nicht in allen Fällen stand eine MRT-Bildgebung zum definitiven Ausschluss einer VKB-Verletzung zur Verfügung. Dennoch wurden alle Patienten, deren Krankengeschichte oder klinische Untersuchung auf eine Verletzung des VKB hindeutet, ausgeschlossen. Darüber hinaus ist darauf hinzuweisen, dass es demographische Unterschiede zwischen der Kontrollgruppe und der VKB-verletzten Patientenkohorte, sowie eine unzureichende Datenlage in Bezug auf BMI und ethnische Zugehörigkeit vorlagen, wodurch der in anderen Arbeiten angemerkte potenzielle Einfluss dieser Kovariaten nicht mit in Betracht gezogen werden konnten^{4,18}. So fand sich in der VKB-verletzten Gruppe ein signifikant höherer Anteil an männlich Probanden und das Patienten Durchschnittsalter lag signifikant niedriger verglichen mit der Kontrollgruppe. Dies könnte an dem allgemein vermehrten Auftreten von VKB-Rupturen bei jungen aktiven Menschen, insbesondere Männern liegen, da ein geringeres Lebensalter sowie das männliche Geschlecht durch die Assoziation mit einem gesteigerten Aktivitätsniveau und dem Ausüben von Risiko-Sportarten einen indirekten Risikofaktor für eine VKB-Verletzung darstellen¹⁸⁵. Im Gegensatz dazu bestand die initiale Indikation zur Bildgebung innerhalb der Kontrollgruppe überwiegend zum Ausschluss degenerativer Veränderungen oder Frakturausschluss im Rahmen undefinierter Traumata, welche häufig mit einem höheren Alter assoziiert sind. Es ist jedoch zu erwähnen, dass in der Literatur widersprüchliche Meinungen zum Einfluss des Alters auf den TS, vom Zeitpunkt der abgeschlossenen Skelettreife bis hin zum Auftreten degenerativer arthrotischer Veränderungen, existieren^{4,27,56}. Während das Geschlecht keinen signifikanten Einfluss auf die Ausprägung des TS hatte, zeigte die hier durchgeführte Multivariat-Analyse eine signifikante Abhängigkeit

zwischen Alter und TS. Obgleich der geringe Regressionskoeffizient auf einen klinisch zu vernachlässigenden Zusammenhang hindeutet, ist dies bei der Interpretation der Ergebnisse mit in Betracht zu ziehen.

Ein weiterer Nachteil der vorliegenden Studie ist der durch die hier erfolgte Bestimmung des TS auf konventionellen Röntgenbildern nicht fassbare mögliche Unterschiede des lateralen und medialen Tibiaplateaus, der in anderen Arbeiten gezeigt werden konnte⁴³. Dennoch sprachen sich auch vorangegangene Studien für die akkurate und objektive Quantifizierbarkeit des TS auf Röntgenaufnahmen, sowie eine gute Korrelation der Werte mit Messungen aus MRT-Bildgebung aus^{62,82}.

Ebenso ist bei der Einordnung und Interpretation der Daten und insbesondere der statistischen Analysen drauf hinzuweisen, dass die Studie auf Grund ihrer hohen Fallzahl eine Power von >0.9 aufweist. Der Grund für den Einschluss einer derart großen Kohorte war das Vorbeugen einer ungerechtfertigten Ablehnung der Nullhypothese und das Erreichen eines ausreichenden Maßes an statistischer Power und Validierung. Dieses ist Voraussetzung, um sich der Hauptfragestellung der Arbeit, einem Durchschnittswert des TS in der normalen Bevölkerung sowie bei Patienten mit VKB-Ruptur, bestmöglich zu nähern.

Das mit einer hohen statistischen Power verbundene Hervorrufen statistischer Signifikanzen, auch bei kleinen Unterschieden von geringer klinischer Relevanz, sollte hierbei bedacht und Tests und Ergebnisse stets im klinischen Zusammenhang diskutiert werden.

Zuletzt sollte darauf hingewiesen werden, dass der Vergleich und die Interpretation der beschriebenen TS-Werte unserer Studie mit Ergebnissen anderer Arbeiten, die abweichende messmethodische und bildgebende Verfahren anwenden, aufgrund der deutlichen intermethodischen Differenzen nur sehr eingeschränkt möglich ist^{62,82,124}. Dies ist ebenso ein Erklärungsansatz für die Abweichung der TS-Werte zu anderen, in der Literatur beschriebenen Durchschnittswerten. Unsere Daten stützen damit die bestehende These, dass bei derzeitigem Fehlen eines einheitlichen Standards zur Bestimmung des TS, dieser weniger als absoluter, mit Normwerten abgleicher Wert gesehen werden sollte, sondern nur innerhalb einheitlich vermessener Populationen einen validen Vergleich zulässt⁶⁵.

5.5 Schlussfolgerung

Der TS-Wert der 1000 Patienten mit VKB-Verletzung lag im statistischen Vergleich signifikant höher als bei den 1000 Patienten mit intaktem VKB. Die Mittelwertdifferenz beider Gruppen von nur einem Grad ist jedoch vermutlich für die klinische Routine von geringer Relevanz. Dennoch konnte eine signifikant höhere Anzahl an klinischen Ausreißern mit TS-Werten oberhalb der 12° in den VKB-verletzten Knien nachgewiesen werden, deren Anteil gegenüber der VKB-intakten Knie mit Anstieg des TS-Wertes umso deutlicher wurde. Ein $TS \geq 12^\circ$ vermessen auf konventionellen lateralen Röntgenbildern könnte somit für diese Patientengruppe als potenzieller Risikoschwellenwert für VKB-Verletzungen und Transplantatversagen herangezogen werden, sollte jedoch insbesondere im Grenzbereich bei der Indikationsstellung therapeutischer Konsequenzen stets individuell und im Zusammenhang mit weiteren möglichen Risikofaktoren betrachtet werden.

1. Ageberg E, Fridén T. Normalized motor function but impaired sensory function after unilateral non-reconstructed ACL injury: patients compared with uninjured controls. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008;16(5):449-456.
2. Agneskirchner JD, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C, Imhoff AB, Lobenhoffer P. Effect of high tibial flexion osteotomy on cartilage pressure and joint kinematics: a biomechanical study in human cadaveric knees. Winner of the AGA-DonJoy Award 2004. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2004;124(9):575-584.
3. Akoto R, Alm L, Drenck TC, Frings J, Krause M, Frosch KH. Slope-Correction Osteotomy with Lateral Extra-articular Tenodesis and Revision Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Is Highly Effective in Treating High-Grade Anterior Knee Laxity. *Am J Sports Med.* 2020;48(14):3478-3485.
4. Aljuhani WS, Qasim SS, Alrasheed A, Altwalah J, Alsalman MJ. The effect of gender, age, and body mass index on the medial and lateral posterior tibial slopes: a magnetic resonance imaging study. *Knee Surg Relat Res.* 2021;33(1):12.
5. Amis AA, Bull AM, Lie DT. Biomechanics of rotational instability and anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Oper Tech Orthop.* 2005;15(1):29-35.
6. Amis AA, Dawkins GP. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br.* 1991;73(2):260-267.
7. Andernord D, Desai N, Björnsson H, Ylander M, Karlsson J, Samuelsson K. Patient predictors of early revision surgery after anterior cruciate ligament reconstruction: a cohort study of 16,930 patients with 2-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2015;43(1):121-127.
8. Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment. *Orthop Clin North Am.* 1994;25(3):395-403.
9. Andriacchi TP, Briant PL, Bevill SL, Koo S. Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;442:39-44.
10. Barrack RL, Skinner HB, Brunet ME, Cook SD. Joint kinesthesia in the highly trained knee. *J Sports Med Phys Fitness.* 1984;24(1):18-20.
11. Barrack RL, Skinner HB, Cook SD, Haddad RJ, Jr. Effect of articular disease and total knee arthroplasty on knee joint-position sense. *J Neurophysiol.* 1983;50(3):684-687.

12. Bates NA, Nesbitt RJ, Shearn JT, Myer GD, Hewett TE. Posterior Tibial Slope Angle Correlates With Peak Sagittal and Frontal Plane Knee Joint Loading During Robotic Simulations of Athletic Tasks. *Am J Sports Med.* 2016;44(7):1762-1770.
13. Bayer S, Meredith SJ, Wilson KW, de Sa D, Pauyo T, Byrne K, McDonough CM, Musahl V. Knee Morphological Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury: A Systematic Review. *J Bone Joint Surg Am.* 2020;102(8):703-718.
14. Bellemans J, Robijns F, Duerinckx J, Banks S, Vandenuecker H. The influence of tibial slope on maximal flexion after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13(3):193-196.
15. Bernard M, Hertel P, Hornung H, Cierpinski T. Femoral insertion of the ACL. Radiographic quadrant method. *Am J Knee Surg.* 1997;10(1):14-21; discussion 21-12.
16. Bernhardson AS, Aman ZS, Dornan GJ, Kemler BR, Storaci HW, Brady AW, Nakama GY, LaPrade RF. Tibial Slope and Its Effect on Force in Anterior Cruciate Ligament Grafts: Anterior Cruciate Ligament Force Increases Linearly as Posterior Tibial Slope Increases. *Am J Sports Med.* 2019;47(2):296-302.
17. Beynonn BD, Fleming BC, Labovitch R, Parsons B. Chronic anterior cruciate ligament deficiency is associated with increased anterior translation of the tibia during the transition from non-weightbearing to weightbearing. *J Orthop Res.* 2002;20(2):332-337.
18. Bisicchia S, Scordo GM, Prins J, Tudisco C. Do ethnicity and gender influence posterior tibial slope? *J Orthop Traumatol.* 2017;18(4):319-324.
19. Bisson LJ, Gurske-DePerio J. Axial and sagittal knee geometry as a risk factor for noncontact anterior cruciate ligament tear: a case-control study. *Arthroscopy.* 2010;26(7):901-906.
20. Brambilla L, Pulici L, Carimati G, Quaglia A, Prospero E, Bait C, Morengi E, Portinaro N, Denti M, Volpi P. Prevalence of Associated Lesions in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Correlation With Surgical Timing and With Patient Age, Sex, and Body Mass Index. *Am J Sports Med.* 2015;43(12):2966-2973.
21. Brandon ML, Haynes PT, Bonamo JR, Flynn MI, Barrett GR, Sherman MF. The association between posterior-inferior tibial slope and anterior cruciate ligament insufficiency. *Arthroscopy.* 2006;22(8):894-899.
22. Brazier J, Migaud H, Gougeon F, Cotten A, Fontaine C, Duquennoy A. Evaluation of methods for radiographic measurement of the tibial slope. A study of 83 healthy knees. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1996;82(3):195-200.

23. Burns EA, Collins AD, Jack RA 2nd, McCulloch PC, Lintner DM, Harris JD. Trends in the Body Mass Index of Pediatric and Adult Patients Undergoing Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthop J Sports Med.* 2018;6(4):2325967118767398.
24. Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am.* 1980;62(2):259-270.
25. Chiu KY, Zhang SD, Zhang GH. Posterior slope of tibial plateau in Chinese. *J Arthroplasty.* 2000;15(2):224-227.
26. Christensen JJ, Krych AJ, Engasser WM, Vanhees MK, Collins MS, Dahm DL. Lateral Tibial Posterior Slope Is Increased in Patients With Early Graft Failure After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 2015;43(10):2510-2514.
27. Clinger BN, Plaster S, Passarelli T, Marshall J, Wascher DC. Differentiation in Posterior Tibial Slope by Sex, Age, and Race: A Cadaveric Study Utilizing 3-Dimensional Computerized Tomography. *Am J Sports Med.* 2022;50(10):2698-2704.
28. Cohen J, Cohen JW. *Statistical power analysis for the behavioral sciences.* 2. ed. Hillsdale, NJ [u.a.]: Erlbaum; 1988.
29. 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):984-992.
30. Cooper JD, Wang W, Prentice HA, Funahashi TT, Maletis GB. The Association Between Tibial Slope and Revision Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Patients ≤ 21 Years Old: A Matched Case-Control Study Including 317 Revisions. *Am J Sports Med.* 2019;47(14):3330-3338.
31. Dæhlin L, Inderhaug E, Strand T, Parkar AP, Solheim E. The Effect of Posterior Tibial Slope on the Risk of Revision Surgery After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 2022;50(1):103-110.
32. Daniel DM, Stone ML, Sachs R, Malcom L. Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption. *Am J Sports Med.* 1985;13(6):401-407.
33. de Boer JJ, Blankevoort L, Kingma I, Vorster W. In vitro study of inter-individual variation in posterior slope in the knee joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009;24(6):488-492.

34. Dejour D, Saffarini M, Demey G, Baverel L. Tibial slope correction combined with second revision ACL produces good knee stability and prevents graft rupture. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015;23(10):2846-2852.
35. Dejour H, Bonnin M. Tibial translation after anterior cruciate ligament rupture. Two radiological tests compared. *J Bone Joint Surg Br*. 1994;76(5):745-749.
36. DePhillipo NN, Kennedy MI, Dekker TJ, Aman ZS, Grantham WJ, LaPrade RF. Anterior Closing Wedge Proximal Tibial Osteotomy for Slope Correction in Failed ACL Reconstructions. *Arthrosc Tech*. 2019;8(5):e451-e457.
37. DePhillipo NN, Zeigler CG, Dekker TJ, Grantham WJ, Aman ZS, Kennedy MI, LaPrade RF. Lateral Posterior Tibial Slope in Male and Female Athletes Sustaining Contact Versus Noncontact Anterior Cruciate Ligament Tears: A Prospective Study. *Am J Sports Med*. 2019;47(8):1825-1830.
38. Dickschas J. Extensionsosteotomie. *Arthroskopie*. 2021;34(1):14-19.
39. DiSilvestro KJ, Jauregui JJ, Glazier E, Cherkalin D, Bennett CH, Packer JD, Henn RF 3rd. Outcomes of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Obese and Overweight Patients: A Systematic Review. *Clin J Sport Med*. 2019;29(4):257-261.
40. Domnick C, Raschke MJ, Herbolt M. Biomechanics of the anterior cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction techniques. *World J Orthop*. 2016;7(2):82-93.
41. Eckardt H PR, Suárez MA, Delgadillo C, Salavarrieta J, Escalante I, Swartman B. Intraoperative imaging of the proximal tibia. surgeryreference.aofoundation.org. Updated 30.05.23.
42. Eggerding V, Meuffels DE, Bierma-Zeinstra SM, Verhaar JA, Reijman M. Factors related to the need for surgical reconstruction after anterior cruciate ligament rupture: a systematic review of the literature. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2015;45(1):37-44.
43. Faschingbauer M, Sgroi M, Juchems M, Reichel H, Kappe T. Can the tibial slope be measured on lateral knee radiographs? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014;22(12):3163-3167.
44. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*. 2007;39(2):175-191.
45. Fleming JD, Ritzmann R, Centner C. Effect of an Anterior Cruciate Ligament Rupture on Knee Proprioception Within 2 Years After Conservative and Operative Treatment: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports Med* 2022;52(5):1091-1102.

46. Fukubayashi T, Torzilli PA, Sherman MF, Warren RF. An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque. *J Bone Joint Surg Am.* 1982;64(2):258-264.
47. Gao F, Zhou J, He C, Ding J, Lou Z, Xie Q, Li H, Li F, Li G. A Morphologic and Quantitative Study of Mechanoreceptors in the Remnant Stump of the Human Anterior Cruciate Ligament. *Arthroscopy.* 2016;32(2):273-280.
48. Genin P, Weill G, Julliard R. The tibial slope. Proposal for a measurement method. *J Radiol.* 1993;74(1):27-33.
49. Giffin JR, Stabile KJ, Zantop T, Vogrin TM, Woo SL, Harner CD. Importance of tibial slope for stability of the posterior cruciate ligament deficient knee. *Am J Sports Med.* 2007;35(9):1443-1449.
50. Giffin JR, Vogrin TM, Zantop T, Woo SL, Harner CD. Effects of increasing tibial slope on the biomechanics of the knee. *Am J Sports Med.* 2004;32(2):376-382.
51. Gokeler A, Zantop T, Jöllenbeck T. Vorderes Kreuzband. *GOTS-Expertenmeeting.* 2010.
52. Grassi A, Kim C, Marcheggiani Muccioli GM, Zaffagnini S, Amendola A. What Is the Mid-term Failure Rate of Revision ACL Reconstruction? A Systematic Review. *Clin Orthop Relat Res.* 2017;475(10):2484-2499.
53. Grassi A, Macchiarola L, Urrizola Barrientos F, Zicaro JP, Costa Paz M, Adravanti P, Dini F, Zaffagnini S. Steep Posterior Tibial Slope, Anterior Tibial Subluxation, Deep Posterior Lateral Femoral Condyle, and Meniscal Deficiency Are Common Findings in Multiple Anterior Cruciate Ligament Failures: An MRI Case-Control Study. *Am J Sports Med.* 2019;47(2):285-295.
54. Grassi A, Pizza N, Zambon Bertoja J, Macchiarola L, Lucidi GA, Dal Fabbro G, Zaffagnini S. Higher risk of contralateral anterior cruciate ligament (ACL) injury within 2 years after ACL reconstruction in under-18-year-old patients with steep tibial plateau slope. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2021;29(6):1690-1700.
55. Grassi A, Signorelli C, Urrizola F, Macchiarola L, Raggi F, Mosca M, Samuelsson K, Zaffagnini S. Patients With Failed Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Have an Increased Posterior Lateral Tibial Plateau Slope: A Case-Controlled Study. *Arthroscopy.* 2019;35(4):1172-1182.
56. Green DW, Sidharthan S, Schlichte LM, Aitchison AH, Mintz DN. Increased Posterior Tibial Slope in Patients With Osgood-Schlatter Disease: A New Association. *Am J Sports Med.* 2020;48(3):642-646.

57. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng.* 1983;105(2):136-144.
58. MARS Group; Wright RW, Huston LJ, Spindler KP, Dunn WR, Haas AK, Allen CR, Cooper DE, DeBerardino TM, Lantz BB, Mann BJ, Stuart MJ. Descriptive epidemiology of the Multicenter ACL Revision Study (MARS) cohort. *Am J Sports Med.* 2010;38(10):1979-1986.
59. Grüber J, Wolter D, Lierse W. Anterior cruciate ligament reflex (LCA reflex). *Unfallchirurg.* 1986;89(12):551-554.
60. Guenther D, Irrarázaval S, Nishizawa Y, Vernacchia C, Thorhauer E, Musahl V, Irrgang JJ, Fu FH. Variation in the shape of the tibial insertion site of the anterior cruciate ligament: classification is required. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25(8):2428-2432.
61. Gupta A, Tejpal T, Shanmugaraj A, Horner NS, Simunovic N, Duong A, Ayeni OR. Surgical Techniques, Outcomes, Indications, and Complications of Simultaneous High Tibial Osteotomy and Anterior Cruciate Ligament Revision Surgery: A Systematic Review. *HSS J.* 2019;15(2):176-184.
62. Gwinner C, Fuchs M, Sentuerk U, Perka CF, Walter TC, Schatka I, Rogasch JMM. Assessment of the tibial slope is highly dependent on the type and accuracy of the preceding acquisition. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2019;139(12):1691-1697.
63. Gwinner C, Janosec M, Wierer G, Wagner M, Weiler A. Graft Survivorship After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Based on Tibial Slope. *Am J Sports Med.* 2021;49(14):3802-3808.
64. Gwinner C, Jung TM, Schatka I, Weiler A. Posterior laxity increases over time after PCL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2019;27(2):389-396.
65. Gwinner C, Weiler A, Plachel F. Normalwerte – Wie bestimme ich den tibialen Slope richtig? *Arthroscopie.* 2021;34(1):10-13.
66. Gwinner C, Weiler A, Roider M, Schaefer FM, Jung TM. Tibial Slope Strongly Influences Knee Stability After Posterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Prospective 5- to 15-Year Follow-up. *Am J Sports Med.* 2017;45(2):355-361.
67. Haddad B, Konan S, Mannan K, Scott G. Evaluation of the posterior tibial slope on MR images in different population groups using the tibial proximal anatomical axis. *Acta Orthop Belg.* 2012;78(6):757-763.
68. Han H, Oh S, Chang CB, Kang S-B. Anthropometric difference of the knee on MRI according to gender and age groups. *Surg Radiol Anat.* 2016;38(2):203-211.

69. Han HS, Chang CB, Seong SC, Lee S, Lee MC. Evaluation of anatomic references for tibial sagittal alignment in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008;16(4):373-377.
70. Harner CD, Giffin JR, Dunteman RC, Annunziata CC, Friedman MJ. Evaluation and treatment of recurrent instability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Instr Course Lect.* 2001;50:463-474.
71. Hashemi J, Chandrashekar N, Gill B, Beynon BD, Slauterbeck JR, Schutt RC Jr, Mansouri H, Dabezies E. The geometry of the tibial plateau and its influence on the biomechanics of the tibiofemoral joint. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(12):2724-2734.
72. Hashemi J, Chandrashekar N, Mansouri H, Gill B, Slauterbeck JR, Schutt RC Jr, Dabezies E, Beynon BD. Shallow medial tibial plateau and steep medial and lateral tibial slopes: new risk factors for anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med.* 2010;38(1):54-62.
73. Hees T, Petersen W. Anterior Closing-Wedge Osteotomy for Posterior Slope Correction. *Arthrosc Tech.* 2018;7(11):e1079-e1087.
74. Hendrix ST, Barrett AM, Chrea B, Replogle WH, Hydrick JM, Barrett GR. Relationship Between Posterior-Inferior Tibial Slope and Bilateral Noncontact ACL Injury. *Orthopedics.* 2017;40(1):e136-e140.
75. Herbort M, Kittl C, Domnick C, Glasbrenner J, Fink C, Herbst E. Clinical examination of the knee. *Unfallchirurg.* 2019;122(12):977-991.
76. Hinterwimmer S, Feucht M. Biomechanik der Sagittalebene des Kniegelenks. *Arthroscopie.* 2021;34(1):2-9.
77. Hohmann E, Tetsworth K, Glatt V, Ngcelwane M, Keough N. Medial and Lateral Posterior Tibial Slope Are Independent Risk Factors for Noncontact ACL Injury in Both Men and Women. *Orthop J Sports Med.* 2021;9(8):23259671211015940.
78. Holder J, Feja Z, van Drongelen S, Adolf S, Böhm H, Meurer A, Stief F. Effect of guided growth intervention on static leg alignment and dynamic knee contact forces during gait. *Gait Posture.* 2020;78:80-88.
79. Holme TJ, Henckel J, Cobb J, Hart AJ. Quantification of the difference between 3D CT and plain radiograph for measurement of the position of medial unicompartmental knee replacements. *Knee.* 2011;18(5):300-305.
80. Houck DA, Kraeutler MJ, Vidal AF, McCarty EC, Bravman JT, Wolcott ML; MOON Knee Group. Variance in anterior cruciate ligament reconstruction graft selection

- based on patient demographics and location within the multicenter orthopaedic outcomes network cohort. *J Knee Surg.* 2018;31(05):472-478.
81. Howell SM. Principles for placing the tibial tunnel and avoiding roof impingement during reconstruction of a torn anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998;6 Suppl 1:S49-55.
 82. Hudek R, Schmutz S, Regenfelder F, Fuchs B, Koch PP. Novel measurement technique of the tibial slope on conventional MRI. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(8):2066-2072.
 83. mhauser C, Mauro C, Choi D, Rosenberg E, Mathew S, Nguyen J, Ma Y, Wickiewicz T. Abnormal tibiofemoral contact stress and its association with altered kinematics after center-center anterior cruciate ligament reconstruction: an in vitro study. Abnormal tibiofemoral contact stress and its association with altered kinematics after center-center anterior cruciate ligament reconstruction: an in vitro study. *Am J Sports Med.* 2013;41(4):815-825.
 84. Iwahashi T, Shino K, Nakata K, Otsubo H, Suzuki T, Amano H, Nakamura N. Direct anterior cruciate ligament insertion to the femur assessed by histology and 3-dimensional volume-rendered computed tomography. *Arthroscopy.* 2010;26(9 Suppl):S13-20.
 85. Iwasa J, Ochi M, Uchio Y, Adachi N, Kawasaki K. Decrease in anterior knee laxity by electrical stimulation of normal and reconstructed anterior cruciate ligaments. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88(4):477-483.
 86. Jaecker V, Drouven S, Naendrup JH, Kanakamedala AC, Pfeiffer T, Shafizadeh S. Increased medial and lateral tibial posterior slopes are independent risk factors for graft failure following ACL reconstruction. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2018;138(10):1423-1431.
 87. Jojima H, Whiteside LA, Ogata K. Effect of tibial slope or posterior cruciate ligament release on knee kinematics. *Clin Orthop Relat Res.* 2004(426):194-198.
 88. Kacmaz IE, Topkaya Y, Basa CD, Zhamilov V, Er A, Reisoglu A, Ekizoglu O. Posterior tibial slope of the knee measured on X-rays in a Turkish population. *Surg Radiol Anat.* 2020;42(6):673-679.
 89. Kawaguchi Y, Kondo E, Takeda R, Akita K, Yasuda K, Amis AA. The role of fibers in the femoral attachment of the anterior cruciate ligament in resisting tibial displacement. *Arthroscopy.* 2015;31(3):435-444.

90. Kay J, Memon M, Shah A, Yen YM, Samuelsson K, Peterson D, Simunovic N, Flageole H, Ayeni OR. Earlier anterior cruciate ligament reconstruction is associated with a decreased risk of medial meniscal and articular cartilage damage in children and adolescents: a systematic review and meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2018;26(12):3738-3753.
91. Kellis E, Galanis N, Kofotolis N. Hamstring-to-Quadriceps Ratio in Female Athletes with a Previous Hamstring Injury, Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, and Controls. *Sports (Basel).* 2019;7(10).
92. Kennedy JC, Alexander IJ, Hayes KC. Nerve supply of the human knee and its functional importance. *Am J Sports Med.* 1982;10(6):329-335.
93. Khattak MJ, Umer M, Davis ET, Habib M, Ahmed M. Lower-limb alignment and posterior tibial slope in Pakistanis: a radiographic study. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2010;18(1):22-25.
94. Kittl C, El-Daou H, Athwal KK, Gupte CM, Weiler A, Williams A, Amis AA. The Role of the Anterolateral Structures and the ACL in Controlling Laxity of the Intact and ACL-Deficient Knee. *Am J Sports Med.* 2016;44(2):345-354.
95. Kızılgöz V, Sivrioğlu AK, Ulusoy GR, Yıldız K, Aydın H, Çetin T. Posterior tibial slope measurement on lateral knee radiographs as a risk factor of anterior cruciate ligament injury: A cross-sectional study. *Radiography* 2019;25(1):33-38.
96. Kohn D. *Expertise Knie - 2.4 Biomechanik der Ligamente.* Thieme; 2016.
97. Kohn L, Rembeck E, Rauch A. Verletzung des vorderen Kreuzbandes beim Erwachsenen. *Der Orthopäde.* 2020;49(11):1013-1028.
98. Konopka JA, Hsue LJ, Dragoo JL. Effect of Oral Contraceptives on Soft Tissue Injury Risk, Soft Tissue Laxity, and Muscle Strength: A Systematic Review of the Literature. *Orthop J Sports Med.* 2019;7(3):2325967119831061.
99. 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):855-862.
100. Kuwano T, Urabe K, Miura H, Nagamine R, Matsuda S, Satomura M, Sasaki T, Sakai S, Honda H, Iwamoto Y. Importance of the lateral anatomic tibial slope as a guide to the tibial cut in total knee arthroplasty in Japanese patients. *J Orthop Sci.* 2005;10(1):42-47.

101. LaPrade RF, Burnett QM, 2nd. Femoral intercondylar notch stenosis and correlation to anterior cruciate ligament injuries. A prospective study. *Am J Sports Med.* 1994;22(2):198-202; discussion 203.
102. Lee CC, Youm YS, Cho SD, Jung SH, Bae MH, Park SJ, Kim HW. Does Posterior Tibial Slope Affect Graft Rupture Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction? *Arthroscopy.* 2018;34(7):2152-2155.
103. Leitlinien Unfallchirurgie D. DGU-Leitlinie Vordere Kreuzbandruptur. 2018. https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/012-0051_S1_Vordere_Kreuzbandruptur_2019-02.pdf.
104. Li Y, Hong L, Feng H, Wang Q, Zhang J, Song G, Chen X, Zhuo H. Posterior tibial slope influences static anterior tibial translation in anterior cruciate ligament reconstruction: a minimum 2-year follow-up study. *Am J Sports Med.* 2014;42(4):927-933.
105. Liu W, Maitland ME. Influence of anthropometric and mechanical variations on functional instability in the ACL-deficient knee. *Ann Biomed Eng.* 2003;31(10):1153-1161.
106. Lombardi AV, Jr., Berend KR, Aziz-Jacobo J, Davis MB. Balancing the flexion gap: relationship between tibial slope and posterior cruciate ligament release and correlation with range of motion. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90 Suppl 4:121-132.
107. Macaulay AA, Perfetti DC, Levine WN. Anterior cruciate ligament graft choices. *Sports Health.* 2012;4(1):63-68.
108. Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC. Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study. *J Bone Joint Surg Am.* 1976;58(5):583-594.
109. Marouane H, Shirazi-Adl A, Adouni M, Hashemi J. Steeper posterior tibial slope markedly increases ACL force in both active gait and passive knee joint under compression. *J Biomech.* 2014;47(6):1353-1359.
110. Marouane H, Shirazi-Adl A, Hashemi J. Quantification of the role of tibial posterior slope in knee joint mechanics and ACL force in simulated gait. *J Biomech.* 2015;48(10):1899-1905.
111. Matsuda S, Miura H, Nagamine R, Urabe K, Ikenoue T, Okazaki K, Iwamoto Y. Posterior tibial slope in the normal and varus knee. *Am J Knee Surg.* 1999;12(3):165-168.

112. McLean SG, Oh YK, Palmer ML, Lucey SM, Lucarelli DG, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. The relationship between anterior tibial acceleration, tibial slope, and ACL strain during a simulated jump landing task. *J Bone Joint Surg Am*. 2011;93(14):1310-1317.
113. McLeod WD, Moschi A, Andrews JR, Hughston JC. Tibial plateau topography. *Am J Sports Med*. 1977;5(1):13-18.
114. Medda S, Kundu R, Sengupta S, Pal AK. Anatomical variation of posterior slope of tibial plateau in adult Eastern Indian population. *Indian J Orthop*. 2017;51(1):69-74.
115. Meier M, Zingde S, Best R, Schroeder L, Beckmann J, Steinert AF. High variability of proximal tibial asymmetry and slope: a CT data analysis of 15,807 osteoarthritic knees before TKA. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2020;28(4):1105-1112.
116. Meister K, Talley MC, Horodyski MB, et al. Caudal slope of the tibia and its relationship to noncontact injuries to the ACL. *Am J Knee Surg*. 1998;11(4):217-219.
117. Ménétrey J, Duthon VB, Laumonier T, Fritschy D. "Biological failure" of the anterior cruciate ligament graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2008;16(3):224-231.
118. Meric G, Gracitelli GC, Aram L, Swank M, Bugbee WD. Tibial Slope is Highly Variable in Patients Undergoing Primary Total Knee Arthroplasty: Analysis of 13,546 Computed Tomography Scans. *J Arthroplasty*. 2015;30(7):1228-1232.
119. Micicoi G, Jacquet C, Khakha R, LiArno S, Faizan A, Seil R, Kocaoglu B, Cerciello S, Martz P, Ollivier M. Femoral and Tibial Bony Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injuries Are Present in More Than 50% of Healthy Individuals. *Am J Sports Med*. 2021;49(14):3816-3824.
120. Miner AL, Lingard EA, Wright EA, Sledge CB, Katz JN. Knee range of motion after total knee arthroplasty: how important is this as an outcome measure? *J Arthroplasty*. 2003;18(3):286-294.
121. Moore TM, Harvey JP, Jr. Roentgenographic measurement of tibial-plateau depression due to fracture. *J Bone Joint Surg Am*. 1974;56(1):155-160.
122. Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech*. 1970;3(1):51-61.
123. Muskuloskelettale DGf, (DGMSR) R. Empfehlungen der Deutschen Gesellschaft für Muskuloskelettale Radiologie (DGMSR) zur muskuloskelettalen MRT-Diagnostik. 2019.
124. Naendrup JH, Drouven SF, Shaikh HS, Jaecker V, Offerhaus C, Shafizadeh ST, Pfeiffer TR. High variability of tibial slope measurement methods in daily clinical

- practice: Comparisons between measurements on lateral radiograph, magnetic resonance imaging, and computed tomography. *Knee*. 2020;27(3):923-929.
125. Ni QK, Song GY, Zhang ZJ, Zheng T, Feng Z, Cao YW, Feng H, Zhang H. Steep Posterior Tibial Slope and Excessive Anterior Tibial Translation Are Predictive Risk Factors of Primary Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Failure: A Case-Control Study With Prospectively Collected Data. *Am J Sports Med*. 2020;48(12):2954-2961.
126. Nishino K, Hashimoto Y, Nishida Y, Nakamura H. Anterior cruciate ligament reconstruction with anterior closing wedge osteotomy for failed high tibial osteotomy- A case report. *Int J Surg Case Rep*. 2020;73:116-120.
127. Noyes FR, Grood ES, Torzilli PA. Current concepts review. The definitions of terms for motion and position of the knee and injuries of the ligaments. *J Bone Joint Surg Am*. 1989;71(3):465-472.
128. Nunley RM, Nam D, Johnson SR, Barnes CL. Extreme variability in posterior slope of the proximal tibia: measurements on 2395 CT scans of patients undergoing UKA? *J Arthroplasty*. 2014;29(8):1677-1680.
129. Okazaki K, Miura H, Matsuda S, Yasunaga T, Nakashima H, Konishi K, Iwamoto Y, Hashizume M. Assessment of anterolateral rotatory instability in the anterior cruciate ligament-deficient knee using an open magnetic resonance imaging system. *Am J Sports Med*. 2007;35(7):1091-1097.
130. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med*. 2004;32(4):1002-1012.
131. Pache S, Del Castillo J, Moatshe G, LaPrade RF. Anterior cruciate ligament reconstruction failure and revision surgery: current concepts. *Journal of ISAKOS*. 2020;5(6):351-358.
132. Pangaud C, Laumonerie P, Dagneaux L, LiArno S, Wellings P, Faizan A, Sharma A, Ollivier M. Measurement of the Posterior Tibial Slope Depends on Ethnicity, Sex, and Lower Limb Alignment: A Computed Tomography Analysis of 378 Healthy Participants. *Orthop J Sports Med*. 2020;8(1):2325967119895258.
133. Park HS, Wilson NA, Zhang LQ. Gender differences in passive knee biomechanical properties in tibial rotation. *J Orthop Res*. 2008;26(7):937-944.

134. Pereira VL, Medeiros JV, Nunes GRS, de Oliveira GT, Nicolini AP. Tibial-graft fixation methods on anterior cruciate ligament reconstructions: a literature review. *Knee Surgery & Related Research*. 2021;33(1):7.
135. Petersen W, Tillmann B. Anatomy and function of the anterior cruciate ligament. *Orthopade*. 2002;31(8):710-718.
136. Petersen W, Tillmann B. Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat Embryol (Berl)*. 1999;200(3):325-334.
137. Petersen W, Zantop T. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;454:35-47.
138. Prins M. The Lachman test is the most sensitive and the pivot shift the most specific test for the diagnosis of ACL rupture. *Aust J Physiother*. 2006;52(1):66.
139. Queiros CM, Abreu FG, Moura JL, de Abreu GV, Vieira TD, Helfer L, Sonnery-Cottet B. Anterior Closing-Wedge Osteotomy for Posterior Slope Correction With Tibial Tubercle Preservation. *Arthrosc Tech*. 2019;8(10):e1105-e1109.
140. R. P. Jakob H-US. *Kniegelenk und Kreuzbänder*. 1 ed: Springer, Berlin, Heidelberg; 1990.
141. Rahardja R, Zhu M, Love H, Clatworthy MG, Monk AP, Young SW. Factors associated with revision following anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review of registry data. *Knee*. 2020;27(2):287-299.
142. Rebel M. Koordinatives Training nach VKB-Operationen. *Sportverletz Sportschaden*. 2000;14(1):12-19.
143. Salmon LJ, Heath E, Akrawi H, Roe JP, Linklater J, Pinczewski LA. 20-Year Outcomes of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Hamstring Tendon Autograft: The Catastrophic Effect of Age and Posterior Tibial Slope. *Am J Sports Med*. 2018;46(3):531-543.
144. Sanders TL, Kremers HM, Bryan AJ, Fruth KM, Larson DR, Pareek A, Levy BA, Stuart MJ, Dahm DL, Krych AJ. Is Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Effective in Preventing Secondary Meniscal Tears and Osteoarthritis? *Am J Sports Med*. 2016;44(7):1699-1707.
145. Sanders TL, Pareek A, Kremers HM, Bryan AJ, Levy BA, Stuart MJ, Dahm DL, Krych AJ. Long-term follow-up of isolated ACL tears treated without ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2017;25(2):493-500.

146. Sauer S, English R, Clatworthy M. The Ratio of Tibial Slope and Meniscal Bone Angle for the Prediction of ACL Reconstruction Failure Risk. *Surg J (N Y)*. 2018;4(3):e152-e159.
147. Schatka I, Weiler A, Jung TM, Walter TC, Gwinner C. High tibial slope correlates with increased posterior tibial translation in healthy knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2018;26(9):2697-2703.
148. Schipplein OD, Andriacchi TP. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res*. 1991;9(1):113-119.
149. Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, Micheli L. Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg Am*. 1984;66(7):1072-1076.
150. Schutte MJ, Dabezies EJ, Zimny ML, Happel LT. Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am*. 1987;69(2):243-247.
151. Senişik S, Ozgürbüz C, Ergün M, Yüksel O, Taskiran E, İşlegen C, Ertat A. Posterior tibial slope as a risk factor for anterior cruciate ligament rupture in soccer players. *J Sports Sci Med*. 2011;10(4):763-767.
152. Shelbourne KD, Davis TJ, Klootwyk TE. The relationship between intercondylar notch width of the femur and the incidence of anterior cruciate ligament tears. A prospective study. *Am J Sports Med*. 1998;26(3):402-408.
153. Shelburne KB, Kim HJ, Sterett WI, Pandy MG. Effect of posterior tibial slope on knee biomechanics during functional activity. *J Orthop Res*. 2011;29(2):223-231.
154. Shenoy RM, Pastides PS, Nathwani D. iii) Biomechanics of the knee and TKR. *Orthop Res Rev*. 2013;27:364-371.
155. Shi H, Jiang Y, Ren S, Hu X, Huang H, Ao Y. Sex differences in the knee orthopaedic injury patterns among recreational alpine skiers. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2020;12(1):74.
156. Shoemaker SC, Markolf KL. The role of the meniscus in the anterior-posterior stability of the loaded anterior cruciate-deficient knee. Effects of partial versus total excision. *J Bone Joint Surg Am*. 1986;68(1):71-79.
157. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*. 1979;86(2):420-428.
158. Siebold R. The concept of complete footprint restoration with guidelines for single- and double-bundle ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011;19(5):699-706.

159. Siebold R, Ellert T, Metz S, Metz J. Tibial insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament: morphometry, arthroscopic landmarks, and orientation model for bone tunnel placement. *Arthroscopy*. 2008;24(2):154-161.
160. Siebold R, Schuhmacher P, Fernandez F, Śmigielski R, Fink C, Brehmer A, Kirsch J. Flat midsubstance of the anterior cruciate ligament with tibial “C”-shaped insertion site. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2016;24(9):3046-3046.
161. Simon RA, Everhart JS, Nagaraja HN, Chaudhari AM. A case-control study of anterior cruciate ligament volume, tibial plateau slopes and intercondylar notch dimensions in ACL-injured knees. *J Biomech*. 2010;43(9):1702-1707.
162. Skinner HB, Barrack RL, Cook SD, Haddad RJ, Jr. Joint position sense in total knee arthroplasty. *J Orthop Res*. 1984;1(3):276-283.
163. Skoglund S. Anatomical and physiological studies of knee joint innervation in the cat. *Acta Physiol Scand Suppl*. 1956;36(124):1-101.
164. Śmigielski R, Zdanowicz U, Drwięga M, Ciszek B, Cizkowska-Łysoń B, Siebold R. Ribbon like appearance of the midsubstance fibres of the anterior cruciate ligament close to its femoral insertion site: a cadaveric study including 111 knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015;23(11):3143-3150.
165. Smith TO, Davies L, Hing CB. Early versus delayed surgery for anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2010;18(3):304-311.
166. Song GY, Ni QK, Zheng T, Zhang ZJ, Feng H, Zhang H. Slope-Reducing Tibial Osteotomy Combined With Primary Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Produces Improved Knee Stability in Patients With Steep Posterior Tibial Slope, Excessive Anterior Tibial Subluxation in Extension, and Chronic Meniscal Posterior Horn Tears. *Am J Sports Med*. 2020;48(14):3486-3494.
167. Song GY, Zhang H, Zhang J, Liu X, Xue Z, Qian Y, Feng H. Greater Static Anterior Tibial Subluxation of the Lateral Compartment After an Acute Anterior Cruciate Ligament Injury Is Associated With an Increased Posterior Tibial Slope. *Am J Sports Med*. 2018;46(7):1617-1623.
168. Sonnery-Cottet B, Archbold P, Cucurulo T, Fayard JM, Bortolletto J, Thaunat M, Prost T, Chambat P. The influence of the tibial slope and the size of the intercondylar notch on rupture of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br*. 2011;93(11):1475-1478.

169. Sonnery-Cottet B, Mogos S, Thaunat M, Archbold P, Fayard JM, Freychet B, Clechet J, Chambat P. Proximal Tibial Anterior Closing Wedge Osteotomy in Repeat Revision of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 2014;42(8):1873-1880.
170. Sun YH, Chen LX, Jiao ZD, Wang L, Zhang RM, Fang J, Li J. Age-related Changes of Posterior Tibial Slope and Its Roles in Anterior Cruciate Ligament Injury. *Int Surg.* 2015.
171. Tantisricharoenkul G, Linde-Rosen M, Araujo P, Zhou J, Smolinski P, Fu FH. Anterior cruciate ligament: an anatomical exploration in humans and in a selection of animal species. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014;22(5):961-971.
172. Todd MS, Lalliss S, Garcia E, DeBerardino TM, Cameron KL. The relationship between posterior tibial slope and anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med.* 2010;38(1):63-67.
173. Torzilli PA, Deng X, Warren RF. The effect of joint-compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee. *Am J Sports Med.* 1994;22(1):105-112.
174. Tradati D, Mouton C, Urhausen A, Beel W, Nührenbörger C, Seil R. Lateral meniscal slope negatively affects post-operative anterior tibial translation at 1 year after primary anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2020;28(11):3524-3531.
175. Utzschneider S, Goettinger M, Weber P, Horng A, Glaser C, Jansson V, Müller PE. Development and validation of a new method for the radiologic measurement of the tibial slope. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011;19(10):1643-1648.
176. Vadhera AS, Knapik DM, Gursoy S, Farivar D, Perry AK, Cole BJ, Chahla J. Current Concepts in Anterior Tibial Closing Wedge Osteotomies for Anterior Cruciate Ligament Deficient Knees. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2021;14(6):485-492.
177. Vyas S, van Eck CF, Vyas N, Fu FH, Otsuka NY. Increased medial tibial slope in teenage pediatric population with open physes and anterior cruciate ligament injuries. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011;19(3):372-377.
178. Waiwai A, Gurbani A, Motamedi K, Seeger L, Sim MS, Nwajuaku P, Hame SL. Relationship of ACL Injury and Posterior Tibial Slope With Patient Age, Sex, and Race. *Orthop J Sports Med.* 2016;4(11):2325967116672852.

179. Wang D, Kent RN 3rd, Amirtharaj MJ, Hardy BM, Nawabi DH, Wickiewicz TL, Pearle AD, Imhauser CW. Tibiofemoral Kinematics During Compressive Loading of the ACL-Intact and ACL-Sectioned Knee: Roles of Tibial Slope, Medial Eminence Volume, and Anterior Laxity. *J Bone Joint Surg Am.* 2019;101(12):1085-1092.
180. Wang YL, Yang T, Zeng C, Wei J, Xie DX, Yang YH, Long HZ, Xu B, Qian YX, Jiang SD, Lei GH. Association Between Tibial Plateau Slopes and Anterior Cruciate Ligament Injury: A Meta-analysis. *Arthroscopy.* 2017;33(6):1248-1259.e1244.
181. Webb JM, Salmon LJ, Leclerc E, Pinczewski LA, Roe JP. Posterior tibial slope and further anterior cruciate ligament injuries in the anterior cruciate ligament-reconstructed patient. *Am J Sports Med.* 2013;41(12):2800-2804.
182. Weiler A, Dickschas J, Gwinner C. Anterior Open-Wedge Osteotomy in Posterior Cruciate Ligament Deficient Knees: From a Historical Perspective to First Clinical Results. *J Knee Surg.* 2021;34(6):592-598.
183. Weiler A, Gwinner C, Wagner M, Ferner F, Strobel MJ, Dickschas J. Significant slope reduction in ACL deficiency can be achieved both by anterior closing-wedge and medial open-wedge high tibial osteotomies: early experiences in 76 cases. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2022;30(6):1967-1975.
184. Weinberg DS, Williamson DF, Gebhart JJ, Knapik DM, Voos JE. Differences in Medial and Lateral Posterior Tibial Slope: An Osteological Review of 1090 Tibiae Comparing Age, Sex, and Race. *Am J Sports Med.* 2017;45(1):106-113.
185. Wiggins AJ, Grandhi RK, Schneider DK, Stanfield D, Webster KE, Myer GD. Risk of Secondary Injury in Younger Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2016;44(7):1861-1876.
186. Wilson PL, Wyatt CW, Wagner KJ 3rd, Boes N, Sabatino MJ, Ellis HB Jr. Combined Transphyseal and Lateral Extra-articular Pediatric Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Novel Technique to Reduce ACL Reinjury While Allowing for Growth. *Am J Sports Med.* 2019;47(14):3356-3364.
187. Winkler PW, Wagala NN, Hughes JD, Lesniak BP, Musahl V. A high tibial slope, allograft use, and poor patient-reported outcome scores are associated with multiple ACL graft failures. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2022;30(1):139-148.
188. Wordeman SC, Quatman CE, Kaeding CC, Hewett TE. In vivo evidence for tibial plateau slope as a risk factor for anterior cruciate ligament injury: a systematic review and meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2012;40(7):1673-1681.

189. Yoga R, Sivapathasundaram N, Suresh C. Posterior Slope of the Tibia Plateau in Malaysian Patients Undergoing Total Knee Replacement. *Malays Orthop J.* 2009;3:1-3.
190. Yoo JH, Chang CB, Shin KS, Seong SC, Kim TK. Anatomical references to assess the posterior tibial slope in total knee arthroplasty: a comparison of 5 anatomical axes. *J Arthroplasty.* 2008;23(4):586-592.
191. Zantop T, Schumacher T, Diermann N, Schanz S, Raschke MJ, Petersen W. Anterolateral rotational knee instability: role of posterolateral structures. Winner of the AGA-DonJoy Award 2006. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2007;127(9):743-752.
192. Zhang Y, Chen Y, Qiang M, Zhang K, Li H, Jiang Y, Jia X. Comparison between three-dimensional CT and conventional radiography in proximal tibia morphology. *Medicine (Baltimore).* 2018;97(30):e11632.
193. Zhang Y, Wang J, Xiao J, Zhao L, Li ZH, Yan G, Shi ZJ. Measurement and comparison of tibial posterior slope angle in different methods based on three-dimensional reconstruction. *Knee.* 2014;21(3):694-698.
194. Zimny ML, Schutte M, Dabezies E. Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. *Anat Rec.* 1986;214(2):204-209.

7 *EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG*

„Ich, Rosa Berndt, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema:

„Der tibiale Slope im konventionellen lateralen Röntgenbild VKB-verletzter und nicht-verletzter Kniegelenke - Mittelwerte und Ausreißer -“

„Tibial Slope on conventional lateral radiographs in anterior cruciate ligament injured and - intact knees - mean values and outliers -“

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, Graphiken 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/der Erstbetreuer/in, 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

8 ***LEBENS LAUF***

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

9 **KOMPLETTE PUBLIKATIONSLISTE**

Weiler A, **Berndt R**, Wagner M, Scheffler S, Schatka I, Gwinner C. Tibial Slope on Conventional Lateral Radiographs in Anterior Cruciate Ligament-Injured and Intact Knees: Mean Value and Outliers. *Am J Sports Med.* 2023 Jul;51(9):2285-2290. doi: 10.1177/03635465231178292. Epub 2023 Jun 12. PMID: 37306059; PMCID: PMC10353028.

Zuallererst möchte ich mich bei Herrn **Prof. Dr. med. Andreas Weiler** für sein Vertrauen und die Überlassung des auch ihm persönlich sehr am Herzen liegenden Themas, sowie die großartige Möglichkeit, unsere Arbeit auf einem Kongress präsentieren zu dürfen, bedanken.

Ein besonderer Dank geht ebenfalls an **PD Dr. med. Clemens Gwinner** für die fachliche Betreuung und Unterstützung, sowie die Zeit zur Beantwortung jeder einzelnen meiner unzähligen Fragen, die er neben seiner eigentlichen Arbeit als Oberarzt, Teamarzt bei Union Berlin und Familienvater auch noch aufbringen konnte.

Nicht zuletzt möchte ich mich auch bei meinen Eltern, meinem Bruder und meiner gesamten Familie und Freunden für die unbezahlbare Unterstützung in jeglichen Lebensphasen und in nicht immer einfachen Zeiten bedanken. Ohne euch alle wäre ich niemals so weit gekommen – und mit diesen Worten kann ich nur ansatzweise die Dankbarkeit zum Ausdruck bringen, die ich dafür empfinde.



CharitéCentrum für Human- und Gesundheitswissenschaften

Charité | Campus Charité Mitte | 10117 Berlin

Name, Vorname: Berndt, Rosa
Emailadresse: rosa.berndt@charite.de
Matrikelnummer: 223839
PromotionsbetreuerIn: Dr. Clemens Gwinner
Promotionsinstitution / Klinik: Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie

Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBikE)

Direktor: Prof. Dr. Frank Konietzschke

Postanschrift:
 Charitéplatz 1 | 10117 Berlin
 Besucheranschrift:
 Sauerbruchweg 3 | 10117 Berlin

Tel. +49 (0)30 450 562171
<https://biometrie.charite.de/>



Bescheinigung

Hiermit bescheinige ich, dass Herr / Frau *Vorname Name* innerhalb der Service Unit Biometrie des Instituts für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBikE) bei mir eine statistische Beratung zu einem Promotionsvorhaben wahrgenommen hat. Folgende Beratungstermine wurden wahrgenommen:

- Termin 1: 30.08.2021
- Termin 2: 11.03.2022

Folgende wesentliche Ratschläge hinsichtlich einer sinnvollen Auswertung und Interpretation der Daten wurden während der Beratung erteilt:

- Deskriptive Statistik mit stratifizierter Table 1 nach Kreuzbandpatienten/ Nicht-Kreuzbandpatienten und Boxplots für PTS
- Keine Tests für die Table 1 und auf Normalverteilung
- Chi-Quadrat Test für die Slope Kategorien kann auf Grund der nicht erfüllten Bedingung von mindestens 5 bei den erwarteten Häufigkeiten nicht erfüllt ist

Diese Bescheinigung garantiert nicht die richtige Umsetzung der in der Beratung gemachten Vorschläge, die korrekte Durchführung der empfohlenen statistischen Verfahren und die richtige Darstellung und Interpretation der Ergebnisse. Die Verantwortung hierfür obliegt allein dem Promovierenden. Das Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie übernimmt hierfür keine Haftung.

Datum: 02.06.2022



Unterschrift BeraterIn, Institutsstempel

CHARITÉ
 UNIVERSITÄTSMEDIZIN BERLIN
 Institut für Biometrie und
 Klinische Epidemiologie
 Campus Charité Mitte
 Charitéplatz 1 | D-10117 Berlin
 Sitz: Reinhardtstr. 58