

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

**Klinische Untersuchung der mechanischen und
funktionellen Stabilität verschiedener
Kreuzbandersatzplastiken zwei Jahre postoperativ**

Silja Kriescher

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen
Universität München zur Erlangung der akademischen Grades eines

Doktors der Medizin

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Prof. Dr. Ernst J. Rummeny

Prüfer der Dissertation:

1. Prof. Dr. Andreas B. Imhoff
2. Priv. - Doz. Dr. Sebastian Siebenlist

Die Dissertation wurde am 20.02.2017 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 02.05.2018 angenommen.

1 Inhaltsverzeichnis

1	Inhaltsverzeichnis.....	2
2	Abkürzungsverzeichnis	4
3	Einleitung	5
3.1	Funktionelle Anatomie des Kniegelenks.....	6
3.2	Knöchernes Gelenk.....	6
3.2.1	Femorotibialgelenk.....	7
3.2.2	Femoropatellargelenk	7
3.3	Menisken	8
3.4	Bandapparat.....	9
3.5	Vorderes Kreuzband (VKB).....	14
3.5.1	Makroanatomie des VKB	14
3.5.2	Mikroanatomie	14
3.5.3	Funktionelle Bündelstruktur des VKB	15
3.5.4	Blutversorgung.....	18
3.5.5	Innervation	19
3.6	Biomechanik des Kniegelenkes.....	20
3.7	Coper und Non-Coper	22
3.8	Problemstellung	23
4	Material und Methoden	24
4.1	Patientengut	24
4.1.1	Gesamtkollektiv.....	24
4.1.2	Gruppeneinteilung.....	25
4.1.3	Ein- und Ausschlusskriterien.....	26
4.2	OP-Techniken.....	27
4.2.1	Patellasehnen Autograft in Einzelbündeltechnik (PS-SB).....	27
4.2.2	Semitendinosus-/Gracilis Autograft in Einbündeltechnik (STG-SB)	29
4.2.3	Semitendinosus-/Gracilis Autograft in Double-Bundle-Technik (STG-DB)	30
4.3	Klinische und apparative Evaluation der Kniestabilität.....	33
4.3.1	IKDC-Score subjektiv (2000)	33
4.3.2	IKDC-Score objektiv (2000)	34
4.3.3	Lysholm/Gillquist-Score	39
4.3.4	OAK-Score.....	40
4.3.5	KT 1000	41
4.4	Statistische Analyse	42
5	Ergebnisse	43
5.1	Ergebnisse des Vergleichs der OP Gruppen.....	43
5.1.1	IKDC Score subjektiv	43
5.1.2	IKDC-Score objektiv.....	44
5.1.3	Lysholm/Gillquist-Score	51
5.1.4	OAK-Score.....	52
5.1.5	KT 1000	57
5.1.6	Hop-Test	59
5.2	Ergebnisse des Vergleichs Coper / Non-Coper.....	59
5.2.1	IKDC Score subjektiv	60
5.2.2	Lysholm/Gillquist Score	60
5.2.3	OAK Score	61

6	Diskussion.....	64
6.1	Diskussion des Materials.....	64
6.2	Diskussion der Methode.....	65
6.3	Diskussion der Ergebnisse.....	67
6.4	Diskussion des Vergleichs Coper/Non-Coper.....	71
6.5	Ausblick.....	74
7	Zusammenfassung.....	75
8	Literaturverzeichnis.....	76
9	Abbildungsverzeichnis.....	84
10	Anhang.....	85
10.1	IKDC Formblatt zur subjektiven Beurteilung des Knies.....	85
10.2	IKDC Formblatt zur Untersuchung des Knies (objektiv).....	88
10.3	Lysholm/Gillquist Score.....	91
10.4	OAK Score.....	92
10.5	Acitivities of Daily Living Score.....	93
11	Lebenslauf.....	94

2 Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
Aa.	Arteriae
Abb.	Abbildung
AMB	antero-mediales Bündel
C	Coper
DB	Double bundle
HKB	Hinteres Kreuzband
HTO	Hohe tibiale Umstellungsosteotomie
ICC	intraclass correlation coefficient
IKDC	international knee documentation committee
LCL	Ligamentum collaterale laterale
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
M.	Musculus
mm	Millimeter
MCL	Ligamentum collaterale mediale
NC	Non-Coper
OAK	orthopädische Arbeitsgruppe Knie
Obj.	Objektiv
PLB	postero-laterales Bündel
PS	Patellarsehne
SB	Single bundle
STG	Semitendinosus-/Gracilissehne
Subj.	subjektiv
VKB	Vorderes Kreuzband

3 Einleitung

Verletzungen des Kniegelenkes, besonders des vorderen Kreuzbandes (VKB), stellen in der heutigen Zeit neben den Erkrankungen der Wirbelsäule den größten Anteil der sport- und unfallbedingten Verletzungen des chirurgischen und orthopädischen Alltages dar. Die Zunahme der Sportverletzungen scheint in einem zunehmend sportlich, aktiven Lebenswandel unserer Gesellschaft bis ins höhere Alter hinein begründet zu sein (Hertel, 1996). Die hohe Inzidenz von VKB Rupturen mit ihren potentiell verheerenden Auswirkungen hat zu vielen Forschungsarbeiten über Prävention und Management von VKB Rupturen geführt (Alentorn-Geli et al., 2014a). Aufgrund seines anatomischen Aufbaus können bereits geringe pathologische Veränderungen des band- und muskelgeführten Kniegelenkes zu progredient verlaufenden Schädigungen und damit zu bleibenden Beeinträchtigungen führen (Gillquist & Messner, 1999).

Die Folgen einer Verletzung des VKB bestehen sowohl in einer mechanischen, als auch in einer funktionellen Instabilität, die der Patient als subjektive Instabilität wahrnimmt.

Mechanische Instabilität

Die operative Ersatzbandplastik nach Ruptur des VKB gehört heute zu den Routineeingriffen. Verschiedene Operationsalternativen therapieren ausnahmslos die mechanische Instabilität, welche durch verschiedene Untersuchungsmethoden quantitativ gemessen werden kann. Radiologische (Passler & Marz, 1986), sonographische (Grobbelaar & Bouffard, 2000), instrumentierte Verfahren (Daniel, Malcom, et al., 1985) und klinische Untersuchungen (Galway & MacIntosh, 1980; Gurtler, Stine, & Torg, 1987) zeigen nach VKB-Ruptur eine Tibiatranslation nach ventral. Sie lassen eine Messung in Millimeter zu und werden üblicherweise als Differenz zur gesunden Gegenseite angegeben. Nach einer Ersatzplastik des VKB erlauben diese Methoden wiederum eine quantitative und qualitative Aussage zum Operationserfolg.

Nach der Stabilisierung gegen eine anteriore Tibiatranslation, gehört die Rotationsstabilität zur zweiten Hauptaufgabe des VKB. Zur Diagnostik einer Rotationsinstabilität kommt dem Pivot Shift Test die klinisch größte Bedeutung zu (Slocum & Larson, 1968).

Funktionelle Instabilität

Viel schwieriger ist die Beurteilung der funktionellen Instabilität, die auf neuromuskulären Ursachen beruht. Die anatomische Grundlage für dieses neurologische Problem bilden nachgewiesenermaßen freie Nervenendigungen, Paccini Körperchen, Ruffini Körperchen und Golgi Sehnenorgane, die im VKB nachgewiesen werden können (Freeman MA, 1967; Halata, Wagner, & Baumann, 1999; Haus & Halata, 1990). Das VKB als kollagene Bandstruktur stellt, zusammen mit den oben genannten Propriozeptoren und den muskulären Strukturen, die wichtigste Grundlage für eine dynamische Stabilisierung des Kniegelenks dar. Die Ausprägung dieses Defizits ist äußerst variabel. Patienten mit ähnlichem Verletzungsmuster empfinden die subjektive Instabilität bei Belastung sehr unterschiedlich. Komplexe neuromuskuläre Kontrollstrategien scheinen für die Fähigkeit einiger Individuen verantwortlich zu sein, ihr Knie dynamisch zu stabilisieren und ohne Operation wieder auf hohem Niveau Sport treiben zu können (Chmielewski, Rudolph, Fitzgerald, Axe, & Snyder-Mackler, 2001). Das Problem der Instabilität gewinnt postoperativ nochmals an Bedeutung, denn auch nach mechanisch erfolgreicher Operation ist eine subjektive Besserung der funktionellen Instabilität in einigen Fällen nicht erreicht. Umgekehrt zeigen nicht alle Patienten mit nur mäßigem Operationsergebnis ein subjektiv instabiles Gelenk mit allen Nachteilen wie z. B. der mangelnden Belastbarkeit. Bis heute existiert kein klinisch etabliertes Messverfahren zur quantitativen Bestimmung der funktionellen Instabilität. Zur Beurteilung der funktionellen Instabilität dient lediglich die Aussage des Patienten.

3.1 Funktionelle Anatomie des Kniegelenks

3.2 Knöchernes Gelenk

Das Kniegelenk (*Articulatio genus*) ist ein zusammengesetztes Gelenk, in welchem drei Knochen (Femur, Tibia und Patella) miteinander artikulieren. Femur und Tibia bilden zusammen das Femorotibialgelenk, während Femur und Patella als Femoropatellargelenk miteinander artikulieren. Beide Gelenke sind von einer gemeinsamen Gelenkkapsel umschlossen und liegen in einer zusammenhängenden Gelenkhöhle (Drenckhahn, 1994).

3.2.1 Femorotibialgelenk

Das Femorotibialgelenk ist ein bikondyläres Gelenk. Den proximalen Anteil bilden die beiden walzenförmigen Femurkondylen (Condylus medialis und Condylus lateralis femoris). Betrachtet man diese in sagittaler Ebene, so fällt auf, dass sie keine Kreisform aufweisen, sondern spiralförmig gekrümmt sind (Evolvente). Hierbei liegt die stärkere Krümmung mit kleineren Krümmungsradien am hinteren Teil der Femurkondylen (Schünke, 2000). Dies hat zur Folge, dass in Streckstellung des Beines die größte Kontaktfläche und damit der beste Gelenkschluss zwischen Femur und Tibia erreicht ist. In dieser Stellung befinden sich die Seitenbänder durch die weit voneinander entfernten Ansätze in einer Spannungsstellung. Mit zunehmender Beugung kongruiert nur noch ein geringerer Anteil der Femurkondylen, nämlich der stärker gekrümmte Abschnitt miteinander, der Gelenkschluss wird vermindert und die Ansätze der Seitenbänder nähern sich an. Dies hat zur Folge, dass in dieser Stellung größere Rotationsbewegungen möglich sind (Drenckhahn, 1994).

Die Inkongruenz zwischen den tibialen Gelenkflächen und den beiden Femurkondylen wird durch die beiden Menisken (Meniscus lateralis und Meniscus medialis) ausgeglichen, die sich keilförmig in den peripheren Spalt zwischen Femur und Tibia schieben (Schünke, 2000). Zwischen den beiden tibialen Gelenkflächen befindet sich die Eminentia interkondylaris, eine knorpelfreie Erhebung, die eine Ansatzstelle für Menisken und Kreuzbänder bildet.

3.2.2 Femoropatellargelenk

Im Femoropatellargelenk gleitet die Patella, die als Sesambein in die Quadrizepssehne eingebettet ist, mit ihrer rückwärtigen, überknorpelten Gelenkfläche, die in ihrer Mitte einen vertikal ausgerichteten First aufweist, auf der Facies articularis femoris. Die Knorpeldicke beträgt ca. 6mm und ist somit der dickste Gelenkknorpel des menschlichen Körpers. Zwischen Beugung und Streckung legt die Patella einen Weg von 5 bis 7cm zurück. Ist das Bein gestreckt, kommt die Patella größtenteils auf dem Recessus suprapatellaris zum Liegen. Mit zunehmender Beugung wird die Kontaktfläche zwischen Patella und ihrem Gleitlager immer größer und erreicht bei 60° Beugung ihren größten Wert (Schünke, 2000). Gleichzeitig steigt die Anpresskraft der Patella von wenigen

Newton (N) in der Neutral-Null-Stellung auf über 1000N in maximaler Beugung. Die retropatellare Anpresskraft erreicht jedoch nur Werte um 600N, weil sich mit zunehmender Beugung die Quadrizepssehnen auf die Facies patellaris des Femur anschmiegt und in maximaler Beugestellung mehr als 50% der Presskraft aufnimmt (Umwicklungseffekt) (Drenckhahn, 1994).

3.3 Menisken

Die Menisken sind halbmondförmige (lat. meniscus = Halbmond) Faserringe, die in ihrem Querschnitt eine keilförmige Gestalt haben (Schünke, 2000). Während die dem Tibiaplateau anliegende Seite plan ist, hat die dem Femur zugewandte Seite eine konkave Form (Schünke, 2000). Beide Menisken sind an den Areae intercondylares tibiae befestigt (Lanz, 1972). Die Basis des Meniskus ist mit der Gelenkkapsel verwachsen (Drenckhahn, 1994; Schünke, 2000). Während die Menisken im kapselnahen Bereich gut durchblutet sind, werden sie im zentralen, gefäßfreien Anteil durch die Synovia ernährt (Schünke, 2000).

Sowohl Innen-, als auch Außenmeniskus bestehen aus drei Anteilen, dem Vorderhorn, der Pars intermedia und dem Hinterhorn. Sie unterscheiden sich jedoch in Form und Größe. Während der Außenmeniskus nahezu einem geschlossenen Ring gleicht, befinden sich die Anheftungsstellen des Innenmeniskus viel weiter auseinander, wodurch er eine sichelförmige Gestalt annimmt (Schünke, 2000). Die beiden Vorderhörner des medialen- und lateralen Meniskus sind über ein dünnes Querband (Ligamentum transversum genus) miteinander verbunden (Drenckhahn, 1994; Lanz, 1972; Schünke, 2000). Die meniskofemorale Bänder (Ligg. meniscofemorale posterius (*Lig. Wrisberg*) et anterius (*Lig. Humphrey*)) ziehen ventral und dorsal des hinteren Kreuzbandes (HKB) zum Außenmeniskus und stabilisieren diesen (Amis, Gupte, Bull, & Edwards, 2006). Ihr Vorkommen ist variabel. Der mediale Meniskus ist aufgrund der Anheftung am medialen Seitenband und den weiter auseinanderstehenden Ansätzen der Hörner, gegenüber dem lateralen Meniskus in seiner Verschieblichkeit gehemmt (Drenckhahn, 1994).

Die Menisken können in ihrer Funktion als verformbare Ergänzung des knöchernen Gelenkes gesehen werden. Sie verschieben sich bei allen Bewegungen des Kniegelenkes auf dem Tibiaplateau, bei Beugung nach posterior, bei Streckung nach anterior (Lanz, 1972). Bei Innenrotation schiebt sich

der mediale Meniskus nach anterior, der laterale nach posterior. Bei Außenrotation hingegen gleitet der mediale Meniskus nach posterior, der laterale nach anterior (Schünke, 2000). Abbildung 1 zeigt einen Überblick über die Menisken und Kreuzbandansätze.

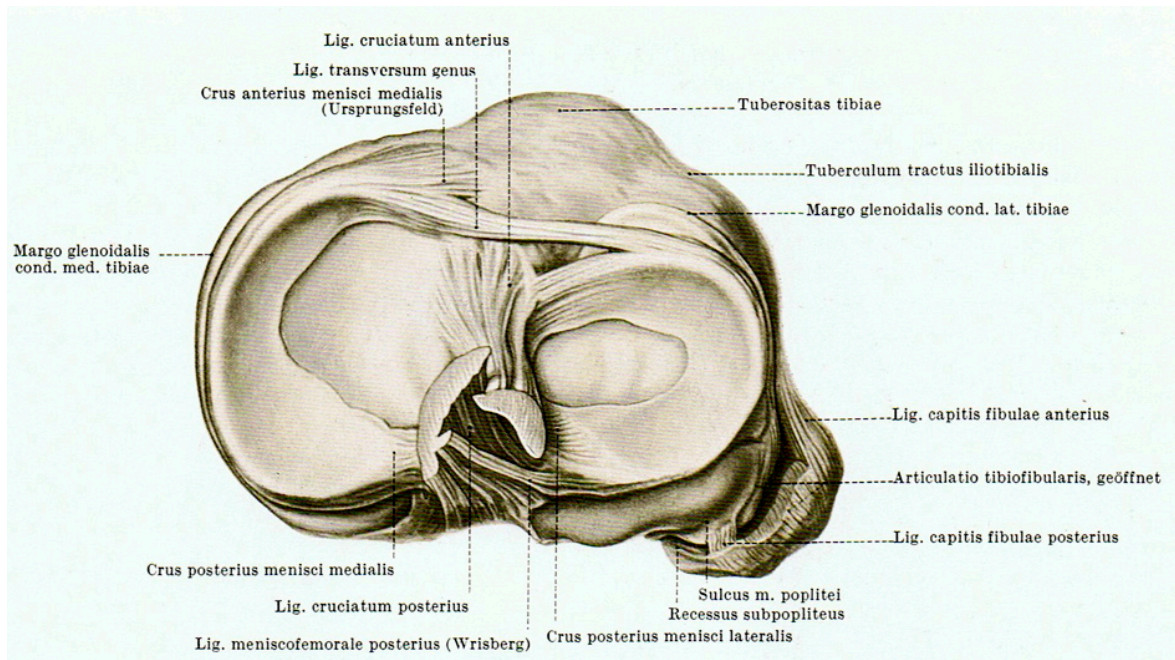


Abbildung 1: Condyli tibiae, Menisci und Ligg. cruciata von oben (Lanz, 1972)

3.4 Bandapparat

Das Kniegelenk wird durch einen kräftigen Bandapparat in seinen Bewegungen geführt und stabilisiert. Es werden Kollateral- von Binnenbändern unterschieden.

Die Kollateralbänder setzen sich zusammen aus dem Lig. collaterale mediale (MCL) und dem Lig. collaterale laterale (LCL) wie in Abbildung 2 dargestellt.

Der Ursprung des MCL befindet sich am Epicondylus medialis femoris und etwas dorsal von diesem und inseriert etwa 7 – 8 cm unterhalb des Tibiaplateaus an der Facies medialis tibiae. Es fächert sich in längere vordere und kürzere hintere Faserzüge auf. Sämtliche Züge des Bandes sind bei Streckung, die hinteren kurzen auch bei Beugung gespannt. Das MCL ist zudem in die Membrana fibrosa der Capsula articularis eingewoben und deshalb mit dem Meniskus medialis verwachsen. Es hemmt somit dessen freie Beweglichkeit. (Lanz, 1972; Schünke, 2000)

Das LCL ist parallelfaserig, rundlich und bleistiftdick. Es verläuft zwischen seinem Ursprung, dem Epicondylus lateralis femoris und dem Fibulaköpfchen. Es ist bei

Extension gespannt, bei Flexion erschlafft es (Lanz, 1972).

Zu den weiteren die Kapsel des Kniegelenkes verstärkenden Bändern gehören das Lig. patellae, das Lig. popliteum obliquum, das Lig. popliteum arcuatum, sowie das Retinaculum patellae laterale und mediale (Abbildung 3). Das Lig. patellae bildet als kräftiges Band die Fortsetzung der Sehne des M. quadriceps femoris und inseriert an der Tuberositas tibiae (Moll, 2000). Die Patella sorgt als größtes Sesambein des menschlichen Körpers für einen besseren Ansatzwinkel des M. quadriceps femoris, wodurch dieser auch bei gestrecktem Bein voll funktionsfähig ist (Drenckhahn, 1994). Das Lig. popliteum obliquum geht aus Fasern des M. semimembranosus hervor und zieht von dort schräg nach oben außen zum Tibiakopf. Es verstärkt die dorsale Wand der Gelenkkapsel. Das Lig. popliteum arcuatum zieht von der Ansatzstelle des M. semimembranosus abwärts zum Fibulakopf. Es verstärkt ebenfalls die dorsale Gelenkkapsel. Die Retinacula patellae laterale und mediale (Abbildung 4) ziehen von der Sehne des M. quadriceps femoris lateral bzw. medial an der Patella vorbei zur Tuberositas tibiae. Diese straffen Bandzüge dienen als Haltebänder der Patella und verstärken die Gelenkkapsel an der Vorderseite (Moll, 2000).

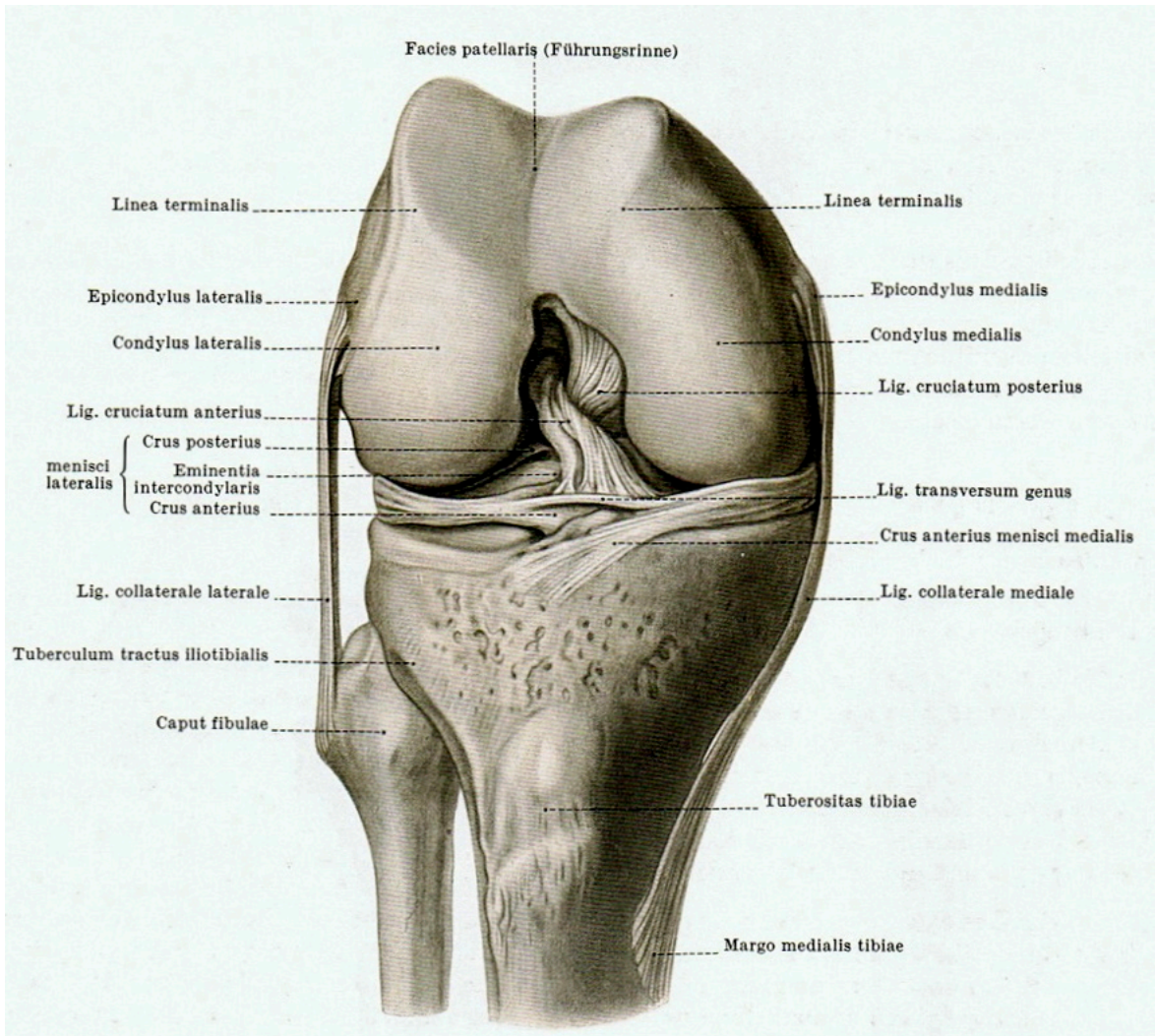


Abbildung 2: Führungsbänder des Kniegelenkes (Lanz, 1972)

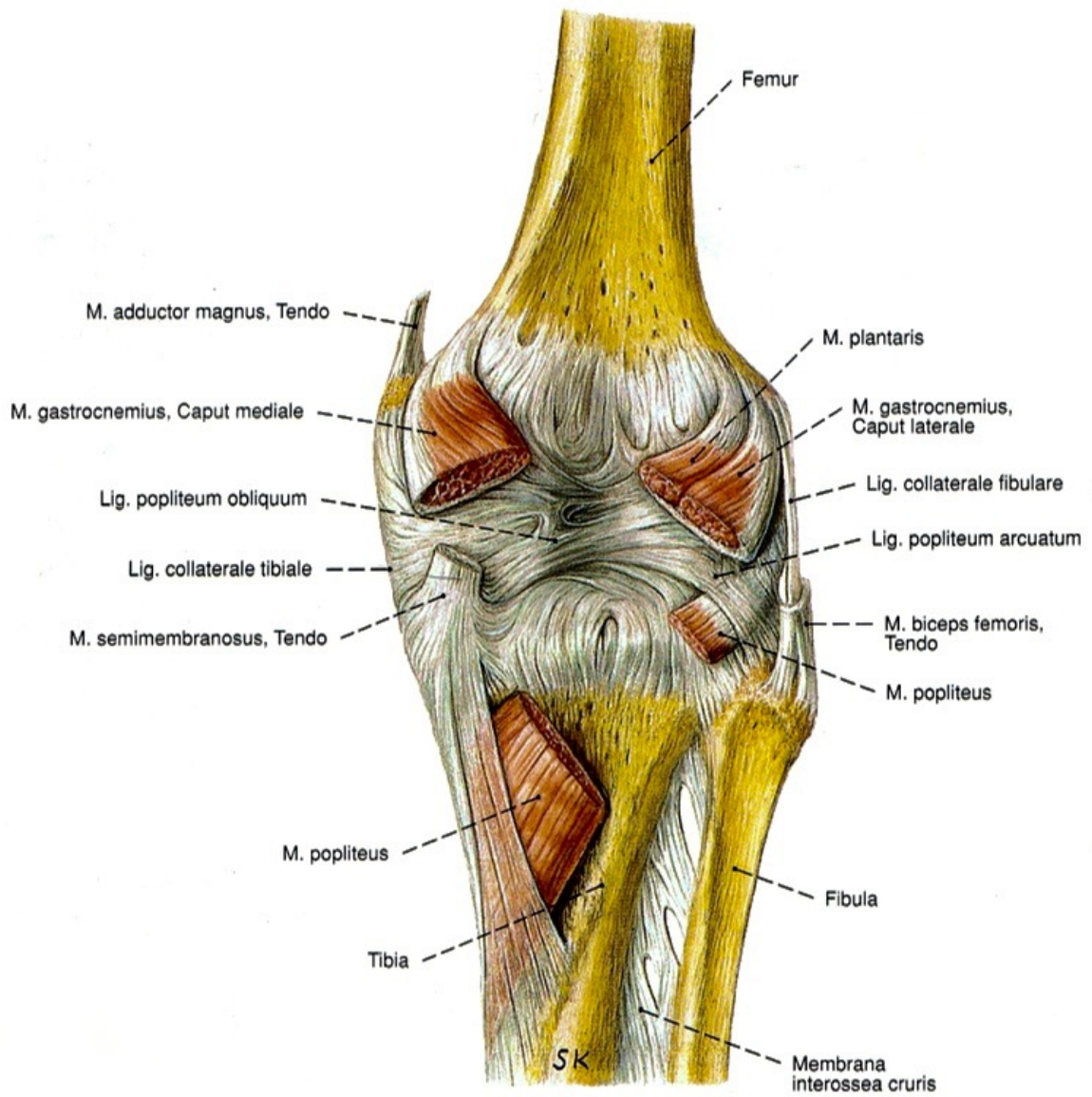


Abbildung 3: Führungsbänder des Kniegelenkes (Putz, 2000)

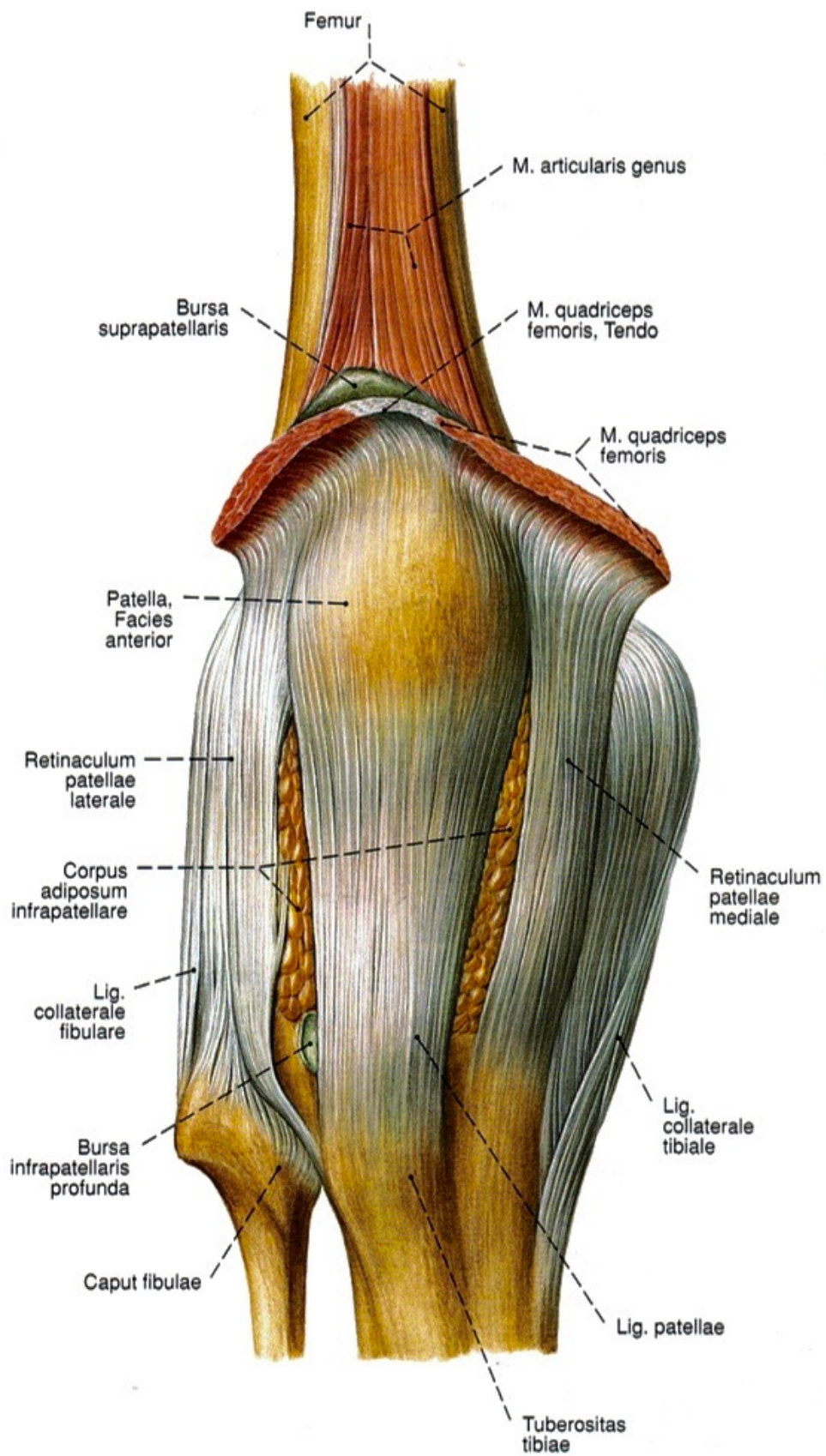


Abbildung 4: Retinacula patellae (Putz, 2000)

3.5 Vorderes Kreuzband (VKB)

3.5.1 Makroanatomie des VKB

Das VKB ist eine bandartige Struktur aus dichtem Bindegewebe (Duthon et al., 2006). Es hat eine Schlüsselfunktion im Kniegelenk, da es der anterioren tibialen Translation und Rotationskräften entgegenwirkt (Matsumoto et al., 2001; Sakane et al., 1997). Die durchschnittliche Länge des VKB beträgt 38mm, die durchschnittliche Breite 11mm (Girgis, Marshall, & Monajem, 1975). Der femorale Ansatzpunkt des VKB liegt am posterioren Teil der medialen Oberfläche des lateralen Femurkondylus. Er hat die Form eines Halbkreises, bei dem der konvexe Teil nach posterior, der gerade Teil nach anterior zeigt und sich in einer schrägen Richtung zur Vertikalen befindet (Girgis et al., 1975).

Von seinem femoralen Ansatzpunkt verläuft das VKB anterior, medial und distal zur Tibia. Dort setzt es an einer Fläche, die sich lateral und vor dem Tuberculum intercondylare mediale befindet an (Girgis et al., 1975). Von diesem Ansatzpunkt verläuft es unter dem Ligamentum transversum der Menisci und einige Fasern können sich mit dem anterioren Ansatz des lateralen Meniskus vermischen. In selteneren Fällen verlaufen Fasern vom posterioren Anteil des tibialen Ansatzes zum Hinterhorn des lateralen Meniskus (Arnoczky, 1983; Girgis et al., 1975).

Der tibiale Ansatz ist breiter und stärker als der femorale Ansatzpunkt. Dies lässt sich auch aus der Querschnittsform des VKB nachvollziehen. Diese nimmt im Verlauf vom Femur mit durchschnittlich 34mm^2 zur Tibia mit durchschnittlich 42mm^2 kontinuierlich zu (Duthon et al., 2006).

3.5.2 Mikroanatomie

Das VKB ist aus multiplen Faszikeln aufgebaut. Die Größe der Faszikel variiert von $250\mu\text{m}$ bis zu einigen Millimetern. Sie sind von einem Bindegewebe, dem Paratenon umgeben. Jedes dieser Faszikel besteht wiederum aus 3-20 Subfaszikeln, die von einem Epitenon eingehüllt sind. Die Subfaszikeln haben einen wellenförmigen Verlauf und bestehen aus subfaszikulären Einheiten in einer Größe von $100\text{-}250\mu\text{m}$ im Durchmesser, die vom Endotenon umschlossen sind. Die subfaszikulären Einheiten bestehen aus Fasern von $1\text{-}20\mu\text{m}$ Durchmesser, die wiederum aus Kollagenfibrillen mit einem Durchmesser von $25\text{-}250\text{nm}$ bestehen

(Arnoczky, 1983; Danylchuk, Finlay, & Krcek, 1978; Duthon et al., 2006).

3.5.3 Funktionelle Bündelstruktur des VKB

Funktionell können beim VKB verschiedene Bündel unterschieden werden. Bereits 1836 beschrieben die Brüder Weber einen vorderen und einen hinteren Anteil des VKB (Weber, 1836). In der neueren Zeit wurden verschiedene Theorien zur Bündelstruktur des VKB diskutiert. Während Odensten und Gillquist (Odensten & Gillquist, 1985) von einer Ein-Bündel-Struktur ausgehen, Girgis et al. (Girgis et al., 1975) oder Arnoczky (Arnoczky, 1983) eine Zwei-Bündel-Struktur beschreiben, wird von Amis et al. (Amis & Dawkins, 1991) eine Drei-Bündel-Struktur diskutiert. Die Zwei-Bündel-Struktur hat sich jedoch am meisten durchgesetzt und stellt somit auch die Grundlage dieser Arbeit.

Es wird ein anteromediales Bündel (AMB) von einem posterolateralen Bündel (PLB) unterschieden. Die Benennung erfolgt auf Grund ihrer Insertionsstellen an der Tibia (Yasuda, van Eck, Hoshino, Fu, & Tashman, 2011), an der das AMB im anteromedialen Bereich und das PLB im posterolateralen Bereich des VKB-Ansatzes inseriert (Duthon et al., 2006; Girgis et al., 1975). Femoralseitig hat das AMB seinen Ursprung am anterioren, proximalen Anteil des femoralen Ansatzpunktes, das PLB beginnt am posterodistalen Anteil des femoralen Ansatzes (Duthon et al., 2006; Girgis et al., 1975). Es konnte gezeigt werden, dass das AMB etwas länger und dicker (durchschnittliche Länge 37,7 mm, durchschnittliche Breite 8,5 mm) als das PLB ist (durchschnittliche Länge 20,7 mm, durchschnittliche Breite 7,7 mm) (Steckel et al., 2007).

Die Ausrichtung der Bündel zueinander ändert sich femoralseitig je nach Beugung des Knies. Bei gestrecktem Knie sind die Bündel vertikal ausgerichtet, wobei der Ursprung des AMB über dem des PLB liegt (Yasuda et al., 2011). Bei 90° Knieflexion, wie z.B. während einer Operation, sind die Bündel horizontal ausgerichtet mit der AMB Ursprungsstelle mehr anterior und proximal zu dem posterior und inferior liegenden Ansatzes des PLB (Colombet et al., 2006; Yasuda et al., 2011). Die Fasern verlaufen in Flexionsstellung nicht mehr parallel, da sich das AMB während der Flexion um das PLB wickelt (Duthon et al., 2006).

Das AMB und PLB unterscheiden sich während einer Flexions-Extensions-Bewegung in ihrer Funktion. Dabei muss jedoch unterschieden werden, ob das Knie währenddessen durch Gewicht belastet wird oder nicht. Kurosawa et al.

(Kurosawa, Yamakoshi, Yasuda, & Sasaki, 1991) beschreiben, dass das AMB im gestreckten, unbelasteten Knie elongiert ist, zwischen 20° und 60° Kniebeugung wieder an Spannung verliert und sich bei einer Knieflexion von mehr als 90° wieder elongiert. Das PLB ist bei gestrecktem, unbelastetem Knie elongiert, verliert mit zunehmender Beugung an Spannung bis es bei einer Flexion von mehr als 90° vollständig erschlafft (Kurosawa et al., 1991). Unter Gewichtsbelastung verhalten sich die beiden Bündel jedoch anders. Dies zeigten sowohl Li et al. (Li, DeFrate, Sun, & Gill, 2004), als auch Jordan et al. (Jordan et al., 2007) in ihren Untersuchungen. Im belasteten Knie hat das AMB eine zwischen Extension und 90° Beugung relativ konstante Länge, während die Länge des PLB während Flexion abnimmt (Li et al., 2004). Das reziproke Verhalten, dass die beiden Bündel im unbelasteten Knie aufweisen (Kurosawa et al., 1991), zeigt sich also unter Belastung nicht. Die Ursache dafür liegt in der Kontraktion des M. quadriceps, die zu einer Dehnung beider Bündel besonders im Bereich zwischen 0° und 60° Knieflexion führt (Kurosawa et al., 1991).

Das VKB ist der wichtigste Stabilisator des Knies gegen eine anteriore Tibiatranslation sowie, nach dem LCL, der zweitwichtigste Stabilisator gegen kombinierte Rotationsbelastung (interne Tibiarotation und Valgusstress) (Zantop, Schumacher, et al., 2007). Bei der Stabilisierung des Knies haben die beiden Bündel einen synergistischen Effekt (Zantop, Herbort, Raschke, Fu, & Petersen, 2007). Es konnte jedoch gezeigt werden, dass es vom Grad der Flexion und der damit verbundenen unterschiedlichen Spannung der Bündel abhängig ist, welches Bündel welchen Anteil zur Stabilität beiträgt. Durchtrennt man das AMB führt dies zu einer erhöhten anterioren Tibiatranslation bei 60° und 90° Knieflexion. Bei Durchtrennung des PLB kommt es zu einer erhöhten anterioren Tibiatranslation bei 30° Knieflexion sowie zu einer Zunahme der Rotationsinstabilität bei 0° und 30° Knieflexion (Alentorn-Geli et al., 2014b).

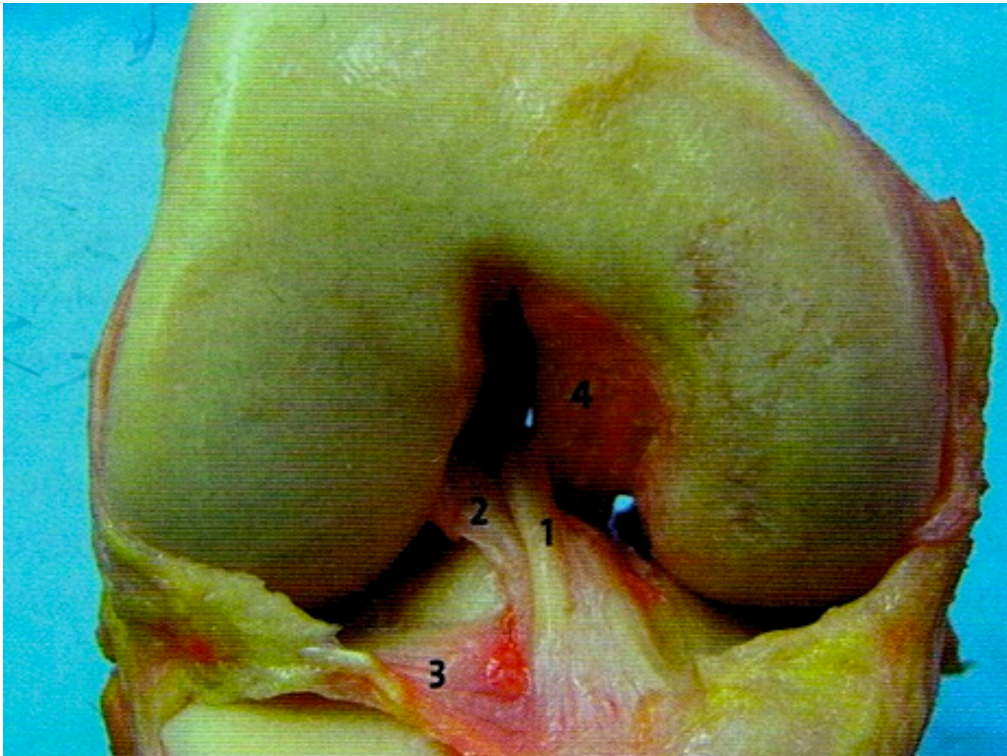


Abbildung 5: Ansicht Kniegelenk 90° gebeugt von anterior
(1) AM-Bündel, (2) PL-Bündel, (3) Außenmeniskusvorderhorn, (4) HKB (Petersen & Zantop, 2009)



Abbildung 6: AM- und PL-Bündel des VKB (Petersen & Zantop, 2009)

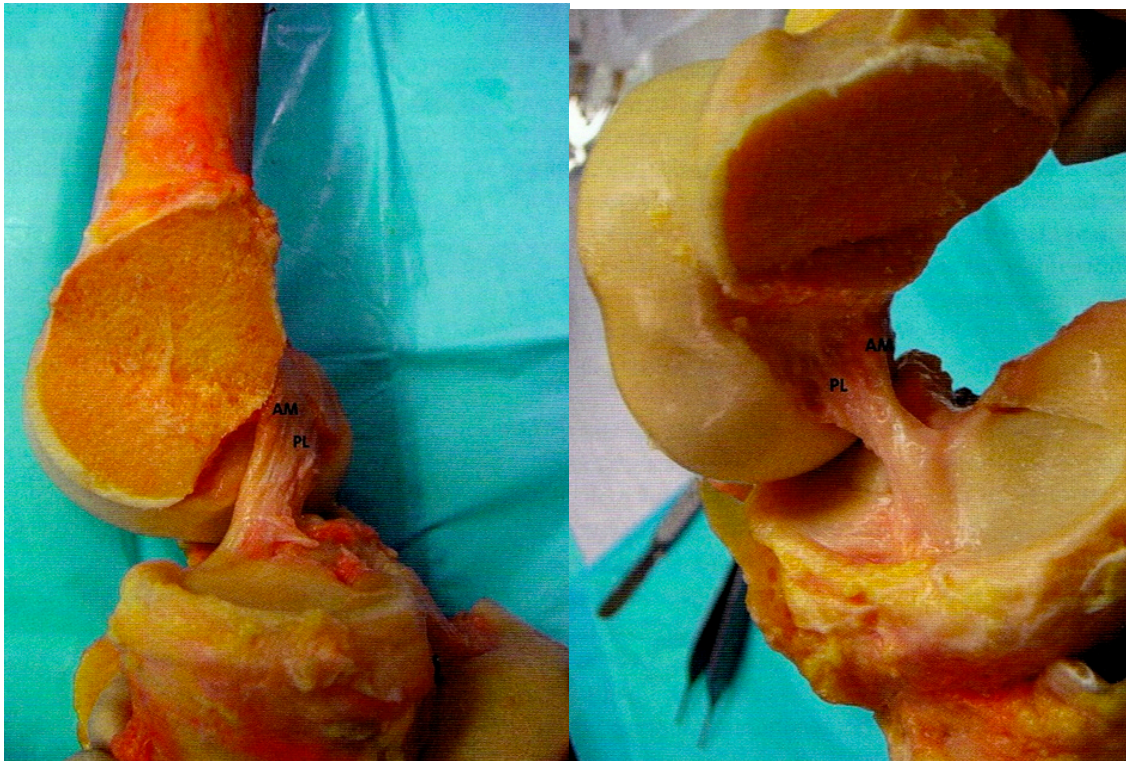


Abbildung 7: Ansicht von lateral bei gestrecktem und gebeugtem Kniegelenk (Petersen & Zantop, 2009)

3.5.4 Blutversorgung

Die Blutversorgung des Kniegelenkes erfolgt über die A. poplitea. Mit Ihren Gefäßabgängen (Arteria inferior medialis und lateralis genus, der Arteria superior medialis und lateralis genus, der Arteria media genus, der Arteria recurrens tibialis anterior und posterior) bildet sie einen Gefäßplexus um das Gelenk (Arnoczky, 1985).

Die Blutversorgung des VKB erfolgt über die Arteria media genus (Duthon et al., 2006; Petersen & Tillmann, 1999). Diese entspringt im rechten Winkel aus dem vorderen Anteil der A. poplitea meistens auf Höhe des proximalen Endes des Femorkondylus unmittelbar unterhalb des Ursprungs der Aa. superiores genus und kurz oberhalb der Aa. suralis (Duthon et al., 2006; Scapinelli, 1997). In ihrem extravaskulären Verlauf ist sie umgeben vom poplitealen Fettpolster und wird von Satellitenvenen und dem Nervus articularis posterior begleitet. Sie tritt in einem schrägen, manchmal fast vertikalen Verlauf in die hintere Kapsel ein. Im Gelenk zweigt sie sich auf und gibt Äste an das VKB ab (Scapinelli, 1997). Während der größte Anteil des VKB von der A. media genus versorgt wird, vaskularisieren Äste der A. inferior medialis und lateralis den distalen Anteil des VKB (Petersen &

Tillmann, 1999). Das VKB ist von einer Synovialhülle umgeben, in der Endäste dieser Arterien ein Netzwerk an periligamentösen Gefäßen bilden. Von der Synovialhülle penetrieren die Gefäße das Ligament in horizontaler Richtung. Innerhalb des Ligaments verläuft der größte Anteil der Gefäße in longitudinaler Richtung. Dabei werden die Anheftungszonen des Ligaments nicht überschritten (Arnoczky, 1983, 1985; Arnoczky, Rubin, & Marshall, 1979; Petersen & Tillmann, 1999). Die Blutversorgung in Verlauf des VKB ist nicht homogen. Der proximale Anteil ist besser versorgt als der distale Anteil. So findet sich eine kleine Zone ca. 5-10mm proximal der tibialen Ansatzstelle, die avaskulär ist. Dies könnte eine Erklärung für die schlechte Heilungstendenz des VKB sein (Petersen & Tillmann, 1999).

3.5.5 Innervation

Das VKB erhält Nervenfasern von den posterioren Ästen des Nervus tibialis. Diese Fasern durchdringen die posteriore Kapsel und laufen gemeinsam mit den synovialen- und periligamentösen Blutgefäßen (Arnoczky, 1983; Kennedy, Alexander, & Hayes, 1982). Die meisten dieser Fasern haben eine vasomotorische Funktion (Duthon et al., 2006). Kleinere myelinisierte (2-10µm im Durchmesser) und unmyelinisierte Fasern (1µm im Durchmesser) verlaufen unabhängig von den Blutgefäßen (Kennedy et al., 1982; Schultz, Miller, Kerr, & Micheli, 1984). Das Vorkommen von Mechanorezeptoren in der Gelenkkapsel eines Katzenknies wurde bereits 1944 von Gardner et al. beschrieben (Gardner, 1944). Freeman et al. gelang es vier verschiedene Rezeptortypen zu unterscheiden (Freeman MA, 1967). Auf diesen Erkenntnissen basiert die heute geläufige Einteilung in Ruffini-Körperchen (Typ 1), Vater-Pacini-Körperchen (Typ 2), Golgi-Sehnen-Organellen (Typ 3) und freie Nervenendigungen (Typ 4).

- Ruffini-Körperchen: Sind rundliche oder ovale Strukturen mit einer Größe von ca. 120 µm (Haus & Halata, 1990). Sie sind durch zylindrische, perineurale Septen unterteilt und enthalten myelinisierte Axone, die sich innerhalb des Zylinders in unmyelinisierte Fasern verzweigen (Halata et al., 1999). Funktionell sind sie langsam adaptierende Mechanorezeptoren mit einem niedrigen Aktionspotential, die vor allem auf Dehnung im Kniegelenk reagieren (Haus & Halata, 1990; Zimny, Schutte, & Dabezies, 1986).

- Vater-Pacini-Körperchen: Sie sind ca. 100 µm lang und haben einen Durchmesser von 20 – 40 µm (Halata et al., 1999). Sie haben eine vielschichtige perineurale Kapsel und eine birnenartige Form (Haus & Halata, 1990). Das zugehörige myelinisierte Axon ist sensitiv für schnelle Bewegungen (Haus & Halata, 1990; Zimny et al., 1986). Es handelt sich um schnell adaptierende Mechanorezeptoren (Zimny et al., 1986)
- Golgi-Sehnen-Organellen: sie sind identisch mit denen in anderen Geweben. Sie ähneln den Ruffini-Körperchen, weshalb sie von einigen Autoren nicht unterschieden werden. Ihre Aufgabe ist die Spannungsmessung der Muskel-Sehnen-Einheit (Hogervorst & Brand, 1998)
- Freie Nervenendigungen: haben die Funktion von Nozizeptoren, sie können jedoch durch die Freilassung von Neuropeptiden eine vasoaktive Funktion haben. Daher wird ihnen einen Effekt in der normalen Gewebe-Homöostase und in der späten Remodellierung von Transplantaten zugeschrieben (Haus & Halata, 1990; Hogervorst & Brand, 1998)

Das Auftreten dieser Rezeptortypen lässt den Schluss zu, dass das VKB an einem komplexen neuromuskulären Regelkreis beteiligt ist (Halata et al., 1999; Raunest, Sager, & Burgener, 1996). Die Aktivierung von afferenten Nervenfasern im VKB beeinflusst über Gamma-Motoneurone die Aktivität der Muskeln um das Kniegelenk. Dieser sogenannte VKB-Reflex ist ein essentieller Teil der normalen Kniefunktion (Konishi, Fukubayashi, & Takeshita, 2002; Krogsgaard, Dyhre-Poulsen, & Fischer-Rasmussen, 2002). Aufgrund der Beobachtung, dass ein Ausfall der Gelenkrezeptoren bei der Mehrheit der Patienten zu erheblichen Störungen der Propriozeption führt, wurde u.a. den Gelenkrezeptoren eine große Bedeutung zugeordnet (Freiwald, Jager, & Thoma, 1992; Friemert, F, Schmidt, Jouini, & Gerngross, 2006; Horster & Kedziora, 1993).

3.6 Biomechanik des Kniegelenkes

Das Verständnis der Biomechanik des Kniegelenkes ist ein essentieller Bestandteil, um Pathologien diagnostizieren und entsprechend therapieren zu können. Der Bewegungsablauf des Kniegelenks ist komplex und soll im Folgenden näher beleuchtet werden.

Beugung, Streckung: Aus der Neutral-Null-Stellung kann das Knie bei gestrecktem Hüftgelenk aktiv bis etwa 125° gebeugt werden. Eine weitere Beugung auf 140° kann nur durch eine zusätzliche Beugung im Hüftgelenk erreicht werden, da durch die Vordehnung der ischiokruralen Muskulatur ihre aktive Insuffizienz überwunden werden kann. Bei der passiven Beugung können 160° erreicht werden. Sie ist durch die dorsale Weichteilhemmung begrenzt. Die passive Streckung ist individuell unterschiedlich bis zu einem Winkel von $5 - 10^\circ$ möglich (Drenckhahn, 1994).

Die Flexionsbewegung lässt sich als eine kombinierte Roll-Gleitbewegung beschreiben, die in zwei Phasen eingeteilt werden kann. In der ersten Phase rollen die Femurkondylen nach hinten ab. In der zweiten Phase, die vor allem durch den Zug der Kreuzbänder erreicht wird, drehen die Kondylen auf der Stelle (Drenckhahn, 1994). Das Prinzip der Roll-Gleitbewegung des Kniegelenkes wurde bereits von den Brüdern Weber 1836 beschrieben (Weber, 1836)

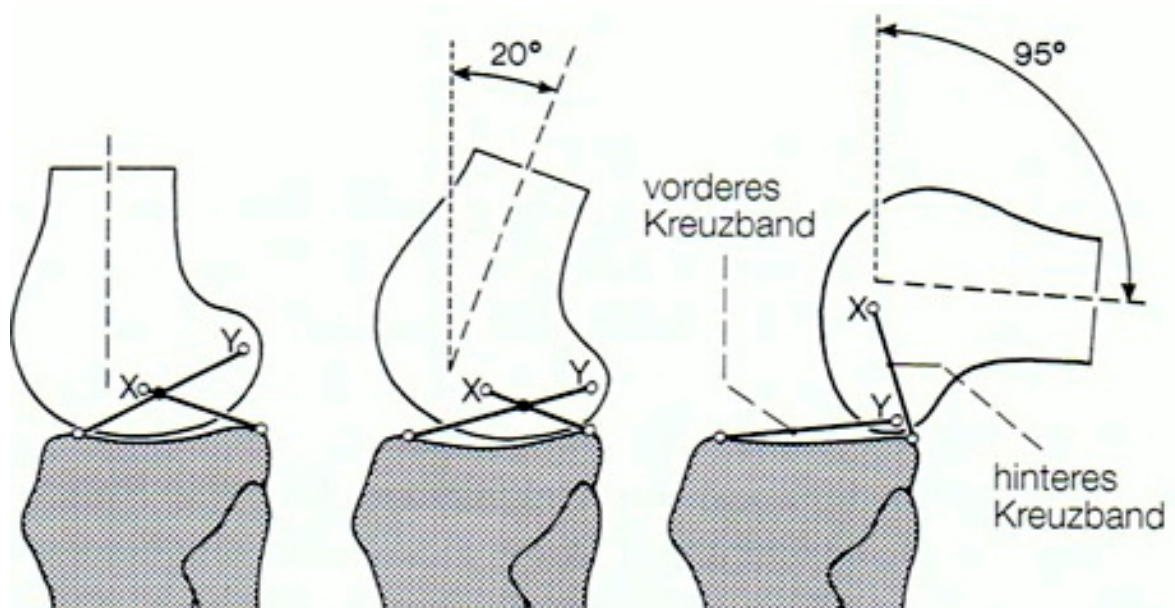


Abbildung 8: Verschiebung der Femurkondylen bei der Beugung (Drenckhahn, 1994)

Rotation: Während der Innenrotation wickeln sich die Kreuzbänder umeinander. In 90° Flexion können ca. 10° Innenrotation erreicht werden. Die Außenrotation ist bis ca. 30° möglich (Drenckhahn, 1994). Während der Endphase der Streckung findet durch die Anspannung des VKB zumeist eine zwangsläufige Außenrotation der Tibia um $5 - 10^\circ$ statt, die Schlussrotation (Drenckhahn, 1994; Moll, 2000)

Abduktion und Adduktion sind durch die straffen Seitenbänder nur in minimalem Ausmaß möglich (Drenckhahn, 1994).

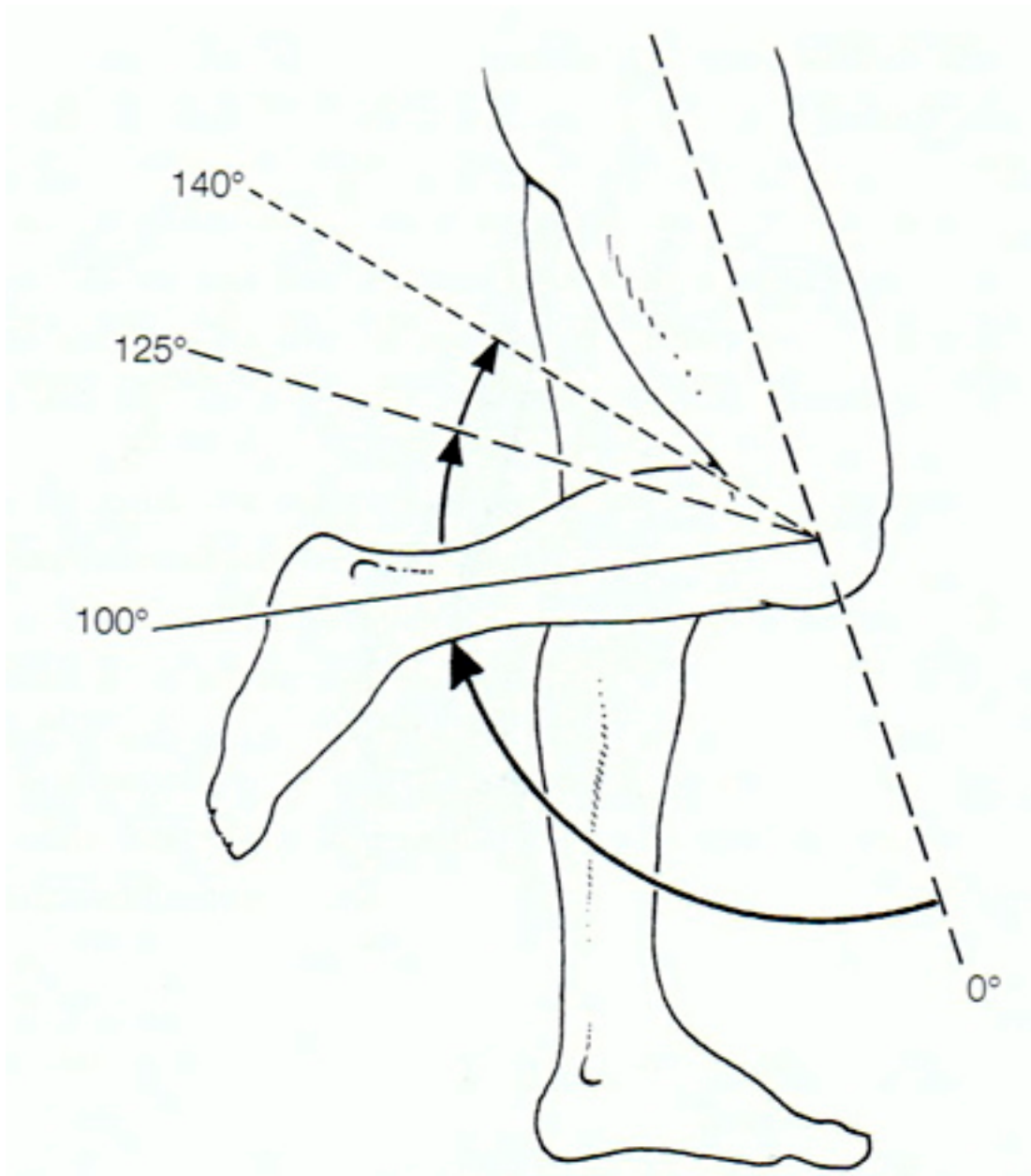


Abbildung 9: Bewegungsumfang Kniegelenk (Drenckhahn, 1994)

3.7 Coper und Non-Coper

Die meisten aktiven Personen mit einem gerissenen VKB haben ein Instabilitätsgefühl im Knie und haben Schwierigkeiten bei sportlichen Aktivitäten (Barrack, Bruckner, Kneisl, Inman, & Alexander, 1990; Engstrom, Gornitzka, Johansson, & Wredmark, 1993; Pattee, Fox, Del Pizzo, & Friedman, 1989; Shelton, Barrett, & Dukes, 1997). Komplexe neuromuskuläre Kontrollstrategien scheinen für die Fähigkeit einiger Individuen verantwortlich zu sein, ihr Knie dynamisch zu stabilisieren und ohne Operation wieder auf hohem Niveau Sport zu

treiben. Diese Personen werden nach der Arbeitsgruppe um Snyder-Mackler als Coper bezeichnet (Chmielewski, Rudolph, & Snyder-Mackler, 2002). Die Bewegungsstrategien unterscheiden sich zwischen denen, die die Verletzung gut kompensieren, und denen, die das nicht können (Chmielewski et al., 2001).

Auch bei den von uns untersuchten Patienten führten wir eine Einteilung in Coper und Non-Coper durch. Als Grundlage für die Einteilung gelten die von Chmielewski et al. postulierten Kriterien (Chmielewski, Hurd, & Snyder-Mackler, 2005). Coper ist man, wenn:

- der gemessene Hop-Test-Wert mindestens 80% beträgt. Beim Hop-Test muss der Patient im Einbeinstand so weit wie möglich springen. Begonnen wird mit der gesunden Seite. Pro Seite werden drei Versuche durchgeführt. Um das Ergebnis zu berechnen wird der Mittelwert der Distanzen des operierten Beines durch den Mittelwert der Sprungdistanzen des gesunden Beines dividiert und mit 100 multipliziert.
- der Activities of Daily living Score auch mindestens 80% beträgt. (Score siehe Anhang 10.5)
- die globale Bewertung der Kniefunktion mindestens 60% ist. Hierfür sollen die Patienten ihre Kniefunktion selbst auf einer Skala zwischen 0 – 100 % einstufen.
- nicht mehr als ein relevantes subjektives Instabilitätsempfinden (giving-way) seit dem Unfall vorhanden ist.

3.8 Problemstellung

Nach Verletzungen des VKB ist es heute üblich, dieses operativ zu ersetzen. In der Literatur werden für die Rekonstruktion eine Vielzahl an Methoden beschrieben, wobei entweder Transplantate vom Patienten selbst (Autograft) oder in Ausnahmefällen von Leichenspendern (Allograft) verwendet werden. Als Transplantat für Autografts stehen die Patellarsehne, die Sehnen der Mm. Semitendinosus/Gracilis (Hamstrings), der Musculus Quadriceps sowie Allografts zur Verfügung. Ziel einer Rekonstruktion des VKB ist die Wiederherstellung der Funktion mit einer dem ursprünglichen VKB entsprechenden Größe, Kollagenfaserausrichtung und Insertion des Transplantats (van Eck, Lesniak, Schreiber, & Fu, 2010). In Abhängigkeit von der Größe des Kniegelenks wird

dabei eine Einzelbündel- oder Doppelbündeltechnik verwendet.

Bei der Einzelbündeltechnik werden die Transplantate im Knie mit nur zwei Fixationspunkten, einem im Femur und einem in der Tibia, befestigt. Dabei wird vor allem das anteromediale Bündel rekonstruiert. In dieser Studie wird hierfür entweder die Bone-Tendon-Bone-Technik mit Patellasehne oder die Sehnen der Mm. Semitendinosus/Gracilis verwendet. Obwohl diese Methode einen guten postoperativen Erfolg aufweist, wird sie der komplexen anatomischen Struktur und damit der natürlichen Funktion des Kniegelenkes nicht gerecht. Daher wurde eine neue Methode entwickelt, welche beide Bündel des VKB ersetzen soll. Diese Technik bezeichnet man als Doppelbündel („double-bundle“)-Technik. Während bei den bisherigen Techniken nur das anteromediale Bündel in seiner Funktion ersetzt wurde, wird bei der neuen Technik sowohl das anteromediale, als auch das posterolaterale Bündel ersetzt. In den meisten Fällen benutzt man dafür die Semitendinosus-Sehne für das anteromediale und die Gracilis-Sehne für das posterolaterale Bündel. Durch diese Technik erhofft man sich, die natürliche Funktion des Kniegelenkes, also sowohl die mechanische, als auch die funktionelle Stabilität, möglichst weitgehend wieder herzustellen.

Ziel der Studie soll sein, den Einfluss der drei OP-Techniken Patellasehen Autograft in Einzelbündeltechnik (PS-SB), Semitendinosus-/Gracilis Autograft in Einzelbündeltechnik (STG-SB) und Semitendinosus-/Gracilis Autograft in Doppelbündeltechnik (STG-DB) auf die mechanische- und funktionelle Instabilität herauszufinden.

4 Material und Methoden

4.1 Patientengut

4.1.1 Gesamtkollektiv

In der Abteilung für Sportorthopädie des Klinikums Rechts der Isar der Technischen Universität München wurden im Zeitraum vom 07.01.2003 – 27.06.2005 383 Patienten aufgrund einer VKB-Ruptur operiert. Die Einschlusskriterien der Studie (s.u.) erfüllten 226 Patienten. Ausgeschlossen wurden 157 Patienten wegen zusätzlicher Kapsel-Band-Verletzung oder knöchernem Schaden (37 Patienten), Hohe-Tibiale Umstellungsosteotomie (HTO)

bei Varus-/Valgusfehlstellung (32 Patienten), Voroperationen an Bändern, Kapsel oder Menisken (63 Patienten), Knorpelschaden III°/IV° nach Outerbridge (22 Patienten), metabolischer Erkrankungen mit neurologischer Auswirkung (1 Patient), oder Ausschluss aus der Altersgruppe (2 Patienten).

Zur Nachuntersuchung kamen im Untersuchungszeitraum vom 24.10.2006 – 30.01.2007 66 Patienten. Dies entspricht einem Follow-up von 16 – 46 Monaten bei einem Mittelwert von 30,6 Monaten.

Die restlichen Patienten konnten aufgrund von Termenschwierigkeiten im begrenzten Untersuchungszeitraum nicht teilnehmen, waren unbekannt verzogen, im Ausland lebend, hatten seit der OP neu aufgetretene für die Studie relevante Verletzungen oder verweigerten aus persönlichen Gründen oder wegen zu weiter Anreise die Teilnahme an der Nachuntersuchung.

Von den untersuchten Patienten waren 42 männlich und 24 weiblich. Das durchschnittliche Alter lag zum OP-Zeitpunkt bei 32 Jahren (14-59 Jahre). Die durchschnittliche Körpergröße betrug 174,5 cm (155-195 cm), das durchschnittliche Gewicht 75,6kg (52-108kg). Insgesamt waren 30 rechte Knie und 36 linke Knie betroffen.

4.1.2 Gruppeneinteilung

Die Einteilung der Patienten erfolgte in drei Gruppen nach den drei OP-Techniken. In die erste Gruppe, die mit **PS-Transplantat (PS-SB)** operiert wurden, konnten 22 Patienten eingeschlossen werden, 14 männlich, 8 weiblich. Das durchschnittliche Alter lag zum OP-Zeitpunkt bei 30 Jahren (16-43 Jahre). Die durchschnittliche Größe betrug 175,4 cm (161-191 cm), das durchschnittliche Gewicht 73,7 kg (55-97 kg). Es waren 9 rechte Knie und 13 linke Knie betroffen.

In die Gruppe, die mit **STG-Transplantat in Einzelbündeltechnik (STG-SB)** operiert wurden, konnten 19 Patienten eingeschlossen werden, 11 männlich, 8 weiblich. Das durchschnittliche Alter lag zum OP-Zeitpunkt bei 35 Jahren (14-59 Jahre). Die durchschnittliche Größe betrug 172,8 cm (156-195 cm), das durchschnittliche Gewicht 73,7 kg (52-97 kg). Es waren 11 rechte Knie und 8 linke Knie betroffen.

In die Gruppe, die mit **STG-Transplantat in Doppelbündeltechnik (STG-DB)** operiert wurden, konnten 25 Patienten eingeschlossen werden, 17 männlich, 8 weiblich. Das durchschnittliche Alter lag zum OP-Zeitpunkt bei 31 Jahren (17-47

Jahre). Die durchschnittliche Größe betrug 175cm (155-195 cm), das durchschnittliche Gewicht 78,6 kg (58-108 kg). Es waren 10 rechte Knie und 15 linke Knie betroffen.

Die Gruppen unterschieden sich statistisch nicht in Bezug auf Geschlecht, Alter, Größe, Gewicht oder betroffener Kniegelenksseite (getestet mit Chi-Quadrat-Test).

Zusätzlich wurden die Patienten für die Untersuchungen in zwei Gruppen unterteilt. Die sogenannten Coper sind subjektiv stabil. Die andere Gruppe wird als Non-Coper bezeichnet, welche ein subjektives Instabilitätsempfinden besitzen. (Chmielewski et al., 2001) Es sollte geprüft werden, ob sich Coper und Non-Coper hinsichtlich des postoperativem Ergebnisses unterscheiden.

4.1.3 Ein- und Ausschlusskriterien

Es wurden folgende Ein- und Ausschlusskriterien festgelegt:

4.1.3.1 Einschlusskriterien:

- Alter zum Zeitpunkt der Untersuchung: 18-65 Jahre
- schriftliche Einwilligung des Patienten in die Studie
- isolierte Ruptur des vorderen Kreuzbandes
- Arthroskopiebericht mit Bestätigung der Diagnose isolierte VKB-Ruptur
- Operationen: arthroskopische Ersatzplastik des VKB mittels einer der drei Techniken
- Kniegelenk der Gegenseite muss gesund sein
- Wiederherstellung der vollständigen Kniebeweglichkeit

4.1.3.2 Ausschlusskriterien:

- Zusätzliche Kapsel-Band-Schädigungen des Kniegelenkes
- Knorpelschäden III° und IV° nach Outerbridge
- Ergussbildung am Kniegelenk
- deutliche Bewegungseinschränkung oder Blockierung des Kniegelenkes
- an Bändern, Kapsel oder Menisken voroperierte, also vorgeschädigte Kniegelenke
- totale Meniskusentfernung (medial, lateral oder beides)

- anamnestisch erhobene Fehlstellungen oder Verletzungen oder Voroperationen (außer Kreuzbandplastik) der unteren Extremität, der Lendenwirbelsäule und des Beckens, die einen Einfluss auf die Studie haben können
- relevante Bandverletzungen, Meniskusschäden und vorangegangene Operationen des Kniegelenkes auf der Gegenseite
- neurologische Erkrankungen
- metabolische Erkrankungen, die neurologische Auswirkungen haben
- Kniegelenks-, Sprunggelenks- oder Hüftgelenkstraumata unmittelbar vor dem Messzeitpunkt
- Infekte, Thrombosen, Schmerzen zum Zeitpunkt der Messung
- Einnahme von Medikamenten, die eine Beeinflussung des Reflexverhaltens, der muskulären Sensitivität oder der zentralen Aufnahmefähigkeit zur Folge haben können

4.2 OP-Techniken

4.2.1 Patellasehnen Autograft in Einzelbündeltechnik (PS-SB)

Die Operation erfolgte in Intubationsnarkose oder Spinalanästhesie. Der Patient wird auf dem Rücken gelagert, das zu operierende Bein in einem Beinhalter eingespannt, so dass das Knie bis 120° gebeugt werden kann. Das kontralaterale Bein wird in 90° Beugung abgeklappt. Nachfolgend wird eine Hautdesinfektion mit Jodlösung durchgeführt und das Bein steril abgedeckt. Am Oberschenkel wird eine Blutsperrung, die einen Druck von 150 – 200mmHg über dem systolischen Blutdruck des Patienten hat, angelegt.

Die Entnahme des Ligamentum patellae erfolgt über zwei Querinzisionen distal der Patella und in Höhe der Tuberositas tibiae anteromedial. Nach der Freipräparation des Ligaments wird eine Sägeschablone (meist mit einer Blockgröße von 10mm) auf den unteren Patellapol aufgebracht. Mit einer oszillierenden Säge wird der Knochenblock konisch entnommen. Das mittlere Patellarsehnedrittel wird in Verlängerung des Knochenblocks unter der Haut bis zum tibialen Ansatz freipräpariert. An der Tibia wird mit der gleichen Sägeschablone der tibiale Knochenblock ausgesägt. Die Knochenblöcke des Transplantats werden auf einen Durchmesser von 10mm präpariert und mit nicht

resorbierbaren Fäden angeschlungen. Arthroskopisch werden nun die Reste des rupturierten Kreuzbandes entfernt, die tibiale und femorale Insertionsflächen präpariert und dargestellt. Anschließend wird über ein tibiales Zielgerät ein 2,4mm dicker Bohrdraht 7mm ventral des HKB eingebracht. Durch Überbohren wird die Kortikalis entsprechend der Transplantatdicke auf 10mm aufgebohrt. Danach wird das femorale Zielgerät transtibial, d.h. über den tibialen Bohrkanal, eingebracht und an die posteriore femorale Notch auf 10.30 Uhr-Position eingehängt. Die Beschreibung der Uhrzeit beruht auf einem gedachten Ziffernblatt eingelegt in den intercondylären Raum des Knies bei 90° Beugung. Die 12.00Uhr-Position beschreibt dabei die anatomische ventrale zentrale Position der posterioren Begrenzung der Notch, wie in Abbildung 10 dargestellt.

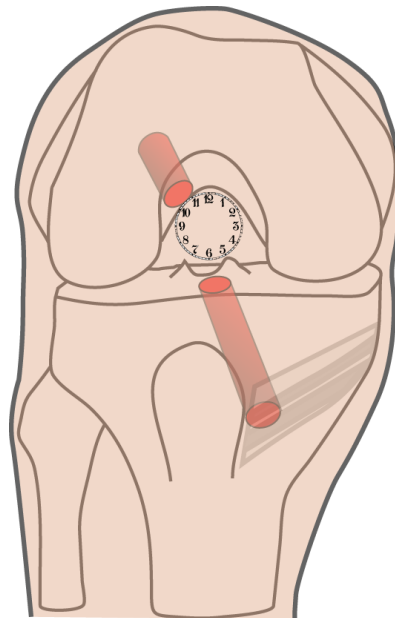


Abbildung 10: Schematische Darstellung des tibialen und femoralen Bohrkanals an einem rechten Kniegelenk. Der femorale Bohrkanal wird auf 10.30 Uhr-Position entsprechend dem gedachten Ziffernblatt im Interkondylärraum angelegt.

Ein Bohrdraht wird eingebracht und mit einem 10mm Kronenbohrer auf eine Tiefe von 25mm überbohrt. Das Transplantat wird transtibial eingezogen. Die proximale Fixation erfolgt mit einer resorbierbaren Interferenzschraube (gewöhnlich 7mm x 23mm). Die tibiale Fixation des Transplantats erfolgt mit einer Vorspannung von 80N in 20° Knieflexion mit einer bioresorbierbaren Interferenzschraube (gewöhnlich 7 x 23mm). Der Wundverschluss erfolgt mit Adaptation der Fascia cruris und Subkutannaht mit resorbierbarem Nahtmaterial. Die Hautnaht erfolgt in Rückstichtechnik mit nicht resorbierbarem Nahtmaterial.

4.2.2 Semitendinosus-/Gracilis Autograft in Einbündeltechnik (STG-SB)

Sowohl Narkose, als auch Lagerung und Hautdesinfektion erfolgen analog zum PS-Transplantat.

Über einen 3cm langen, horizontalen Hautschnitt über dem Pes anserinus werden die Semitendinosus- und Gracilissehne präpariert und mit einem Sehnenstripper entnommen.

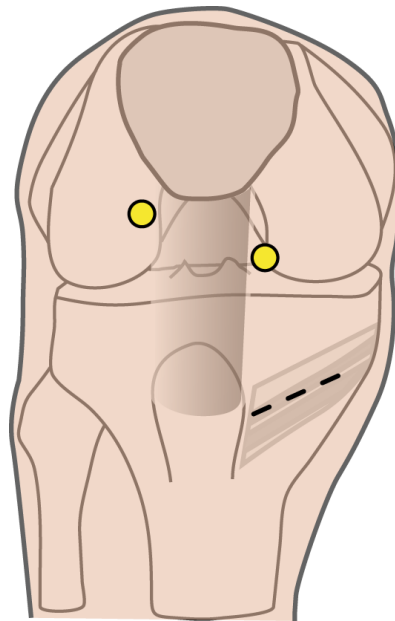


Abbildung 11: Hautschnitt horizontal über dem Pes anserinus zur Entnahme der Semitendinosus- und Gracilissehne. Die gelben Punkte markieren das anterolaterale und anteromediale Arthroskopieportal.

Die Sehnen werden gedoppelt und mit Baseballnähten auf 25mm armiert. Die Kreuzbandstümpfe werden arthroskopisch reseziert und die femoralen und tibialen Insertionszonen präpariert. Über ein tibiales Zielgerät wird ein Bohrdraht 7mm ventral des hinteren Kreuzbands eingebracht. Der Draht wird mit dem Spiralbohrer entsprechend dem Durchmesser der Transplantate (im allgemeinen 7-9mm) überbohrt. Das femorale Zielgerät wird über den tibialen Kanal in das Knie eingeführt und an der hinteren Notchwand bei 10.30 Uhr eingesetzt. Mit einem vorgegebenen Abstand von 5mm von der posterioren Notchwand wird femoral ein weiterer Bohrdraht platziert. Dieser wird mit dem 7mm Spiralbohrer auf eine Tiefe von 25mm überbohrt. Für die Verdichtung der Spongiosa an der Tunnelwand kann die Präparation bis zum gewünschten Tunneldurchmesser (im Allgemeinen 8-9mm) mit Dilatatoren erfolgen. Über ein weiteres femorales Zielgerät wird ein Auszugsdraht orthogonal zum femoralen Tunnel eingebracht. Über diesen Draht

wird das Transplantat durch den tibialen Kanal in den femoralen Kanal gezogen. Über den liegenden Auszugsdraht wird femoral eine Transfix Schraube 50mm eingedreht, wobei der Schraubenkopf im Bereich der Corticalis versenkt wird. Anschließend wird das Knie zur Konditionierung des Transplantats mehrfach durchbewegt. Das Transplantat wird in 20° Flexion unter 80N Spannung mit einer Deltaschraube 9 x 35mm tibial fixiert. Nach arthroskopischer Kontrolle der korrekten Transplantatlage erfolgt der schichtweise Wundverschluss mit Adaptation der Fascia cruris und Subkutannaht mit resorbierbarem Nahtmaterial. Die Hautnaht erfolgt in Rückstichtechnik mit nicht resorbierbarem Nahtmaterial.

4.2.3 Semitendinosus-/Gracilis Autograft in Double-Bundle-Technik (STG-DB)

Die Entnahme der Sehnen erfolgt analog zur Einzelbündeltechnik.

Die Sehnenenden werden mit nicht resorbierbarem Nahtmaterial armiert. Die OP-Technik wurde von Lorenz et al. beschrieben (Lorenz, Anetzberger, Spang, & Imhoff, 2007). Die Sehnenmitte sowie ein Abstand davon von 25mm an der Semitendinosussehne (AMB) bzw. 15mm an der Gracilissehne (PLB) werden markiert. Das gedoppelte Semitendinosustransplantat sollte einen Durchmesser von 7mm, das gedoppelte Gracilistransplantat einen Durchmesser von 5mm aufweisen. Während der Präparation werden am Knie die Kreuzbandstümpfe reseziert und die femoralen und tibialen Insertionszonen präpariert. In die tibiale Insertionszone werden zwei 2,4mm Bohrdrähte für den posterolateralen und im Anschluss für den anteromedialen Bohrkanal eingebracht. Der Bohrdraht des posterolateralen Kanals kommt 5mm vor dem HKB in der Mitte der Eminentia intercondylaris zu liegen, der Bohrdraht des anteromedialen Kanals 4mm davor zentral im Insertionsbereich des vorderen Kreuzbandes. Durch anschließendes Strecken des Knies werden das Notchimpingement und die Lage der Drähte zum Notchdach überprüft. Bei einwandfreier Lage werden die Bohrdrähte mit dem Spiralbohrer entsprechend dem Durchmesser der Transplantate (normalerweise 5mm für den posterolateralen und 7mm für den anteromedialen Kanal) überbohrt.

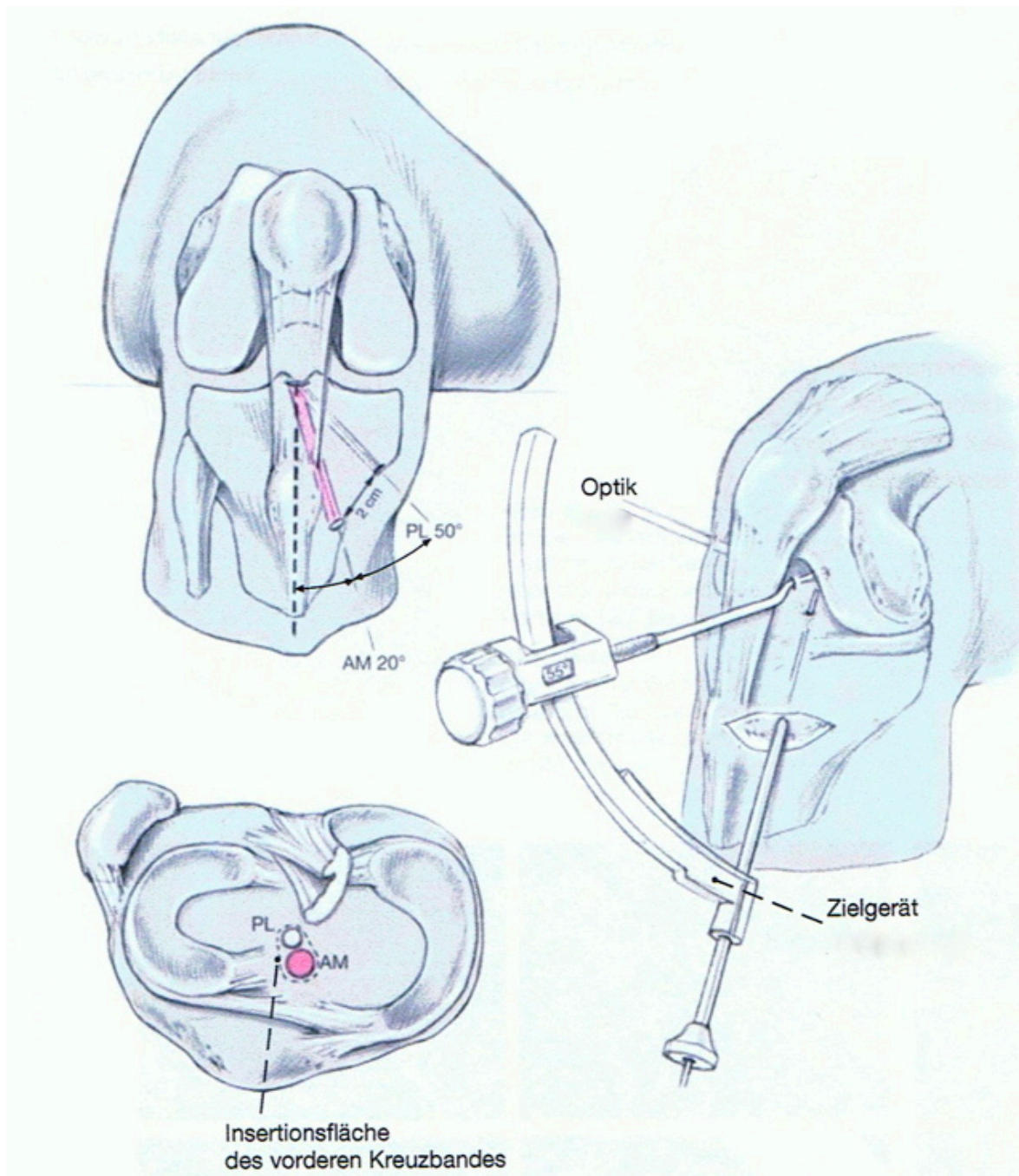


Abbildung 12: Tibiale Insertionszonen (Lorenz et al., 2007)

Der femorale anteromediale Bohrkanal wird bei 90° Beugung in der Frontalebene bei 11.00 Uhr knapp vor der dorsalen Knorpel-Knochen-Grenze angelegt. Das femorale Zielgerät mit einer 4mm Unterstellung (Haken zur Abstandsmessung) wird transtibial über den anteromedialen Bohrkanal eingebracht und an der dorsalen Begrenzung der Notch bei 11.00 Uhr eingehängt. Dabei ist auf exakte Beugung des Kniegelenks auf 90° zu achten, da sich die Insertionsstellen in Abhängigkeit von der Beugung ändern. Ein Bohrdraht der Stärke 2,4mm wird durch Gegenkortikalis, Weichteile und Haut am Oberschenkel gebohrt und

anschließend mit dem Kronenbohrer entsprechend der Transplantatdicke bis 25mm überbohrt. Anschließend wird über die Öse des Bohrdrhtes ein gedoppelter FiberWire®-Faden (Fa. Arthrex; Karlsfeld) als Schlaufe durch das tibiale und femorale Bohrloch eingezogen. Die Schlaufe liegt dabei tibial und dient dem Einhängen des Transplantats. Für die Anlage des posterolateralen Bohrkanals wird nach Sondierung mit einer Nadel ein etwas medial des anteromedialen Zugangs gelegenes Instrumentenportal angelegt. Über dieses Portal wird das femorale Zielgerät mit der 4mm Unterstellung eingeführt und der Haken in den Bohrkanal des AMB eingehängt. Der Bohrdrht mit Öse für den posterolateralen femoralen Kanal wird bei einer Beugstellung von 90° in 9.30 Uhr Position platziert. Der Tunnel wird in Abhängigkeit vom Transplantatdurchmesser meist mit einem 5mm Spiralbohrer auf 20mm Tiefe gebohrt.

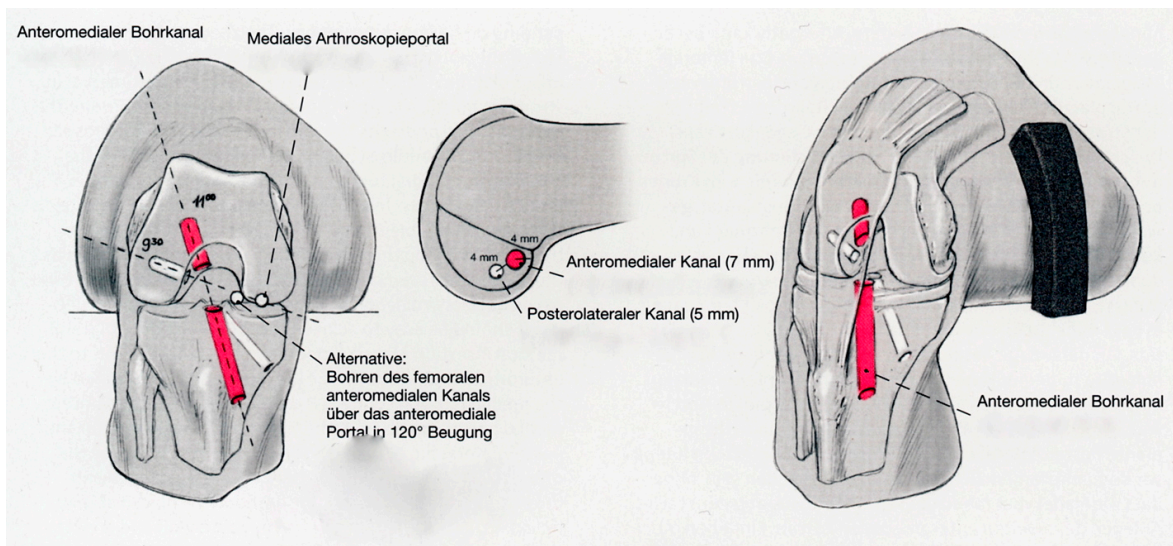


Abbildung 13: Femorale Insertionszonen (Lorenz et al., 2007)

Ein TigerWire®-Faden (Fa. Arthrex; Karlsfeld) wird als Schlaufe eingezogen und mit dem Fadenrückholer aus dem tibialen posterolateralen Kanal hinter den FiberWire geführt. Anschließend müssen die Nuten zur Aufnahme der bioresorbierbaren Schrauben in anterosuperiorer Position in beiden femoralen Kanälen mit einem kleinen Meißel, dem sogenannten Notcher, geschlagen werden. Über die Schlaufe des FiberWire wird nun die Semitendinosussehne in den Bohrkanal eingezogen. Das Transplantat wird dann in 120° Beugung mit einer bioresorbierbaren Interferenzschraube (meist 7 x 23mm) über das anteromediale Instrumentenportal fixiert. Auf gleiche Weise wird die Grazilissehne bei einer Beugung von 90° eingebracht und mit einer bioresorbierbaren Tenodeseschraube

5,5 x 15mm über das mediale Arthroskopieportal fixiert. Die tibiale Fixierung erfolgt für das PLB in 10° Beugung mit einer bioresorbierbaren Interferenzschraube 7 x 23mm unter Spannung des Bündels auf 80N. Das AMB wird in gleicher Weise bei 45° Beugung mit einer bioresorbierbaren Interferenzschraube (meist 9 x 28mm) fixiert. Nach arthroskopischer Kontrolle der korrekten Transplantat- und Implantatlage erfolgt der schichtweise Wundverschluss mit Adaptation der Fascia cruris und Subkutannaht mit resorbierbarem Nahtmaterial. Die Hautnaht erfolgt in Rückstichtechnik mit nicht resorbierbarem Nahtmaterial.

4.3 Klinische und apparative Evaluation der Kniestabilität

4.3.1 IKDC-Score subjektiv (2000)

Der erste International Knee Documentation-Score (IKDC-Score) wurde bereits 1993 veröffentlicht, mit dem Ziel das Assessment von Kniebeschwerden durch ein international standardisiertes Formblatt zu vereinheitlichen (Anderson, Irrgang, Kocher, Mann, & Harrast, 2006). Nach mehreren Überarbeitungen wurde 2000 das neue IKDC Formblatt zur subjektiven Beurteilung des Knies veröffentlicht, das in Studien auf seine Validität und Reliabilität getestet worden war (Irrgang et al., 2001). Siehe dazu auch Anhang 10.1. Das Formblatt besteht aus 18 Fragen zu Symptomen, Funktion während Aktivitäten des täglichen Lebens und während sportlicher Aktivität, aktueller Kniefunktion und Teilnahme an Arbeit und Sport. Die Antworten auf die einzelnen Fragen erhalten einen Zahlenwert, wobei 1 die niedrigste Funktionsstufe oder höchste Symptomstufe darstellt. Zur Ermittlung des Gesamtergebnisses müssen alle Einzelpunkte addiert werden, wobei zu beachten ist, dass Punkt 10 „Funktionsfähigkeit vor der Knieverletzung“ nicht einzubeziehen ist, da dieser Punkt lediglich einen Vergleichswert angeben soll. Für das IKDC Ergebnis werden die Einzelpunkte addiert und dann den Vorgaben des Formblattes entsprechend in eine Skala mit dem Bereich 0 – 100 Punkte transformiert. Im Anhang 9.1 ist das entsprechende Formblatt einzusehen.

Ein Ergebnis von 100 bedeutet eine uneingeschränkte Belastbarkeit des Knies. Das IKDC Ergebnis kann auch bei fehlenden Daten berechnet werden, solange mindestens 90%, also 16 Fragen beantwortet wurden. Als Ersatz für die fehlenden Einzelergebnisse soll dann das Durchschnittsergebnis für die jeweilige Einzelfrage

verwendet werden.

4.3.2 IKDC-Score objektiv (2000)

Ziel der Entwicklung des Formblatts zur Untersuchung des Knies war es, eine Terminologie zur Beschreibung des verletzten Knies zu definieren sowie einen Standard zur Evaluation von Knie-Ligamentverletzungen festzulegen (Hefti, Muller, Jakob, & Staubli, 1993). Das Formblatt besteht aus verschiedenen Abschnitten. Es ist dem Anhang 10.2 beigelegt. Der Dokumentationsabschnitt dient der Erfassung des Namens, des Geburtsdatums, des Geschlechts, des Alters, der allgemeinen Laxizität, der Patellastellung und des Bewegungsausmaßes des Patienten.

Den Hauptteil bildet der sogenannte Qualifikationsabschnitt. Dieser besteht aus sieben Gruppen: Erguss, passives Bewegungsdefizit, Ligamentuntersuchung, Kompartimentbefunde, Transplantatmorbidity, Röntgenbefund und Funktionstest (Hüpfen auf einem Bein). Jeder Parameter wird als normal, fast normal, abnormal und deutlich abnormal qualifiziert. Nur die ersten drei Gruppen bekommen abhängig von den oben genannten Bewertungen noch einen Gruppengrad (A, B, C, D) zugeordnet, der sich nach der schlechtesten Bewertung in der entsprechenden Kategorie richtet. Wiederum der schlechteste der drei Gruppengrade bestimmt das Gesamtergebnis des Scores.

Den ausführlichsten Teil des Fragebogens bildet der Ligamentuntersuchungsabschnitt. Da dieser in unserer Studie das Standarduntersuchungsverfahren des Knies darstellt, soll er hier anhand der Beschreibungen und Bilder nach Buckup (Buckup, 2005) näher besprochen werden. Er besteht aus 11 Einzelpunkten:

- Instrumenteller Lachman Test: Dieser Test wird mit dem KT-1000 Arthrometer (Model KT 1000, MEDmetric Corporation, San Diego CA) in 25° Beugung mit einer Kraft von 134N ausgeführt. Beschreibung der Testdurchführung unter Punkt 4.3.5.
- Manueller Lachman Test: Der Patient liegt auf dem Rücken mit 15°-30° gebeugtem Kniegelenk. Das Femur wird von einer Hand gehalten, die andere zieht die Patella nach vorne. Quadrizeps und Kniebeuger müssen vollständig entspannt sein. Ein Kreuzbandschaden ist anzunehmen bei

weichem oder fehlendem Anschlag.

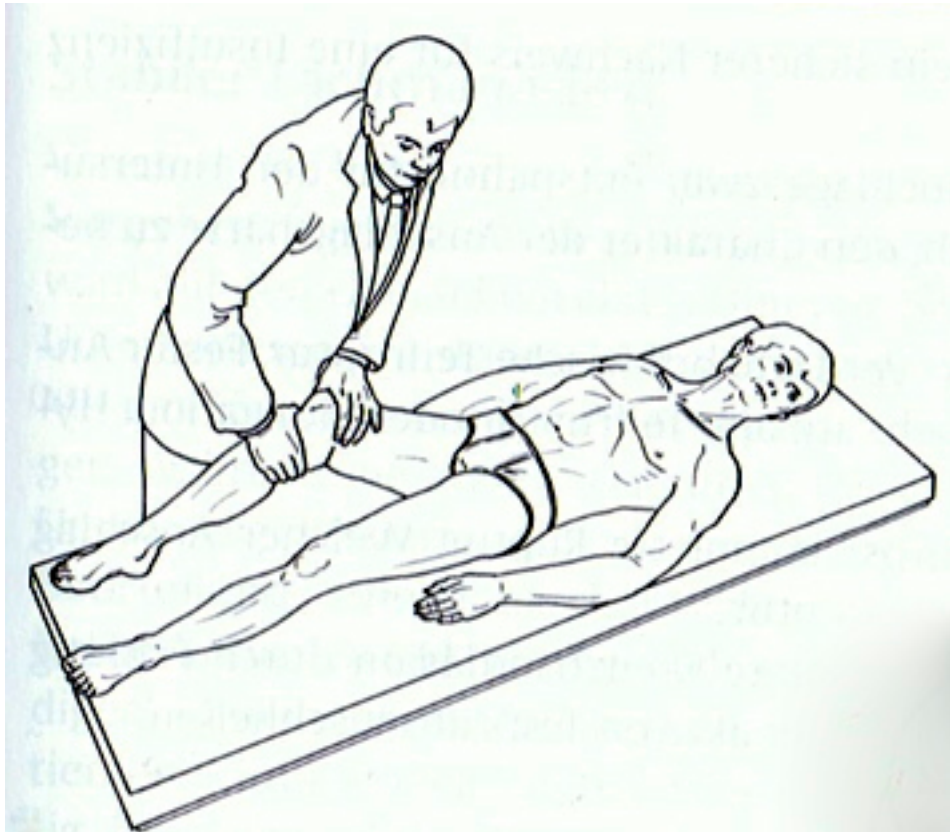


Abbildung 14: Manueller Lachman Test (Buckup, 2005)

- Gesamt AP-Translation in 25° und 70°: Hierbei handelt es sich um den vorderen Schubladentest. Der Patient liegt auf dem Rücken, das Hüftgelenk ist 45°, das Kniegelenk entsprechend 25° oder 70° gebeugt. Mit dem Gesäß fixiert der Untersucher den Fuß des Patienten in der gewünschten Position. Der Tibiakopf wird mit beiden Händen umfasst und bei entspannter Beugemuskulatur des Patienten nach ventral gezogen. Bei einer chronischen VKB-Insuffizienz ist eine vordere Schublade, d.h. Ventralverschiebung der Tibia mit weichem Anschlag tastbar und erkennbar.

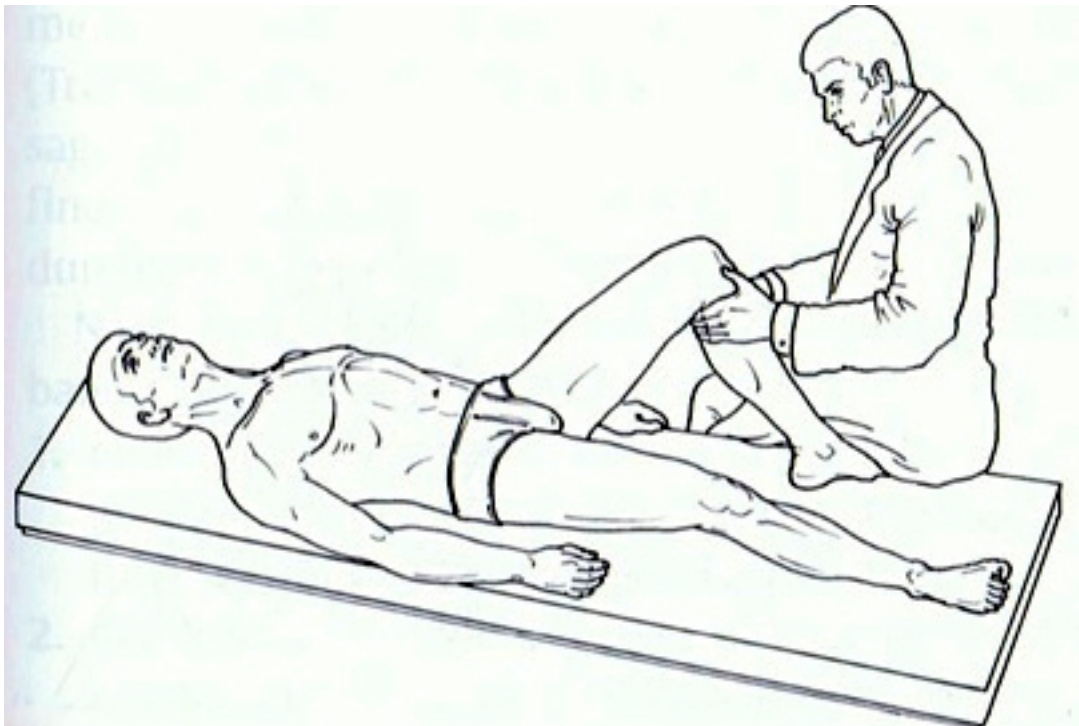


Abbildung 15: Vorderer Schubladentest (Buckup, 2005)

- Valgus- und Varusstress: Der Patient liegt auf dem Rücken. Der Untersucher umfasst mit beiden Händen das Kniegelenk am Tibiakopf mit gleichzeitigem Tasten der Gelenkspalte. Der distale Unterschenkel wird zwischen Unterarm und Taille des Untersuchers fixiert und ein Valgus- und Varusstress auf das Kniegelenk ausgeübt. Die auf dem Gelenkspalt liegenden Finger können ein Aufklappen des Gelenkspaltes tasten.

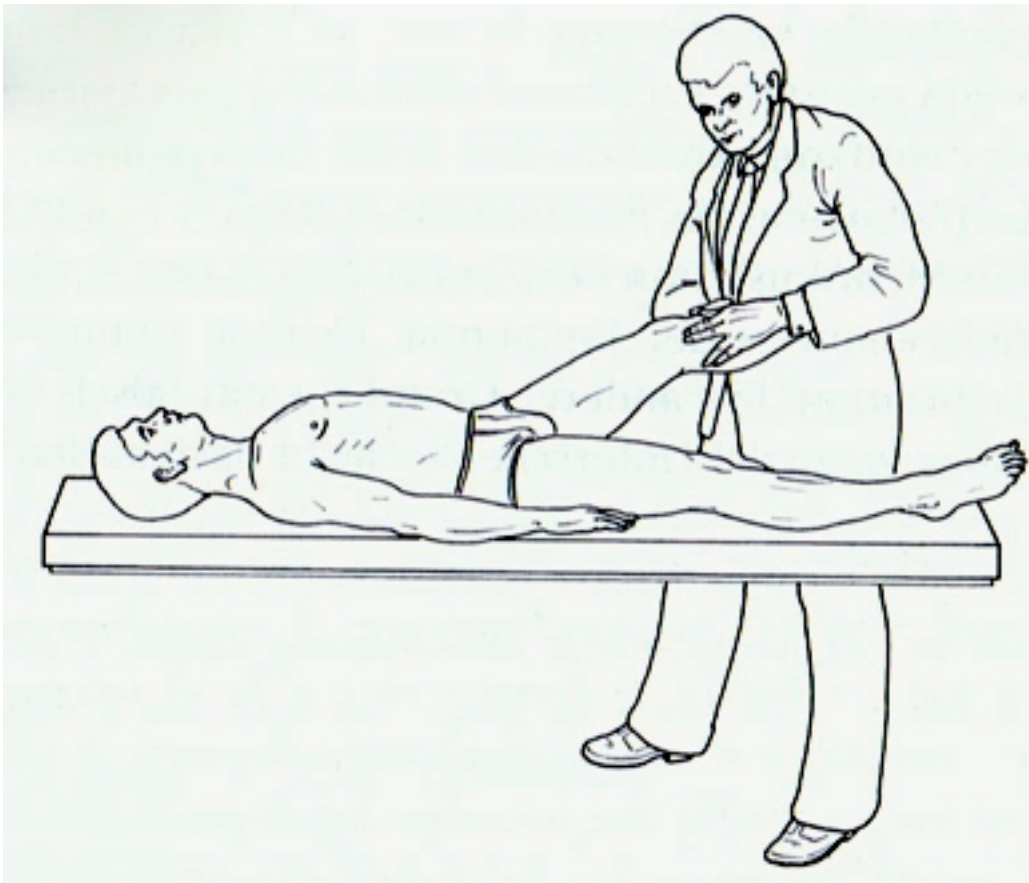


Abbildung 16: Valgus- und Varusstress (Buckup, 2005)

- Pivot shift (Galway-Test): Der Patient liegt auf dem Rücken. Mit einer Hand greift und fixiert der Untersucher den lateralen Femurkondylus. Der Daumen palpiert die Tibia oder Fibula. Mit der anderen Hand wird der Unterschenkel in Innenrotation und Abduktion (Valgusstress) gehalten. Von dieser Ausgangsstellung wird das Kniegelenk von der Streck- in die Beugstellung bewegt. Bei rupturiertem VKB subluxiert die Tibia bereits in Streckstellung unter dem Valgusdruck nach ventral. Die anschließende Beugung des Kniegelenks unter Beibehaltung von Innenrotation und Abduktion des Unterschenkels führt bei ca. 20°-40° Beugung zur Reposition des subluxierten Tibiakopfes nach dorsal.

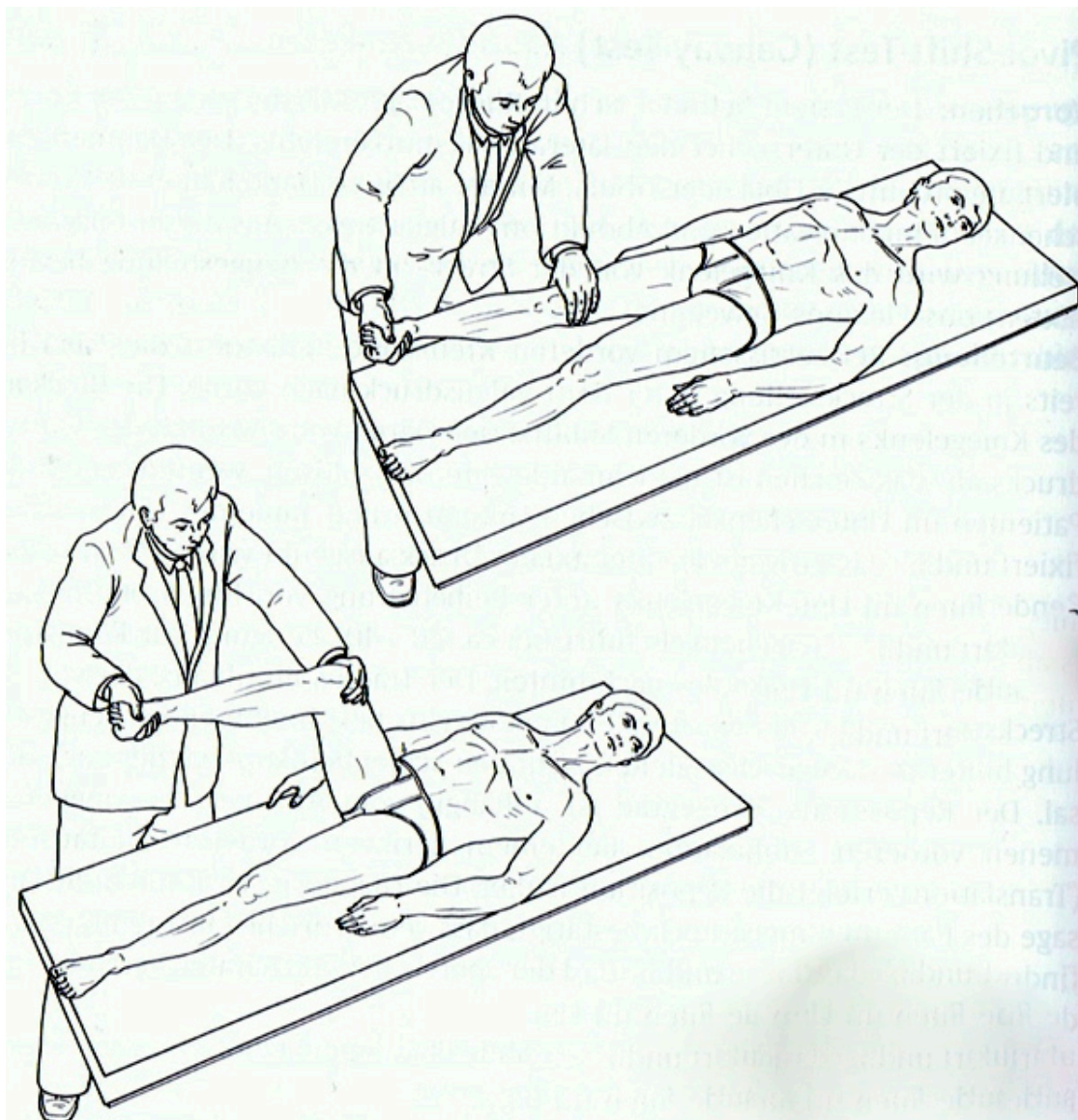


Abbildung 17: Pivot-shift-Test (Buckup, 2005)

4.3.3 Lysholm/Gillquist-Score

Der Lysholm/Gillquist-Score (Lysholm & Gillquist, 1982) ist der am häufigsten verwendete Score zur Evaluation von Kniebandinstabilitäten (Krämer & Maichl, 1993, pp. 299-300). Dem Score liegen zu 95% subjektive Angaben des Patienten zugrunde, die sich aus den Angaben zu Hinken (maximal 5 Punkte), Benutzen einer Gehilfe (maximal 5 Punkte), Treppensteigen (maximal 10 Punkte), Hocken (maximal 5 Punkte), subjektiver Instabilität (maximal 30 Punkte), Schmerz (maximal 30 Punkte) und der subjektiven Beurteilung des Auftretens einer Schwellung (maximal 10 Punkte) zusammensetzen. 5% des Scores basieren auf der objektiven Messung der Muskelatrophie am Oberschenkel (maximal 5 Punkte). Die Kriteriengewichtung ist in nachfolgender Abbildung dargestellt.



Abbildung 18: Kriteriengewichtung Lysholm/Gillquist-Score

Die Punktzahlen, die den einzelnen Parametern zugeordnet werden, summieren sich zu einer maximal erreichbaren Punktzahl von 100 Punkten. Ein sehr gutes Ergebnis stellt eine Punktzahl ≥ 91 Punkte dar, gute Ergebnisse liegen zwischen 84 und 90 Punkten, moderate Ergebnisse zwischen 65 und 83 Punkten und schlechte Ergebnisse unter 64 Punkten (Tegner & Lysholm, 1985). Der Score ist dem Anhang 10.3 beigelegt.

4.3.4 OAK-Score

Der Score der orthopädischen Arbeitsgruppe Knie (OAK) der Schweizer Gesellschaft für Orthopädie dient der Evaluation einer erhöhten Translation und Rotation aufgrund struktureller Defekte im verletzten Knie (Muller et al., 1988). Dem Score liegen zu 25% subjektive Angaben des Patienten zugrunde, 75% der Angaben basieren auf objektiven Untersuchungsergebnissen (Krämer & Maichl, 1993). Die Kriteriengewichtung ist in nachfolgender Abbildung dargestellt.



Abbildung 19: Kriteriengewichtung OAK-Score

Die maximal erreichbare Punktzahl des Scores beträgt 100 Punkte. Die Punkte werden in vier verschiedene Spalten eingetragen, wodurch sich eine Unterteilung in vier Kategorien ergibt: Kategorie A enthält alle Informationen über Schmerz und Schwellung, Kategorie B über ROM und Kraft, Kategorie C über Stabilität und Kategorie D enthält die Information über funktionellen Fähigkeiten des Knies. Die Auswertung des Scores gliedert sich in verschiedene Teile. Zum Einen wird die Gesamtpunktzahl berechnet: 91-100 ergeben ein exzellentes, 81-90 ein gutes und 71-80 Punkte ein moderates Ergebnis. 70 Punkte und weniger stellen ein schlechtes Ergebnis dar. Zusätzlich wird jede Kategorie einzeln bewertet. Kategorie A hat maximal 20 Punkte, Kategorie B maximal 15, Kategorie C maximal 40 und Kategorie D maximal 25 Punkte. Die Evaluation richtet sich nach

den fehlenden Punkten in jeder Kategorie. 0-4 fehlende Punkte sind exzellent, 5-9 sind gut, 10-14 moderat und >14 sind ein schlechtes Ergebnis. Aus dieser Art der Auswertung ergibt sich, dass das Gesamtergebnis nie besser sein kann als die schlechteste Kategorie. Sollte ein Parameter mit 0 Punkten bewertet worden sein, so kann das Gesamtergebnis nicht mehr besser als moderat bewertet werden. Der Score ist dem Anhang 10.4 beigelegt.

4.3.5 KT 1000

Der KT-1000 Arthrometer (Model KT 1000, MEDmetric Corporation, San Diego CA) dient der objektiven, quantitativen Messung der anterioren- und posterioren Translation zwischen Femur und Tibia. Wir verwendeten einen Untersuchungsablauf entsprechend der Empfehlungen in der Literatur (Daniel, Malcom, et al., 1985; Daniel, Stone, Sachs, & Malcom, 1985; Malcom, Daniel, Stone, & Sachs, 1985). Die Lagerung des Knies zeigt Abbildung 20. Der Patient befindet sich auf einer Untersuchungsfläche. Die Oberschenkel werden auf ein Polster (G) platziert, so dass ein Knie Flexionswinkel von $30^{\circ} \pm 5^{\circ}$ eingehalten wird. Für eine symmetrische Positionierung der Tibia in 15° Außenrotation wird ein Fußteil (H) verwendet, auf dem die Fersen platziert werden. Der KT-1000 Arthrometer wird mit zwei Klettverschlüssen (D) am Unterschenkel befestigt, wobei das eine „sensing paddle“ auf der Patella (B), das zweite auf der Tuberositas tibiae (C) platziert wird. Zwischen diesen Paddles wird die Translation gemessen, die man auf einem Ziffernblatt (F) am Gerät mit einer Genauigkeit von 0,5mm ablesen kann. Es muss durch mehrfaches Ziehen am Krafthebel (A) und manuelles Justieren des Ziffernblattes sichergestellt werden, dass die 0mm Position zu Beginn einer jeden Untersuchung eingestellt ist. Durch Zug am Krafthebel erfolgt ein passiver Lachman Test. Durch einen Signalton bei 67N, 89N und 134N wird das Erreichen der jeweiligen Teststufe angegeben und das Ausmaß der Translation in mm notiert. Pro Bein werden jeweils drei Testdurchgänge durchgeführt und der Mittelwert berechnet.

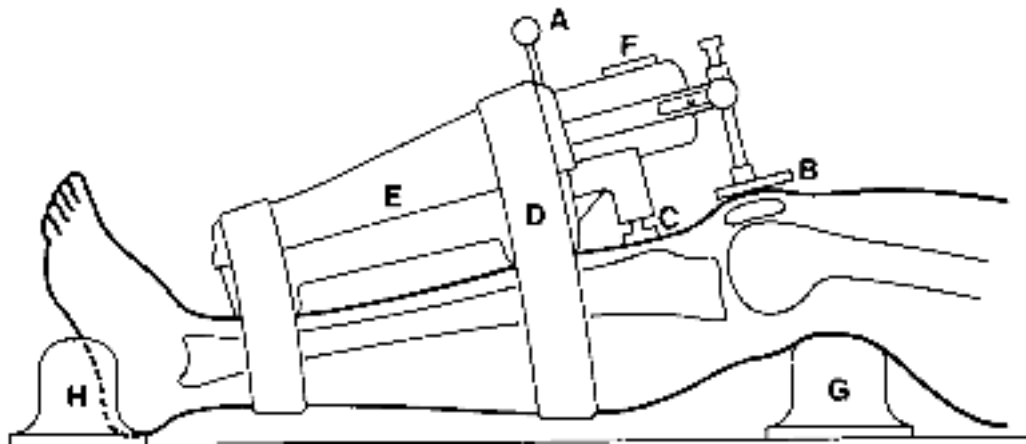


Abbildung 20: KT-1000

A=Krafthebel, B=Patellar sensor pad, C=Tuberositas tibiae sensor pad, D=Klettverschluss, E=Gehäuse, F=Ziffernblatt, G=Oberschenkelpolster, H=Fußteil

4.4 Statistische Analyse

Die statistische Analyse erfolgte mit IBM SPSS Statistics for Windows, Version 21.0. (IBM Corp, Armonk, NY, USA). Für die Daten der einzelnen Probandengruppen wurden Mittelwert und Standardabweichung berechnet. Die kategorischen Daten wurden mittels Chi-Quadrat Test verglichen. Die Varianzanalyse erfolgte mittels ANOVA. Für die post-hoc Analyse wurde der Scheffe-Test angewendet.

Als Signifikanzniveau wurde $p < 0,05$ festgelegt. P-Werte $< 0,001$ gelten als hochsignifikant.

Die Nullhypothese lautet: Die verschiedenen OP Techniken unterscheiden sich nicht im Bezug auf die funktionelle und mechanische Stabilität.

Die Alternativhypothese lautet daher: Es gibt einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den verschiedenen OP Techniken in Bezug auf ihre funktionelle und mechanische Stabilität.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse des Vergleichs der OP Gruppen

5.1.1 IKDC Score subjektiv

Der Gesamtdurchschnitt des subjektiven IKDC Scores lag bei 88,8 Punkten (66,7-100). In der PS-SB Gruppe wurden durchschnittlich 90,4 Punkte (67,8-100), in der STG-SB Gruppe 87,3 Punkte (66,7-100) und in der STG-DB Gruppe 88,4 (67,8-100) Punkte erreicht. Die Ergebnisse zwischen den Patientengruppen waren nicht signifikant ($p=0,178$).

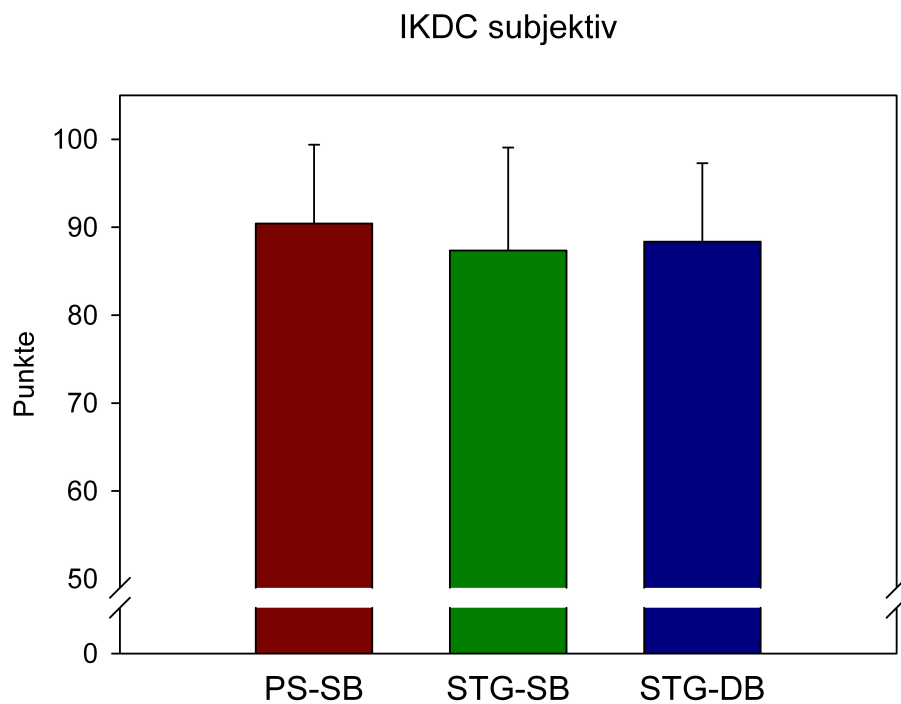


Abbildung 21: IKDC subjektiv

5.1.2 IKDC-Score objektiv

5.1.2.1 IKDC objektiv Gruppe 1

In der ersten Gruppe wird angegeben, ob ein Erguss im Knie nachzuweisen ist. Es war lediglich bei einem Patienten der PS-Gruppe ein leichter Erguss nachweisbar. Es bestand demnach kein signifikanter Unterschied ($p=0,362$) zwischen den Gruppen.

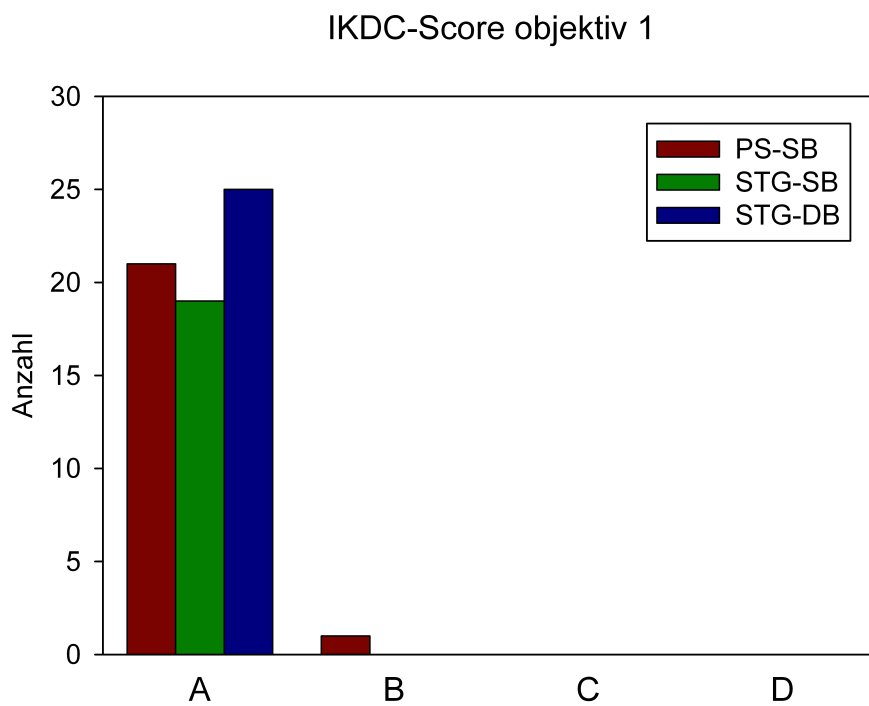


Abbildung 22: IKDC objektiv Gruppe 1

5.1.2.2 IKDC objektiv Gruppe 2

Gruppe 2 bewertet das passive Bewegungsdefizit. 18 Patienten (82%) der PS-SB Gruppe, 11 Patienten (58%) der STG-SB Gruppe und 15 Patienten (60%) der STG-DB Gruppe wiesen kein Bewegungsdefizit auf (IKDC A). 4 Patienten (18%) der PS-SB Gruppe, 8 Patienten der STG-SB Gruppe (42%) und 9 Patienten der STG-DB Gruppe hatten einen leicht eingeschränkten Bewegungsumfang (IKDC B), ein Patient der STG-DB-Gruppe hatte einen abnormalen Bewegungsumfang (IKDC C). Es ließ sich kein signifikanter Unterschied ($p = 0,304$) zwischen den Gruppen nachweisen.

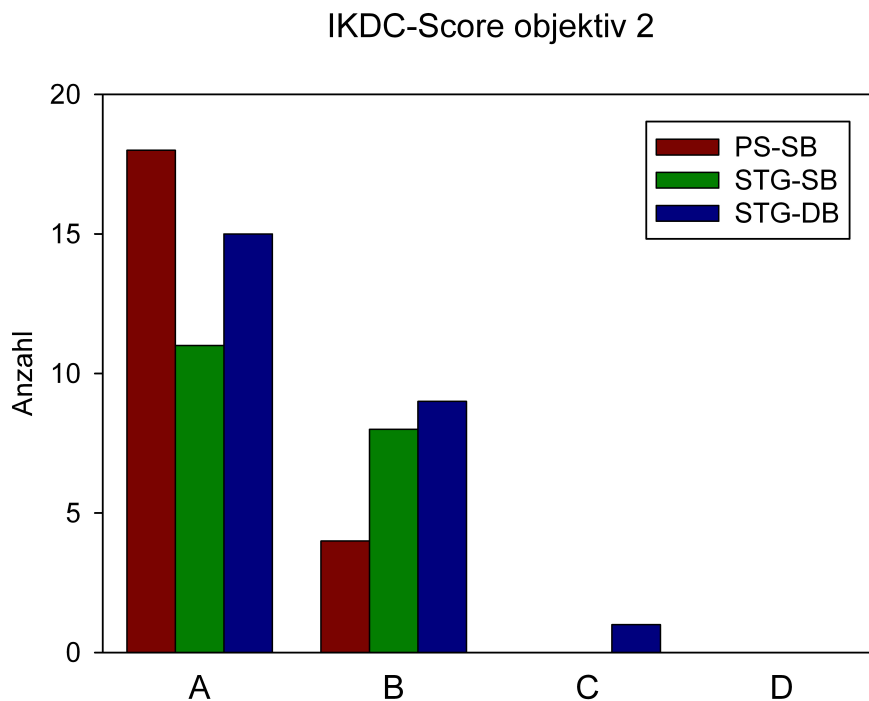


Abbildung 23: IKDC objektiv Gruppe 2

5.1.2.3 IKDC objektiv Gruppe 3

Gruppe 3 besteht wie bereits im Teil Material und Methoden beschrieben aus verschiedenen klinischen Untersuchungen zur Beurteilung der Ligamentstabilität. 12 Patienten (54%) der PS-SB Gruppe, 7 Patienten (37%) der STG-SB Gruppe und 9 Patienten (36%) der STG-DB Gruppe wiesen einen normalen klinischen Untersuchungsbefund auf (IKDC Grad A). 9 Patienten (41%) der PS-SB Gruppe, 11 Patienten (58%) der STG-SB Gruppe und 12 Patienten (48%) der STG-DB Gruppe zeigten ein fast normales Ergebnis (IKDC Grad B). 3 Patienten der STG-DB Gruppe wiesen ein abnormales Ergebnis auf (IKDC Grad C). Auffällig ist, dass in jeder der Gruppen ein Patient ein deutlich abnormales Ergebnis bezüglich der Bandstabilität (IKDC Grad D) zeigte. Es ließ sich kein signifikanter Unterschied ($p = 0,348$) zwischen den Gruppen nachweisen.

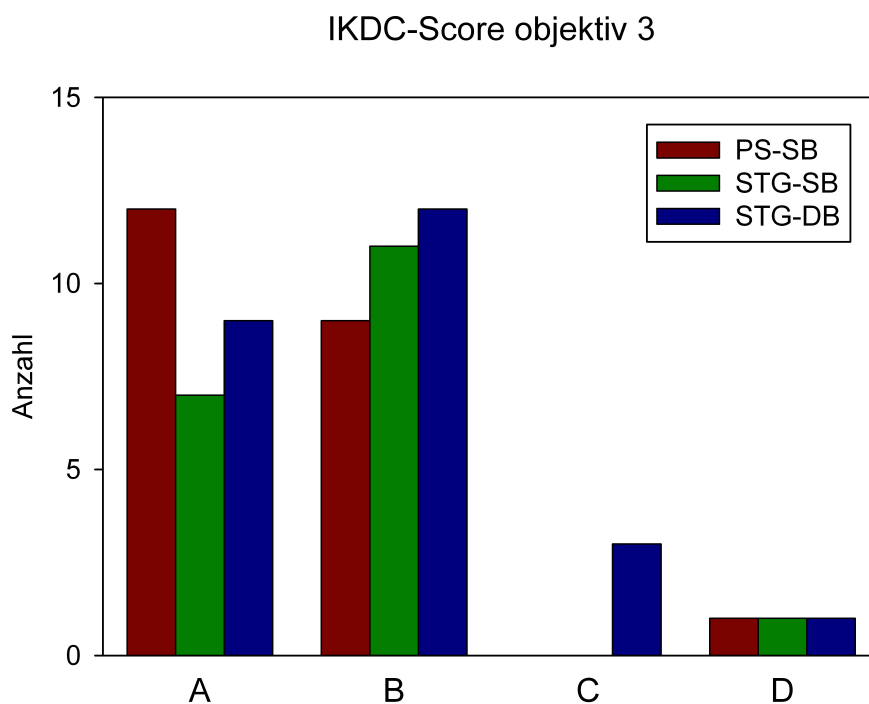


Abbildung 24: IKDC objektiv Gruppe 3

5.1.2.4 IKDC objektiv Gruppe 4

In Gruppe vier werden die Kompartimentbefunde wiedergegeben. Die Ergebnisse streuten zwischen den Graden A - C. Bei 7 Patienten (32%) der PS-SB Gruppe, 5 Patienten (26%) der STG-SB Gruppe und 7 Patienten (28%) der STG-DB Gruppe war keine Krepitation festzustellen (IKDC Grad A: normal). 15 Patienten (68%) der PS-SB Gruppe, 13 Patienten (68%) der STG-SB Gruppe und 18 Patienten (72%) der STG-DB Gruppe hatten eine mäßige Krepitation (IKDC Grad B: fast normal). Ein Patient der STG-SB Gruppe gab bei der Krepitation Schmerzen an (IKDC Grad C: abnormal). Es ließ sich kein signifikanter Unterschied ($p = 0,623$) zwischen den Gruppen nachweisen.

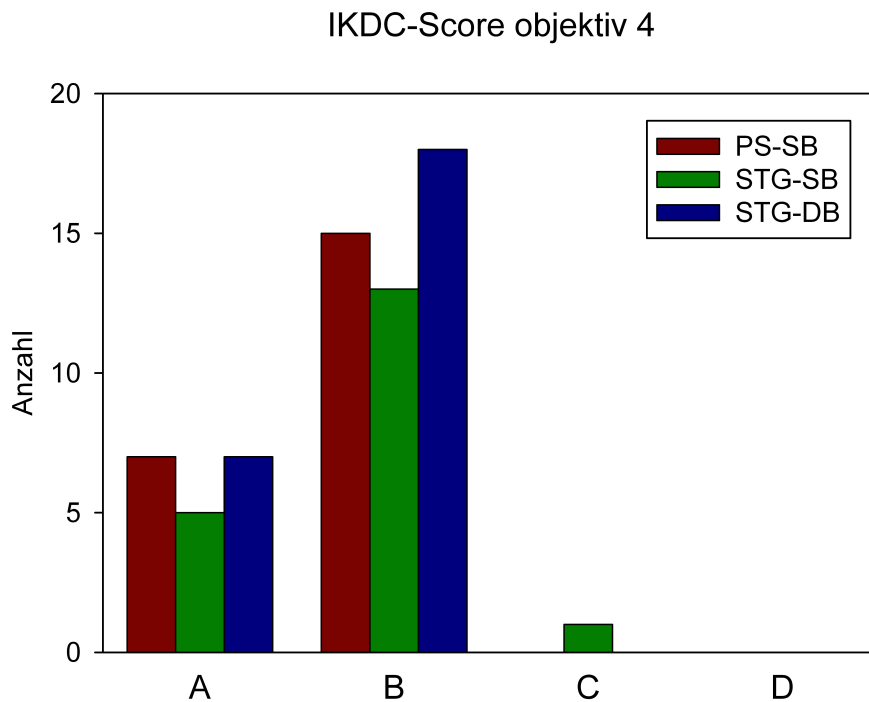


Abbildung 25: IKDC objektiv Gruppe 4

5.1.2.5 IKDC objektiv Gruppe 5

Gruppe fünf bewertet die Transplantatentnahmemorbidity. Die Ergebnisse streuten zwischen den Graden A - C. 8 Patienten (36%) der PS-SB Gruppe, 8 Patienten (42%) der STG-SB Gruppe und 12 Patienten (48%) der STG-DB Gruppe hatten keine Transplantatentnahmemorbidity (IKDC Grad A: normal). 12 Patienten (55%) der PS-SB Gruppe, 6 Patienten (32%) der STG-SB Gruppe und 9 Patienten (36%) der STG-DB Gruppe hatten eine geringe Transplantatentnahmemorbidity (IKDC Grad B: fast normal). 2 Patienten (9%) der PS-SB Gruppe, 5 Patienten (26%) der STG-SB Gruppe und 4 Patienten (16%) der STG-DB Gruppe hatten eine mäßige Transplantatentnahmemorbidity (IKDC Grad C: abnormal). Es ließ sich kein signifikanter Unterschied ($p = 0,441$) zwischen den Gruppen nachweisen.

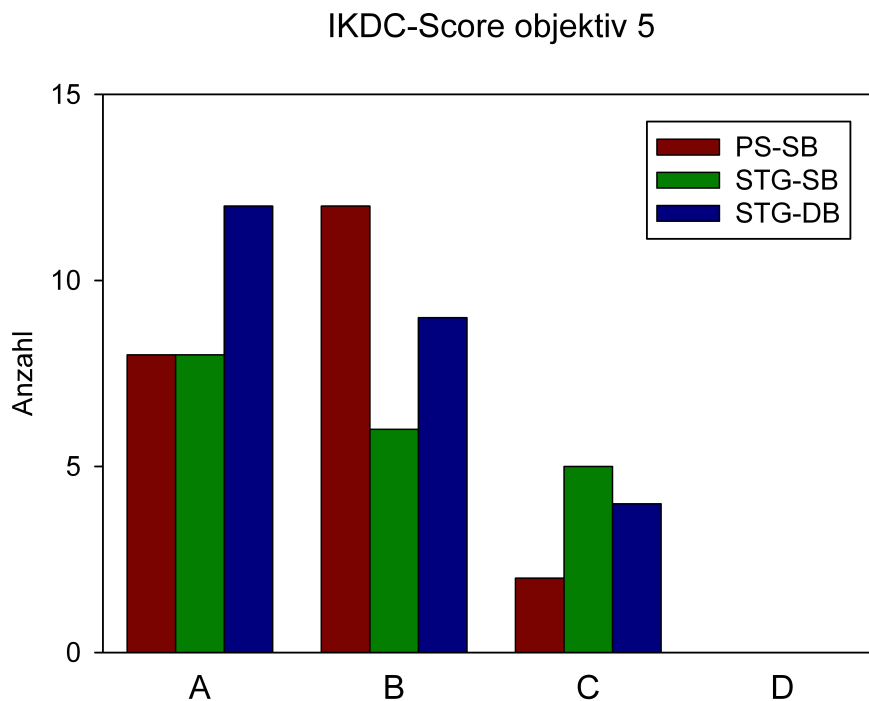


Abbildung 26: IKDC objektiv Gruppe 5

5.1.2.6 IKDC objektiv Gruppe 6

Wie bereits in Abschnitt 2.3.2 erläutert, dient der in dieser Gruppe zu erhebende Röntgenbefund ausschließlich der Dokumentation und geht nicht ins Ergebnis des Scores mit ein. Er wurde im Rahmen unserer Studie nicht erhoben.

5.1.2.7 IKDC objektiv Gruppe 7

Gruppe sieben besteht aus einem Funktionstest, dem Hüpfen auf einem Bein. Die Ergebnisse streuten zwischen den Graden A - C. 20 Patienten (91%)der PS-SB Gruppe, 12 Patienten (63%) der STG-SB Gruppe und 20 Patienten (80%) der STG-DB Gruppe erreichten beim einbeinigen Hüpfen mit dem operierten Bein 90% oder mehr der Gegenseite (IKDC Grad A: normal). 2 Patienten (9%) der PS-SB Gruppe, 5 Patienten (26%) der STG-SB Gruppe und 5 Patienten (20%) der STG-DB Gruppe erreichten 89-76% der Gegenseite (IKDC Grad B: fast normal). 2 Patienten der STG-Gruppe erreichten nur 75-50% der Gegenseite (IKDC Grad C: abnormal). Es ließ sich kein signifikanter Unterschied ($p = 0,104$) zwischen den Gruppen nachweisen.

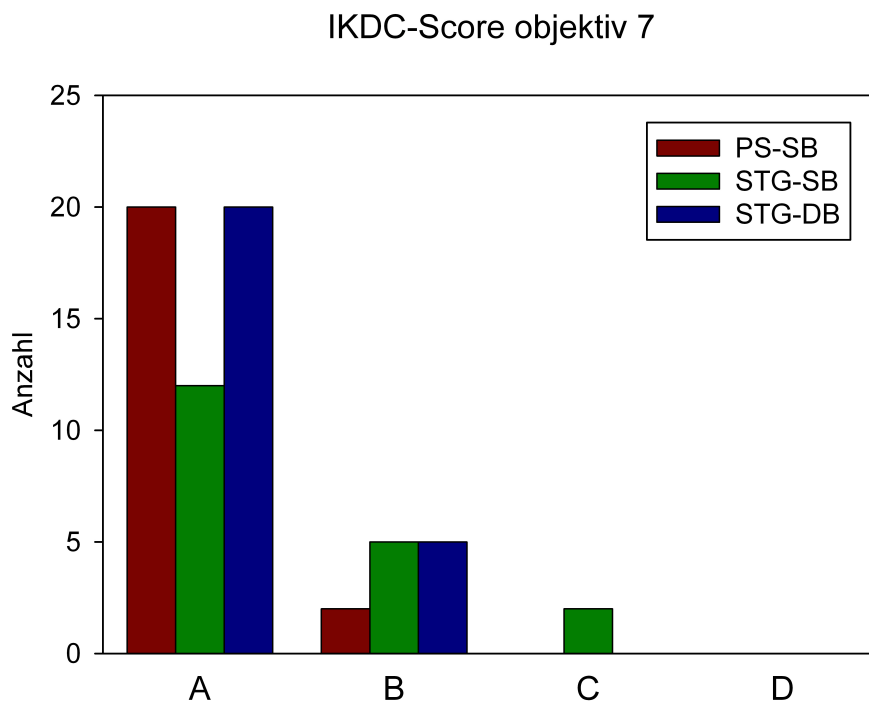


Abbildung 27: IKDC objektiv Gruppe 7

5.1.2.8 IKDC objektiv gesamt

Der schlechteste Gruppengrad, der, wie im Teil Material und Methoden beschrieben, nur für die ersten drei Gruppen Erguss, passives Bewegungsdefizit und Ligamentuntersuchung vergeben wird, bestimmt das Gesamtergebnis des IKDC Scores. 9 Patienten der PS-SB Gruppe (41%), 4 Patienten (21%) der STG-SB Gruppe und 5 Patienten (20%) der STG-DB Gruppe erreichten ein normales Gesamtergebnis (IKDC A). 12 Patienten (55%) der PS-SB Gruppe, 14 Patienten (73%) der STG-SB Gruppe und 15 Patienten (60%) der STG-DB Gruppe erreichten ein fast normales Gesamtergebnis (IKDC B). 4 Patient der DB-Gruppe erreichten ein abnormales Ergebnis (IKDC C). Jeweils ein Patient von jeder Gruppe erreichte nur ein deutlich abnormales Ergebnis (IKDC D).

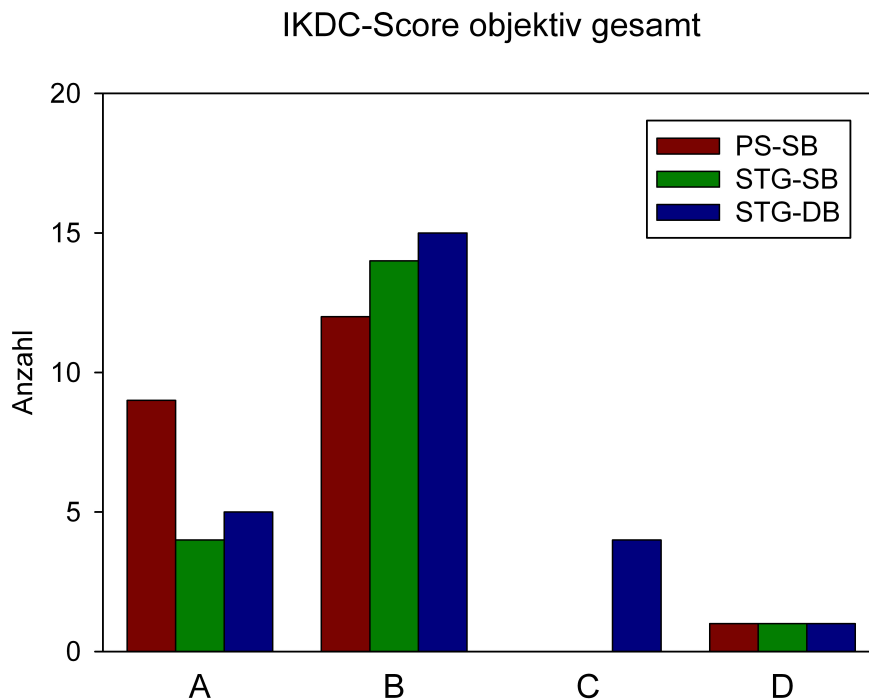


Abbildung 28: IKDC objektiv gesamt

5.1.3 Lysholm/Gillquist-Score

Der durchschnittliche Lysholm/Gillquist-Score aller Patienten betrug 92,7 Punkte (70-100 Punkte). In der PS-SB Gruppe lag der Durchschnittswert bei 94,4 Punkten (79-100 Punkte), in der STG-SB Gruppe bei 90,1 Punkten (70-100 Punkte) und in der STG-DB Gruppe bei 93,3 Punkten (76-100 Punkte). Der Unterschied zwischen den Gruppen war nicht signifikant ($p=0,178$).

Ein sehr gutes Ergebnis erreichten 15 Patienten (68%) der PS-SB Gruppe, 10 Patienten (53%) der STG-DB Gruppe und 10 Patienten (76%) der STG-DB Gruppe. Ein gutes Ergebnis erreichten 5 Patienten (23%) der PS-SB Gruppe, 4 Patienten (21%) der STG-SB Gruppe und 4 Patienten (16%) der STG-DB Gruppe. Ein nur moderates Ergebnis konnte von 2 Patienten (9%) der PS-SB Gruppe, 5 Patienten (26%) der STG-SB Gruppe und 2 Patienten (8%) der STG-DB Gruppe erreicht werden.

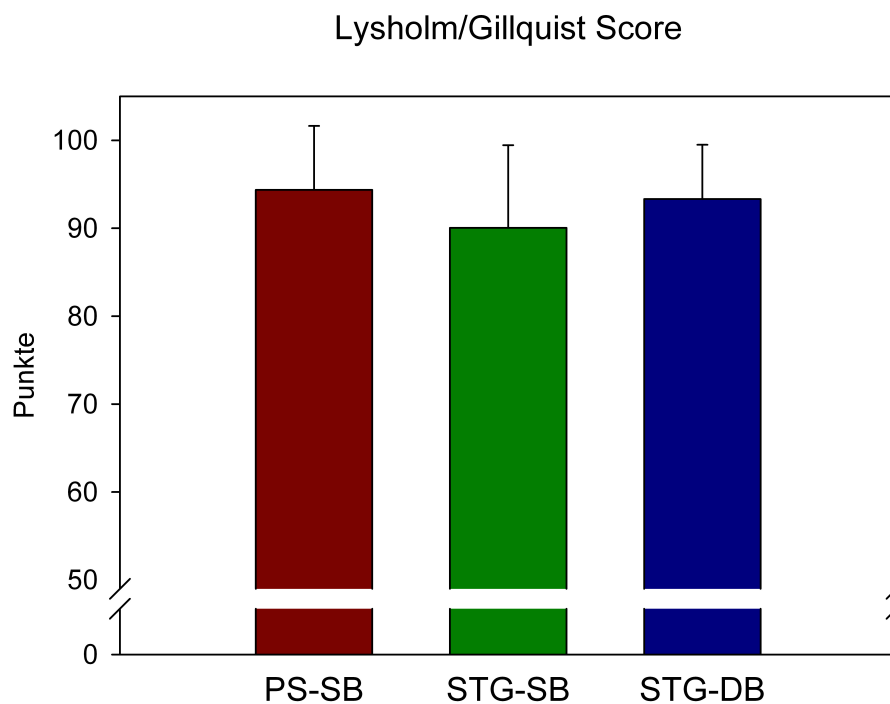


Abbildung 29: Lysholm/Gillquist Score

5.1.4 OAK-Score

5.1.4.1 OAK-Score Kategorie A

In der OAK-Score Kategorie A erreichten 20 Patienten (91%) der PS-SB Gruppe, 16 Patienten (84%) der STG-SB Gruppe und 23 Patienten (92%) der STG-DB Gruppe ein exzellentes Ergebnis. Zwei (9%) der PS-SB Gruppe, zwei Patienten (11%) der STG-SB Gruppe und zwei Patienten (8%) der STG-DB Gruppe erreichten ein gutes Ergebnis. Nur ein Patient der STG-SB erreichte ein nur moderates Ergebnis. Es bestand somit kein signifikanter Unterschied ($p=0,401$) zwischen den Gruppen.

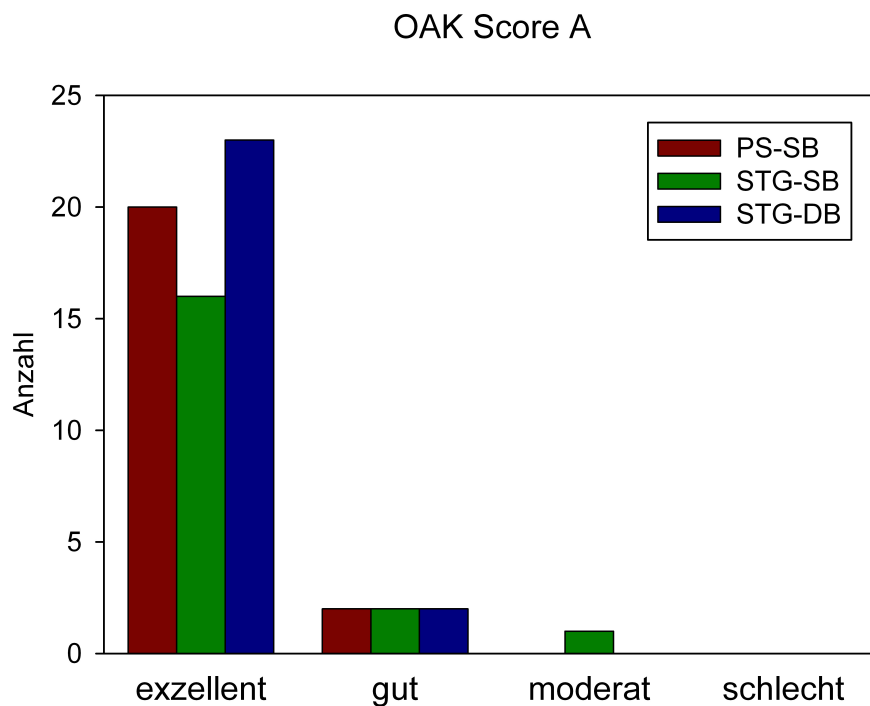


Abbildung 30: OAK Score A

5.1.4.2 OAK-Score Kategorie B

In der OAK-Score Kategorie B erreichten 21 Patienten (95%) der PS-SB Gruppe, 17 Patienten (89%) der STG-SB und 19 Patienten (76%) der STG-DB Gruppe ein exzellentes Ergebnis. Ein Patient der PS-SB Gruppe, 2 Patienten (11%) der STG-SB Gruppe und 6 Patienten (24%) der STG-DB Gruppe erreichten ein gutes Ergebnis. Es bestand somit kein signifikanter Unterschied ($p=0,373$) zwischen den Gruppen.

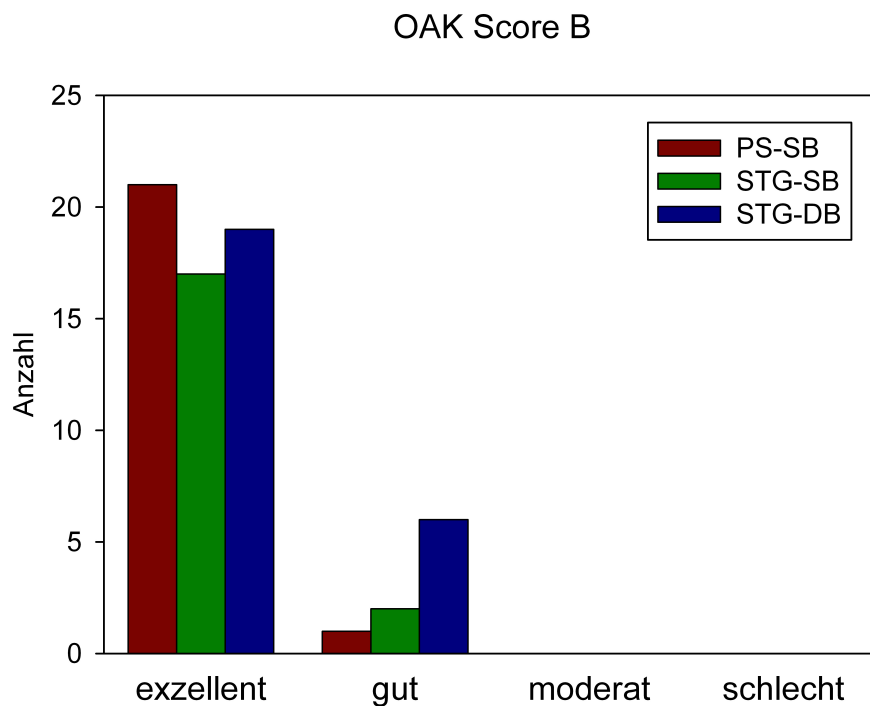


Abbildung 31: OAK Score B

5.1.4.3 OAK-Score Kategorie C

In der OAK-Score Kategorie C erreichten 18 Patienten (82%) der PS-SB Gruppe, 16 Patienten (84%) der STG-SB und 23 Patienten (92%) der STG-DB Gruppe ein exzellentes Ergebnis. Vier Patienten (18%) der PS-SB Gruppe, 3 Patienten (16%) der STG-SB Gruppe und 2 Patienten (8%) der STG-DB Gruppe erreichten ein gutes Ergebnis. Es bestand somit kein signifikanter Unterschied ($p=0,398$) zwischen den Gruppen.

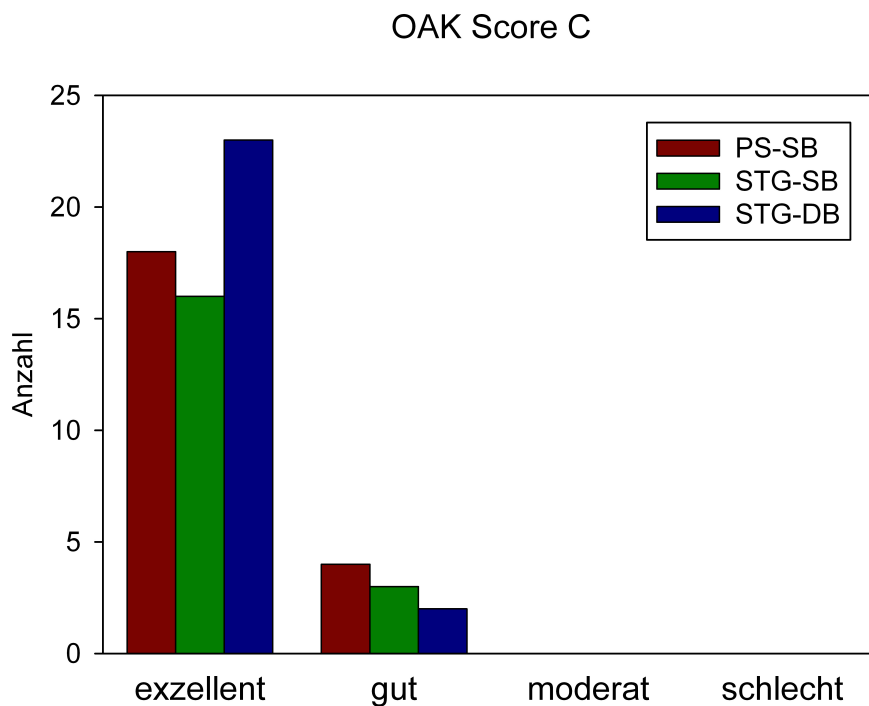


Abbildung 32: OAK Score C

5.1.4.4 OAK-Score Kategorie D

In der OAK-Score Kategorie D erreichten 21 Patienten (95%) der PS-SB Gruppe, 16 Patienten (84%) der STG-SB Gruppe und 23 Patienten (92%) der STG-DB Gruppe ein exzellentes Ergebnis. Ein Patient (5%) der PS-SB Gruppe, zwei Patienten (11%) der STG-SB Gruppe und zwei Patienten (8%) der STG-DB Gruppe erreichten ein gutes Ergebnis. Nur ein Patient der STG-SB erreichte ein nur moderates Ergebnis. Es bestand somit kein signifikanter Unterschied ($p=0,45$) zwischen den Gruppen.

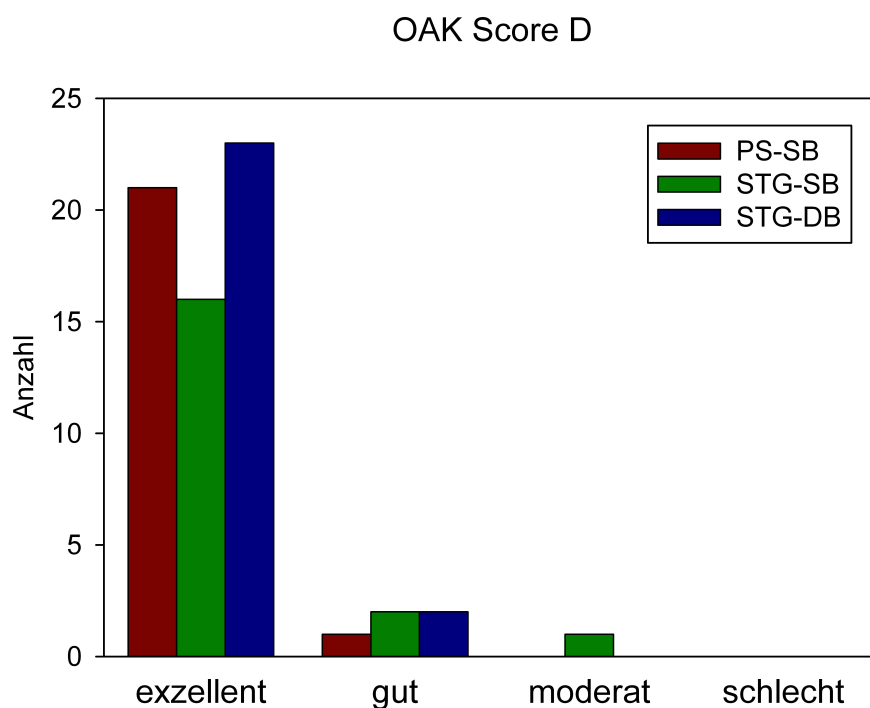


Abbildung 33: OAK Score D

5.1.4.5 OAK-Score Ergebnis total

In der OAK-Score Kategorie Ergebnis total erreichten 15 Patienten (68%) der PS-SB Gruppe, 12 Patienten (63%) der STG-SB Gruppe und 15 Patienten (60%) der STG-DB Gruppe ein exzellentes Ergebnis. Sieben Patienten (32%) der PS-SB Gruppe, 6 Patienten (32%) der STG-SB Gruppe und 10 Patienten (40%) der STG-DB Gruppe erreichten ein gutes Ergebnis. Nur ein Patient der STG-SB erreichte ein nur moderates Ergebnis. Es bestand somit kein signifikanter Unterschied ($p=0,145$) zwischen den Gruppen.

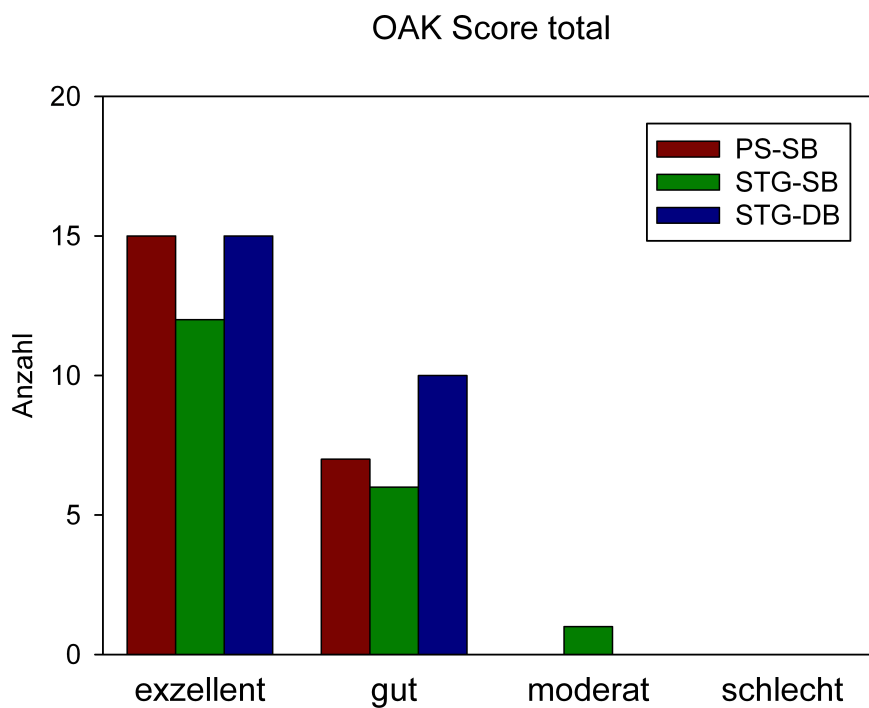


Abbildung 34: OAK Score gesamt

5.1.5 KT 1000

Für die Messung mit dem KT 1000 mussten zwei Patienten eines technischen Defektes am Gerät ausgeschlossen werden.

Bei einer Zugkraft von 134 N lag die durchschnittliche Seitendifferenz der anterioren Tibiatranslation zwischen operierter und gesunder Seite bei $1 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$ (Bereich $-10 - 8 \text{ mm}$). In der PS-SB Gruppe lag die durchschnittliche Seitendifferenz bei $0 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$ (Bereich $-10 - 4 \text{ mm}$), in der STG-SB Gruppe lag die Seitendifferenz bei $2 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$ (Bereich $-2 - 8 \text{ mm}$) und in der STG-DB Gruppe bei $1 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$ (Bereich $-7 - 5 \text{ mm}$). Es bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ($p=0,266$).

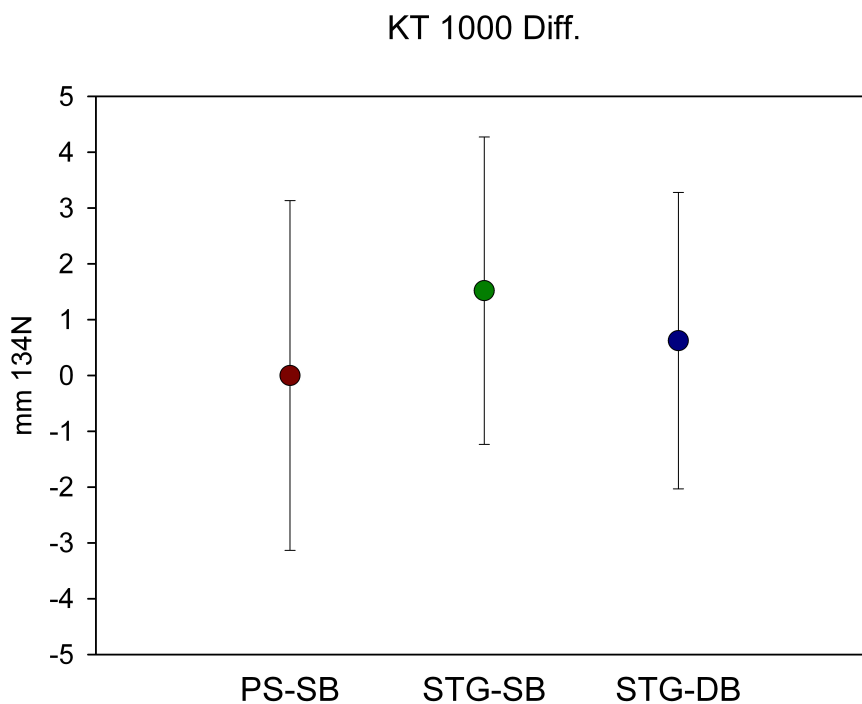


Abbildung 35: KT 1000 mit 134N Zugkraft

Bei maximaler Zugkraft lag die durchschnittliche Seitendifferenz der anterioren Tibiatranslation zwischen operierter und gesunder Seite bei $1 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$ (Bereich $-13 - 7 \text{ mm}$). In der PS-SB Gruppe lag die durchschnittliche Seitendifferenz bei $0 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$ (Bereich $-13 - 7$), in der STG-SB Gruppe lag die Seitendifferenz bei $2 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$ (Bereich $-2 - 7 \text{ mm}$) und in der STG-DB Gruppe bei $1 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$ (Bereich $-6 - 6 \text{ mm}$). Es bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ($p=0,267$).

KT 1000 Diff.

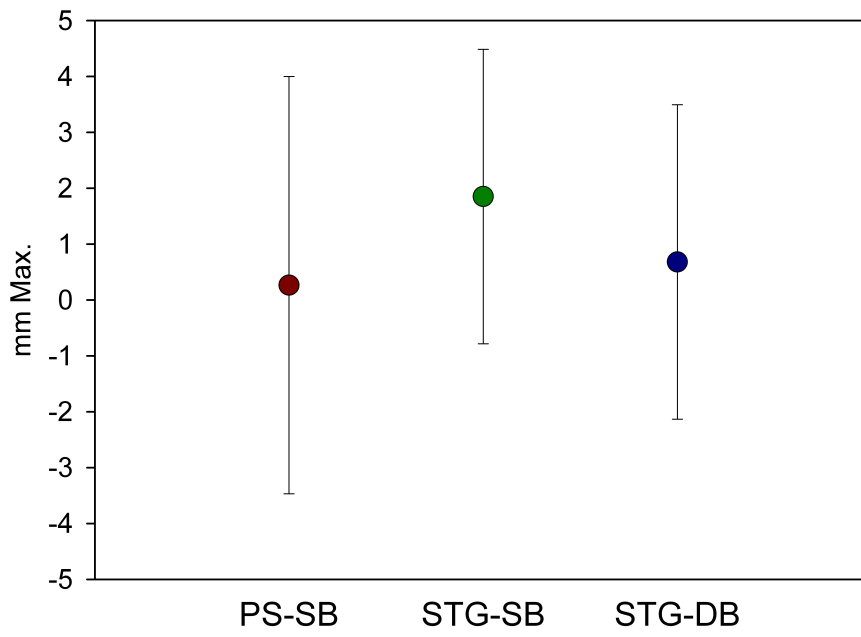


Abbildung 36: KT 1000 maximale Zugkraft

5.1.6 Hop-Test

Beim Hop-Test bestand die prozentual erreichte Weite im Vergleich zwischen operiertem und gesundem Knie bei $95 \% \pm 9 \%$ (Bereich 62 – 112 %). In der PS-SB Gruppe wurden $96 \% \pm 8 \%$ (Bereich 81, – 109 %) erreicht, in der STG-SB Gruppe $92 \% \pm 13 \%$ (Bereich 62 – 109 %) und in der STG-DB Gruppe $96 \% \pm 7 \%$ (Bereich 81 – 112 %).

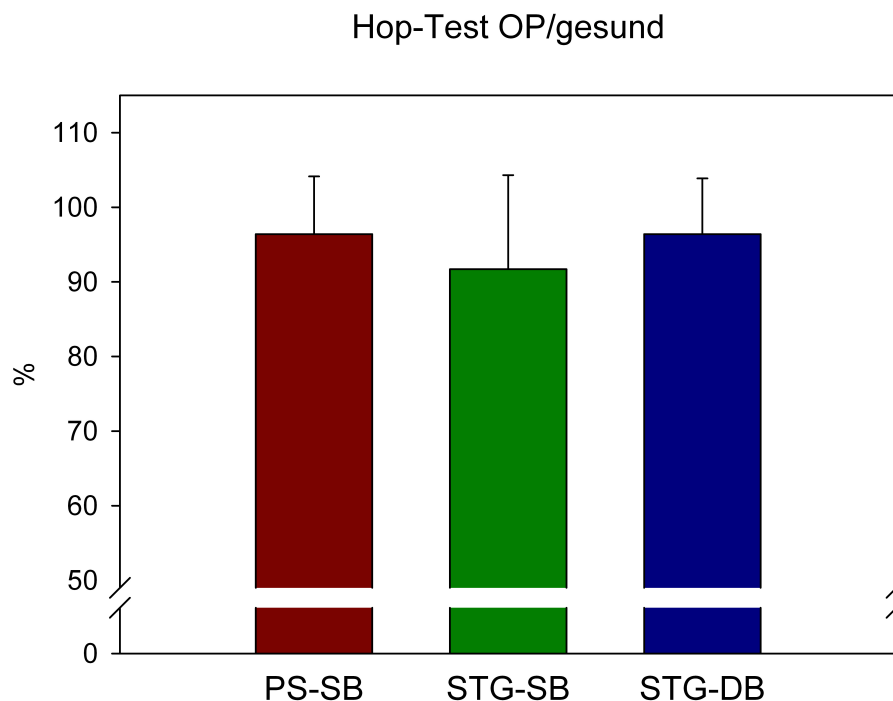


Abbildung 37: Hop Test

5.2 Ergebnisse des Vergleichs Coper / Non-Coper

Der Vergleich der Subgruppen Coper (C) / Non Coper (NC) ergab bei IKDC-Score objektiv, KT 1000, und Hop-Test keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Bei den nachfolgend aufgeführten Ergebnissen waren jedoch signifikante Unterschiede bei einem vorausgesetzten Signifikanzniveau $< 0,05$ nachzuweisen.

5.2.1 IKDC Score subjektiv

In der Gruppe der PS-SB-C Patienten wurden durchschnittlich $96,5 \pm 3,61$ Punkte (89,7 – 100) erreicht. Damit bestand ein signifikanter Unterschied zur Gruppe der PS-SB-NC ($p = 0,049$, mittlere Differenz 12,02), zur Gruppe der STG-SB-NC ($p = 0,012$, mittlere Differenz 13,42) und zur Gruppe der STG-DB-NC ($p = 0,021$, mittlere Differenz 13,94).

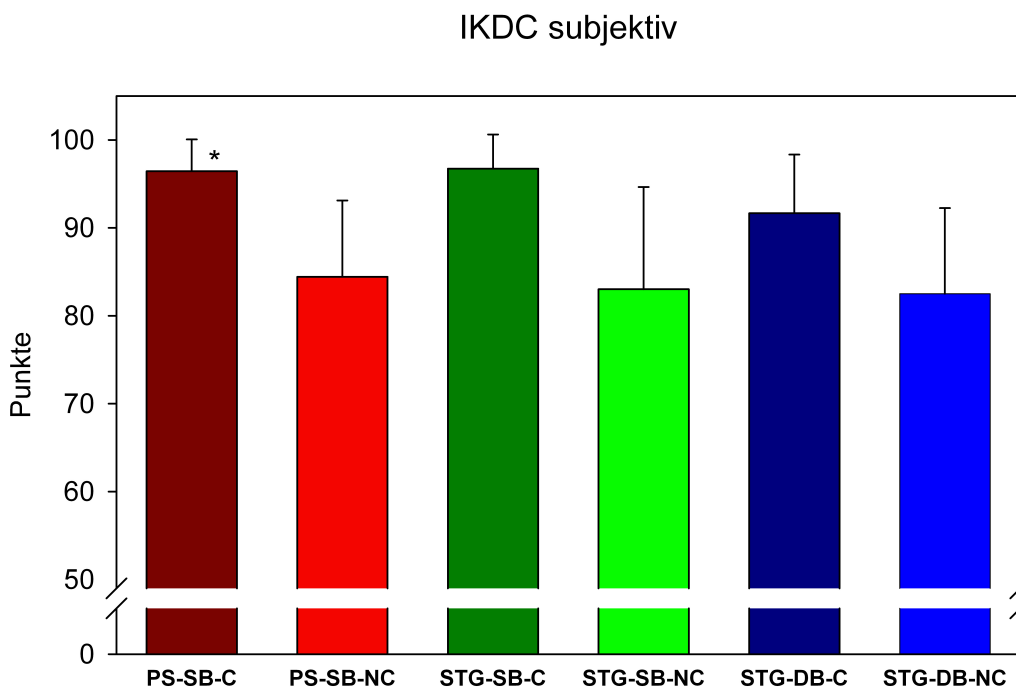


Abbildung 38: IKDC subjektiv
* $p < 0,05$ vs. PS-SB-NC, STG-SB-NC und STG-DB-NC

5.2.2 Lysholm/Gillquist Score

In der Gruppe der PS-SB-C wurden durchschnittlich $99,7 \pm 0,65$ Punkte (Bereich 89 – 98) erreicht. Damit bestand ein signifikanter Unterschied zur Gruppe der PS-SB-NC ($p = 0,004$, mittlere Differenz 10,73), zur Gruppe der STG-SB-NC ($p = 0,000$, mittlere Differenz 13,50) und zur Gruppe der STG-DB-NC ($p = 0,002$, mittlere Differenz 11,95).

In der Gruppe STG-SB-C wurden durchschnittlich $98,3 \pm 1,86$ Punkte (95 – 100) erreicht. Damit bestand ein signifikanter Unterschied zur Gruppe STG-SB-NC ($p = 0,006$, mittlere Differenz 12,10)

In der Gruppe STG-DB-C wurden durchschnittlich $96,4 \pm 3,22$ Punkte (89 – 100) erreicht. Damit bestand ein signifikanter Unterschied zur Gruppe STG-SB-NC ($p = 0,001$, mittlere Differenz 10,21) und zur Gruppe STG-DB-NC ($p = 0,031$, mittlere Differenz 8,66).

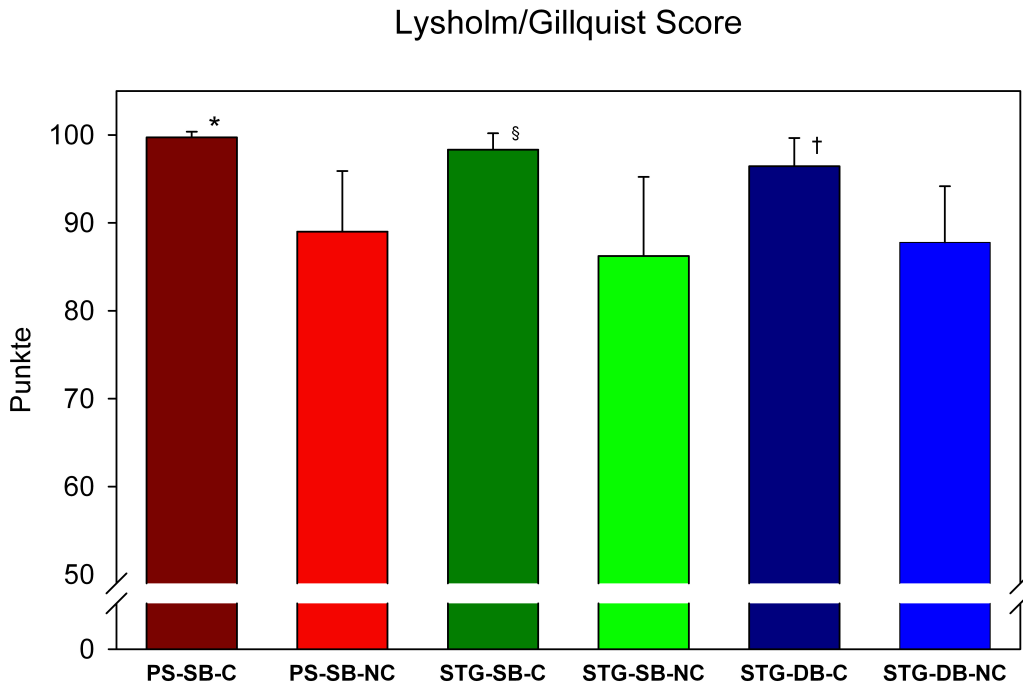


Abbildung 39: Lysholm/Gillquist Score. Vergleich von Copern mit Non-Copern

* $p < 0,05$ PS-SB-NC, STG-SB-NC und STG-DB-NC

§ $p < 0,05$ vs. STG-SB-NC und STG-DB-NC

† $p < 0,05$ vs. STG-SB-NC und STG-DB-NC

5.2.3 OAK Score

5.2.3.1 OAK Score Kategorie C (Stabilität)

In der Gruppe PS-SB-C wurden durchschnittlich $39,8 \pm 0,40$ Punkte (39 – 40) erreicht. Damit bestand ein signifikanter Unterschied zur Gruppe PS-SB-NC ($p = 0,000$, mittlere Differenz 3,18), zur Gruppe STG-SB-NC ($p = 0,000$, mittlere Differenz 3,28) und zur Gruppe STG-DB-NC ($p = 0,001$, mittlere Differenz 3,15).

In der Gruppe STG-SB-C wurden durchschnittlich $39,3 \pm 1,03$ Punkte (38 – 40) erreicht. Damit bestand ein signifikanter Unterschied zur Gruppe PS-SB-NC ($p = 0,031$, mittlere Differenz 2,7), zur Gruppe STG-SB-NC ($p = 0,017$, mittlere Differenz 2,79) und zur Gruppe STG-DB-NC ($p = 0,046$, mittlere Differenz 2,67).

In der Gruppe STG-DB-C wurden durchschnittlich $38,8 \pm 1,22$ Punkte (36 – 40) erreicht. Damit bestand ein signifikanter Unterschied zur Gruppe PS-SB-NC ($p = 0,020$, mittlere Differenz 2,18), zur Gruppe STG-SB-NC ($p = 0,008$, mittlere Differenz 2,27) und zur Gruppe STG-DB-NC ($p = 0,040$, mittlere Differenz 2,15).

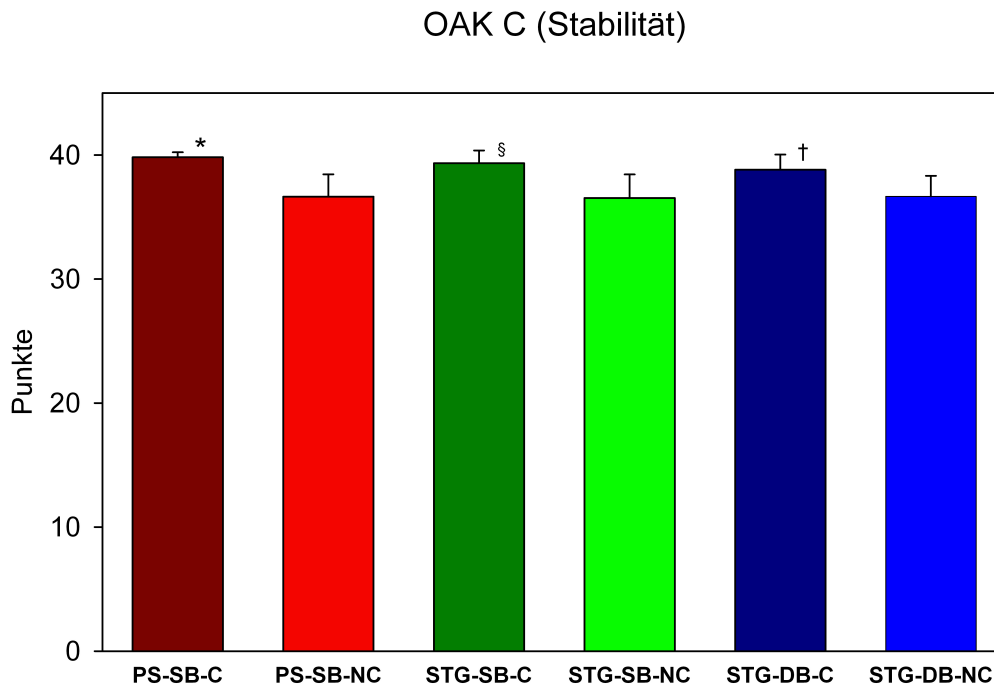


Abbildung 40: OAK Score C
 * $p < 0,05$ vs. PS-SB-NC, STG-SB-NC und STG-DB-NC
 § $p < 0,05$ vs. PS-SB-NC, STG-SB-NC und STG-DB-NC
 † $p < 0,05$ vs. PS-SB-NC, STG-SB-NC und STG-DB-NC

5.2.3.2 OAK Score gesamt

In der Gruppe PS-SB-C wurden durchschnittlich $96,9 \pm 1,81$ Punkte (94 – 100) erreicht. Damit bestand ein signifikanter Unterschied zur Gruppe PS-SB-NC ($p = 0,014$, mittlere Differenz 7,27), zur Gruppe STG-SB-NC ($p = 0,000$, mittlere Differenz 9,76) und zur Gruppe STG-DB-NC ($p = 0,012$, mittlere Differenz 7,80).

In der Gruppe STG-SB-C wurden durchschnittlich $96,0 \pm 1,89$ Punkte (94 – 98) erreicht. Damit bestand ein signifikanter Unterschied zur Gruppe STG-SB-NC ($p = 0,008$, mittlere Differenz 8,85).

In der Gruppe STG-DB-C wurden durchschnittlich $92,8 \pm 3,32$ Punkte (87 – 98) erreicht. Damit bestand ein signifikanter Unterschied zur Gruppe STG-SB-NC ($p = 0,046$, mittlere Differenz 5,60).

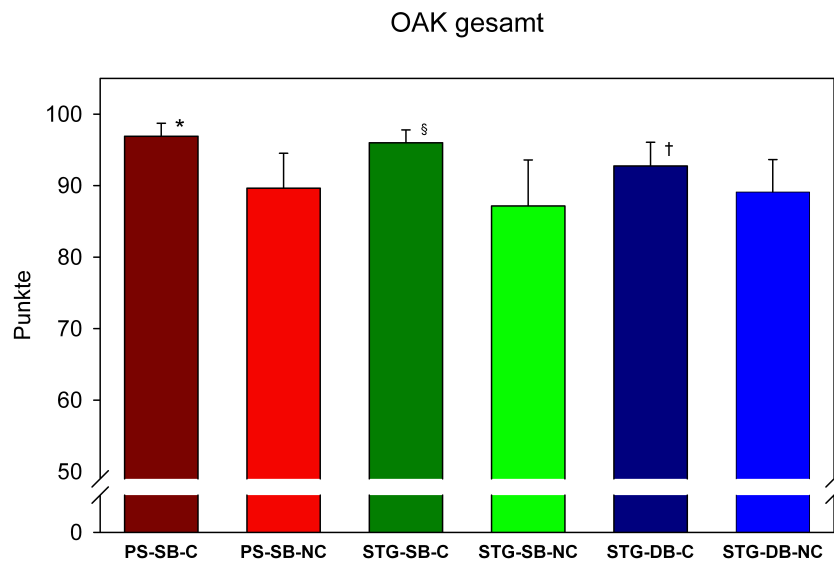


Abbildung 41: OAK Score gesamt
 * $p < 0,05$ vs. PS-SB-NC, STG-SB-NC und STG-DB-NC
 § $p < 0,05$ vs. STG-SB-NC
 † $p < 0,05$ vs. STG-SB-NC

6 Diskussion

Das vordere Kreuzband ist im Bereich der klinischen und wissenschaftlichen Forschung eine der am meisten untersuchten Strukturen des muskuloskeletalen Systems (Petersen & Zantop, 2009). Es existieren archäologische Funde mit anatomischen Zeichnungen des Kniegelenkes auf Papyrusrollen bereits aus einer Zeit um 3000 v.Chr. (Eberhardt, Jager, Schwetlick, & Rauschmann, 2002). Eine der ersten Beschreibungen einer operativen Versorgung mittels primärer Bandnaht von Robson ist datiert aus dem Jahr 1903 (Robson, 1903). Im Verlauf der Zeit änderte sich der Zugangsweg von zunächst offenen auf arthroskopische Verfahren. Erst im Jahre 1982 berichtete Dandy über die erste arthroskopisch assistierte Kreuzbandersatzplastik (Dandy, 1982). Auch die Wahl der Transplantate war vielfältig. Neben dem Versuch der Verwendung künstlicher Transplantate aus Dacron oder Gore-Tex, wurden Spendertransplantate oder auch die Quadrizepssehne eingesetzt. Die größte Verbreitung fand jedoch die Patellarsehne, sowie Semitendinosus- und Gracilissehne. In den 1970er und 1980er Jahren galt die Patellarsehne als Goldstandard, während seit den 1990er Jahren auch die Semitendinosus-/Gracilissehne durch die Entwicklung neuer Fixationsmethoden wieder an Bedeutung gewann (Petersen & Zantop, 2009). Eine Kreuzbandersatzplastik in Zweibündel-Technik wurde 1983 von Mott erstmalig beschrieben (Mott, 1983). Bei den vielfältigen Möglichkeiten zur operativen Versorgung der VKB Ruptur liegt es nahe, verschiedene OP-Techniken im Hinblick auf ihr postoperatives Ergebnis zu vergleichen. Im Rahmen unserer Studie wurden die zu dieser Zeit in unserer Abteilung eingesetzten Verfahren des VKB Ersatzes mittels PS-Sehne oder mittels STG-Sehne in Einbündel- oder Zweibündeltechnik hinsichtlich der mechanischen Stabilität miteinander verglichen.

6.1 Diskussion des Materials

Um die Einflussfaktoren auf das postoperative Ergebnis möglichst gering zu halten, legten wir strenge Ein- und Ausschlusskriterien zu Grunde (siehe Kapitel 4.1.3). Wie wichtig der Ausschluss von Begleitverletzungen für das postoperative Outcome ist, konnte in verschiedenen Studien gezeigt werden. So betrug in einer prospektiven Studie mit einem Follow up von 7 Jahren die Arthroserate mit VKB-

Rekonstruktion und zusätzlicher Menishektomie 66% im Gegensatz zu 11% mit intaktem Meniskus (Jomha, Borton, Clingeffer, & Pinczewski, 1999). Diese Ergebnisse konnten in mehreren Studien bestätigt werden (Fink, Hoser, & Benedetto, 1994; Roos, Adalberth, Dahlberg, & Lohmander, 1995).

Die engen Einschlusskriterien bedingten jedoch auch eine geringe Wiederfindungsrate. Es ist anzunehmen, dass diese auch durch das typische Patientenkollektiv bei VKB-Rupturen bedingt ist. Unsere Patienten waren im Durchschnitt 32 Jahre alt und zumeist berufstätig, was zu Termenschwierigkeiten und im Rahmen eines aktiven Lebenswandels zu erneuten postoperativen Verletzungen des Kniegelenkes führte.

Um die Gruppenunterschiede bei einem Signifikanzniveau von $p < 0.05$ und einer Power von 80% zu entdecken, wurde eine Fallzahl von 25 Patienten pro Gruppe benötigt. Diese konnte nur in der STG-DB-Gruppe erreicht werden. Bezüglich der Homogenität zwischen den Gruppen (Alter, Gewicht, Größe, Geschlecht, Aktivitätsniveau) bestand kein signifikanter Unterschied.

6.2 Diskussion der Methode

Zur Evaluation des postoperativen Ergebnisses wurden der subjektive IKDC Score (2000), der objektive IKDC Score (2000), der Lysholm/Gillquist Score, der OAK Score, die Untersuchung mittels KT1000 und der Hop-Test verwendet. Beim subjektiven IKDC Score, bei 95% des Lysholm/Gillquist Scores und bei 25% des OAK Scores handelt es sich um rein subjektive Angaben des Patienten zu seiner Kniegelenksfunktion. Daher wurden die Patienten gebeten, den Score allein und in Ruhe auszufüllen, um eine Beeinflussung bei der Beantwortung auszuschließen. Die klinische Untersuchung im Rahmen des objektiven IKDC Scores sowie beim OAK Score wurde von vier in der Knieuntersuchung geschulten Doktoranden durchgeführt. Es wurde darauf geachtet, dass der Untersucher weder über die OP-Technik, noch über die Angaben in den subjektiven Scores informiert war, um eine Beeinflussung des Untersuchers zu verhindern. Dennoch liegt einer klinischen Untersuchung immer eine gewisse Subjektivität zugrunde. Die spezifische Technik, die der Untersucher benutzt, ist beeinflusst wo und von wem der Untersucher ausgebildet wurde, sowie von seiner klinischen Erfahrung (Branch et al., 2010). Daher wurde die klinische Untersuchung durch die Messung mit dem KT 1000 ergänzt, wodurch ein rein objektives Untersuchungsverfahren zum

Einsatz kam. Instrumentierte Handgeräte, wie der KT-1000 Knee Ligament Arthrometer, entwickelt von Daniel und Malcom (Daniel, Malcom, et al., 1985), waren die Ersten, die objektive Werte für Operateure und Forscher zur Beurteilung der Kniegelenkslaxizität zur Verfügung stellten (Branch et al., 2010). Auch wenn dieses Verfahren Vorteile im Vergleich zur manuellen Untersuchung des Kniegelenkes zu bieten scheint, ist es dennoch nicht frei von Einschränkungen. In einer Studie konnte beispielsweise eine Beeinflussung der Ergebnisse durch die Zugrichtung der dominanten Hand nachgewiesen werden (Sernert, Helmers, Kartus, Ejerhed, & Kartus, 2007). Daneben kann das Ergebnis durch Stärke, die Richtung und die Frequenz der applizierten Kraft beeinflusst werden (Branch et al., 2010). Auch eine Abwehrspannung des Patienten sowie das Weichteilgewebe können zu Messfehlern führen (Branch et al., 2010). Wiertsema et al untersuchten in einer Studie die Reliabilität des KT 1000 im Vergleich zum Lachman Test. Der intraclass correlation coefficient (ICC) ergab sowohl für die intra-rater-reliability (ICC 0,47 KT 1000, 1,0 Lachman Test), als auch für die inter-rater-reliability (ICC 0,14 KT 1000, 0,77 Lachman Test) schlechtere Ergebnisse für den KT 1000 (Wiertsema, van Hooff, Migchelsen, & Steultjens, 2008). Eine eingeschränkte Reliabilität instrumentierter Verfahren konnte auch in anderen Studien nachgewiesen werden (Jardin et al., 1999; Myrer, Schulthies, & Fellingham, 1996). Bei der Auswahl der verschiedenen Scores orientierten wir uns an der häufigen Verwendung in der Literatur, um einen einfachen Vergleich unserer Ergebnisse mit anderen Studien zu ermöglichen. Der Versuch, Befunde zu quantifizieren und vergleichbar zu machen, ist schon seit langem ein viel diskutiertes Thema in der Literatur. Bereits 1955 versuchte O'Donoghue (O'Donoghue, 1955) ein standardisiertes Assessment zur Beurteilung von Befunden einer Knieuntersuchung zu entwickeln. Eine einheitliche Evaluationsmethode, die den Vergleich und die Bewertung verschiedener Therapiekonzepte ermöglicht, liegt heute aktueller denn je im Interesse der Ökonomie unseres Gesundheitswesens (Bryant, Kernohan, Nixon, & Mollan, 1993). Die Vereinheitlichung des Assessments von Kniebeschwerden durch ein international standardisiertes Formblatt war auch das Ziel des erstmals 1993 veröffentlichten IKDC Scores (Hefti et al., 1993). Nach mehrfachen Revisionen wurde 1998 der IKDC 2000, der auch von uns verwendet wurde, veröffentlicht. In einer Studie von Irrgang et al. konnte seine Validität und Reliabilität nachgewiesen werden (Irrgang et al., 2001). Auch

die anderen von uns verwendeten Scores wie der Lysholm/Gillquist-Score (Lysholm & Gillquist, 1982; Tegner & Lysholm, 1985) und der OAK-Score (Muller et al., 1988) wurden in der Literatur auf Reliabilität und Validität überprüft.

6.3 Diskussion der Ergebnisse

Der Ersatz des rupturierten VKBs mittels **PS-Sehne** in Einzelbündeltechnik stellte zum Zeitpunkt der Untersuchung in unserer Abteilung ein etabliertes Verfahren da. Hinsichtlich der Struktureigenschaften ähnelt die PS-Sehne den Eigenschaften, die Woo et al. (Woo, Hollis, Adams, Lyon, & Takai, 1991) bei VKBs jüngerer Körperspender nachweisen konnten. Demnach betrug die maximale Last 2160 N bei einer Steifigkeit von 242 N/mm. Die PS-Sehne weist eine Maximallast von 1784 N bei einer Steifigkeit von 210 N/mm (Wilson, Zafuta, & Zobitz, 1999). Als weiterer Vorteil dieses Verfahrens wird ein schnelles Einheilen des Knochenblocks und damit eine frühe Stabilität in der Literatur angegeben (Papageorgiou, Ma, Abramowitch, Clineff, & Woo, 2001). Ein Nachteil dieses Transplantats besteht in der hohen Entnahmemorbidity (Kartus, Movin, & Karlsson, 2001). So wurden bei Patienten ein vorderer Knieschmerz, Probleme beim Knien, Tendinose der Patella, Patella baja und Sensibilitätsstörungen durch Verletzungen des N. saphenus beobachtet (Allum, 2003; Barrett, Noojin, Hartzog, & Nash, 2002; Feller & Webster, 2003). Für eine erhöhte Transplantatentnahmemorbidity gab es auch Hinweise in den Ergebnissen unserer Studie. Im IKDC Score objektiv Gruppe 5 wiesen 55 % der Patienten der PS-Gruppe eine geringe Transplantatentnahmemorbidity auf. Im Vergleich dazu kam dies in der STG-SB-Gruppe nur zu 32% und in der STG-DB Gruppe nur in 36% der Fälle vor. Das Ergebnis war jedoch nicht statistisch relevant. Alle weiteren Ergebnisse der Scores, des KT 1000 und des Hop Tests zeigten keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zu den anderen beiden OP Techniken. Auffallend war jedoch die negative Seitendifferenz von -10 mm. Bei genauerer Betrachtung war dies jedoch durch die Messdaten einer Patientin bedingt, die jedoch in allen weiteren Untersuchungen keinen Anhalt für eine Verletzung oder ein subjektives Instabilitätsgefühl der nicht operierten Seite zeigte.

Der Ersatz des rupturierten VKBs mittels **STG-Sehne** ist ein weiteres etabliertes Verfahren. Bei doppelt genommenem Transplantat hat sie eine maximale Last von

2442 N bei einer Steifigkeit von 238 N/mm (Wilson et al., 1999). Die Entnahme der STG-Sehne bietet den Vorteil einer geringeren Entnahmemorbidität. Jedoch konnte in mehreren Studien gezeigt werden, dass es zu einer Abnahme der Beugekraft (Armour et al., 2004) sowie der Innenrotationskraft (Segawa et al., 2002) kommen kann. Diese Einschränkungen scheinen jedoch potenziell reversibel zu sein, was an einer Bildung von Ersatzgewebe zu liegen scheint (Armour et al., 2004; Cross, Roger, Kujawa, & Anderson, 1992). Ein weiteres Problem schien in der langsameren Einheilung durch die fehlenden Knochenblöcke zu bestehen (Ageberg, Roos, Silbernagel, Thomee, & Roos, 2009; Lautamies, Harilainen, Kettunen, Sandelin, & Kujala, 2008; Sajovic, Vengust, Komadina, Tavcar, & Skaza, 2006). Das Problem konnte jedoch durch verschiedene Fixationssysteme gelöst werden. Hausintern wurde hierfür femoral ein TransFix®-Stift (Fa. Arthrex, Karlsfeld) verwendet sowie eine tibiale Fixierung mittels Delta-Interferenzschraube.

Im Rahmen unserer Studie kam das STG – Transplantat sowohl in Einzelbündel- als auch in Doppelbündeltechnik zum Einsatz. In Einzelbündeltechnik konnte in keinem unserer verwendeten Nachuntersuchungskriterien ein signifikanter Unterschied zur Einzelbündeltechnik mit Patellarsehne eruiert werden. Lediglich die Transplantatentnahmemorbidität war, wie bereits erwähnt, geringfügig, aber nicht statistisch signifikant, bei den Patienten der PS-Gruppe erhöht. Unsere Ergebnisse stimmen hierbei mit den Angaben in der Literatur überein. 2004 verglichen Spindler et al. in einer Review-Arbeit 9 Studien zum Vergleich PS-Sehne versus STG-Sehne (Spindler et al., 2004). Auch hier konnten keine signifikanten Unterschiede sowohl objektiver als auch subjektiver Parameter (KT 1000, Lysholm Score, IKDC Score, patellofemorale Schmerz u.a.) festgestellt werden. Lediglich eine Studie zeigte ein vermehrtes Auftreten von anterioren Knieschmerzen in der PS-Gruppe. Diese Ergebnisse konnten in weiteren Studien bestätigt werden (Ejerhed, Kartus, Sernert, Kohler, & Karlsson, 2003; Maletis, Cameron, Tengan, & Burchette, 2007).

In der dritten OP Gruppe wurde die **STG-Sehne in Doppelbündeltechnik** verwendet. Bei dieser Technik handelt es sich um die jüngste der drei OP Techniken. Mit dieser Technik soll die anatomische Struktur des VKB besser nachgestellt werden können und so die verschiedenen Funktionen der beiden

Bündel wiederhergestellt werden. Durchtrennt man das AMB führt dies zu einer erhöhten anterioren Tibiatranslation bei 60° und 90° Knieflexion. Bei Durchtrennung des PLB kommt es zu einer erhöhten anterioren Tibiatranslation bei 30° Knieflexion sowie zu einer Zunahme der Rotationsinstabilität bei 0° und 30° Knieflexion (Yasuda et al., 2011). In biomechanischen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass mit den OP Techniken in Einzelbündeltechnik, mit denen vorwiegend das anteromediale Bündel rekonstruiert wird, eine Rotationsstabilität des Kniegelenkes nicht erreicht werden konnte (Woo et al., 2002; Yagi, Kuroda, Nagamune, Yoshiya, & Kurosaka, 2007). Für die STG-DB Gruppe wird darüber hinaus ein Vorteil im Einheilungsverhalten der Sehnen diskutiert. Dies würde demnach zu einer früheren Stabilität und Belastbarkeit führen. Die Bohrung von jeweils zwei Bohrkanälen an den Insertionsflächen des VKB führt laut den Autoren zu einer vergrößerten Kontaktfläche zwischen Knochen und Sehne, was zu einem rascheren Einheilen führt (Petersen & Zantop, 2009).

In unserer Studie konnte jedoch weder bei den klinischen Untersuchungen im Rahmen des IKDC Scores und des OAK Scores noch mit dem KT 1000 signifikant bessere Ergebnisse in der STG-DB Gruppe erzielt werden. Bei der Untersuchung mit dem KT 1000 gab es, wie auch in der PS Gruppe, zwei Patienten, die bei der Untersuchung mit dem KT 1000 eine erheblich größere Laxizität im nicht operierten Knie zeigten, jedoch auch hier ohne Anhalt für einer Verletzung oder ein subjektives Instabilitätsempfinden. Auch die subjektive Bewertung der Kniegelenksfunktion unterschied sich nicht im Vergleich zu den anderen Gruppen. Ein Grund für die Ergebnisse der OP Gruppe in STG-Doppelbündeltechnik könnte in der Operationstechnik, die zu diesem Zeitpunkt in unserer Abteilung verwendet wurde, begründet liegen. Während in den frühen 1980er Jahren bereits versucht wurde, die komplexe Anatomie des VKB durch offene anatomische Rekonstruktionen zu berücksichtigen (Blauth, 1984), geriet dies mit Beginn der arthroskopischen Verfahren wieder in Vergessenheit. Mit Verbesserung der arthroskopischen Techniken wurde jedoch wieder versucht, einer anatomischen Rekonstruktion des VKB nahezukommen, in dem mit Hilfe der Doppelbündeltechnik die anatomische Struktur bestehend aus AM- und PL-Bündel separat rekonstruiert wurde (Yagi et al., 2002; Yasuda, Kondo, Ichiyama, Tanabe, & Tohyama, 2006). Zum Einbringen des Transplantates wurde eine transtibiale

Bohrtechnik durchgeführt. Mit dieser gelingt es aber nur unzureichend den anatomischen Verlauf des VKBs zu rekonstruieren. Problematisch bei diesem Verfahren war, dass die femorale Tunnelposition bereits beim Bohren des tibialen Tunnels geplant werden musste. Es wurde empfohlen, den tibialen Tunnel möglichst weit posterior zu positionieren, um ein Impingement am vorderen Rand der Fossa intercondylaris zu vermeiden (Zantop & Petersen, 2007). Im Falle einer so durchgeführten Doppelbündelrekonstruktion kommt es zu einer hohen AM-Position (High noon Position), während das PL Bündel im Bereich des AM Ursprungs verankert wird (Zantop & Petersen, 2007). Ein solches sogenannten AM- (femoral)/ PL- (tibial) Transplantat hat einen sehr steilen Verlauf. Aus diesem nicht anatomischen Verlaufs ergeben sich mehrere Probleme. Zum einen führt eine sehr anteriore femorale Tunnellage vor dem Drehzentrum des Kniegelenkes zu einem Beugedefizit, im Verlauf dann zu einer Elongation des Transplantates und damit zur Rezidivinstabilität (Zantop & Petersen, 2007). Zum anderen hängt die Wiederherstellung der Rotationsstabilität entscheidend von der femoralen Tunnelposition ab. Je weiter der Tunnel im PL-Gebiet positioniert wird, umso besser die Rotationsstabilität (Zantop & Petersen, 2007). In einer biomechanischen Studie von Zantop et al. konnte gezeigt werden, dass a.p.- und Rotationsstabilität bei einer nicht anatomischen Doppelbündelrekonstruktion signifikant schlechter ausfallen als bei einer anatomischen Rekonstruktion (Zantop et al., 2008). In mehreren Studien konnten die Ergebnisse der biomechanischen Studie mit klinischen Daten bestätigt werden (Yagi et al., 2007; Yasuda et al., 2006).

Betrachtet man die besseren Ergebnisse einer anatomischen DB Rekonstruktion, stellt sich die Frage, ob man mit einer anatomischen Positionierung der Bohrkanäle auch bei SB Rekonstruktion ähnlich gute Ergebnisse erzielen könnte. Dies wurde von Goldsmith M. et al. (Goldsmith et al., 2013) in einer biomechanischen Studie an Leichenknien untersucht. Mit Hilfe eines Robotersystems wurden anatomisch rekonstruierte Knie in SB Technik, in DB Technik und gesunde Knie drei verschiedenen Tests unterzogen. Im ersten Versuchsaufbau wurde die AP Stabilität getestet. Hierbei zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden OP Techniken. Auch beim simulierten Pivotshift Test schnitten beide Techniken gleich gut ab. Im dritten Versuchsaufbau wurde die tibiale Rotation unter 5 Nm internal/external Torques

und 10 Nm Varus-/Valgusstress gemessen. Hierbei zeigte sich bei Innenrotation sowohl in 20°, als auch in 30° Beugung ein kleiner (<3°), aber signifikanter Unterschied zu Gunsten der DB rekonstruierten Knie. Die Autoren bezweifeln jedoch, dass dieser geringfügige Unterschied eine klinische Relevanz haben könnte. Es bleibt also festzuhalten, dass mit einer anatomischen SB Rekonstruktion vergleichbare Ergebnisse wie mit einer anatomischen DB Rekonstruktion zu erreichen sind. Dies konnte in mehreren anderen Studien bestätigt werden (Loh et al., 2003; Petersen et al., 2007; Tsai, Wijdicks, Walsh, & Laprade, 2010). Es stellt sich also die Frage, ob vermeintliche Nachteile der DB Rekonstruktion, wie das doppelte Risiko einer Fehlpositionierung der Kanäle, schwierige Revision bei Fehlpositionierung oder Tunnelweitung, längere Operationszeit und höhere Implantatkosten (Petersen & Zantop, 2007) gerechtfertigt sind. Die Ergebnisse führen zu der Annahme, dass auch in der Kreuzbandchirurgie, wie auch in vielen anderen Bereichen, der Trend eventuell zu einer personalisierten Therapie gehen sollte. So gelangen Petersen et al. zu der Erkenntnis, dass heute eine einzige Methode sicher nicht mehr ausreicht, um ein heterogenes Patientenkollektiv spezifisch zu versorgen. Es sei eine Herausforderung für die Zukunft, patientenspezifische Indikationen im Hinblick auf die Operationsmethode und Transplantatwahl, insbesondere hinsichtlich der sportlichen Aktivität, im Sinne eines À-la-carte-Konzeptes weiterzuentwickeln (Petersen & Benedetto, 2013).

6.4 Diskussion des Vergleichs Coper/Non-Coper

Neben der Untersuchung der verschiedenen OP Techniken unterteilten wir unsere Patienten in Coper und Non-Coper. Wie zuvor unter Punkt 1.7 bereits näher erläutert, wird Copern die Fähigkeit zugesprochen, auch ohne Operation wieder das Ausgangsniveau an Kniefunktionalität zu erreichen (Fitzgerald, Axe, & Snyder-Mackler, 2000). Für die Einteilung in Coper und Non Coper werden der Hop Test, der Activities of Daily Living Score, die globale Bewertung der Kniefunktion und das Auftreten von Instabilitätsempfinden seit dem Unfall zugrunde gelegt. Kritisch kann man bei unserer Einteilung bewerten, dass uns aufgrund des retrospektiven Ansatzes unserer Studie keine Angaben vorlagen, in welche Gruppe der Patient präoperativ eingeteilt worden wäre. Wir legten ausschließlich eine postoperative Einteilung zugrunde. Nach dieser konnten von

uns 33 Patienten (50%) als Coper klassifiziert werden. Die meisten Patienten davon gehörten der Gruppe der Patienten an, die mittels STG-DB Technik operiert worden waren. Es gab jedoch keinen signifikanten Unterschied der Anzahl von Copern in den OP Gruppen.

Im subjektiven IKDC Score bestand ein signifikanter Unterschied der Gruppe PS-SB-C zu den NC der anderen beiden Gruppen. Auch im überwiegend subjektiven Lysholm/Gillquist Score erreichten die PS-SB-C bessere Ergebnisse als alle NC. Die STG-SB-C schnitten besser ab als die STG-SB-NC, ebenso die STG-DB-C gegenüber den STG-SB-NC und zu den NC ihrer Gruppe. Diese Ergebnisse lassen sich auch in der Literatur wiederfinden. Eastlack et al. (Eastlack, Axe, & Snyder-Mackler, 1999) konnten in ihrer Studie zeigen, dass subjektive Scores wie der von uns verwendete Lysholm Score ein hohes Potenzial haben Coper von Non Coper zu unterscheiden.

Signifikante Unterschiede bestanden jedoch nicht nur in den subjektiven Testkriterien, sondern auch im OAK Score Kategorie C (Stabilität). Auch hier zeigte sich eine signifikante Überlegenheit der PS-SB-C Gruppe gegenüber allen NC. Auch die Gruppe STG-SB-C erreichte ein signifikant besseres Ergebnis als die NC der anderen beiden Gruppen. Ebenso die STG-DB-C, die ein signifikant besseres Ergebnis als die NC erreichte. Ein signifikanter Unterschied zwischen den Copern bestand nicht. Im OAK Score gesamt erreichte die Gruppe PS-SB-C wiederum signifikant bessere Ergebnisse als die NC. STG-SB-C und STG-DB-C schnitten jeweils signifikant besser ab, als die NC ihrer Gruppen. Hierbei unterscheiden sich unsere Ergebnisse von denen in der Literatur. Hier konnte bei objektiven Scores keine Korrelation zwischen der Einteilung in Coper und Non Coper gefunden werden (Eastlack et al., 1999; Snyder-Mackler, Fitzgerald, Bartolozzi, & Ciccotti, 1997). In beiden Studien wurde jedoch der objektive IKDC Score untersucht.

Die Ergebnisse geben einen Hinweis darauf, dass sich Coper und Non Coper nicht nur hinsichtlich ihres subjektiven Empfindens, sondern auch hinsichtlich der objektiven Stabilität unterscheiden können. Dies könnte Anlass dazu geben, eine bereits präoperative Einteilung vorzunehmen um so gegebenenfalls Patienten herausfiltern zu können, die von einem konservativen Vorgehen profitieren könnten. Ein solches Vorgehen konnte von Fitzgerald et al. bereits mit Erfolg

durchgeführt werden (Fitzgerald et al., 2000). Sie legten vier Indikatoren für ein operatives Vorgehen fest:

- Timed hop-test <80% der Gegenseite,
- >1 Giving way Ereignis
- <80% im Activities of Daily Living Scale,
- Global rating knee scale <60%.

Liegt nur einer dieser Indikatoren vor, so ist mit einem schlechteren Outcome bei konservativer Therapie zu rechnen. Betrachtet man diese vier Kriterien, so stimmen diese mit den von uns verwendeten Einteilungskriterien in Coper und Non-Coper überein. Ziel muss es also sein, Studien folgen zu lassen, die das Ergebnis von konservativ behandelten und operativ behandelten Copern vergleichen, um für den jeweiligen Patienten die individuell passende Behandlungsstrategie anbieten zu können.

6.5 Ausblick

Zusammenfassend kann man sagen, dass im Rahmen unserer Studie kein Unterschied in der mechanischen Stabilität nach VKB-Ersatzplastik mit PS-SB, STG-SB, oder STG-DB-Technik festzustellen war. Während diese Ergebnisse im Vergleich der ersten beiden Gruppen mit den Angaben in der Literatur übereinstimmen, überraschen die Ergebnisse der STG-DB Gruppe. Ein Grund dafür kann darin zu sehen sein, dass mit unserer Technik zwar versucht wurde, die anatomische Struktur des Kreuzbandes mit dem anteromedialen und posterolateralen Bündel nachzustellen, jedoch eine möglichst anatomische Tunnelpositionierung vernachlässigt wurde. Eine anatomische Tunnelpositionierung kann sowohl in Einzelbündel- als auch in Doppelbündeltechnik durchgeführt werden (Karlsson et al., 2011). Bei der anatomischen Zweibündeltechnik müssen die Tunnel für das AMB und das PLB im Zentrum der tibialen und femoralen Insertionen der beiden Bündel gebohrt werden. Besonders die Anlage des femoralen Tunnels stellt nach der herkömmlichen Technik mittels transtibialer Bohrung ein Problem bei der anatomischen Positionierung dar. Daher sollte der tibiale Tunnel durch das anteromediale Portal gesondert angelegt werden (Karlsson et al., 2011). Dadurch kann eine Fehlpositionierung und ggf. Revisionen aufgrund primärer Tunnelerweiterungen vermieden werden (Petersen & Zantop, 2009).

Prospektive, randomisierte Studien wären wünschenswert, um anatomische Einbündel- und Zweibündelrekonstruktionen mit den nicht anatomischen herkömmlichen Verfahren zu vergleichen. In der Abteilung für Sportorthopädie werden deshalb bereits Patienten mit anatomischer und nicht-anatomischer Tunnellage nachuntersucht.

7 Zusammenfassung

Ziel dieser retrospektiven Studie war die klinische Untersuchung der mechanischen und funktionellen Stabilität verschiedener Kreuzbandersatzplastiken zwei Jahre postoperativ. Untersucht wurden drei verschiedene OP Techniken:

- Patellasehnen Autograft in Einbündeltechnik (PS-SB)
- Semitendinosus-/Gracilis Autograft in Einbündeltechnik (STG-SB)
- Semitendinosus-/Gracilis Autograft in Zweibündeltechnik (STG-DB)

Darüberhinaus wurden die Patienten noch in Coper (C) und Non Coper (NC) unterschieden, also nach ihrer Fähigkeit, eine Instabilität im Kniegelenk nach VKB Ruptur zu kompensieren. Für die Einteilung in Coper und Non Coper wurden der Hop Test, der Activities of Daily Living Score, die globale Bewertung der Kniefunktion und das Auftreten von Instabilitätsempfinden seit dem Unfall zugrunde gelegt.

Es konnten insgesamt 66 Patienten in die Studie eingeschlossen werden, 22 davon in der PS-SB Gruppe, 19 in der STG-SB Gruppe und 25 in der STG-DB Gruppe. Die Gruppenverteilung war nach statistischer Analyse homogen. Die geforderte Power der Gruppen von 25 Patienten konnte jedoch nur in der STG-DB Gruppe erreicht werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass beim Vergleich der drei OP Techniken keine signifikanten Unterschiede festzustellen waren. Bei der Unterteilung in Coper und Non-Coper ließ sich eine signifikante Überlegenheit der Coper sowohl in subjektiven Tests (IKDC subjektiv, Lysholm/Gillquist Score), als auch im OAK Score der Kategorie C (Stabilität), der ein objektives Untersuchungsverfahren darstellt, nachweisen. Auch im OAK Gesamtscore schnitten die Coper besser ab. Es bleibt nun in weiteren Studien zu prüfen, ob eine präoperative Coper/Non-Coper Einteilung gegebenenfalls eine strengere OP Indikationsstellung möglich macht. Ebenso müssen Studien folgen, ob eine anatomische Anlage der Bohrkanäle zu einer Verbesserung der Ergebnisse der funktionellen und mechanischen Stabilität führen kann.

8 Literaturverzeichnis

- Ageberg, E., Roos, H. P., Silbernagel, K. G., Thomee, R., & Roos, E. M. (2009). Knee extension and flexion muscle power after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon graft or hamstring tendons graft: a cross-sectional comparison 3 years post surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 17 (2), 162-169. doi: 10.1007/s00167-008-0645-4
- Alentorn-Geli, E., Mendiguchia, J., Samuelsson, K., Musahl, V., Karlsson, J., Cugat, R., & Myer, G. D. (2014a). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in sports-Part I: Systematic review of risk factors in male athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22 (1), 3-15. doi: 10.1007/s00167-013-2725-3
- Alentorn-Geli, E., Mendiguchia, J., Samuelsson, K., Musahl, V., Karlsson, J., Cugat, R., & Myer, G. D. (2014b). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in sports. Part II: systematic review of the effectiveness of prevention programmes in male athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22 (1), 16-25. doi: 10.1007/s00167-013-2739-x
- Allum, R. (2003). Complications of arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br*, 85 (1), 12-16.
- Amis, A. A., & Dawkins, G. P. (1991). Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br*, 73 (2), 260-267.
- Amis, A. A., Gupte, C. M., Bull, A. M., & Edwards, A. (2006). Anatomy of the posterior cruciate ligament and the meniscofemoral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 14 (3), 257-263. doi: 10.1007/s00167-005-0686-x
- Anderson, A. F., Irrgang, J. J., Kocher, M. S., Mann, B. J., & Harrast, J. J. (2006). The International Knee Documentation Committee Subjective Knee Evaluation Form: normative data. *Am J Sports Med*, 34 (1), 128-135.
- Armour, T., Forwell, L., Litchfield, R., Kirkley, A., Amendola, N., & Fowler, P. J. (2004). Isokinetic evaluation of internal/external tibial rotation strength after the use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 32 (7), 1639-1643.
- Arnoczky, S. P. (1983). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res* (172), 19-25.
- Arnoczky, S. P. (1985). Blood supply to the anterior cruciate ligament and supporting structures. *Orthop Clin North Am*, 16 (1), 15-28.
- Arnoczky, S. P., Rubin, R. M., & Marshall, J. L. (1979). Microvasculature of the cruciate ligaments and its response to injury. An experimental study in dogs. *J Bone Joint Surg Am*, 61 (8), 1221-1229.
- Barrack, R. L., Bruckner, J. D., Kneisl, J., Inman, W. S., & Alexander, A. H. (1990). The outcome of nonoperatively treated complete tears of the anterior cruciate ligament in active young adults. *Clin Orthop Relat Res* (259), 192-199.
- Barrett, G. R., Noojin, F. K., Hartzog, C. W., & Nash, C. R. (2002). Reconstruction of the anterior cruciate ligament in females: A comparison of hamstring versus patellar tendon autograft. *Arthroscopy*, 18 (1), 46-54.
- Blauth, W. (1984). [2-strip substitution-plasty of the anterior cruciate ligament with the quadriceps tendon]. *Unfallheilkunde*, 87 (2), 45-51.
- Branch, T. P., Mayr, H. O., Browne, J. E., Campbell, J. C., Stoehr, A., & Jacobs,

- C. A. (2010). Instrumented examination of anterior cruciate ligament injuries: minimizing flaws of the manual clinical examination. *Arthroscopy*, 26 (7), 997-1004. doi: 10.1016/j.arthro.2010.01.019
- Bryant, M. J., Kernohan, W. G., Nixon, J. R., & Mollan, R. A. (1993). A statistical analysis of hip scores. *J Bone Joint Surg Br*, 75 (5), 705-709.
- Buckup, K. . (2005). *Klinische Tests an Knochen, Gelenken und Muskeln*. Stuttgart-New York: Georg Thieme Verlag.
- Chmielewski, T. L., Hurd, W. J., & Snyder-Mackler, L. (2005). Elucidation of a potentially destabilizing control strategy in ACL deficient non-copers. *J Electromyogr Kinesiol*, 15 (1), 83-92.
- Chmielewski, T. L., Rudolph, K. S., Fitzgerald, G. K., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L. (2001). Biomechanical evidence supporting a differential response to acute ACL injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16 (7), 586-591.
- Chmielewski, T. L., Rudolph, K. S., & Snyder-Mackler, L. (2002). Development of dynamic knee stability after acute ACL injury. *J Electromyogr Kinesiol*, 12 (4), 267-274.
- Colombet, P., Robinson, J., Christel, P., Franceschi, J. P., Djian, P., Bellier, G., & Sbihi, A. (2006). Morphology of anterior cruciate ligament attachments for anatomic reconstruction: a cadaveric dissection and radiographic study. *Arthroscopy*, 22 (9), 984-992. doi: 10.1016/j.arthro.2006.04.102
- Cross, M. J., Roger, G., Kujawa, P., & Anderson, I. F. (1992). Regeneration of the semitendinosus and gracilis tendons following their transection for repair of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med*, 20 (2), 221-223.
- Dandy, D. J. (1982). Arthroscopic surgery of the knee. *Br J Hosp Med*, 27 (4), 360, 362, 365.
- Daniel, D. M., Malcom, L. L., Losse, G., Stone, M. L., Sachs, R., & Burks, R. (1985). Instrumented measurement of anterior laxity of the knee. *J Bone Joint Surg Am*, 67 (5), 720-726.
- Daniel, D. M., Stone, M. L., Sachs, R., & Malcom, L. (1985). Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption. *Am J Sports Med*, 13 (6), 401-407.
- Danylchuk, K. D., Finlay, J. B., & Krcek, J. P. (1978). Microstructural organization of human and bovine cruciate ligaments. *Clin Orthop Relat Res* (131), 294-298.
- Drenckhahn, D. (1994). Untere Extremität *Benninghoff Anatomie: makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen / Benninghoff* (Vol. 15, pp. 325-405). München; Wien; Baltimore: Drenckhahn, D., Zenker, W. (Hrsg.), Urban & Schwarzenberg.
- Duthon, V. B., Barea, C., Abrassart, S., Fasel, J. H., Fritschy, D., & Menetrey, J. (2006). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 14 (3), 204-213.
- Eastlack, M. E., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L. (1999). Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers. *Med Sci Sports Exerc*, 31 (2), 210-215.
- Eberhardt, C., Jager, A., Schwetlick, G., & Rauschmann, M. A. (2002). [History of surgery of the anterior cruciate ligament]. *Orthopade*, 31 (8), 702-709.
- Ejerhed, L., Kartus, J., Sernert, N., Kohler, K., & Karlsson, J. (2003). Patellar tendon or semitendinosus tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction? A prospective randomized study with a two-year follow-up. *Am J Sports Med*, 31 (1), 19-25.
- Engstrom, B., Gornitzka, J., Johansson, C., & Wredmark, T. (1993). Knee function

- after anterior cruciate ligament ruptures treated conservatively. *Int Orthop*, 17 (4), 208-213.
- Feller, J. A., & Webster, K. E. (2003). A randomized comparison of patellar tendon and hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 31 (4), 564-573.
- Fink, C., Hoser, C., & Benedetto, K. P. (1994). [Development of arthrosis after rupture of the anterior cruciate ligament. A comparison of surgical and conservative therapy]. *Unfallchirurg*, 97 (7), 357-361.
- Fitzgerald, G. K., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L. (2000). A decision-making scheme for returning patients to high-level activity with nonoperative treatment after anterior cruciate ligament rupture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 8 (2), 76-82. doi: 10.1007/s001670050190
- Freeman MA, Wyke B. (1967). Articular reflexes at the ankle joint: an electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. *Br J Surg*, 54 (12), 990-1001.
- Freiwald, J., Jager, A., & Thoma, W. (1992). [Analysis of isokinetic and isometric muscle function after arthroscopic anterior cruciate ligament repair]. *Sportverletz Sportschaden*, 6 (1), 6-13.
- Friemert, B., F, V. Lubken, Schmidt, R., Jouini, C., & Gerngross, H. (2006). [The influence of a controlled active motion splint on proprioception after anterior cruciate ligament plasty. A prospective randomized study]. *Unfallchirurg*, 109 (1), 22-29.
- Galway, H. R., & MacIntosh, D. L. (1980). The lateral pivot shift: a symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Relat Res* (147), 45-50.
- Gardner, E. (1944). The distribution and termination of nerves in the knee joint of the cat. *J Comput Neurol*, 80 (1), 11-32.
- Gillquist, J., & Messner, K. (1999). Anterior cruciate ligament reconstruction and the long-term incidence of gonarthrosis. *Sports Med*, 27 (3), 143-156.
- Girgis, F. G., Marshall, J. L., & Monajem, A. (1975). The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res* (106), 216-231.
- Goldsmith, M. T., Jansson, K. S., Smith, S. D., Engebretsen, L., LaPrade, R. F., & Wijdicks, C. A. (2013). Biomechanical comparison of anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions: an in vitro study. *Am J Sports Med*, 41 (7), 1595-1604. doi: 10.1177/0363546513487065
- Grobbelaar, N., & Bouffard, J. A. (2000). Sonography of the knee, a pictorial review. *Semin Ultrasound CT MR*, 21 (3), 231-274.
- Gurtler, R. A., Stine, R., & Torg, J. S. (1987). Lachman test evaluated. Quantification of a clinical observation. *Clin Orthop Relat Res* (216), 141-150.
- Halata, Z., Wagner, C., & Baumann, K. I. (1999). Sensory nerve endings in the anterior cruciate ligament (Lig. cruciatum anterius) of sheep. *Anat Rec*, 254 (1), 13-21.
- Haus, J., & Halata, Z. (1990). Innervation of the anterior cruciate ligament. *Int Orthop*, 14 (3), 293-296.
- Hefti, F., Muller, W., Jakob, R. P., & Staubli, H. U. (1993). Evaluation of knee ligament injuries with the IKDC form. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1 (3-4), 226-234.
- Hertel, P. (1996). [Acute and chronic knee ligament injuries]. *Unfallchirurg*, 99 (9),

686-700; quiz 699.

- Hogervorst, T., & Brand, R. A. (1998). Mechanoreceptors in joint function. *J Bone Joint Surg Am*, 80 (9), 1365-1378.
- Horster, G., & Kedziora, O. (1993). [Loss of strength and regeneration of knee extensor musculature after operations of the knee ligaments. EMG studies of the effect of the injury pattern, surgical procedure and after-care with special reference to electromyostimulation]. *Aktuelle Traumatol*, 23 (5), 244-254.
- Irrgang, J. J., Anderson, A. F., Boland, A. L., Harner, C. D., Kurosaka, M., Neyret, P., . . . Shelborne, K. D. (2001). Development and validation of the international knee documentation committee subjective knee form. *Am J Sports Med*, 29 (5), 600-613.
- Jardin, C., Chantelot, C., Migaud, H., Gougeon, F., Debroucker, M. J., & Duquenois, A. (1999). [Reliability of the KT-1000 arthrometer in measuring anterior laxity of the knee: comparative analysis with Telos of 48 reconstructions of the anterior cruciate ligament and intra- and interobserver reproducibility]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 85 (7), 698-707.
- Jomha, N. M., Borton, D. C., Clingeleffer, A. J., & Pinczewski, L. A. (1999). Long-term osteoarthritic changes in anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Clin Orthop Relat Res* (358), 188-193.
- Jordan, S. S., DeFrate, L. E., Nha, K. W., Papannagari, R., Gill, T. J., & Li, G. (2007). The in vivo kinematics of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion. *Am J Sports Med*, 35 (4), 547-554. doi: 10.1177/0363546506295941
- Karlsson, J., Irrgang, J. J., van Eck, C. F., Samuelsson, K., Mejia, H. A., & Fu, F. H. (2011). Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction, part 2: clinical application of surgical technique. *Am J Sports Med*, 39 (9), 2016-2026. doi: 10.1177/0363546511402660
- Kartus, J., Movin, T., & Karlsson, J. (2001). Donor-site morbidity and anterior knee problems after anterior cruciate ligament reconstruction using autografts. *Arthroscopy*, 17 (9), 971-980. doi: 10.1053/jars.2001.28979
- Kennedy, J. C., Alexander, I. J., & Hayes, K. C. (1982). Nerve supply of the human knee and its functional importance. *Am J Sports Med*, 10 (6), 329-335.
- Konishi, Y., Fukubayashi, T., & Takeshita, D. (2002). Possible mechanism of quadriceps femoris weakness in patients with ruptured anterior cruciate ligament. *Med Sci Sports Exerc*, 34 (9), 1414-1418.
- Krämer, K.-L., & Maichl, F.-P. (1993). *Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie*. Stuttgart-New York: Georg Thieme Verlag.
- Krogsgaard, M. R., Dyhre-Poulsen, P., & Fischer-Rasmussen, T. (2002). Cruciate ligament reflexes. *J Electromyogr Kinesiol*, 12 (3), 177-182.
- Kurosawa, H., Yamakoshi, K., Yasuda, K., & Sasaki, T. (1991). Simultaneous measurement of changes in length of the cruciate ligaments during knee motion. *Clin Orthop Relat Res* (265), 233-240.
- Lanz, T.V., Wachsmuth, W., Lang, J. (1972). Genu, das Knie *Praktische Anatomie (Bein und Statik)* (Vol. Erster Band, vierter Teil, pp. 215-301).
- Lautamies, R., Harilainen, A., Kettunen, J., Sandelin, J., & Kujala, U. M. (2008). Isokinetic quadriceps and hamstring muscle strength and knee function 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction: comparison between bone-patellar tendon-bone and hamstring tendon autografts. *Knee Surg*

- Sports Traumatol Arthrosc*, 16 (11), 1009-1016. doi: 10.1007/s00167-008-0598-7
- Li, G., DeFrate, L. E., Sun, H., & Gill, T. J. (2004). In vivo elongation of the anterior cruciate ligament and posterior cruciate ligament during knee flexion. *Am J Sports Med*, 32 (6), 1415-1420. doi: 10.1177/0363546503262175
- Loh, J. C., Fukuda, Y., Tsuda, E., Steadman, R. J., Fu, F. H., & Woo, S. L. (2003). Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement. 2002 Richard O'Connor Award paper. *Arthroscopy*, 19 (3), 297-304. doi: 10.1053/jars.2003.50084
- Lorenz, S., Anetzberger, H., Spang, J. T., & Imhoff, A. B. (2007). [Double-bundle technique - anatomic reconstruction of the anterior cruciate ligament]. *Oper Orthop Traumatol*, 19 (5-6), 473-488. doi: 10.1007/s00064-007-1027-3
- Lysholm, J., & Gillquist, J. (1982). Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Am J Sports Med*, 10 (3), 150-154.
- Malcom, L. L., Daniel, D. M., Stone, M. L., & Sachs, R. (1985). The measurement of anterior knee laxity after ACL reconstructive surgery. *Clin Orthop Relat Res* (196), 35-41.
- Maletis, G. B., Cameron, S. L., Tengan, J. J., & Burchette, R. J. (2007). A prospective randomized study of anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of patellar tendon and quadruple-strand semitendinosus/gracilis tendons fixed with bioabsorbable interference screws. *Am J Sports Med*, 35 (3), 384-394. doi: 10.1177/0363546506294361
- Matsumoto, H., Suda, Y., Otani, T., Niki, Y., Seedhom, B. B., & Fujikawa, K. (2001). Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability. *J Orthop Sci*, 6 (1), 28-32.
- Moll, K.J., Moll, M. (2000). Untere Extremität *Kurzlehrbuch Anatomie* (Vol. 16, pp. 210-267): Urban & Fischer Verlag München, Jena.
- Mott, H. W. (1983). Semitendinosus anatomic reconstruction for cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Relat Res* (172), 90-92.
- Muller, W., Biedert, R., Hefti, F., Jakob, R. P., Munzinger, U., & Staubli, H. U. (1988). OAK knee evaluation. A new way to assess knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res* (232), 37-50.
- Myrer, J. W., Schulthies, S. S., & Fellingham, G. W. (1996). Relative and absolute reliability of the KT-2000 arthrometer for uninjured knees. Testing at 67, 89, 134, and 178 N and manual maximum forces. *Am J Sports Med*, 24 (1), 104-108.
- O'Donoghue, D. H. (1955). An analysis of end results of surgical treatment of major injuries to the ligaments of the knee. *J Bone Joint Surg Am*, 37-A (1), 1-13; passim.
- Odensten, M., & Gillquist, J. (1985). Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg Am*, 67 (2), 257-262.
- Papageorgiou, C. D., Ma, C. B., Abramowitch, S. D., Clineff, T. D., & Woo, S. L. (2001). A multidisciplinary study of the healing of an intraarticular anterior cruciate ligament graft in a goat model. *Am J Sports Med*, 29 (5), 620-626.
- Passler, H. H., & Marz, S. (1986). [The radiologic Lachman test--a simple and sure method for the detection of damage to the cruciate ligament]. *Unfallchirurgie*, 12 (6), 295-300.
- Pattee, G. A., Fox, J. M., Del Pizzo, W., & Friedman, M. J. (1989). Four to ten year

- followup of unreconstructed anterior cruciate ligament tears. *Am J Sports Med*, 17 (3), 430-435.
- Petersen, W., & Benedetto, K. P. (2013). Verschiedene Techniken zur Ersatzplastik des vorderen Kreuzbands. *Arthroscopie*, 26, 6-11.
- Petersen, W., & Tillmann, B. (1999). Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat Embryol (Berl)*, 200 (3), 325-334.
- Petersen, W., Tretow, H., Weimann, A., Herbort, M., Fu, F. H., Raschke, M., & Zantop, T. (2007). Biomechanical evaluation of two techniques for double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: one tibial tunnel versus two tibial tunnels. *Am J Sports Med*, 35 (2), 228-234. doi: 10.1177/0363546506294468
- Petersen, W., & Zantop, T. (2007). Technik der Doppelbündelrekonstruktion. *Arthroscopie*, 20, 132-138.
- Petersen, W., & Zantop, T. (2009). *Das vordere Kreuzband*. Köln: Deutscher Ärzte - Verlag.
- Putz, R., Pabst, R. (2000). *Sobotta - Atlas der Anatomie des Menschen* (Vol. Band 2: Rumpf, Eingeweide, untere Extremität). München; Jena: Putz, R., Pabst, R.
- Raunest, J., Sager, M., & Burgener, E. (1996). Proprioceptive mechanisms in the cruciate ligaments: an electromyographic study on reflex activity in the thigh muscles. *J Trauma*, 41 (3), 488-493.
- Robson, A. W. (1903). VI. Ruptured Crucial Ligaments and their Repair by Operation. *Ann Surg*, 37 (5), 716-718.
- Roos, H., Adalberth, T., Dahlberg, L., & Lohmander, L. S. (1995). Osteoarthritis of the knee after injury to the anterior cruciate ligament or meniscus: the influence of time and age. *Osteoarthritis Cartilage*, 3 (4), 261-267.
- Sajovic, M., Vengust, V., Komadina, R., Tavcar, R., & Skaza, K. (2006). A prospective, randomized comparison of semitendinosus and gracilis tendon versus patellar tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction: five-year follow-up. *Am J Sports Med*, 34 (12), 1933-1940. doi: 10.1177/0363546506290726
- Sakane, M., Fox, R. J., Woo, S. L., Livesay, G. A., Li, G., & Fu, F. H. (1997). In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res*, 15 (2), 285-293.
- Scapinelli, R. (1997). Vascular anatomy of the human cruciate ligaments and surrounding structures. *Clin Anat*, 10 (3), 151-162.
- Schultz, R. A., Miller, D. C., Kerr, C. S., & Micheli, L. (1984). Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg Am*, 66 (7), 1072-1076.
- Schünke, M. (2000). Kniegelenk *Funktionelle Anatomie, Topographie und Funktion des Bewegungssystems* (pp. 349-360). Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Segawa, H., Omori, G., Koga, Y., Kameo, T., Iida, S., & Tanaka, M. (2002). Rotational muscle strength of the limb after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendon. *Arthroscopy*, 18 (2), 177-182.
- Sernert, N., Helmers, J., Kartus, C., Ejerhed, L., & Kartus, J. (2007). Knee-laxity measurements examined by a left-hand- and a right-hand-dominant physiotherapist, in patients with anterior cruciate ligament injuries and healthy controls. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 15 (10), 1181-1186. doi: 10.1007/s00167-007-0347-3

- Shelton, W. R., Barrett, G. R., & Dukes, A. (1997). Early season anterior cruciate ligament tears. A treatment dilemma. *Am J Sports Med*, 25 (5), 656-658.
- Slocum, D. B., & Larson, R. L. (1968). Rotatory instability of the knee. Its pathogenesis and a clinical test to demonstrate its presence. *J Bone Joint Surg Am*, 50 (2), 211-225.
- Snyder-Mackler, L., Fitzgerald, G. K., Bartolozzi, A. R., 3rd, & Ciccotti, M. G. (1997). The relationship between passive joint laxity and functional outcome after anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*, 25 (2), 191-195.
- Spindler, K. P., Kuhn, J. E., Freedman, K. B., Matthews, C. E., Dittus, R. S., & Harrell, F. E., Jr. (2004). Anterior cruciate ligament reconstruction autograft choice: bone-tendon-bone versus hamstring: does it really matter? A systematic review. *Am J Sports Med*, 32 (8), 1986-1995.
- Steckel, H., Starman, J. S., Baums, M. H., Klinger, H. M., Schultz, W., & Fu, F. H. (2007). Anatomy of the anterior cruciate ligament double bundle structure: a macroscopic evaluation. *Scand J Med Sci Sports*, 17 (4), 387-392.
- Tegner, Y., & Lysholm, J. (1985). Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res* (198), 43-49.
- Tsai, A. G., Wijdicks, C. A., Walsh, M. P., & Laprade, R. F. (2010). Comparative kinematic evaluation of all-inside single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study. *Am J Sports Med*, 38 (2), 263-272. doi: 10.1177/0363546509348053
- van Eck, C. F., Lesniak, B. P., Schreiber, V. M., & Fu, F. H. (2010). Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction flowchart. *Arthroscopy*, 26 (2), 258-268. doi: 10.1016/j.arthro.2009.07.027
- Weber, W.; Weber, E. (1836) *Mechanik der menschlichen Gewerkezeuge*. Göttingen.
- Wiertsema, S. H., van Hooff, H. J., Migchelsen, L. A., & Steultjens, M. P. (2008). Reliability of the KT1000 arthrometer and the Lachman test in patients with an ACL rupture. *Knee*, 15 (2), 107-110. doi: 10.1016/j.knee.2008.01.003
- Wilson, T. W., Zafuta, M. P., & Zobitz, M. (1999). A biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts. *Am J Sports Med*, 27 (2), 202-207.
- Woo, S. L., Hollis, J. M., Adams, D. J., Lyon, R. M., & Takai, S. (1991). Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med*, 19 (3), 217-225.
- Woo, S. L., Kanamori, A., Zeminski, J., Yagi, M., Papageorgiou, C., & Fu, F. H. (2002). The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon . A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads. *J Bone Joint Surg Am*, 84-A (6), 907-914.
- Yagi, M., Kuroda, R., Nagamune, K., Yoshiya, S., & Kurosaka, M. (2007). Double-bundle ACL reconstruction can improve rotational stability. *Clin Orthop Relat Res*, 454, 100-107. doi: 10.1097/BLO.0b013e31802ba45c
- Yagi, M., Wong, E. K., Kanamori, A., Debski, R. E., Fu, F. H., & Woo, S. L. (2002). Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 30 (5), 660-666.
- Yasuda, K., Kondo, E., Ichiyama, H., Tanabe, Y., & Tohyama, H. (2006). Clinical evaluation of anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedure using hamstring tendon grafts: comparisons among 3 different procedures. *Arthroscopy*, 22 (3), 240-251. doi: 10.1016/j.arthro.2005.12.017
- Yasuda, K., van Eck, C. F., Hoshino, Y., Fu, F. H., & Tashman, S. (2011).

- Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction, part 1: Basic science. *Am J Sports Med*, 39 (8), 1789-1799. doi: 10.1177/0363546511402659
- Zantop, T., Diermann, N., Schumacher, T., Schanz, S., Fu, F. H., & Petersen, W. (2008). Anatomical and nonanatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: importance of femoral tunnel location on knee kinematics. *Am J Sports Med*, 36 (4), 678-685. doi: 10.1177/0363546508314414
- Zantop, T., Herbort, M., Raschke, M. J., Fu, F. H., & Petersen, W. (2007). The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *Am J Sports Med*, 35 (2), 223-227. doi: 10.1177/0363546506294571
- Zantop, T., & Petersen, W. (2007). Anatomische Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes. *Arthroscopie*, 20, 94-104.
- Zantop, T., Schumacher, T., Diermann, N., Schanz, S., Raschke, M. J., & Petersen, W. (2007). Anterolateral rotational knee instability: role of posterolateral structures. Winner of the AGA-DonJoy Award 2006. *Arch Orthop Trauma Surg*, 127 (9), 743-752. doi: 10.1007/s00402-006-0241-3
- Zimny, M. L., Schutte, M., & Dabezies, E. (1986). Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. *Anat Rec*, 214 (2), 204-209.

9 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Condyli tibiae, Menisci und Ligg. cruciata von oben (Lanz, 1972).....	9
Abbildung 2: Führungsbänder des Kniegelenkes (Lanz, 1972).....	11
Abbildung 3: Führungsbänder des Kniegelenkes (Putz, 2000).....	12
Abbildung 4: Retinacula patellae (Putz, 2000).....	13
Abbildung 5: Ansicht Kniegelenk 90° gebeugt von anterior.....	17
Abbildung 6: AM- und PL-Bündel des VKB (Petersen & Zantop, 2009).....	17
Abbildung 7: Ansicht von lateral bei gestrecktem und gebeugtem Kniegelenk.....	18
Abbildung 8: Verschiebung der Femurkondylen bei der Beugung (Drenckhahn, 1994).....	21
Abbildung 9: Bewegungsumfang Kniegelenk (Drenckhahn, 1994).....	22
Abbildung 10: Schematische Darstellung des tibialen und femoralen Bohrkanals.....	28
Abbildung 11: Hautschnitt horizontal über dem Pes anserinus.....	29
Abbildung 12: Tibiale Insertionszonen (Lorenz et al., 2007).....	31
Abbildung 13: Femorale Insertionszonen (Lorenz et al., 2007).....	32
Abbildung 14: Manueller Lachman Test (Buckup, 2005).....	35
Abbildung 15: Vorderer Schubladentest (Buckup, 2005).....	36
Abbildung 16: Valgus- und Varusstress (Buckup, 2005).....	37
Abbildung 17: Pivot-shift-Test (Buckup, 2005).....	38
Abbildung 18: Kriteriengewichtung Lysholm/Gillquist-Score.....	39
Abbildung 19: Kriteriengewichtung OAK-Score.....	40
Abbildung 20: KT-1000.....	42
Abbildung 21: IKDC subjektiv.....	43
Abbildung 22: IKDC objektiv Gruppe 1.....	44
Abbildung 23: IKDC objektiv Gruppe 2.....	45
Abbildung 24: IKDC objektiv Gruppe 3.....	46
Abbildung 25: IKDC objektiv Gruppe 4.....	47
Abbildung 26: IKDC objektiv Gruppe 5.....	48
Abbildung 27: IKDC objektiv Gruppe 7.....	49
Abbildung 28: IKDC objektiv gesamt.....	50
Abbildung 29: Lysholm/Gillquist Score.....	51
Abbildung 30: OAK Score A.....	52
Abbildung 31: OAK Score B.....	53
Abbildung 32: OAK Score C.....	54
Abbildung 33: OAK Score D.....	55
Abbildung 34: OAK Score gesamt.....	56
Abbildung 35: KT 1000 mit 134N Zugkraft.....	57
Abbildung 36: KT 1000 maximale Zugkraft.....	58
Abbildung 37: Hop Test.....	59
Abbildung 38: IKDC subjektiv.....	60
Abbildung 39: Lysholm/Gillquist Score. Vergleich von Copern mit Non-Copern.....	61
Abbildung 40: OAK Score C.....	62
Abbildung 41: OAK Score gesamt.....	63
Abbildung 42: Formblatt IKDC subjektiv (Seite 1).....	85
Abbildung 43: Formblatt IKDC subjektiv (Seite 2).....	86
Abbildung 44: Formblatt IKDC subjektiv (Seite 3).....	87
Abbildung 45: Formblatt IKDC objektiv (Seite 1).....	88
Abbildung 46: Formblatt IKDC objektiv (Seite 2).....	89
Abbildung 47: Formblatt IKDC objektiv (Seite 3).....	90
Abbildung 48: Lysholm/Gillquist Score.....	91
Abbildung 49: OAK-Score.....	92
Abbildung 50: Knie-Fragebogen zu Tätigkeiten des täglichen Lebens.....	93

10 Anhang

10.1 IKDC Formblatt zur subjektiven Beurteilung des Knies

2000
FORMBLATT ZUR SUBJEKTIVEN BEURTEILUNG DES KNIES

Name _____

Heutiges Datum: ____/____/____ Datum der Verletzung ____/____/____
Tag Monat Jahr Tag Monat Jahr

SYMPTOME*:

* Wählen Sie zur Beurteilung der Symptome die höchste Aktivitätsstufe, die Sie Ihrer Meinung nach ohne erhebliche Symptome ausüben könnten, selbst wenn Sie auf dieser Stufe keine Aktivitäten ausüben.

1. Was ist die höchste Aktivitätsstufe, die Sie ohne erhebliche Schmerzen im Knie ausüben können?

- Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)
- Anstrengende Aktivitäten wie schwere körperliche Arbeit, Skilaufen oder Tennis
- Mäßig anstrengende Aktivitäten wie mäßige körperliche Arbeit, Laufen oder Joggen
- Leichte Aktivitäten wie Gehen, Haus- oder Gartenarbeit
- Ich kann aufgrund meiner Schmerzen im Knie keine der oben genannten Aktivitäten ausführen.

2. Wie oft hatten Sie in den vergangenen 4 Wochen oder seit dem Auftreten Ihrer Verletzung Schmerzen? Kreuzen Sie eines der Kästchen in der nachstehenden Skala an. Die Skala beginnt mit 0 (Nie) und geht mit zunehmender Häufigkeit der Schmerzen bis zu 10 (ständig Schmerzen).

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Nie ständig Schmerzen

3. Wie stark sind Ihre Schmerzen? Kreuzen Sie eines der Kästchen in der nachstehenden Skala an. Die Skala beginnt mit 0 (keine Schmerzen) und geht mit zunehmender Stärke der Schmerzen bis zu 10 (unerträgliche Schmerzen).

Keine Schmerzen 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 unerträgliche Schmerzen

4. Wie steif oder geschwollen war Ihr Knie während der vergangenen 4 Wochen oder seit dem Auftreten Ihrer Verletzung?

- überhaupt nicht
- etwas
- ziemlich
- sehr
- extrem

5. Was ist das höchste Aktivitätsstufe, die Sie ohne erhebliches Anschwellen des Knies ausüben können?

- Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)
- Anstrengende Aktivitäten wie schwere körperliche Arbeit, Skilaufen oder Tennis
- Mäßig anstrengende Aktivitäten wie mäßige körperliche Arbeit, Laufen oder Joggen
- Leichte Aktivitäten wie Gehen, Haus- oder Gartenarbeit
- Ich kann aufgrund eines geschwollenen Knies keine der oben genannten Aktivitäten ausführen.

6. Hatten Sie in den vergangenen 4 Wochen oder seit dem Auftreten Ihrer Verletzung ein gesperres Knie oder ist Ihr Knie aus- und wieder eingeschnappt?

Ja Nein

Abbildung 42: Formblatt IKDC subjektiv (Seite 1)

7. Was ist die höchste Aktivitätsstufe, die Sie ohne erhebliche durch Knieschwäche verursachte Gangunsicherheit einhalten können?

- Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)
- Anstrengende Aktivitäten wie schwere körperliche Arbeit, Skilaufen oder Tennis
- Mäßig anstrengende Aktivitäten wie mäßige körperliche Arbeit, Laufen oder Joggen
- Leichte Aktivitäten wie Gehen, Haus- oder Gartenarbeit
- Ich kann aufgrund der Knieschwäche keine der oben genannten Aktivitäten ausführen.

SPORTLICHE BETÄTIGUNG:

8. Was ist die höchste Aktivitätsstufe, an der Sie regelmäßig teilnehmen können?

- Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)
- Anstrengende Aktivitäten wie schwere körperliche Arbeit, Skilaufen oder Tennis
- Mäßig anstrengende Aktivitäten wie mäßige körperliche Arbeit, Laufen oder Joggen
- Leichte Aktivitäten wie Gehen, Haus- oder Gartenarbeit
- Ich kann aufgrund meines Knies keine der oben genannten Aktivitäten ausführen.

9. Wie schwierig sind aufgrund Ihres Knies die folgenden Aktivitäten für Sie?

	überhaupt nicht schwierig	minimal schwierig	ziemlich schwierig	extrem schwierig	unmöglich
a. Treppensteigen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b. Treppe hinuntergehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c. Auf dem vorderen Knie knien	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d. Hockstellung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
e. Normal sitzen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
f. Vom Stuhl aufstehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
g. Geradeaus laufen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
h. Hochspringen und auf dem betroffenen Bein landen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
i. Beim Gehen (bzw. Laufen, wenn Sie Sportler/in sind) schnell anhalten und starten	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

FUNKTION:

10. Wie würden Sie die Funktionsfähigkeit Ihres Knies auf einer Skala von 0 bis 10 beurteilen, wobei 10 eine normale und ausgezeichnete Funktionsfähigkeit bezeichnet und 0 die Unfähigkeit, irgendeine Ihrer normalen täglichen Aktivitäten, darunter möglicherweise auch Sport, auszuführen?

FUNKTIONSFÄHIGKEIT VOR DER KNEIVERLETZUNG:

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Kann keine täglichen Aktivitäten ausführen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Keine Einschränkung der täglichen Aktivitäten

DERZEITIGE FUNKTIONSFÄHIGKEIT IHRES KNIES:

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Kann keine täglichen Aktivitäten ausführen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Keine Einschränkung der täglichen Aktivitäten

Abbildung 43: Formblatt IKDC subjektiv (Seite 2)

Anleitungen zur Berechnung des Ergebnisses für das 2000 Formblatt zur subjektiven Beurteilung des Knies

Eine Reihe von Methoden zur Auswertung des Formblatts zur subjektiven Beurteilung des Knies wurden untersucht. Die Untersuchungen ergaben, daß eine Summierung der Einzelergebnisse ebenso gute Resultate liefert wie kompliziertere Auswertungsmethoden.

Die Antworten auf die einzelnen Fragen erhalten einen Zahlenwert, wobei 1 die niedrigste Funktionsstufe oder höchste Symptomstufe darstellt. Unter Frage 1 (höchste Aktivitätsstufe ohne erhebliche Schmerzen) erhält beispielsweise die Antwort „Ich kann aufgrund meiner Schmerzen im Knie keine der oben genannten Aktivitäten ausführen“ einen Punkt und die Antwort „Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)“ 5 Punkte. Unter Frage 2 (Häufigkeit der Schmerzen in den vergangenen 4 Wochen) erhält die Antwort „ständig Schmerzen“ einen Punkt und „Nie“ 11 Punkte.

Zur Ermittlung des Gesamtergebnisses für das Formblatt zur subjektiven Beurteilung des Knies werden die Ergebnisse für die Einzelpunkte addiert und dann zu einer Skala mit dem Bereich 0 bis 100 transformiert. **Hinweis:** Die Antwort auf Punkt 10 „Funktionsfähigkeit vor der Knieverletzung“ wird nicht in die Gesamtpunktzahl einbezogen. Zur Berechnung des Gesamtergebnisses für das Formblatt zur subjektiven Beurteilung des Knies gehen Sie wie folgt vor:

1. Ordnen Sie der Antwort des Patienten auf jede Frage eine Punktzahl zu, wobei die niedrigste Punktzahl die niedrigste Funktionsstufe bzw. höchste Symptomstufe darstellt.
2. Berechnen Sie das Rohergebnis, indem Sie die Punkte für alle Fragen addieren (mit Ausnahme der Antwort auf Punkt 10 „Funktionsfähigkeit vor der Knieverletzung“)
3. Wandeln Sie das Rohergebnis wie folgt in eine Skala von 0 bis 100 um:

$$\text{IKDC-Ergebnis} = \frac{\text{Rohergebnis} - \text{Niedrigstmögliche Punktzahl}}{\text{Punktzahlbereich}} \times 100$$

wobei die niedrigstmögliche Punktzahl 18 und der Bereich möglicher Punktzahlen 87 ist.

Wenn beispielsweise die für die 18 Fragen berechnete Punktzahl 60 beträgt, wird das IKDC-Ergebnis wie folgt berechnet:

$$\begin{aligned} \text{IKDC-Ergebnis} &= \frac{60 - 18}{87} \times 100 \\ \text{IKDC-Ergebnis} &= 48,3 \end{aligned}$$

Dieses umgewandelte Ergebnis wird als Maßstab für die Funktionsfähigkeit verwendet, wobei höhere Punktzahlen eine höhere Funktionsfähigkeit und geringere Symptome repräsentieren. Ein Ergebnis von 100 bedeutet, dass die täglichen oder sportlichen Aktivitäten keinen Beschränkungen unterliegen und dass keine Symptome vorliegen.

Das IKDC-Ergebnis kann auch berechnet werden, wenn Daten fehlen, solange mindestens Antworten zu 90 % der Fragen vorliegen (d.h. es wurden mindestens 16 Fragen beantwortet). Zur Berechnung des Ergebnisses bei fehlenden Daten verwenden Sie anstelle des fehlenden Einzelergebnisses (bzw. der fehlenden Einzelergebnisse) das Durchschnittsergebnis für die beantworteten Fragen. Nach Berechnung des Rohergebnisses wird es wie oben beschrieben zu dem IKDC-Ergebnis transformiert.

Abbildung 44: Formblatt IKDC subjektiv (Seite 3)

10.2 IKDC Formblatt zur Untersuchung des Knies (objektiv)

2000
FORMBLATT ZUR UNTERSUCHUNG DES KNIES

Name des Patienten _____ Geburtsdatum: ____/____/____
 Tag Monat Jahr

Geschlecht: W M Alter: _____ Untersuchungsdatum: ____/____/____
 Tag Monat Jahr

Allgemeine Laxizität: verminderte Laxizität normal erhöhte Laxizität
 Beinachse: eindeutig Varus normal eindeutig Valgus
 Patellastellung: baja normal alta
 Subluxation/Dislokation der Patella: zentriert subluxierbar subluxiert disloziert
 Bewegungsausmaß (Streckung/Beugung): Betroffene Seite: passiv ____/____/____ aktiv ____/____/____
 Normale Seite: passiv ____/____/____ aktiv ____/____/____

SIEBEN GRUPPEN	VIER GRADE				*GRUPPENGRADE			
	Normal	Fast normal	Abnormal	Deutlich abnormal	A	B	C	D
1. Erguß	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> leicht	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Passives Bewegungsdefizit								
Δ Streckdefizit	<input type="checkbox"/> < 3°	<input type="checkbox"/> 3-5°	<input type="checkbox"/> 6-10°	<input type="checkbox"/> > 10°				
Δ Beugedefizit	<input type="checkbox"/> 0-5°	<input type="checkbox"/> 6-15°	<input type="checkbox"/> 16-25°	<input type="checkbox"/> > 25°	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Ligamentuntersuchung (manuell, instrumentell, Röntgen)								
Δ Lachman Test (25° Beugung) (134 N)	<input type="checkbox"/> -1-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm (1+)	<input type="checkbox"/> 6-10mm (2+)	<input type="checkbox"/> >10mm (3+)				
		<input type="checkbox"/> <-1- -3	<input type="checkbox"/> < -3 steif					
Δ Lachman Test (25° Beugung) manuell, max.	<input type="checkbox"/> -1-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm	<input type="checkbox"/> 6-10mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Vorderer Endpunkt:	<input type="checkbox"/> fest		<input type="checkbox"/> unsicher					
Δ Gesamt AP-Translation (25°)	<input type="checkbox"/> 0-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm	<input type="checkbox"/> 6-10mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Δ Gesamt AP-Translation (70°)	<input type="checkbox"/> 0-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm	<input type="checkbox"/> 6-10mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Δ Hintere Schublade (70°)	<input type="checkbox"/> 0-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm	<input type="checkbox"/> 6-10mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Δ Valgusstress	<input type="checkbox"/> 0-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm	<input type="checkbox"/> 6-10mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Δ Varusstress	<input type="checkbox"/> 0-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm	<input type="checkbox"/> 6-10mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Δ Außenrotationstest (30°)	<input type="checkbox"/> < 5°	<input type="checkbox"/> 6-10°	<input type="checkbox"/> 11-19°	<input type="checkbox"/> >20°				
Δ Außenrotationstest (90°)	<input type="checkbox"/> < 5°	<input type="checkbox"/> 6-10°	<input type="checkbox"/> 11-19°	<input type="checkbox"/> >20°				
Δ Pivot shift	<input type="checkbox"/> gleich	<input type="checkbox"/> +Gleiten	<input type="checkbox"/> ++(dumpf)	<input type="checkbox"/> +++ (laut)				
Δ Reverse pivot shift	<input type="checkbox"/> gleich	<input type="checkbox"/> Gleiten	<input type="checkbox"/> stark	<input type="checkbox"/> ausgeprägt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Kompartimentbefunde								
Δ Krepitation anterior (PF)	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> leichtem Schmerz	<input type="checkbox"/> > leichtem Schmerz				
Δ Krepitation mediales Komp.	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> leichtem Schmerz	<input type="checkbox"/> > leichtem Schmerz				
Δ Krepitation laterales Komp.	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> leichtem Schmerz	<input type="checkbox"/> > leichtem Schmerz				

Abbildung 45: Formblatt IKDC objektiv (Seite 1)

**5. Transplantatentnahme-
morbidity**

kein gering mäßig deutlich

6. Röntgenbefund:

Medialer Gelenkspalt	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich
Lateraler Gelenkspalt	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich
Femoropatellar-Gelenk	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich
Vorderer Gelenkspalt (sagittal)	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich
Hinterer Gelenkspalt (sagittal)	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich

7. Funktionstest

Hüpfen auf einem Bein $\geq 90\%$ 89-76% 75-50% $< 50\%$
(in % der gegenüberliegenden Seite)

**** Abschlussbeurteilung**

* Gruppengrad: Der Gruppengrad richtet sich nach dem niedrigsten Grad innerhalb einer Gruppe.

** Abschlussbeurteilung: Bei akuten und subakuten Patienten richtet sich die Abschlussbeurteilung nach dem schlechteren Gruppengrad. Bei chronischen Patienten wird die prä- und postoperative Beurteilung verglichen. Bei einer Abschlussbeurteilung werden nur die ersten drei Gruppen beurteilt, jedoch werden alle Gruppen dokumentiert.
Der Unterschied zwischen dem betroffenen Knie und dem normalen Knie, bzw. dem, was als normal angesehen wird.

IKDC-AUSSCHUSS:

AOSSM: Anderson, A., Bergfeld, J., Boland, A., Dye, S., Feagin, J., Hamer, C., Mohtadi, N., Richmond, J., Shelbourne, D., Terry, G.

ESSKA: Staubli, H., Hefti, F., Höher, J., Jacob, R., Müller, W., Neyret, P.

APOSSM: Chan, K., Kurosaka, M.

Abbildung 46: Formblatt IKDC objektiv (Seite 2)

ANLEITUNGEN FÜR DAS FORMBLATT ZUR UNTERSUCHUNG DES KNIES

Das Formblatt zur Untersuchung des Knies enthält Punkte, die in eine von sieben Meßdomänen fallen. Dabei werden jedoch nur die ersten drei Domänen bewertet. Die sieben Domänen werden mit Hilfe des Formblattes zur Untersuchung des Knies beurteilt.

1. *Erguß*

Ein Erguß wird durch vorsichtige Palpation des Knies beurteilt. Eine Flüssigkeitswelle (weniger als 25 cc) gilt als gering, leicht palpierbare Flüssigkeit als mäßig (25 bis 60 cc) und ein angespanntes Knie zusätzlich zum Erguß (mehr als 60 cc) gilt als ausgeprägt.

2. *Passives Bewegungsdefizit*

Der passive Bewegungsspielraum wird mit einem Winkelmesser gemessen und auf dem Formblatt für die betroffene Seite und die gegenüberliegende oder normale Seite festgehalten. Die Werte für Nullpunkt/Überstreckung/Beugung sind aufzuzeichnen (z.B. 10 Grad Überstreckung, 150 Grad Beugung = 10/0/150; 10 Grad Beugung zu 150 Grad Beugung = 0/10/150). Die Streckung wird mit der des normalen Knies verglichen.

3. *Ligamentuntersuchung*

Der Lachman-Test, die gesamte anteroposteriore Translation bei 70 Grad und der mediale und laterale Gelenkspalt können manuell, instrumentell oder mittels Röntgenaufnahme unter Belastung beurteilt werden. Dabei sollte nur ein Test beurteilt werden, vorzugsweise eine „gemessene Verschiebung“. Bei der instrumentellen Untersuchung beider Knie wird eine Standardkraft von 134 N (30 lb-force) angelegt. Die Zahlenwerte für die Seitenunterschiede werden abgerundet und das entsprechende Kästchen wird angekreuzt.

Der Endpunkt wird mit dem Lachman-Test beurteilt. Der Endpunkt beeinflusst die Einstufung, wenn die Laxizität des betroffenen Knies vorne 3 bis 5 mm größer ist als die des normalen Knies. In diesem Fall führt ein weicher Endpunkt zu einem abnormen Grad anstelle eines nahezu normalen Grads.

Der hintere Durchhang bei 70 Grad wird durch einen Vergleich des Profils des betroffenen Knies mit dem des normalen Knie und durch Palpieren der medialen femorotibialen Kante geschätzt. Dieser Befund kann durch die Beobachtung bestätigt werden, daß die Kontraktion des Quadrizeps die Tibia nach vorne zieht.

Für die Außenrotationstests liegt der Patient mit auf 30 und 70 Grad gebeugten Knien auf dem Bauch. An beide Füße wird eine einheitliche äußere Drehkraft angelegt, und das Ausmaß der Außenrotation wird aufgezeichnet.

Pivot-Shift and Reverse Pivot-Shift werden mit dem Patienten in Rückenlage, einer Hüftabduktion von 10 bis 20 Grad und mit Tibia in Neutralrotation unter Verwendung der Technik nach Losee, Noyes oder Jakob durchgeführt. Die im Vergleich zum normalen Knie größte Subluxation wird festgehalten.

4. *Kompartimentbefund*

Patellofemorale Krepitation wird durch Streckung gegen geringen Widerstand hervorgerufen. Die mediale und laterale Kompartimentkrepitation wird durch Strecken des Knies aus einer gebeugten Stellung mit Belastung in Varusrichtung und folgender Belastung in Valgusrichtung (d.h. McMurray-Test) hervorgerufen. Die Einstufung erfolgt nach Intensität und Schmerz.

5. *Transplantatentnahmemorbidity:*

Auf Empfindlichkeit, Reizung oder Gefühllosigkeit an der Entnahmestelle des autologen Transplantats achten.

6. *Röntgenbefund*

Die Verschmälerung des medialen und lateralen Gelenkspalts wird durch ein bilaterales PA-Röntgenbild mit Gewichtsbelastung auf beiden Beinen und einem Beugungswinkel von 35 bis 45 Grad (Tunnelaufnahme) beurteilt. Die patellofemorale Verschmälerung wird durch eine Merchant-Aufnahme bei 45 Grad dokumentiert. Ein geringer Grad bezeichnet minimale Veränderungen (d.h. kleine Osteophyten, leichte Sklerose oder Abflachung der Femurkondyle) und nur schwach erkennbare Verschmälerung des Gelenkspalts. Bei einem mittleren Grad liegen diese Veränderungen möglicherweise vor sowie eine Verschmälerung des Gelenkspalts (z.B. ein Gelenkspalt von 2-4 mm oder eine Verschmälerung des Gelenkspalts von bis zu 50 %). Zu den ausgeprägten Veränderungen zählen ein Gelenkspalt von weniger als 2 mm oder eine Verschmälerung des Gelenkspalts von mehr als 50 %.

7. *Funktionstest*

Der Patient wird aufgefordert, auf der betroffenen und auf der normalen Seite jeweils einmal auf einem Bein so weit wie möglich zu springen. Für jedes Bein werden drei Versuche festgehalten und die Ergebnisse werden gemittelt. Dann wird das Verhältnis von betroffenem zu normalem Knie berechnet.

Abbildung 47: Formblatt IKDC objektiv (Seite 3)

10.3 Lysholm/Gillquist Score

Parameter	Punkte
Hinken	
Nein	5
Gering oder periodisch	3
Hefitg und andauern	0
Gehilfe	
nein	5
Stock oder Krücke	3
Belastung nicht möglich	0
Treppensteigen	
Kein Problem	10
Leicht eingeschränkt	6
Stufe für Stufe	2
Unmöglich	0
Hocken	
Kein Problem	5
Leicht eingeschränkt	4
Geht nicht mehr als 90°	2
Unmöglich	0
Instabilitätsgefühl	
Nie	30
Selten während sportlicher oder anderer schwerer Anstrengung	25
Häufig während sportlicher oder anderer schwerer Anstrengung	20
Gelegentlich bei täglichen Aktivitäten	10
Häufig bei täglichen Aktivitäten	5
Bei jedem Schritt	0
Schmerzen	
Nein	30
Unregelmäßig und gering bei schwerer körperlicher Anstrengung	25
Besonders bei Instabilität	20
Besonders während schwerer Anstrengung	15
Besonder wenn oder nachdem sie mehr als 2km gegangen sind	10
Besonder wenn oder nachdem sie weniger als 2km gegangen sind	5
Immer und stark	0
Schwellung	
Nein	10
Bei Instabilität	7
Bei schwerer Anstrengung	5
Bei täglicher Belastung	2
Immer	0
Muskelatrophie	
Nein	5
1-2cm	3
Mehr als 2cm	0

Abbildung 48: Lysholm/Gillquist Score

10.4 OAK Score

Kriterien	Punktzahl	A (Schmerz/ Schwellung)	B (ROM/Kraft)	C (Stabilität)	D (Funktion)	Total
Anamnese:						
Schmerzen	5=keine; 3=selten; 2=rezid; 0=ständig	■				
Schwellung	5=keine; 3=selten; 2=rezid; 0=ständig					
Giving-way	5=kein; 2=selten; 0=regelmäßig			■		
Arbeit	5=voll; 3=teilweise; 1=Wechsel; 0=unfähig				■	
Sport	5=voll; 3=beschränkt; 1=stark beschränkt; 0=unfähig				■	
Allg. U-Befunde:						
Erguss / Schwellung	5=kein; 3=gering; 1=mäßig; 0=massiv	■				
Druckdolenz	5=kein; 3=gering; 1=mäßig; 0=massiv					
OS-Umfangsdifferenz	5=keine; 3=2cm; 1=>2cm		■			
Extensionsdefizit	5=null; 3=5°; 1=10°; 0=>10°					
Flexion	5=frei; 3=>120°; 1=>90°; 0=<90°		■			
Instabilität:						
anterior	5=keine; 4=+; 2=++; 0=+++			■		
posterior	5=keine; 4=+; 2=++; 0=+++					
Lachmann	5=keine; 4=+; 2=++; 0=+++					
lateral	5=keine; 4=+; 2=++; 0=+++					
medial	5=keine; 4=+; 2=++; 0=+++					
pivot shift	5=nein; 3=unsicher; 0=positiv					
rev. pivot shift	5=negativ; 0=positiv					
Funktionstests:						
Hop Test	5=frei; 3=schwierig; 1=nicht möglich				■	
1-Bein-Kniebeuge	5=frei; 3=schwierig; 1=nicht möglich					
Entengang	5=frei; 3=schwierig; 1=nicht möglich					
I. Maximal erreichbare Punktzahl		20	15	40	25	100
II. Erreichte Punktzahl pro Kategorie						
III. Fehlende Punkte pro Kategorie						

Abbildung 49: OAK-Score

10.5 Activities of Daily Living Score

Knie-Fragebogen zu Tätigkeiten des täglichen Lebens (Deutsche Version)

Datum	<input type="text"/>	Pat. Nr.	<input type="text"/>	Pat. GEB	<input type="text"/>
	Tag/Monat/Jahr				Tag/Monat/Jahr

Anleitung:

Der folgende Fragebogen dient zur Erfassung von Symptomen und Einschränkungen, die Sie aufgrund Ihres Knies beim Ausführen von gewöhnlichen Alltagsaktivitäten haben. Bitte beantworten Sie jede Frage, indem Sie die Aussage ankreuzen, die Sie in den letzten 1 bis 2 Tagen am besten beschreibt. Es kann sein, dass mehr als eine Aussage auf Sie zutrifft, bitte kreuzen Sie aber nur die Aussage an, die Sie bei Ihren täglichen in den letzten 1 bis 2 Tagen am besten beschreibt.

Symptome

In welchem Ausmass beeinträchtigt jedes der folgenden Symptome Ihre Alltagsaktivität? (bitte kreuzen Sie eine Antwort in jeder Zeile an)

	Ich habe kein Symptom	Ich habe das Symptom, aber es beeinträchtigt meine Aktivität nicht	Das Symptom beeinträchtigt meine Aktivität leicht	Das Symptom beeinträchtigt meine Aktivität mässig	Das Symptom beeinträchtigt meine Aktivität stark	Das Symptom hindert mich an allen täglichen Aktivitäten
Schmerzen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Steifigkeit	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Schwellung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Nachgeben/ Einknicken des Knies	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Schwäche	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Hinken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Funktionelle Einschränkungen bei Aktivitäten des täglichen Lebens

Wie beeinträchtigt Ihr Knie Ihre Fähigkeit ...

(bitte kreuzen Sie eine Antwort in jeder Zeile an)

	Die Aktivität ist nicht schwierig	Die Aktivität ist kaum schwierig	Die Aktivität ist etwas schwierig	Die Aktivität ist ziemlich schwierig	Die Aktivität ist sehr schwierig	Ich kann diese Aktivität nicht ausführen
Zu gehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Treppen hoch gehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Treppen runter gehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Zu stehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Zu knien	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
In die Hocke gehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Mit gebeugtem Knie zu sitzen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Von einem Stuhl aufzustehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Wie würden Sie das Ausmass Ihrer Funktionsfähigkeit bei gewöhnlichen Alltagsaktivitäten auf einer Skala von 0 bis 100 beurteilen, dabei ist 100 das Ausmass der Funktion vor Ihren Knieproblemen und 0 die Unfähigkeit irgendeine von Ihrer gewöhnlichen Alltagsaktivitäten auszuführen?

Nummer (0-100)

Deutsche Übersetzung von KOS-ADLS
Irrgang (1998)

© Bizzini & Gorelick, Schulthess Klinik, 2004

Abbildung 50: Knie-Fragebogen zu Tätigkeiten des täglichen Lebens

11 Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Silja Kriescher
Anschrift: Ismaninger Str. 55
81675 München
Telefon: 089/75999431
Mobil: 0174/2074123
E-Mail: Silja.Kriescher@t-online.de
Geburtsdatum: 19.08.1981
Geburtsort: Düsseldorf
Familienstand: ledig

Schulische Ausbildung:

1998 – 1992 Städtische Grundschule Brehmschule Düsseldorf
1992 – 2001 Städtisches Humboldt-Gymnasium Düsseldorf
Schulabschluss: Abitur (1,6)

Auslandsaufenthalt:

01.08.1998 – 31.01.1999 Colledgebesuch in Southampton, England

Studium:

01.10.2001 – 01.10.2003 Studium der Medizin an der Justus-Liebig-Universität, Gießen
Physikum: im August 2003 (3,3)
20.10.2003 – 13.11.2007 Studium der Medizin an der Technischen Universität München
Staatsexamen: im November 2007 (2,0)

Beruflicher Werdegang:

seit 03.03.2008 Assistenzärztin in der Abteilung für Anästhesie,
Klinikum Rechts der Isar

Facharzt:

Fachärztin für Anesthesiologie
Prüfung am 01.10.2013

Fremdsprachen:

Deutsch (Muttersprache)
Englisch (fließend in Wort und Schrift)
Französisch (Schulkenntnisse 3 Jahre)