

Universitätsklinikum Heidelberg  
Zentrum für Orthopädie, Unfallchirurgie und Paraplegiologie  
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie  
Direktor: Prof. Dr. med. Volker Ewerbeck

**Muskuläre Anpassung nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes:  
Effekte von Transplantatwahl und Trainingsmethode**

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des  
Doctor scientiarum humanarum (Dr. sc. hum.)  
an der  
Medizinischen Fakultät Heidelberg  
der  
Ruprechts-Karls-Universität

vorgelegt von  
Thomas Gwechenberger  
aus  
Viernheim

Heidelberg 2017

Dekan: Prof. Dr. Wolfgang Herzog  
Doktorvater: PD Dr. med. Nikolaus Streich

# Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis .....	5
Abkürzungsverzeichnis.....	6
Tabellenverzeichnis .....	8
<b>1 Einleitung.....</b>	<b>9</b>
<b>1.1 Epidemiologie der vorderen Kreuzbandruptur.....</b>	<b>9</b>
<b>1.2 Anatomie und Biomechanik des vorderen Kreuzbandes.....</b>	<b>9</b>
<b>1.3 Pathomechanismus der vorderen Kreuzbandruptur .....</b>	<b>13</b>
<b>1.4 Therapie der vorderen Kreuzbandruptur.....</b>	<b>14</b>
1.4.1 Konservative Therapie der vorderen Kreuzbandruptur .....	15
1.4.2 Operative Therapie der vorderen Kreuzbandruptur.....	17
1.4.2.1 Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit Semitendinosussehne .....	18
1.4.2.2 Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit Quadrizepssehne .....	20
1.4.3 Rehabilitation nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes .....	21
<b>1.5 Motorische Fähigkeiten – Schwerpunkte in der Rehabilitation nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes .....</b>	<b>23</b>
1.5.1 Motorische Fähigkeit Kraft .....	23
1.5.1.1 Physiologische Grundlagen und Einflussgrößen der Kraft .....	25
1.5.1.2 Komponenten der Kraft .....	31
1.5.2 Motorische Fähigkeit Koordination .....	33
<b>1.6 Grundlagen der Isokinetik.....</b>	<b>34</b>
<b>1.7 Ziele der Studie .....</b>	<b>40</b>
1.7.1 Fragestellungen und Hypothesen .....	40
<b>2 Material und Methoden .....</b>	<b>50</b>
<b>2.1 Studiendesign .....</b>	<b>50</b>
<b>2.2 Stichprobe.....</b>	<b>50</b>
2.2.1 Einschlusskriterien .....	50
2.2.2 Ausschlusskriterien .....	51
2.2.3 Operateure .....	51
<b>2.3 Operationsmethoden .....</b>	<b>51</b>
2.3.1 Rekonstruktion des VKB mit autologer Quadrizepssehne in fremdmaterialfreier Press-Fit Technik .....	52
2.3.2 Rekonstruktion des VKB mit vierfach gelegter Semitendinosussehne in Einzelbündeltechnik .....	53
<b>2.4 Frühfunktionelle Rehabilitation (1. Tag – 12. Woche post-OP).....</b>	<b>54</b>
<b>2.5 Testinstrumentarium.....</b>	<b>56</b>
2.5.1 Isokinetische Muskelfunktionsanalyse.....	56
2.5.1.1 Knieextension und Knieflexion .....	56
2.5.1.2 Knieinnenrotation und Knieausßenrotation.....	58
2.5.2 Sprungkraftanalyse.....	58
2.5.3 Radiologische Untersuchung – Muskelquerschnitte im Kernspintomogramm .....	59
2.5.4 Fragebögen und Scoresysteme .....	61
2.5.4.1 Allgemeiner Fragebogen.....	61
2.5.4.2 Tegner Aktivitätsindex .....	61
2.5.4.3 Lysholmscore.....	61
2.5.4.4 Subjektiver IKDC .....	62
2.5.5 Klinische Untersuchung .....	63
2.5.5.1 Anthropometrie.....	63
2.5.5.2 Bewegungsausmaß.....	64
2.5.5.3 Erguss- und Schwellungszustand.....	64
2.5.5.4 KT-1000 Arthrometer zur Messung der Bandstabilität.....	64
2.5.5.5 Lachmann-Test .....	65
2.5.5.6 Pivot-Shift.....	65
2.5.5.7 Stabilität der Kollateralbänder .....	66

2.5.5.8	Stabilität des hinteren Kreuzbandes.....	66
2.5.5.9	Beurteilung der Menisken.....	66
2.5.5.10	Beurteilung der Beinachse.....	67
2.5.5.11	Oberschenkelumfangsmessung.....	67
<b>2.6</b>	<b>Trainingsmethoden.....</b>	<b>68</b>
2.6.1	Intervention.....	68
2.6.2	Krafttraining.....	68
2.6.3	Koordinationstraining.....	70
<b>2.7</b>	<b>Subgruppenanalyse.....</b>	<b>71</b>
<b>2.8</b>	<b>Trainingsdokumentation.....</b>	<b>71</b>
<b>2.9</b>	<b>Statistische Auswertung.....</b>	<b>71</b>
<b>3</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>72</b>
3.1	Beschreibung der Stichprobe.....	72
3.2	Biomechanische und radiologische Ergebnisse – Hypothesenprüfung.....	75
3.3	Fragebögen und Scoresysteme – Hypothesenprüfung.....	109
3.4	Ergebnisse der klinischen Untersuchung – Hypothesenprüfung.....	122
3.5	Subgruppenanalyse – Hypothesenprüfung.....	129
3.6	Trainingsdokumentation - Betrachtung der Trainingsdaten.....	133
<b>4</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>135</b>
4.1	Probandenkollektiv.....	135
4.2	Beobachtungszeitraum.....	135
4.3	Isokinetische Muskelfunktionsanalyse.....	135
4.4	Sprungkraftanalyse.....	142
4.5	Radiologie.....	143
4.6	Fragebögen und Scoresysteme.....	145
4.7	Klinische Untersuchung.....	149
4.8	Subgruppenanalyse.....	152
4.9	Intervention und Trainingsdokumentation.....	154
4.10	Limitationen.....	155
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>156</b>
<b>6</b>	<b>Schlussfolgerung.....</b>	<b>161</b>
<b>7</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>163</b>
<b>8</b>	<b>Lebenslauf.....</b>	<b>184</b>
<b>9</b>	<b>Danksagung.....</b>	<b>186</b>
<b>10</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>187</b>

# Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1: Anatomie Kniegelenk von oben (Schünke et al., 2005)
- Abb. 2: Anatomie Kniegelenk von vorne (Schünke et al., 2005)
- Abb. 3: Kreuzbänder als zentrale Stützpfiler (Müller, 1982)
- Abb. 4: Modell der überschlagenen Viergelenkkette (Klein and Sommerfeld, 2004)
- Abb. 5 + 6: Zusammenhang zwischen Femurkondyle und überschlagener 4-Gelenkkette in der offenen und geschlossenen kinetischen Kette (Müller, 1982)
- Abb. 7: Verlagerung Kontaktpunkt (KP) und Rotationszentrum (CR) bei fixiertem und frei beweglichem Unterschenkel (Klein and Sommerfeld, 2004)
- Abb. 8: Ligament Längen-Spannungskurve (De Morree, 2001)
- Abb. 9: Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (Nigg et al., 2000)
- Abb. 10: Schematische Darstellung des Skelettmuskels (Astrand et al., 2003)
- Abb. 11: Sarkomeraufbau (Klinke and Silbernagl, 1996)
- Abb. 12: Summation von Einzelkontraktionen zum kompletten Tetanus (Astrand et al., 2003)
- Abb. 13: Muskeltypen. a: spindelförmig. b. einfach gefiedert. c. doppelt gefiedert. d. physiologischer Querschnitt (Ehlenz et al., 1998)
- Abb. 14: Zusammenhang zwischen Ausgangslänge des Sarkomers und Kraftentwicklung (de Marées, 2003)
- Abb. 15: Zusammenhang zwischen Verkürzungsgeschwindigkeit und Kraft (de Marées, 2003)
- Abb. 16: Komponenten der Kraft (eigene Darstellung)
- Abb. 17: Komponenten der Schnellkraft (Bührle, 1985)
- Abb. 18: Modell der koordinativen Anforderungen (Roth and Willimczik, 1999)
- Abb. 19: Entnahme Sehnenstreifen Quadrizepssehne inkl. patellarem Knochenblock (eigenes Photo)
- Abb. 20: Entnahme Sehne des m. semitendinosus (eigenes Photo)
- Abb. 21: Isokinetisches Basismodul, Einstellung für Knie Extension / Flexion (eigenes Photo)
- Abb. 22: Positionierung / Ausgangsstellung für Krafttest Knieinnenrotation / Knieaussenrotation (eigenes Photo)
- Abb. 23: Ganzkörpertomograph (Weber, 2014)
- Abb. 24: Isokinetische Beinpresse mit exzentrischer Überlast (eigenes Photo)
- Abb. 25: Konventionelle Beinpresse (eigenes Photo)
- Abb. 26: Exemplarische Darstellung Drehmomententwicklung Kniextensoren (eigene Darstellung)
- Abb. 27: Exemplarische Darstellung Ergebnis Krafttest Knie Extension / Flexion (eigenes Photo)

# Abkürzungsverzeichnis

1RM	Einer Wiederholungsmaximum, one repetition maximum
A.	Arteria
Aa.	Arteriae
a	Beschleunigung (physikalisch)
ACL	anterior cruciate ligament
aCSA	anatomical cross sectional area
AM	antero-medial
AP	anterior-posterior
ASK	Arthroskopie
ATP	Adenosintriphosphat
ATT	anteriore tibiale Translation
BEAR	bridge-enhanced acl repair
BMI	Body Mass Index
BPTB	Bone Patellar Tendon Bone
CKC	closed kinetic chain
cm	centimeter
DVZ	Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus
EMG	Elektromyogramm
exz	exzentrisch
F	Kraft (physikalisch)
FT-Fasern	fast twitch Fasern
HKB	hinteres Kreuzband
HMM	heavy meromyosin
H-Q ratio	hamstring-quadriceps ratio
IKDC	International Knee Documentation Committee
IRFD	initial rate of force development
ISO	Isokinetische Beinpresse mit exzentrischer Überlast
J	Joule
kg	kilogramm
KG	Körpergewicht
Km/h	Kilometer / Stunde
KON	konventionelle Beinpresse
konz	konzentrisch
LCA	ligamentum cruciatum anterius
LMM	ligh meromyosin
M.	Musculus
mg	milligramm
Mm.	Musculi
m	Masse (physikalisch)

max	maximum
MEP	motorische Endplatte
mm	millimeter
MRFD	maximum rate of force development
MRT	Magnetresonanztomogramm
ms	millisekunde
MVC	maximum voluntary contraction
N.	Nervus
N	Newton
Nm	Newtonmeter
NMM	Neutral-Null-Methode
Nn.	Nervi
NRS	Numerical Rating Scale
OKC	open kinetic chain
pCSA	physiological cross sectional area
PL	postero-lateral
Post-OP	postoperativ
QT	Quadrizepssehnen transplantat
ROM	range of motion
s.c.	subcutan
SD	Standardabweichung
SRES	short range elastic stiffness
ST	Semitendinosussehnen transplantat
ST-Fasern	slow twitch Fasern
TE	Trainingseinheit
U/min	Umdrehung / Minute
VKB	vorderes Kreuzband
µm	mykrometer

## Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Testanordnung isokinetischer Parameter Knieextension / Knieflexion
Tab. 2:	Testanordnung isokinetischer Parameter Knieinnenrotation / Knieausnenrotation
Tab. 3:	Itembewertung Lysholmscore
Tab. 4:	Interpretation Lysholmscore
Tab. 5:	Interpretation IKDC-Score
Tab. 6:	Interpretation BMI
Tab. 7:	Interpretation Bewegungsausmaßdefizite
Tab. 8:	Interpretation bilaterale AP-Translation bei KT1000 Messung
Tab. 9:	Interpretation Pivot-Shift Test
Tab. 10:	Interpretation Beinachse
Tab. 11:	Belastungsnormativa im Krafttraining
Tab. 12:	Spezifische Einstellungsparameter isokinetische Beinpresse
Tab. 13:	Anthropometrische Daten
Tab. 14:	Sport bei Verletzung
Tab. 15:	Verletzungsmechanismus
Tab. 16:	Begleitverletzungen
Tab. 17:	Darstellung Maximalkraftparameter Knieextension 3 Monate post-OP
Tab. 18:	Darstellung Schnellkraftparameter Knieextension 3 Monate post-OP
Tab. 19:	Darstellung Sprungkraftparameter im Squat Jump 3 Monate post-OP
Tab. 20:	Muskelquerschnittsfläche m. quadrizeps femoris auf 3 Ebenen 3 Monate post-OP
Tab. 21:	Oberschenkelumfangsmessung 3 Monate post-OP
Tab. 22:	Darstellung Maximalkraftparameter Knieextension 6 Monate post-OP
Tab. 23:	Darstellung Schnellkraftparameter Knieextension 6 Monate post-OP
Tab. 24:	Darstellung Sprungkraftparameter im Squat Jump 6 Monate post-OP
Tab. 25:	Muskelquerschnittsfläche m. quadrizeps femoris auf 3 Ebenen 6 Monate post-OP



# **1 Einleitung**

## **1.1 Epidemiologie der vorderen Kreuzbandruptur**

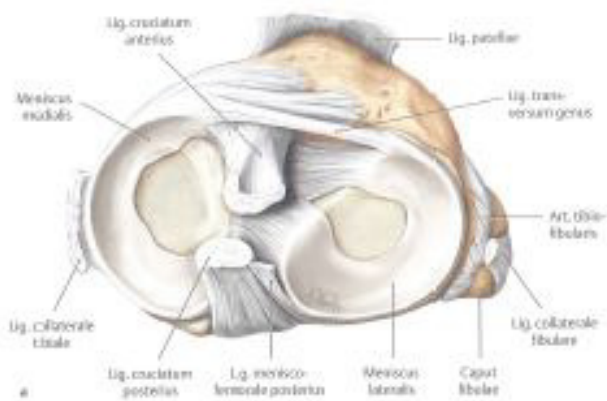
Laut statistischem Bundesamt kam es 2013 in Deutschland zu ca. 35.000 Knieverletzungen mit Beteiligung des vorderen Kreuzbandes ([www.gbe-bund.de](http://www.gbe-bund.de)). Obwohl die Inzidenz der VKB-Rupturen in Deutschland bei Frauen in den letzten 10 Jahren stetig gestiegen ist, war die absolute Anzahl bei Männern mit ca. 23.000 Fällen im Jahr 2013 fast doppelt so hoch wie bei Frauen. Die Prävalenzrate lag im Jahr 2013 in Deutschland bei 51/100.000 Einwohnern, ähnliche Angaben (43/100.000) kommen aus den USA (Mall et al., 2014). Bezüglich der Rekonstruktion des rupturierten vorderen Kreuzbandes findet sich in den Skandinavischen Ländern eine etwas geringere Prävalenz von 32/100.000 in Schweden, 34/100.000 in Norwegen und 38/100.000 in Dänemark (Granán et al., 2009). Betrachtet man die am meisten betroffene Gruppe, junge sportambitionierte Menschen aus hoch-pivotierenden Sportarten im Alter zwischen 16 und 39 Jahren, liegt die Prävalenz der Rekonstruktionen deutlich höher (71-91/100.000) (Granán et al., 2009). In diesen Level-I Sportarten liegen die Hauptursachen für VKB-Rupturen, allen voran Fußball bei Männern und Handball bei Frauen (Lind et al., 2009), wobei in den meisten Fällen Verletzungen ohne gegnerische Einwirkung bzw. in sog. Nicht-Kontakt-Situationen (Petersen and Zantop, 2009) auftreten. Gründe hierfür könnten die immer dynamischer werdenden Sportarten, v. a. bei Frauen sein, gleichzeitig einhergehend mit athletischen Defiziten v. a. in Koordination und Kraft. In Bezug auf anatomische Prädispositionen werden genua valgae, geringe interkondyläre Notchweiten (Sturnick et al., 2015, Everhart et al., 2010) und resultierend hieraus einen kleineren Kreuzbanddurchmesser (Chandrashekar et al., 2005) mit geringerer Reißfestigkeit diskutiert (Petersen and Zantop, 2009).

Die häufigsten Begleitverletzungen bei VKB-Rupturen sind laut Mall und Kollegen (Mall et al., 2014) in den Menisken lokalisiert, hierbei ist der mediale Meniskus häufiger betroffen als der laterale Meniskus.

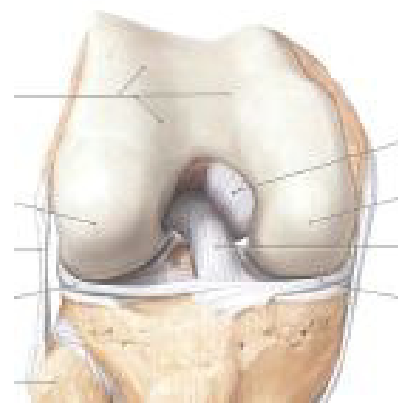
## **1.2 Anatomie und Biomechanik des vorderen Kreuzbandes**

Wohlwissend, dass im Kniegelenk enge Zusammenhänge zwischen den Gelenkpartnern, den ligamentären Strukturen sowie dem umgebenden Stütz- und Bindegewebe existieren, kommt es in diesem Kapitel ausschließlich zu einer detaillierten Betrachtung der Anatomie und Biomechanik des vorderen Kreuzbandes. Weiterführende anatomische Einzelheiten sind der einschlägigen Fachliteratur zu entnehmen.

Das Lig. cruciatum anterius (LCA) spannt sich zwischen der Area intercondylares anterior der Tibia und der medialen Wand des lateralen Femurkondylus auf (Schünke et al., 2005, Kapandji, 2009). Es wird aus einem anteromedialen (AM) und einem posterolateralen (PL) Bündel gebildet, wobei das AM-Bündel seine Origo nahe der Linea intercondylaris hat, während der Ursprung des PL-Bündel an der Knorpel-Knochen-Grenze des Femurs liegt (Petersen and Zantop, 2009). Beide Bündel ziehen hintereinanderliegend (AM vor PL) durch die Fossa intercondylaris, das längere AM-Bündel inseriert vor dem PL-Bündel zwischen den beiden Tuberculi intercondylares des Schienbeinplateaus. Durch die unterschiedlichen Ursprünge und Ansätze sowie des Verlaufs der 2 Bündel verläuft das intrakapsulär, aber extraartikulär gelegene VKB leicht torquiert durch die Fossa intercondylaris (Kapandji, 2009).



**Abb. 1: Anatomie Kniegelenk von oben**

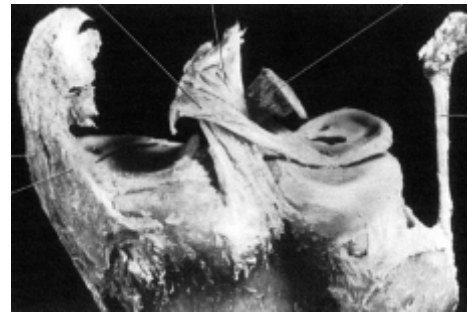


**Abb. 2: Anatomie Kniegelenk von vorne**

Bei der histologischen Betrachtung finden sich regionale Unterschiede. Während im proximalen Teil vorwiegend parallelfaserig Typ-I-Kollagen zu finden ist (Petersen and Zantop, 2009), ist im unteren Teil aufgrund des funktionellen Notchimpingments Faserknorpel vorherrschend. Weitere Ligamentbestandteile sind 3-5% Elastin (De Morree, 2001) sowie eine Matrix, welche vorwiegend aus Proteoglykanen besteht. Die Blutversorgung erfolgt im oberen Abschnitt über die A. media genus, im distaleren Teil über die A. inferioris medialis und lateralis genus (Petersen and Zantop, 2009, Müller, 1982). Im faserknorpeligen Bereich findet sich eine avaskuläre Zone (Petersen and Zantop, 2009). Nerval wird das LCA durch den N. articularis posterior versorgt (Wyke, 1967, Diemer and Sutor, 2007). Neben den Ruffini- und Pacini-Körperchen (Typ I & II), welche vorwiegend innerhalb der Kapsel Lage- und Geschwindigkeitsänderungen weiterleiten, zeichnen für den afferenten Informationsfluss fusiforme Typ III Gelenkrezeptoren verantwortlich, welche, ähnlich wie Golgi-

Sehnenrezeptoren, auf Dehnung bzw. Spannung reagieren (Wyke, 1967, De Morree, 2001). Freie Nervenendigungen in Kapsel und Ligament (Typ IV Gelenkrezeptoren) informieren über drohende Beschädigung und Schmerz. Grüber und Kollegen (Grüber et al., 1986) sowie Jennings und Seedhom (Jennings and Seedhom, 1993) berichten zudem über den sog. vorderen Kreuzbandreflex, ein Reflexbogen zur „Schutz“-aktivierung der ischiocruralen Muskelgruppe bei Dehnung des VKB.

Um die biomechanischen Abläufe und deren Entstehung besser veranschaulichen zu können, wird im folgenden Abschnitt zum vorderen auch das hintere Kreuzband mit einbezogen. Nach Müller bilden die Kreuzbänder im Sinne eines zentralen Stützpfilers (Klein and Sommerfeld, 2004, Kapandji, 2009) das „Kernstück der Kinematik“ des Kniegelenks (Müller, 1982). Dabei scheinen die Kreuzbänder grundlegend an der Formgebung der distalen Oberschenkelrolle beteiligt zu sein (Kapandji, 2009). Dies wird durch die Tatsache deutlich, dass bereits in der 10. Schwangerschaftswoche, noch bevor die Femurkondylen ihre eigentliche Form besitzen, beide Kreuzbänder nachweisbar sind (Klein and Sommerfeld, 2004).



**Abb. 3: Kreuzbänder als zentrale Stützpfiler**

Die Basis für diese Überlegungen bildet das Modell des gekreuzten Pleuelstangensystems bzw. der überschlagenen Viergelenkkette (Müller, 1982). Davon ausgehend, dass der sog. Insertionswinkel der beiden Kreuzbänder einen physiologischen Winkel von  $40^\circ$  zur Femurlängsachse einnimmt, kann die vermehrte Krümmung des hinteren Teils des Femurkondylus (bzw. Krümmungszentren = Evolute), also der Teil, welcher mit dem Tibiaplateau (und den Menisken) während des Roll-Gleit-Mechanismus artikuliert, mit dem biomechanischen Modell der überschlagenen Viergelenkkette hinreichend beschrieben werden (Klein and Sommerfeld, 2004).

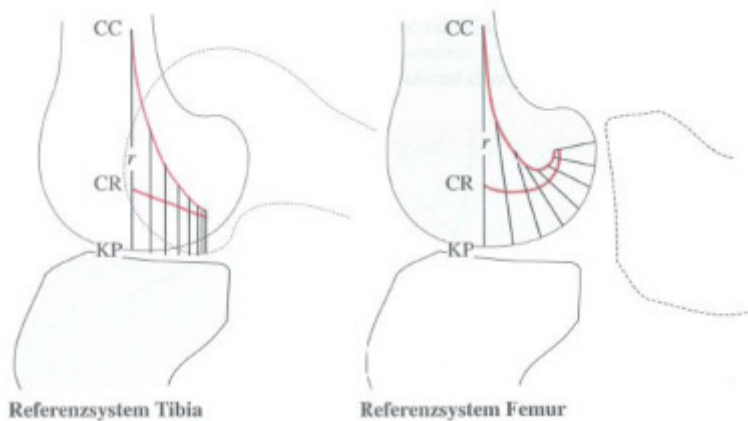


**Abb. 4: Modell der überschlagenen Viergelenkkette**



**Abb. 5 + 6: Zusammenhang zwischen Femurkondyle und überschlagener 4-Gelenkkette in der offenen (links) und geschlossenen (rechts) kinetischen Kette**

Basierend auf der theoretischen Überlegung, dass die Länge der Kreuzbänder konstant bleibt, muss es zwangsläufig zu einer Roll-Gleit Bewegung zwischen Femur und Tibia kommen (Müller, 1982, Kapandji, 2009). Während dieses Roll-Gleit Mechanismus kommt es, ausgehend von einem extendierten Kniegelenk, bei Flexion zunächst hauptsächlich zu einer



**Abb. 7: Verlagerung Kontaktpunkt (KP) und Rotationszentrum (CR) bei fixiertem und frei beweglichem Unterschenkel**

Rollbewegung, und in den Phasen „vermehrter Krümmung“, also in tieferen Beugewinkeln, eher zu einem gleitenden Bewegungsablauf mit Mehrbelastung des Innenmeniskushinterhorns. Um die Kongruenz in der „Articulatio meniscofemoralis“ (Kapandji, 2009) aufrecht zu erhalten und eine günstige

Druckverteilung zu gewährleisten, übt das Cornus posterior des medialen Meniskus bei diesem Mechanismus eine Art Bremsfunktion aus. Der Kontaktpunkt zwischen Femur und Tibia verlagert sich während Flexion nach hinten.

Das vordere Kreuzband stabilisiert das Kniegelenk v. a. in der sagittalen Ebene gegen einen tibialen Vorschub, und, bedingt durch die Verwringung beider Kreuzbänder bei Innenrotation gegen vermehrte (Innen-) Drehung. In extensionsnahen Gelenkwinkeln wird zudem die Außenrotation durch ein physiologisches Notchimpingment limitiert (Müller, 1982). Dabei ist allerdings zu beachten, dass während der Bewegung stets unterschiedliche Faserbündel des VKB angespannt sind. Das AM-Bündel ist bei Beugung, das PL-Bündel mehr bei Streckung angespannt (Petersen and Zantop, 2009). Das normale vordere Kreuzband besitzt eine Reißfestigkeit von 2160 N  $\pm$ 157N (Diemer and Sutor, 2007, Fu et al., 1999), auf die

Reißfestigkeit verschiedener Transplantate zur Rekonstruktion des VKB wird in Kapitel 1.4.2 eingegangen.

### 1.3 Pathomechanismus der vorderen Kreuzbandruptur

Verletzungen des vorderen Kreuzbandes ereignen sich v. a. bei Landungen nach Sprüngen sowie bei plötzlichen Abstop- und Drehbewegungen (Petersen and Zantop, 2009, Diemer and Sutor, 2007). Rupturen finden sich häufig nahe der femoralen Insertion des VKB's (Schindler, 2012, Petersen and Zantop, 2009). In den meisten Fällen ist dabei das Kniegelenk in vermehrter Valgusstellung sowie ca. 5-25° gebeugt, der Unterschenkel ist nach außen rotiert und der Fuß am Boden fixiert. Bei Valgusstellung und Unterschenkelaussenrotation kommt es zu einem Impingment des VKB und des lateralen Femurcondylus bzw. der lateralen Notchwand. Die durch das Impingment verursachte hohe Anspannung der Fasern des VKB wird durch die exzentrische Arbeitsweise des m. quadrizeps femoris in den o. a. Gelenkwinkeln verstärkt (Petersen and Zantop, 2009).

Zudem wird die Schutzfunktion der ischiocruralen Muskelgruppe im Sinne eines Verhinderns einer tibialen Translation nach anterior durch einen schlechten Hebelarm bzw. Wirkungsgrad gemindert (Diemer and Sutor, 2007, Baratta et al., 1988). Hierbei werden auch geschlechtsspezifische Unterschiede in der schnellen Aktivierung der

„Schutzmuskulatur Oberschenkelrückseite“ diskutiert (Petersen and Zantop, 2009, Gulick and Yoder, 2002, Jennings and Seedhom, 1993). Ob im geschlechtsspezifischen Kontext ein hormoneller Einfluss auf eine erhöhte Verletzungswahrscheinlichkeit besteht, ist noch unklar (Petersen and Zantop, 2009, Diemer and Sutor, 2007). Diskutiert werden dabei der Einfluss von Östrogenen auf Kollagenmenge und Fibrillendurchmesser, unterschiedliche Phasen des Menstruationszyklus und orale Gabe von Kontrazeptiva (Petersen and Zantop, 2009, Zazulak et al., 2006).

Obwohl das VKB, und hier v. a. das posterolaterale Bündel, in strecknahen Gelenkwinkeln vermehrt auf Spannung kommt, ist eine Hyperextension weniger häufig Verletzungsursache als die oben Beschriebene.

Grundsätzlich kann es zu einer Teil- oder Komplettruptur kommen, in einigen Fällen auch zu einer „Lambda-Heilung“ mit Verwachsung des VKB-Stumpfes auf dem HKB, woraus sich



**Abb. 8: Ligament Längen-Spannungskurve**

teilweise unterschiedliche therapeutische Schritte im weiteren Verlauf der Behandlung ergeben können.

#### **1.4 Therapie der vorderen Kreuzbandruptur**

Im Allgemeinen kann nach einer VKB-Ruptur zwischen einem konservativen und einem operativen Therapieregime unterschieden werden. In ihrem systematischen Review zum Vergleich konservativer und operativer Therapie nach VKB-Ruptur stellen Monk und Kollegen im Langzeit Follow-up (2-5 Jahre post-OP) bei konservativer Nachbehandlung gegenüber einem operativen Vorgehen eine vergleichbare, selbst bewertete Funktionsfähigkeit des Knies dar (Monk et al., 2016). Allerdings klagte die Mehrzahl der Probanden mit konservativer Therapie über eine bestehende Instabilität. Demgegenüber stehen die Ausführungen von Tsoukas et al und Meuffels et al (Tsoukas et al., 2016, Meuffels et al., 2009) mit einem besseren funktionellen Outcome und einer geringeren AP-Translation (Smith et al., 2014) bzw. Kniestabilität nach 10 Jahren bei operierten Patienten. Unabhängig von der gewählten Therapiemethode kann eine 100-prozentige Wiederherstellung der normalen kinematischen Verhältnisse des Kniegelenks nicht erfolgen (Decliné and Ghafil, 2012). Eines der Hauptziele therapeutischen Handelns muss die Stabilisierung des Gelenks sowie eine Prävention von Sekundärschäden sein. Diese betreffen in Anlehnung an Petersen und Zantop v. a. die Menisken und den Gelenkknorpel („VKB-Kaskade“, Petersen and Zantop, 2009). Die Bremsfunktion v. a. des Innenmeniskushinterhorns während der kinematischen Roll-Gleitbewegung des Kniegelenks setzt einen intakten Innenmeniskus voraus. Bei insuffizientem vorderen Kreuzband kommt es zwangsläufig zu einer vermehrten Belastung (Klein and Sommerfeld, 2004, Kapandji, 2009) und somit zu einer schnelleren Abnutzung (Fu et al., 1999). Bei Begleitverletzung dieser Strukturen sollte vorzugsweise eine operative Stabilisierung erwogen werden (Oiestad et al., 2009, Petersen and Zantop, 2009). Ebenso wird eine beschleunigte posttraumatische Knorpeldegeneration sowohl bei konservativ als auch bei operativ versorgten Patienten beobachtet. In ihrem systematischen Review beschreiben Decliné und Ghafil die teilweise kontroverse Studienlage im Langzeit-Follow-up hinsichtlich vermehrter chondraler Abnutzung bei konservativer und operativer Therapie (Decliné and Ghafil, 2012). In einer Mehrzahl der erwähnten Studien wird zwischen BPTB-Rekonstruktion und konservativer Therapie in Bezug auf das Arthrose Risiko unterschieden und ein ähnliches Abnutzungspotential beschrieben (Fink et al., 2001, Myklebust et al., 2003, Streich et al., 2011). Rekonstruktionen mit Patellarsehne zeigen im

postoperativen Verlauf Schwächen in der muskulären Regeneration des Streckapparates und das Problem einer erhöhten Entnahmemorbidität (Fu et al., 2000, Gulick and Yoder, 2002, Han et al., 2008, Macaulay et al., 2012, Mohtadi et al., 2011, Yunes et al., 2001). Pua und Kollegen stellen neuromuskuläre Gegebenheiten von VKB-insuffizienten und VKB-rekonstruierten Probandenkollektiven gegenüber und können entsprechende muskuläre Kompensationsmechanismen veranschaulichen (Pua et al., 2008). Welche Effekte eine schlechte Regeneration der Kraft und somit ein pathophysiologisches Kraftverhältnis zwischen Kniebeugern und Kniestreckern (Dvir, 2004) auf den Wechsel von Be- und Entlastung zur Ernährung des Gelenkknorpels (Niethard, 2005, Lippert, 2000) hat, muss in Hinblick auf die Degeneration des Gelenkknorpels mit berücksichtigt werden. Hierzu wären Ergebnisse zu Langzeit Follow-up zwischen BPTB-, Semitendinosussehnen- und Quadrizepssehnen-Transplantat im Vergleich zu einem konservativen Therapieregime interessant. Demnach kommt einer frühfunktionellen und beschleunigten Rehabilitation eine hohe Bedeutung zu (Shelbourne and Nitz, 1990, Froese, 2010). Zusammenfassend müssen in die Entscheidung zur konservativen oder operativen Therapie folgende Faktoren mit einbezogen werden (Petersen and Zantop, 2009):

1. Besteht eine Teil- oder Kompletttraktur. Teilrupturierte vordere Kreuzbänder mit intaktem synovialen Überzug haben eine gute Heilungschance (Fu et al., 1999).
2. Begleitverletzungen, v. a. Meniskus- und Knorpelschäden
3. Persistierende „Giving-Way“ Phänomene
4. Angestrebtes Aktivitätsniveau nach Operation und Rehabilitation
5. Handelt es sich beim Patienten um potentielle „Coper“ oder „Non-Coper“

Sowohl bei konservativer Therapie als auch bei operativer Versorgung einer VKB-Ruptur scheinen ein kombiniertes Koordinations- und Krafttraining wichtige Bestandteile im Rehabilitationsprozess zu sein (Cooper et al., 2005, Rebel, 2000, Risberg et al., 2007, Petersen and Zantop, 2009, Diemer and Sutor, 2007, Froese, 2010, Gröger et al., 2010, Maibaum et al., 2001, van Grinsven et al., 2010, Meuffels et al., 2012).

#### **1.4.1 Konservative Therapie der vorderen Kreuzbandruptur**

Die dem VKB anliegenden Typ III Sensoren (Wyke, 1967, De Morree, 2001) werden durch ein entsprechendes Trauma mit Kontinuitätsunterbrechung des Ligaments ebenfalls zerstört.

Mit der Abwesenheit des VKB's und dessen Gelenk- bzw. Ligamentsensoren fehlt somit auch das „Stellglied der Kinematik des Kniegelenks“ (Grüber et al., 1986). Dadurch wird die Wichtigkeit eines sensomotorischen Trainings nach VKB-Ruptur deutlich. Das Fehlen des sog. "vorderen Kreuzbandreflex“ (Grüber et al., 1986, Wojtys and Huston, 1994) mit reflektorischer Antwort der ischiocruralen Muskelgruppe als Schutzmuskulatur unterstreicht die Bedeutung der motorischen Fähigkeit Koordination. Durch zusätzliche Inhibition kommt es nach VKB-Ruptur auch zu einer Atrophie der knieumspannenden Muskelgruppen. Daher ist sowohl bei konservativer Therapie als auch nach Rekonstruktion des VKB's eine Kombination aus einem sensomotorischen Training mit einem gesteuerten Krafttraining das Mittel der Wahl (Risberg and Holm, 2009, van Grinsven et al., 2010, Risberg et al., 2007, Cooper et al., 2005, Meuffels et al., 2012, Diemer and Sutor, 2007, Buchbauer and Steininger, 2001, Horn and Steinmann, 2001). Bei konservativer Herangehensweise muss vor Beginn eines Trainings zunächst die Entzündungsphase abgeklungen und ein reizfreies Gelenk vorhanden sein (Diemer and Sutor, 2007). Somit liegen die Schwerpunkte in diesem akuten, posttraumatischen Zeitpunkt v. a. in abschwellenden und schmerzlindernden Maßnahmen wie manuelle Lymphdrainage, Krankengymnastik und Maßnahmen der physikalischen Therapie wie z. B. Elektro- oder Kältetherapie (Froböse et al., 2003, Froese, 2010). Der Wiederaufbau des afferenten Sets und das Erlernen und Kontrollieren einer Mantelspannung zur Gelenkstabilisierung (Diemer and Sutor, 2007) sind die ersten, wichtigen Bestandteile des Trainings nach Abklingen der Entzündungsphase. Hier spielt v. a. der AP-translation kontrollierende Muskelzug der ischiocruralen Muskelgruppe eine entscheidende Bedeutung (Baratta et al., 1988, More et al., 1993, Walla et al., 1985, Diemer and Sutor, 2007). Zusätzlich kann ein allgemeines Ausdauertraining für die untere Extremität (Fahrrad, Schwimmen) den muskulären Aufbau und die allgemeine Gelenksituation positiv beeinflussen (Horn and Steinmann, 2001). Im weiteren Verlauf der Therapie müssen die sensomotorischen Inhalte stets dynamisiert und den alltags- und sportartspezifischen Anforderungen angepasst werden (Froese, 2010, Froböse et al., 2003, Diemer and Sutor, 2007). Das Krafttraining für die untere Extremität sollte für die Beinstreckerkette v. a. im geschlossenen kinetischen System (Renström and Kelm, 2007, Lee et al., 2013, van Grinsven et al., 2010, Reuleaux, 1875, Mayer et al., 2003) erfolgen. Training für die Oberschenkelrückseite sollte zusätzlich mit einem gezielten, eingelenkigen Krafttraining erfolgen. Eingelenkiges Krafttraining für die Kniestrecker dürfen nur ausgeführt werden, wenn eine proximale Hebelanordnung und somit keine anteriore tibiale Translation durch den Zug des m. quadrizeps femoris erfolgt (Heijne and Werner, 2007, Higuchi et al., 2002,



Diemer and Sutor, 2007, Sato et al., 2005). Die Belastungsnormativa für das beginnende Krafttraining nach Abklingen der Entzündungsphase sollten sich zunächst an die Kraftausdauer methode orientieren. Muskuläre Anpassungsmechanismen sind dabei eine Verbesserung des Energieflusses im Muskel (Martin et al., 2001) im Sinne eines erhöhten intrazellulären Sauerstoffangebotes und Kohlenhydratdepots, sowie einer erhöhten Mitochondriendichte in der Muskelzelle (Froböse et al., 2003). Zur Gestaltung der nächsten trainingstherapeutischen Schritte scheint ein Hypertrophietraining mit sowohl morphologischen als auch neuromuskulären Veränderungen sinnvoll zu sein (Wirth, 2011, Froese, 2010, Diemer and Sutor, 2007). Ist eine Rückkehr zu sportlichen Aktivitäten das Ziel, muss im weiteren Verlauf sowohl die Schnell- als auch die Reaktivkraft zur Ausnutzung des muskulären Potentials und Steigerung der intramuskulären Koordination (Schmidtbleicher, 1980, Wirth, 2011, Wirth and Schmidtbleicher, 2004) trainiert werden. Darüber hinaus müssen zusätzlich sportartspezifische Bewegungsabläufe geschult und der Athlet an die Trainings- und Wettkampfbedingungen heran geführt werden (Diemer and Sutor, 2007).

#### **1.4.2 Operative Therapie der vorderen Kreuzbandruptur**

Die geschichtliche Entwicklung der Kreuzbandchirurgie wird hier nur in groben Zügen beschrieben, zum tieferen Einblick kann die Übersichtsarbeit von Schindler heran gezogen werden (Schindler, 2012). Die operative Therapie entwickelte sich von Kreuzbandnähten über dynamische fascia latae oder Hamstring Stabilisationen hin zu den ersten Transplantaten unter Verwendung der Patellarsehne, wie sie z. B. von Brückner 1966 vorgestellt wurden. Blauth als auch Marshall erweiterten diese Technik mit Hilfe der Quadrizepssehne. Exotischere Möglichkeiten zur VKB-Rekonstruktion wie z. B. Benutzung von Teilen des Meniskus oder extraartikuläre Stabilisation z. B. durch Umlenkung des tractus iliotibialis konnten sich nicht durchsetzen. Synthetische Materialien erwiesen sich v. a. aufgrund von Abriebpartikeln und folgenden intraartikulären entzündlichen Prozessen als eher ungeeignet. Spendertransplantate (Allografts) scheinen nur in Ausnahmefällen als Option zu dienen und sind mit dem Problem der Abstoßreaktion behaftet. Die Fixationsmöglichkeiten reichen von Schrauben und Endobuttons hin zu implantatfreien Press-Fit Befestigungen. Als Goldstandard zur Rekonstruktion des VKB haben sich in den letzten Dekaden die Patellarsehne mit 2 Knochenblöcken und die Rekonstruktion unter Verwendung der Semitendinosussehne (+ evtl. Gracilissehne) etabliert. Die Stabilisierung des Gelenks mit autologer Quadrizepssehne inkl. patellarem Knochenblock kann eine weitere Option darstellen (Kapitel 1.4.2.2.).

Neuere Ansätze zur Wiederherstellung der Kniegelenkstabilität befassen sich mit dem Erhalt des rupturierten Kreuzbandgewebes und mit dem Heilungspotential des VKB. Die dynamische, intraligamentäre Stabilisation (Eggli et al., 2015, Kohl et al., 2016, Eggli et al., 2016) versucht mit einer Art „Faden-Feder-System“ (Kösters et al., 2015) die beiden Kreuzbandstümpfe einander anzunähern. In Folge soll es zu einer Vernarbung des VKB kommen. Durch den Erhalt des nativen vorderen Kreuzbandes bleibt die Kinematik des Arthrons bestehen. Möglicherweise können somit osteochondrale Abnutzungen im Gelenk minimiert werden. Voraussetzungen für diese Operationsmethode ist eine proximale Ruptur, welche nicht älter als 21 Tage sein darf.

Die sog. „bridge-enhanced anterior cruciate ligament repair“ (BEAR) Methode stellt eine weitere, kreuzbanderhaltende Operationsmethode dar (Murray et al., 2016, Proffen et al., 2015). Grundprinzip hierbei ist, dass mit einem biologisch aktiven, schwammartigen Gerüst und einem Führungsfaden die Lücke zwischen beiden Kreuzbandstümpfen überbrückt werden soll. Extrazellulärmatrix und Eigenblut sollen die Selbstheilung des VKB's stimulieren. Präklinische Studien am Tiermodell und erste Untersuchungen am Patienten zeigen eine geringere chondrale Abnutzung des medialen Femurkondylus (Proffen et al., 2015) bzw. mit VKB-Semitendinosussehnrekonstruktion vergleichbaren, kurzfristigen (12 Wochen) Outcomes hinsichtlich Beweglichkeit und Stabilität sowie Schmerz- und Schwellungszustand. Entnahmemorbiditätsbedingte Kraftverluste können in der ischiocruralen Muskelgruppe bei dieser Methode nicht beobachtet werden (Murray et al., 2016).

#### 1.4.2.1 Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit Semitendinosussehne

Durch die Probleme der erhöhten Entnahmemorbidität bei Patellarsehnen-Ersatzplastiken und zusätzlich auftretender vorderer Knieschmerzen stellt die Semitendinosussehne diesbezüglich eine risikoärmere Option dar (Kartus et al., 2001, Mohtadi et al., 2011, Fu et al., 1999). Die operative Technik unter Verwendung der Semitendinosussehne erlaubt eine Einzel- oder Doppelbündeltechnik (Petersen and Zantop, 2009). Hintergrund einer Doppelbündeltechnik ist die anatomische Rekonstruktionsmöglichkeit des anteromedialen und posterolateralen Bündels des VKB's. Während Streich und Kollegen keinen Unterschied zwischen diesen beiden Operationsmethoden feststellen können (Streich et al., 2008), beschreiben Meuffels und Kollegen eine verbesserte Rotationsstabilität bei Doppelbündeltechniken zur Rekonstruktion des VKB (Meuffels et al., 2012). Die Entscheidung einer doppel- oder vierfachgelegten Semitendinosussehne beeinflusst darüber hinaus die absolute Reißfestigkeit des Transplantats. Während das normale VKB über eine Reißfestigkeit von 2160 N verfügt,

kommt es bei der einfachen Semitendinosussehne ab 1216 N zu einem Versagen (Diemer and Sutor, 2007). Ein doppelschlaufiges Transplantat erhöht die Reißfestigkeit bereits auf 2442 N (Petersen and Zantop, 2009), vierfach gelegte Semitendinosussehnen besitzen eine Reißfestigkeit von 4108 N (Yunes et al., 2001, Macaulay et al., 2012, Gulick and Yoder, 2002, Fu et al., 1999).

Kraftdefizite nach VKB-Ersatz mit Semitendinosussehne werden v. a. in der Beugemuskulatur beschrieben. Innerhalb des ersten Jahres nach Operation berichten einige Autoren über Kraftdefizite der Knieflexoren v. a. in den tiefen Beugewinkeln ab 70° (Tashiro et al., 2003, Pua et al., 2008, Yasuda et al., 1995, Makihara et al., 2006), Xergia und Kollegen können diese Ergebnisse teilweise bestätigen (Xergia et al., 2011). Weitere Berichte über Kraftdefizite nach VKB-Rekonstruktion deuten auch nach 2 und mehr Jahren auf Unterschiede der Kniebeugekraft im Vergleich zur gesunden Seite oder gegenüber anderen Transplantaten hin (Adachi et al., 2003, Gulick and Yoder, 2002, Makihara et al., 2006, Mohtadi et al., 2011, Meuffels et al., 2012, Nomura et al., 2014). Studien, welche keine Unterschiede in der Kraft der Kniebeuger finden, ziehen zur Bestimmung der Kraft ausschließlich das maximale Drehmoment heran (Fu et al., 2000). Hiermit können die bekannten Probleme in den tiefen Beugewinkeln nicht beschrieben werden.

Die Möglichkeit einer Regeneration der Sehne des m. semitendinosus wird kontrovers diskutiert, einige Autoren beschrieben ein Nachwachsen (Cross et al., 1992, Janssen et al., 2012, Kartus et al., 2001, Nomura et al., 2014), an anderer Stelle kann dies nicht bestätigt werden (Nikolaou et al., 2007).

Betrachtet man das funktionelle Outcome, werden vergleichbare Ergebnisse im Vergleich mit anderen Transplantaten erzielt (Mohtadi et al., 2011). Besondere Beachtung sollte bei VKB-Semitendinosussehnenplastik der Fixierung bzw. der initialen Festigkeit gelten. Durch die Gewinnung eines reinen Sehnen-transplantats ohne Knochenblock muss es zu einer Band-Knochenheilung im Sinne einer periostal diaphysären Insertionszone kommen (Petersen and Zantop, 2009, De Morree, 2001). Hierdurch sind u. a. die etwas defensiveren Behandlungsschemata bei Verwendung eines Beugesehnen-transplantats zu erklären. Mit Hilfe zusätzlicher Fixationsmöglichkeiten wie Interferenz- oder bioresorbierbaren Schrauben, extrakortikalen Fixierungen, Suture Discs oder Hybridfixierungen kann eine Erhöhung der initialen Festigkeit erfolgen (Petersen and Zantop, 2009).

#### 1.4.2.2 Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit Quadrizepssehne

VKB-Rekonstruktionen unter Verwendung der Quadrizepssehne (QT) wurden zuerst von Marshall und Warren (Marshall and Warren, 1979) sowie in Folge von Blauth (Blauth, 1984) beschrieben. Stäubli und Kollegen erweiterten die Kenntnisse über die Möglichkeiten der Quadrizepssehne als VKB-Transplantat hinsichtlich günstiger struktureller und biomechanischer Eigenschaften (Stäubli et al., 1996, Stäubli and Jakob, 1997, Stäubli et al., 1999). Im Vergleich zu den am häufigsten benutzten Sehnenmaterialien zur Stabilisierung des VKB-insuffizienten Kniegelenk, nämlich der Semitendinosussehnen- (ST) und BPTB-Ersatzplastik, gibt es Hinweise einer vergleichbar guten operativen Therapie und ähnlicher Ergebnisse im Langzeit Follow-up. Die Transplantatgewinnung bei QT ermöglicht im Vergleich zu ST und BPTB einen größeren Sehnenquerschnitt (Stäubli et al., 1996), die Fixierung ist aufgrund der femoralen Press-Fit Technik bei QT, und der damit einhergehenden Knochen-Knochen Heilung, mit der initialen Festigkeit der BPTB-Technik vergleichbar (Forkel and Petersen, 2014). Die femorale Einheilung entspricht somit einem chondral apophysärem Bandansatz mit mineralisiertem Faserknorpel (De Morree, 2001, Petersen and Zantop, 2009), ähnlich wie dies beim normalen VKB im Sinne von sog. Sharpey-Fasern bekannt ist. Die maximale Reißfestigkeit der Quadrizepssehnentransplantats wird von verschiedenen Autoren mit einem Wert zwischen 2170 N und 2350 N beziffert und zeigt somit eine höhere Festigkeit als das normale VKB und eine vergleichbare Festigkeit zur BPTB-Ersatzplastik (Fu et al., 1999, Diemer and Sutor, 2007, Stäubli et al., 1999, Sasaki et al., 2014). Hinsichtlich der postoperativen Festigkeit des Transplantats in KT1000 Messungen können gute bis sehr gute (IKDC-Formblatt, (Hefti et al., 1993), mit anderen verwendeten Sehnenmaterialien vergleichbaren, Seitenverhältnisse zwischen Operiert und Nicht-operiert erzielt werden (Han et al., 2008, Lee et al., 2004, Barie et al., 2010, Geib et al., 2009). Befragungen zum funktionellen Outcome hinsichtlich Aktivität und subjektiv wahrgenommener Symptome zeigen ebenfalls gute bis sehr gute, mittel- und langfristige Ergebnisse (Lee et al., 2004, Barie et al., 2010, Schulz et al., 2013). Probleme hinsichtlich Reduktion des Bewegungsausmaßes und Entnahmemorbidität, welche bei Verwendung von BPTB-Ersatzplastiken regelmäßig beschrieben werden, sind bei QT-Ersatzplastiken deutlich reduziert (Kartus et al., 2001, Han et al., 2008, Geib et al., 2009).

Zusätzlicher Einsatz isokinetischer Testverfahren zur Objektivierung verschiedener Kraftparameter bei QT werden nur sehr selten beschrieben (Han et al., 2008), zeigen allerdings ebenfalls, mit BPTB-Ersatzplastik vergleichbare oder bessere Drehmomententwicklungen, v. a. der Knieextensoren. In diesem Zusammenhang resultieren

bei beiden Operationsmethoden (QT + BPTB) muskuläre (Un-) Gleichgewichte bzw. Dysbalancen zwischen Kniebeugern und Kniestreckern (sog. „Hamstring-Quadriceps Ratio, H-Q Ratio), welche sich von ST-operierten bzw. Gesunden unterscheiden können. Angaben aus der Literatur für diesen Sachverhalt werden mit einem (physiologischen) H-Q Ratio von ca. 65% beziffert (Dvir, 2004).

### **1.4.3 Rehabilitation nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes**

Zwei grundlegende Überlegungen sollten die Basis für Therapieentscheidungen in der Rehabilitation nach erstmaliger, isolierter Rekonstruktion des VKB's sein: 1. Die Einteilung des postoperativen Verlaufs in Wundheilungsphasen und 2. der Prozess der Ligamentisierung des sehnigen Transplantats (Claes et al., 2011, De Morree, 2001, Diemer and Sutor, 2007, Froese, 2010, Maibaum et al., 2001). Bestehen zusätzliche Begleitdiagnosen, können die zeitlichen Angaben und die daraus resultierenden therapeutischen Schritte teilweise abweichen.

1. Es wird zwischen 4 Wundheilungsphasen unterschieden (Maibaum et al., 2001), welche nicht klar voneinander abzugrenzen sind, sondern fließende Übergänge besitzen:
  - a. Entzündungsphase, 0. Bis ca. 7. Tag postoperativ (vaskuläre Phase: Tag 0-2, zelluläre Phase: Tag 2-7): Initial kommt es zunächst zu einer Vasokonstriktion, anschließend zu einer Gefäßerweiterung. Es wird ein Milieu geschaffen, in welchem v. a. eine Reinigung des Wundgebietes von Geweberesten erfolgen soll (De Morree, 2001). Diese Phase ist durch die 5 Kardinalzeichen der Entzündung gekennzeichnet (Rötung, Wärme, Schwellung, Schmerz, Funktionseinschränkung).
  - b. Proliferationsphase, ca. 7. bis ca. 21. Tag postoperativ: Im Verlauf der Proliferationsphase kommt es zunächst zu einer Einsprossung und Vermehrung von Zellen (z. B. Fibroblasten) und Matrix. Dieses junge Gewebe wird als Granulationsgewebe bezeichnet und besitzt noch wenig Stabilität. Ebenso findet sich noch hauptsächlich instabiles Kollagen Typ III, welches in der nächsten Wundheilungsphase zu stabilem Kollagen Typ I umgebildet wird, zusätzlich bilden sich erste Cross-links (Diemer and Sutor, 2007, Froböse et al., 2003).

- c. Konsolidierungsphase, ca. 21. bis ca. 60. Tag postoperativ: Das Ziel dieser Wundheilungsphase ist eine Zunahme der Belastbarkeit des Gewebes (De Morree, 2001). Während in der Proliferationsphase quantitative Vorgänge im Sinne eines Gewebeersatzes vorherrschend sind, ist in dieser Phase die qualitativ hochwertige Anordnung und Ausdifferenzierung des Gewebes von Bedeutung.
  - d. Remodellierungsphase, ca. 60. Tag bis ca. 12. Monat postoperativ: Prozesse der weiteren Stabilisierung des Gewebes und die vollständige Regeneration sollen auf eine optimale Nutzung der reparierten Struktur abzielen. Durch eine Integration der neuen Struktur in das zentrale Nervensystem sollen sensomotorische Verbindungen wiederhergestellt werden (De Morree, 2001).
2. Claes et al stellen in Ihrem systematischen Review eine Einteilung des Ligamentisierungsprozesses in 3 Phasen vor, nämlich in eine frühe Phase („early“), eine Remodellierungsphase („remodelling“) und eine Phase der Stabilisierung („maturation“) des neuen Ligaments (Claes et al., 2011). Die frühe Phase dauert nach Angaben verschiedener Autoren dabei etwa bis zum 3. oder 6. Monat post-OP. Die Phase der Remodellierung deckt sich teilweise mit der Remodellierungsphase nach der Einteilung in Wundheilungsphasen und dauert durchschnittlich bis zum 12. Monat. Die Maturation bis zur vollständigen Ausdifferenzierung des neuen Ligaments kann anschließend noch einige Jahre anhalten.

## **1.5 Motorische Fähigkeiten – Schwerpunkte in der Rehabilitation nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes**

In der Sportwissenschaft sind 5 technikübergreifende motorische Fähigkeiten bekannt, welche als allgemeine Voraussetzungen für sportliche Leistungen gelten. Dabei lassen sich die energetisch und morphologisch bedingten konditionellen Fähigkeiten Ausdauer und Kraft von der eher zentralnervösen Fähigkeit Koordination unterscheiden. Beweglichkeit und Schnelligkeit werden sowohl von energetischen als auch von zentralnervösen physiologischen Abläufen beeinflusst und gelten als Mischformen in der Einteilung der motorischen Fähigkeiten (Roth and Willimczik, 1999, Martin et al., 2001). Der motorischen Fähigkeit Beweglichkeit kommt im postoperativen Verlauf nach VKB-Rekonstruktion eine hohe Bedeutung zu. Sie wird v. a. im Rahmen frühfunktioneller Rehabilitationsmaßnahmen mittels Physiotherapie geleistet (Diemer and Sutor, 2007, Froese, 2010, Froböse et al., 2003, Maibaum et al., 2001). Da ein gesteuertes und gezieltes Beweglichkeitstraining in der vorliegenden Untersuchung kein Interventionsbestandteil war, wird hier lediglich auf die einschlägige Fachliteratur verwiesen (Knebel, 1985, Martin et al., 2001, Knebel, 2005). Die Anlehnung an Wundheilungsphasen und Ligamentisierungsprozesse lässt eine Entwicklung spezifischer Schnelligkeitsfähigkeiten im Untersuchungszeitraum dieser Studie nicht zu. Diese müssen im späteren Verlauf der Rehabilitation trainingsmethodisch bedient werden (Froese, 2010, Diemer and Sutor, 2007, Froböse et al., 2003). Die Wichtigkeit der motorischen Fähigkeit Ausdauer im posttraumatischen und im postoperativen Zeitraum wurde bereits im Kapitel zur Therapie nach VKB-Ruptur deutlich. Da Anpassungen nach Ausdauer- und Krafttraining teilweise gegensätzlicher Natur sind und sich die Fragestellungen zu dieser Studie hauptsächlich mit morphologischen und zentralnervösen Anpassungen sowie mit einer Kraftsteigerung beschäftigen, wurde auf ein begleitendes Ausdauertraining verzichtet. Daher werden in Folge die beiden studienrelevanten motorischen Fähigkeiten Kraft und Koordination näher beleuchtet.

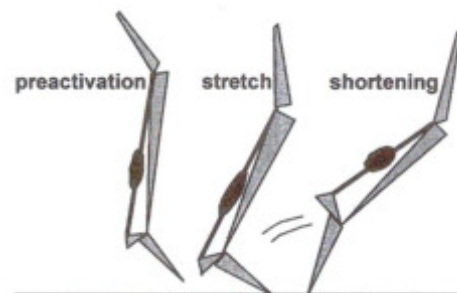
### **1.5.1 Motorische Fähigkeit Kraft**

Kraft (F) im physikalischen Sinne ist das Produkt aus Masse und Beschleunigung ( $F=m \times a$ ) und wird mit der Einheit Newton (N) beschrieben. 1 Newton entspricht dabei der Kraft, welche benötigt wird, um „einen Körper der Masse 1 Kilogramm in 1 Sekunde auf die Geschwindigkeit von 1 Meter / Sekunde (bzw. 3,6km/h) zu beschleunigen“ (Gottlob, 2001). Die erste beiden mechanischen Gesetze bzw. Axiome nach Newton beschreiben die Fähigkeit

der Kraft die Massenträgheit zu überwinden (Trägheitsprinzip) oder einen Körper zu beschleunigen (Beschleunigungsprinzip). Die Gleichheit von Aktion und Reaktion im Sinne des Wechselwirkungsprinzips wird als 3. Axiom bezeichnet.

Kraft im biologischen bzw. sportwissenschaftlichen Kontext ist definiert als „die Fähigkeit des Nerv-Muskel-Systems, durch Innervations- und Stoffwechselprozesse mit Muskelkontraktionen Widerstände zu überwinden (konzentrische Arbeitsweise), ihnen entgegen zu wirken (exzentrische Arbeitsweise) oder sie zu halten (isometrische Arbeitsweise)“ (Roth and Willimczik, 1999).

Bei isometrischer Arbeit kommt es zu keiner Längenveränderung des Muskels sondern zu einer Spannungszunahme. Bei gleichzeitiger Längen- und Kraftveränderung spricht man von auxotoner Arbeit der Muskulatur, hierbei sind konzentrische von exzentrischen Arbeitsweisen zu unterscheiden. Konzentrik bedeutet eine mit Verkürzung des Muskel-Sehnen-Komplexes einhergehende überwindende Arbeit, bei exzentrischen bzw. nachgebenden Belastungen wird der Muskel-Sehnen-Komplex entgegen seiner Arbeitsrichtung gedehnt (Cardinale et al., 2011, Ehlenz et al., 1998, Martin et al., 2001, Roth and Willimczik, 1999, Schmidtbleicher, 1987, Wirth, 2011). Sonderformen wie isotonische Arbeitsweise und Anschlags- bzw. Unterstützungskontraktionen werden im Alltag selten isoliert beschrieben. Die natürlichste Arbeitsweise ist nach Jones der sog. Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (Stretch-Shortening-Cycle) mit einer Kombination aus Exzentrik und anschließender Konzentrik (Jones et al., 1986), Dabei beeinflussen neben der reinen willkürlich entwickelten muskulären Leistung Momente der Vorinnervation (Nigg et al., 2000), der muskulären („short range elastic stiffness“, SRES (Gollhofer, 1987)) und tendinösen (Viidik, 1973, Huijing, 1994) Stiffness sowie der durch Muskelspindeln gesteuerte Muskeleigenreflex (Klinke and Silbernagl, 1996) das Bewegungsergebnis zusätzlich. Je nach Kopplungszeit (Jones et al., 1986) der beiden Arbeitsweisen unterscheidet man einen langsamen ( $>200\text{ms}$ ) von einem schnellen ( $<200\text{ms}$ ) Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (Schmidtbleicher, 1994). Zusammen mit verschiedenen Einflussgrößen auf Kraftleistungen werden im folgenden Kapitel die der Kraftentwicklung zugrunde liegenden physiologischen Abläufe erläutert.

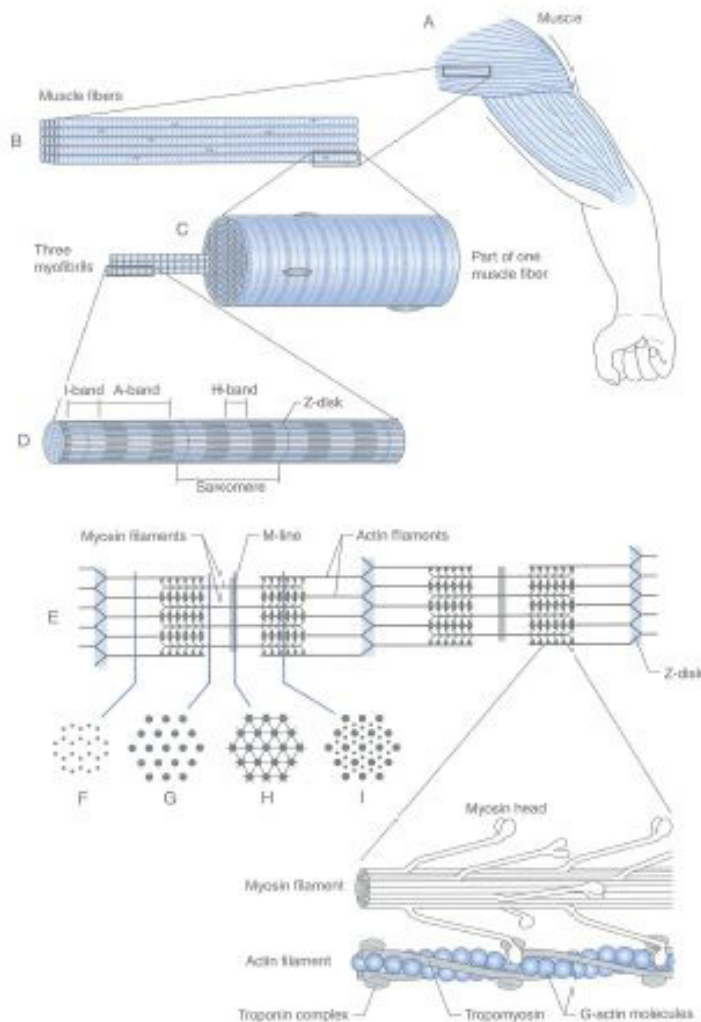


**Abb. 9: Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus**



### 1.5.1.1 Physiologische Grundlagen und Einflussgrößen der Kraft

#### Aufbau des Skelettmuskels

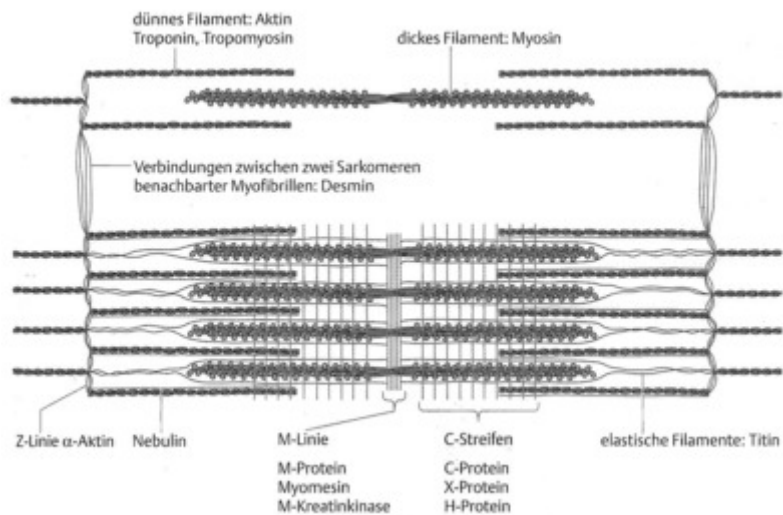


**Abb. 10: Schematische Darstellung des Skelettmuskels**

Ein Skelettmuskel ist vom Epimysium bzw. einer Faszie umhüllt und besteht aus mehreren Muskelfaserbündeln, diese wiederum aus einer Vielzahl an Fasern. Perimysium externum bzw. internum umschließen jeweils ein Muskelbündel bzw. die Muskelfaser. Durch die bindegewebige Ummantelung sind Längsverschiebungen innerhalb eines Muskels verschiedener Muskelbündel bzw. -fasern untereinander möglich. Die vom Sarkolemm (Zellmembran) umkleidete Muskelfaser oder auch Muskelzelle wird aus vielen sog. Myofibrillen mit randständigen Zellkernen gebildet. Jede einzelne Myofibrille besteht aus vielen, in Serie geschalteten Sarkomeren (2µm lange, zylindrische Fächer), welche gemeinsam mit dem dazu gehörenden Motoneuron und der motorischen Endplatte als kleinste funktionelle Einheit bezeichnet werden. Im Sarkomer sind 2 miteinander interagierende Myofilamente, Aktin und Myosin, in einem hexagonalen Muster angeordnet und bilden die Grundlage für die Muskelkontraktion. Die regelmäßige Anordnung dieser beiden Proteine lässt im Lichtmikroskop eine Querstreifung erkennen und verleiht dem Skelettmuskel seinen charakteristischen Beinamen.

Ein Skelettmuskel ist vom Epimysium bzw. einer Faszie umhüllt und besteht aus mehreren Muskelfaserbündeln, diese wiederum aus einer Vielzahl an Fasern. Perimysium externum bzw. internum umschließen jeweils ein Muskelbündel bzw. die Muskelfaser. Durch die bindegewebige Ummantelung sind Längsverschiebungen innerhalb eines Muskels verschiedener Muskelbündel bzw. -fasern untereinander möglich. Die vom Sarkolemm (Zellmembran) umkleidete Muskelfaser oder auch Muskelzelle wird aus vielen sog. Myofibrillen mit randständigen Zellkernen gebildet. Jede einzelne Myofibrille besteht aus vielen, in

Die seitlichen Begrenzungen eines Sarkomers sind die Z-Scheiben, an welchen die dünnen Aktinfilamente ihre Befestigung besitzen. Das Aktinfilament zeichnet sich durch eine doppelhelikale Struktur aus aneinander gereihten, globulären Aktin Molekülen aus. Um diese Doppelhelix windet sich fadenförmig der Troponin-Tropomyosin-Komplex und verdeckt die Bindungsstellen für die Myosinköpfchen. Das dickere Myosinfilament wird von 6 Aktinfilamenten umrahmt und ist an der M-Linie über Strukturproteine (z. B. Myomesin) in der Mitte des Sarkomers befestigt. Auch hier entsteht durch Zusammenlagerung eine Myosin-Doppelhelix mit einer einseitigen, köpfchenartigen Verdickung, dem Myosinköpfchen. Der mit Aktin- und ATP-Bindungsstellen versehene Kopf- und Halsteil des Myosins wird als heavy



**Abb. 11: Sarkomeraufbau**

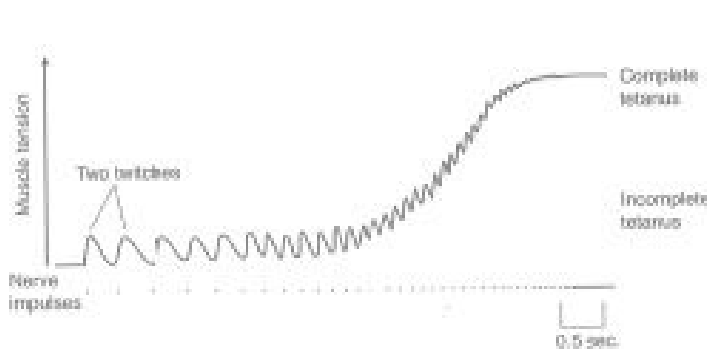
meromyosin (HMM), der

Schaftteil als light meromyosin (LMM) bezeichnet. Am Myosinkopf befinden sich noch sog. light chains mit 3 schnellen und 2 langsamen Ausprägungen, am Myosinschaft liegen heavy chains in 2 schnellen und 1 langsamen Ausprägung vor. Mit diesen Unterschieden lassen sich schnelle und langsame Muskelfasern voneinander abgrenzen (siehe Muskelfasertypen). Zusätzlich zu den beiden Myofilamenten existieren noch Struktur- bzw. Intermediärfilamente. Während Desmin für die Verbindung von Sarkomeren zweier benachbarter Myofibrillen verantwortlich ist, positioniert Nebulin das Aktinfilament im Sarkomer. Der größte bekannte Proteinkomplex des Körpers ist das Intermediärfilament Titin, welches an M- und Z-Protein befestigt ist und während der Kontraktion das Myosinfilament stabilisiert. Zusätzlich werden dem Titin-Komplex Stoßdämpfereigenschaften bei schnellen und sehr starken Dehnungen im Sinne der muskulären Stiffness zugeschrieben (Klinke and Silbernagl, 1996, Silbernagl and Despopoulos, 2003, Thews et al., 1999, Van den Berg, 1999).

### Gleitfilamenttheorie

Bevor es zum eigentlichen Querbrückenzyklus (Huxley and Niedergerke, 1954, Huxley, 1957) kommt, finden auf verschiedenen Ebenen zentralnervöse Abläufe statt. Im

prämotorischen und supplementär-motorischen Kortex wird das Bewegungsprogramm geplant, Kleinhirn und Basalganglien passen das Programm an äußere Rahmenbedingungen an und dienen der räumlich-zeitlichen Gliederung sowie der stützmotorischen Koordination. Über Motorkortex, Hirnstamm und Motoneuronen des Rückenmarks gelangen die bewegungsspezifischen Erregungsmuster an die der Muskulatur anliegenden motorischen Endplatten (MEP). Das longitudinale und transversale System des sarkoplasmatischen Retikulums zeichnet dabei für Kalziumspeicherung und elektromechanische Kopplung bzw. transversale Impulsverteilung in der Muskelzelle verantwortlich. Über mehrere biochemische Schritte kommt es zu einer Ausschüttung von Kalzium in das Sarkoplasma, welches durch Bindung an spezifische Kalziumrezeptoren am Troponinmolekül eine Verschiebung des Troponin-Tropomyosin-Komplexes bewirkt. Durch diese Verschiebung werden am



**Abb. 12: Summation von Einzelkontraktionen zum kompletten Tetanus**

Aktinfilament Bindungsstellen frei, an welchen die Myosinköpfe nach Freisetzung von Energie andocken. Durch Spaltung des Energieträgers ATP verringert sich der Winkel

zwischen Myosinschaft und Myosinkopf von  $90^\circ$  auf  $50^\circ$ . Dadurch kommt es zu einem Ineinandergleiten der beiden Filamente und der Muskel verkürzt sich (Klinke and Silbernagl, 1996).

Summieren sich aufgrund einer hochfrequenten nervalen Innervation einzelne Muskelkontraktionen auf, reicht die Refraktärzeit zwischen den Anspannungen nicht zur vollständigen Erholung aus und es kommt einer kompletten tetanischen Kontraktion (Astrand et al., 2003).

### Muskelfasertypen

Die menschliche Muskulatur wird in 4 verschiedene Muskelfasertypen untergliedert. Typ I Fasern (slow-twitch fibers, ST-Fasern, rote Muskeln) werden aufgrund ihrer nervalen Versorgung mittels kleiner  $\alpha$ -Motoneuronen und einer Innervationsfrequenz von 10-20 Aktionspotentialen / Sekunde als langsam zuckende Muskeln bezeichnet. Aufgrund einer guten Kapillarisation, eines hohen Myoglobingehaltes und der großen Anzahl an Mitochondrien (Ort des oxidativen Stoffwechsels) zeichnen sie für lang andauernde

Tätigkeiten im Sinne einer Ermüdungswiderstandsfähigkeit verantwortlich. Typ II Fasern (fast-twitch fibers, FT-Fasern, weiße Muskeln) werden nochmals in 3 Untereinheiten differenziert, Typ IIC, Typ IIA und Typ IIX Fasern. Der Fasertyp IIC wird als Übergangsform zwischen Typ I und Typ II Fasern bezeichnet. Die Differenzierung der beiden weiteren Fasertypen, Typ IIA und IIX wird bei Betrachtung der molekularen Struktur des Myosinschaftes und -kopfes deutlich (Astrand et al., 2003). Typ II Fasern sind dicker als langsam zuckende Fasern, weisen einen geringen Myoglobingehalt auf und beziehen ihre Energie vorwiegend aus der anaeroben Glykolyse. Daher sind diese Fasertypen für schnell- und maximalkräftige Kontraktionen verantwortlich, sind aber auch mit dem Nachteil schnellerer Ermüdbarkeit behaftet.

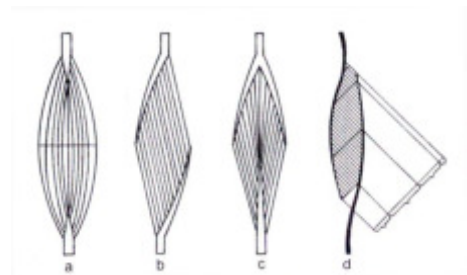
### Muskelquerschnitt

Die maximale Kraftentwicklung eines Muskels hängt u. a. vom Muskelquerschnitt ab (Cardinale et al., 2011, de Marées, 2003). Hieraus wird die Bedeutung eines Muskelaufbau- bzw. Hypertrophietrainings zur Kraftsteigerung ersichtlich (Bührle, 1985, Cardinale et al., 2011, Ehlenz et al., 1998, Gottlob, 2001, Schmidtbleicher, 1987, Wirth, 2011).

Je dicker der Muskel, desto höher ist das Potential, hohe Muskelspannungen zu generieren. In diesem Zusammenhang muss zwischen anatomischem und physiologischen Querschnitt differenziert werden. Der anatomische Querschnitt (anatomical cross sectional area, aCSA) stellt die dickste Stelle des Muskelbauches ohne Berücksichtigung der intramuskulären Faserverlaufsrichtung dar. Mittels aCSA erhält man Informationen über den Umfang des Muskels und dessen Platzverbrauch. Durch den physiologischen Querschnitt (pCSA) wird „jede Muskelfaser senkrecht zu ihrem Verlauf gemessen“ (Ehlenz et al., 1998).

### Muskelarchitektur

Neben dem Muskelfasertyp ist die Anordnung der Muskelfasern eine weitere Einflussgröße der motorischen Fähigkeit Kraft. Grundsätzlich kann zwischen spindelförmigen, gefiederten und fächerförmigen Muskeln unterschieden werden (Astrand et al., 2003, Kendall et al., 2005, Toigo, 2015). Muskelfasern mit spindelförmiger bzw. fusiformer Anordnung (z. B. m. tibialis anterior, m. rectus femoris, m. biceps brachii) verlaufen parallel zur Achse, an welcher die Kraft von Sehne auf



**Abb. 13: Muskeltypen. a: spindelförmig. b. einfach gefiedert. c. doppelt gefiedert. d. physiologischer Querschnitt**

Knochen übertragen wird (Toigo, 2015). Anatomischer und physiologischer Muskelquerschnitt sind hierbei gleich (Ehlenz et al., 1998). Gefiederte Muskeln können in einseitig (unipennatus, z. B. m. quadrizeps femoris vastus lateralis) oder mehrseitig gefiederter (bipennatus, z. B. m. gluteus medius) Form vorkommen. Sie setzen in mehr oder weniger steilem Winkel (i.e. Fiederungswinkel) schräg zur Sehne an, welche randständig (unipennatus) oder zentral (bipennatus) den Muskelfasern als Kraftangriffspunkt dient. Der physiologische Querschnitt kann dabei teilweise stark vom anatomischen Muskelquerschnitt abweichen (s. o.). Aufgrund des größeren physiologischen Querschnitts können gefiederte Muskeln mehr Kraft entwickeln als Spindelförmige (Kendall et al., 2005, Knebel, 1985). Fächerförmige Muskeln wie z. B. der m. gluteus minimus oder der m. pectoralis major sind Zwischenformen und vereinen Vor- und Nachteile beider Architekturtypen.

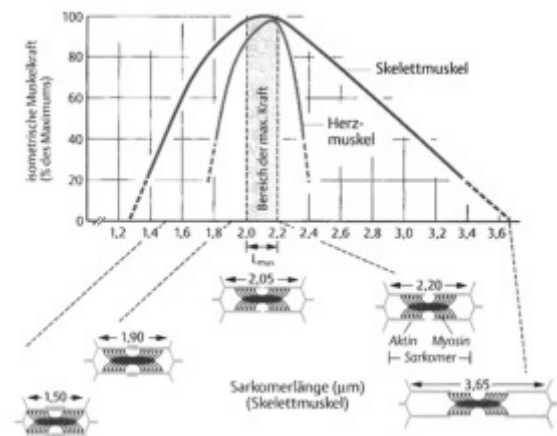
Neben der Anordnung der Fasern nimmt auch die Muskel- bzw. Faserlänge Einfluss auf die Kraftentwicklung (Cardinale et al., 2011). So besitzen langfaserige Muskeln (z. B. m. biceps femoris) ein größeres Potential schnellerer Kontraktionsfähigkeit (bzw. höherer Verkürzungsgeschwindigkeit) als „kurze“ Muskeln (z. B. m. soleus). Dieser Zusammenhang deckt sich mit Technikleitbildern aus der Leichtathletik und deren anatomischen Korrelaten hinsichtlich der eingesetzten Muskelgruppen bei Sprintbewegungen (Nett, 1969, Ballreich, 1969, Schmolinsky, 1977).

#### Intra- und intermuskuläre Koordination

Unter intramuskulärer Koordination versteht man die Fähigkeit, möglichst viele motorische Einheiten innerhalb eines Muskels optimal aufeinander abgestimmt einzusetzen. Dabei spielt der gleichzeitige Einsatz möglichst vieler motorischer Einheiten (Rekrutierung) sowie die Aktionspotentialfrequenz (Frequenzierung) der, den Muskel innervierenden, Nervenfasern eine wichtige Rolle (de Marées, 2003). Intermuskuläre Koordination bezeichnet das ausgewogene Zusammenspiel aller am Bewegungsergebnis beteiligter Muskelgruppen.

## Ausgangslänge des Muskels

Der Überlappungsgrad von Aktin und Myosin beeinflusst ebenfalls in hohem Maße die Kraftentwicklung der Skelettmuskulatur. Der optimale Überlappungsgrad der Myofilamente besteht bei einer Sarkomerlänge von 2-2,2  $\mu\text{m}$ , dabei können die meisten Querbrücken gebildet und somit die höchste Kraft erzielt werden. Bei einer Sarkomerlänge von 3,65  $\mu\text{m}$  überlappen sich die Filamente nicht mehr, bei maximaler Verkürzung (1,5  $\mu\text{m}$  Sarkomerlänge) stoßen die Myosinfilamente



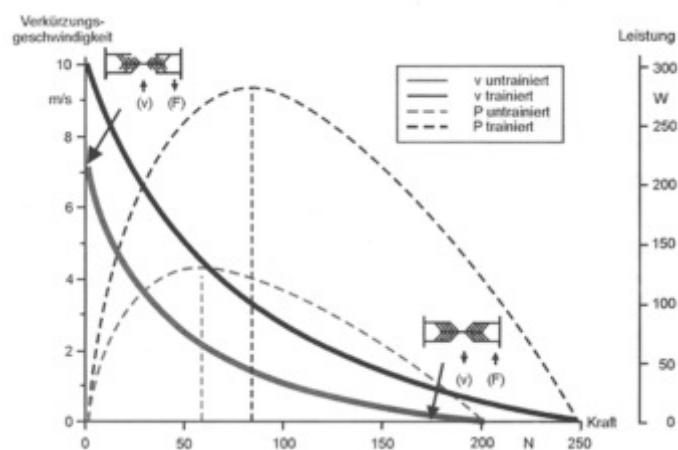
**Abb. 14: Zusammenhang zwischen Ausgangslänge des Sarkomers und Kraftentwicklung**

an die Z-Scheiben. Auf diesem muskelphysiologischen Geschehen beruht auch das Phänomen der aktiven Muskelinsuffizienz (Cardinale et al., 2011) bei mehrgelenkigen Muskeln (Silbernagl and Despopoulos, 2003, de Marées, 2003, Astrand et al., 2003).

## Verkürzungsgeschwindigkeit

Nach den Ausführungen von Hill besteht ein Zusammenhang zwischen Kraft und Geschwindigkeit (Hill, 1970). Die sog. Hill'sche Kurve zeigt, dass die Maximalkraft maßgeblich von der Verkürzungsgeschwindigkeit abhängt.

Hohe zu bewältigende Lasten können nur mit sehr geringer Geschwindigkeit bewegt werden, bei geringen Lasten steigt die Fähigkeit einer



**Abb. 15: Zusammenhang zwischen Verkürzungsgeschwindigkeit und Kraft**

schnellen oder explosiven Bewegungsausführung. Diese

schnelle Bewegungsausführung lässt sich auf Sarkomerebene mit der geringen Anzahl an geknüpften Querbrücken und dadurch einer hohen Beweglichkeit zwischen Aktin und Myosin erklären. Die Brückenbildungsrate pro Zeiteinheit wird mit der sog. Kontraktilität der in Serie geschalteten Sarkomere beschrieben. Bei hohen, maximalkräftigen Lasten ist eine hohe

Gesamtzahl an verwendeten Querbrücken von Bedeutung, folglich sinkt die Kontraktilität (Astrand et al., 2003, Cardinale et al., 2011, de Marées, 2003).

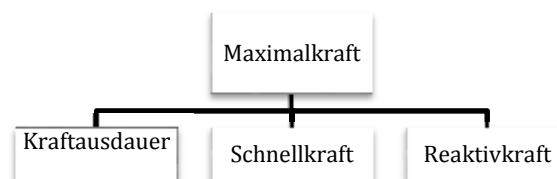
#### Anthropometrische Voraussetzungen - Biomechanik

In Bezug auf das Endergebnis von Bewegungs- oder Kraftleistungen besteht ein enger Zusammenhang zwischen Sarkomerlänge, Gelenkwinkel, Lastarm, Kraftarm sowie Ort und Winkel des muskulären Ansatzes. Die Arbeitswinkel der beteiligten Gelenke, die von der arbeitenden Muskulatur überspannt werden, bestimmen zwangsläufig die Ausgangslänge des Muskels und somit den Überlappungsgrad im Sarkomer (s. o.).

Lastmoment und Drehmoment sind definiert als das Produkt aus Last bzw. Kraft und Hebelarm und können als senkrechte Abstände der Wirkungslinie der Last bzw. Kraft vom Drehpunkt beschrieben werden. Die Länge der Extremitäten und der Ort des muskulären Ansatzes sind anatomische Gegebenheiten, welche die muskuläre Kraftleistung positiv oder negativ beeinflussen können. Bei langen Extremitäten und somit einem langen Lastarm muss mit gelenknah inserierenden Muskeln eine enorme Kraft entfaltet werden, um dem langen Lastarm entgegen zu wirken. So wird z. B. der m. quadrizeps femoris zur Kraftarmverlängerung über die Patella umgelenkt (Hypomochlion) und somit ein größerer Abstand zum Drehpunkt bzw. ein höheres Kraftmoment erzeugt (Gottlob, 2001, Cardinale et al., 2011, de Marées, 2003).

#### 1.5.1.2 Komponenten der Kraft

Es existieren 4 verschiedene Kraftfähigkeiten, nämlich Maximalkraft, Kraftausdauer, Schnellkraft und Reaktivkraft. Dabei stellt die Maximalkraft eine Art Basisfähigkeit dar, welche die 3 weiteren Kraftfähigkeiten mehr oder weniger stark beeinflusst (Roth and Willimczik, 1999, Martin et al., 2001, Wirth, 2011).



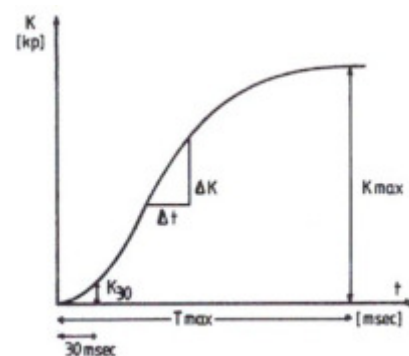
**Abb. 16: Komponenten der Kraft**

Die Maximalkraft ist definiert als „die höchstmögliche Kraft, die das Nerv-Muskelsystem bei maximaler willkürlicher Kontraktion ausüben vermag“ (Martin et al., 2001).

Unterscheidungen in isometrische und konzentrische Maximalkraft können u. a. von Schmidtbleicher nicht bestätigt werden, weshalb man von einer einheitlichen Fähigkeit ausgehen kann (Schmidtbleicher, 1987). Dem gegenüber steht der Unterschied zwischen isometrischer bzw. konzentrischer Maximalkraft und exzentrischer Maximalkraft. Die Differenz hierbei kann zwischen 5 und 40% (Bührle, 1985, Wirth and Schmidtbleicher, 2004, Wirth, 2011) betragen und wird als Kraftdefizit bezeichnet.

Unter Kraftausdauer versteht man die Fähigkeit, „bei einer bestimmten Anzahl von Kraftstößen innerhalb einer definierten Zeitraums die Verringerung der Kraftstoßhöhen möglichst gering zu halten“ (Martin et al., 2001), wobei der Kraftstoß oder auch Impuls das Produkt aus Masse und Geschwindigkeit ist. Hier wird der enge Zusammenhang zur motorischen Fähigkeit Ausdauer im Sinne einer Ermüdungswiderstandsfähigkeit deutlich.

Schnellkraft ist als die Fähigkeit des neuromuskulären Systems definiert, einen möglichst großen Impuls in der zur Verfügung stehenden Zeit zu produzieren (Schmidtbleicher, 1987, Schmidtbleicher, 1994). Ein schnellkräftiges Endresultat wird dabei von der Startkraft, der Explosivkraft und der Maximalkraft bestimmt. Die Startkraft oder „initial rate of force development“ (IRFD) beschreibt den Kraftanstieg während den ersten 30-50 ms (Pampus, 1995, Ehlenz et al., 1998), der Begriff Explosivkraft oder „maximum rate of force development“ (MRFD) bildet den höchsten Kraftanstieg pro Zeiteinheit ab (Schmidtbleicher, 1994). IRFD, MRFD und Maximalkraft addieren sich zum Schnellkraftindex, welcher das Verhältnis der maximal entwickelten Kraft in der zur Verfügung stehenden Zeit beschreibt.



**Abb. 17: Komponenten der Schnellkraft**

Die „Muskelleistung, die innerhalb eines Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus einen erhöhten Kraftstoß generiert“

(Martin et al., 2001), wird als Reaktivkraft bezeichnet. Hierbei beeinflussen neben der willkürlich gesteuerten Bewegung Momente der Vorinnervation (Voraktivierung, Reflexaktivität, Späte EMG-Antwort), der Muskelstiffness („short range elastic Stiffness“), sowie der Muskeleigenreflex (bzw. Dehnungsreflex ausgehend von den Muskelspindeln) und die Speicherung kinetischer Energie im Muskel-Sehnen-Komplex das reaktive Bewegungsergebnis (Nigg et al., 2000, Jones et al., 1986, Gollhofer, 1987, Schmidtbleicher, 1994, Huijing, 1994).



## 1.5.2 Motorische Fähigkeit Koordination

Ihren Fähigkeitscharakter entsprechend stellt die Koordination eine allgemeine, technikübergreifende Leistungsvoraussetzung dar, um Bewegungen schnell und gut zu lernen, zielgerichtet und genau zu kontrollieren und auf variable Situationen angemessen zu reagieren (Kröger and Roth, 2002, Weineck, 2003). Auf physiologischer Ebene kann man koordinative Fähigkeiten als zentralnervös bedingte Steuerungs- und Regelungsprozesse beschreiben. Im Vergleich zu der geordneten Struktur der konditionellen Fähigkeiten ist die sportwissenschaftliche Einteilung in bestimmte, klar definierte koordinative Fähigkeiten etwas unübersichtlicher. Anerkannte Strukturierungsmodelle sind die von Hirtz (Hirtz, 1994) mit 5 (kinästhetische Differenzierungs-, räumliche Orientierungs-, Gleichgewichts-, komplexe Reaktions-, Rhythmusfähigkeit) und Harre (Harre, 1987) mit 7 (Kopplungs-, Orientierungs-, Differenzierungs-, Gleichgewichts-, Reaktions-, Umstellungs-, Rhythmisierungsfähigkeit) benannten koordinativen Fähigkeiten. Neumaier und Mechling (Neumaier and Mechling, 1994) adaptierten diese Systematiken und arbeiteten koordinative Anforderungen von Bewegungsaufgaben heraus, welche mit verschiedenen afferenten und efferenten Informationsverarbeitungsprozessen bewältigt werden (Kröger and Roth, 2002, Roth and Willimczik, 1999).

Demnach müssen Bewegungsaufgaben unter Zeit-, Präzisions-, Komplexitäts-, Organisations-, Variabilitäts- und Belastungsdruckbedingungen erbracht werden. In der praktischen Umsetzung können in Anlehnung an Kröger und Roth (Kröger and Roth, 2002) somit einfach beherrschte Fertigkeiten mit Anforderungen an die afferente und efferente Informationsverarbeitung sowie mit Druckbedingungen gekoppelt werden, um ein Koordinationstraining zu gestalten.

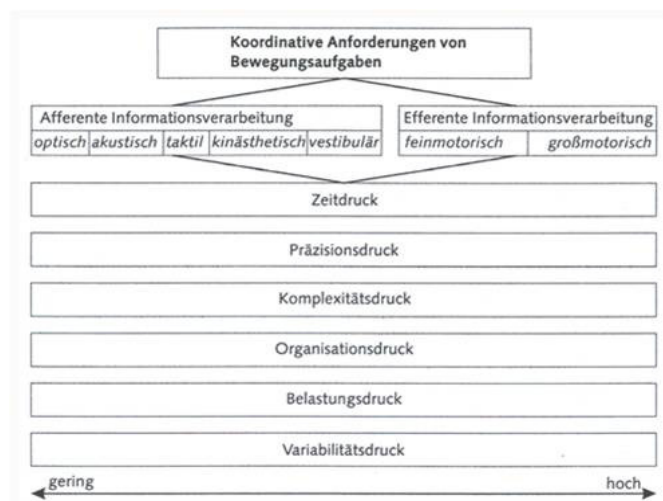


Abb. 18: Modell der koordinativen Anforderungen

## 1.6 Grundlagen der Isokinetik

1967 entwickelte James Perrine das erste isokinetische Test- und Trainingssystem (Perrine and Edgerton, 1978). Basierend auf den Ausführungen von Hill (Hill, 1970) und der daraus resultierenden Beziehung von Kraft und Geschwindigkeit lassen sich Arbeits- und Wirkungsweise sowie Intensitätssteuerung im isokinetischen System beschreiben. Isokinetik setzt sich zusammen aus „iso“ für gleich und „kinesis“ für Bewegung und bedeutet, dass die Bewegung mit gleich bleibender Bewegungsgeschwindigkeit durchgeführt wird. Das zweite Hauptmerkmal isokinetischer Systeme ist der sich anpassende Widerstand („accomodating resistance“) im Bewegungsverlauf (Dvir, 2004, Froböse, 1996, Felder, 1999, Froböse et al., 2002, Froböse et al., 2003, Diemer and Sutor, 2007). Während frühere Systeme über sog. Zentrifugalbremsen zur Erhaltung einer konstanten Geschwindigkeit verfügten, finden sich heute entweder hydraulisch oder elektrisch gesteuerte isokinetische Systeme. Einsatzgebiete der Isokinetik finden sich in allen Trainings- und Therapiestadien. Zur Optimierung von Training und Therapie können isokinetische Testsysteme als standardisierte Messinstrumente zur (Kraft-) Diagnostik eingesetzt werden. Je nach Trainingsphase im langfristigen Trainingsprozess und abgestimmt auf die Rahmenbedingungen der Trainingsperiodisierung können isokinetische Trainingsformen Bestandteil eines differenzierten Krafttrainings sein. Parallel dazu kommen in der Therapie v. a. im posttraumatischen oder –operativen Nachbehandlungszeitraum in allen Wundheilungsphasen isokinetische Systeme zum Einsatz. Als Beispiele hierfür sind zu nennen:

1. Aktiv-assistive Modi in frühfunktionellen Behandlungen im Sinne einer Bewegungsschiene („continuos passiv motion“) (Froese, 2010).
2. Rein konzentrische Arbeitsweise nach muskulären Verletzungen zur Ausrichtung der Myofilamente (Müller-Wohlfahrt et al., 2010) im Rahmen frühfunktioneller Rehabilitationsmaßnahmen.
3. Betont exzentrische Trainingsformen bei Tendinopathien (Fedberg and Stengaard-Pedersen, 2008, Kongsgaard et al., 2009, Kjaer et al., 2009).

Sowohl in der Therapie als auch im Trainingsprozess wird darüber hinaus die Isokinetik als standardisierte Testmethode zur Bestimmung des Kraft- und Gelenkstatus und zur Optimierung des Trainings und der Therapie eingesetzt (Diemer and Sutor, 2007, Dvir, 2004, Felder, 1999, Froböse, 1996, Froböse et al., 2003). Sowohl Toigo (Toigo, 2015) als auch Dvir (Dvir, 2004) weisen in diesem Zusammenhang allerdings darauf hin, dass das Resultat eines isokinetischen „Kraft“-Tests von aktiven, kontraktile Elementen als auch von

nichtkontraktilen Elementen des Arthrons beeinflusst wird. Zur Verdeutlichung dieses Sachverhaltes können z. B. Drehmomententwicklungen der Kniextensoren bei bestehender retropatellarer Knorpelproblematik oder Unregelmäßigkeiten in der „Kraftkurve“ bei meniskalen Verletzungen genannt werden (Dvir, 2004, Froböse, 1996, Knebel, 1985). Bei Tests zur Bestimmung der exzentrischen Drehmomententwicklung können sich zusätzlich passive Sehnenkräfte hinzu addieren, welche bei hohen Winkelgeschwindigkeiten vermehrt auftreten. Trotzdem werden im weiteren Verlauf die Termini Kraftkurve als auch Drehmomententwicklung für diese muskel- und gelenkspezifischen Phänomene benutzt.

Im Folgenden sollen die besonderen Merkmale sowie Vorteile und Nachteile kurz erläutert sowie Vergleiche zwischen konventionellem und isokinetischem Training gezogen werden. Zugleich dient diese Gegenüberstellung als Hintergrundinformation zur Erklärung der trainingsmethodischen Gestaltung dieser Studie.

#### Beziehung zwischen Kraft und Geschwindigkeit

Basierend auf den Ausführungen in Kapitel 1.5.1.1 über die Einflussgrößen der motorischen Fähigkeit Kraft und im Besonderen über die Beziehung zwischen Geschwindigkeit und Kraft, kann bei einem isokinetischen Training die Intensität u. a. über die applizierte Geschwindigkeit gesteuert werden. Grundlage ist auch hier die Hill'sche Kurve, welche besagt, dass bei hohen Geschwindigkeiten weniger Kraft produzierbar ist als bei sehr langsamen (Hill, 1970). Demnach kann z. B. in einem Kraftausdauertraining mit einer Geschwindigkeit gearbeitet werden, welche der prozentual zum einer Wiederholungsmaximum (1RM) passenden Belastungsintensität entspricht (i.e. 60-70% 1RM). In einem Muskelaufbautraining, in welchem sowohl morphologische als auch zentralnervöse Anpassungen erwünscht sind, muss zwangsläufig mit einer niedrigeren Geschwindigkeit trainiert werden, um die gewünschten Adaptationen zu erreichen (Froböse et al., 2003). Auch in der Therapie verschiedener Verletzungen des Bewegungsapparates kann über die applizierte Geschwindigkeit ein schmerzfreies, gelenkschonendes und effektives Training durchgeführt werden. So kann bei bestehender retropatellarer Knorpelproblematik durch die Wahl einer hohen Bewegungsgeschwindigkeit das Prinzip nach Bernoulli genutzt werden, um den Anpressdruck beider Gelenkpartner bei einem Knieextensorenttraining zu verringern (Froböse et al., 2003).

### Anpassender Widerstand

Bei auxotonen, massegesteuerten Trainingsgeräten wird mit einer konstanten Last trainiert, welche mehr oder weniger stark beschleunigt werden kann. Soll dabei eine Bewegung über das gesamte Bewegungsausmaß des vom trainierten Muskel überspannten Gelenks erfolgen, muss sich die gewählte Trainingslast zwangsläufig an den Gelenkwinkeln orientieren, an welchen die Überlappung der Myofilamente sehr groß oder sehr gering und somit die muskuläre Spannungsentwicklung nicht optimal ist. Im Gegensatz dazu wird durch die Besonderheit des anpassenden Widerstands bei isokinetischen Trainingsgeräten das Kraftentfaltungspotential des Muskels über sein gesamtes Bewegungsausmaß vollständig ausgeschöpft. Widerstandskurve des Geräts und Kraftkurve des Muskels decken sich dabei über das gesamte ROM. Im (Leistungs-) Training bestehen somit vielfältige Möglichkeiten zur Erhöhung und Optimierung der Trainingsreize und der daraus resultierenden neuromuskulären Anpassungen. Im posttraumatischen und –operativen Therapieverlauf können dadurch bei optimaler Reizsetzung Überlastungen vermieden werden. Diese positive Eigenschaft isokinetischer Trainingssysteme ist gleichzeitig einer der größten Kritikpunkte in der Einordnung in Trainings- und Therapiepläne, denn im (sportlichen) Alltag findet nahezu immer eine Auseinandersetzung mit dem eigenen Körpergewicht bzw. mit freien Massen statt, während anpassende Widerstände evtl. bei (sportlichen) Bewegungen im Wasser beobachtet werden können. Eine sinnvolle Integration in den Krafttrainingsprozess kann die positiven Eigenschaften beider Widerstandformen vereinen.

### Beziehung zwischen Kraft und Ausgangslänge der Muskulatur

Die sog. Kraftkurve wird nicht nur von der Geschwindigkeit der Bewegung, des Insertionswinkels der beteiligten Muskelgruppen bzw. der biomechanischen Gegebenheiten oder der Arbeitsweise der Muskulatur bestimmt, sondern auch in hohem Maße vom Überlappungsgrad der kontraktilen Filamente (Dvir, 2004). Maximale Drehmomente bzw. die Maximalkraft können bei einem optimalen Überlappungsgrad der Myofilamente (vgl. Kap. 1.5.1.1) beobachtet werden (s. u.).

### Arbeitsweisen der Muskulatur

Eine weitere Besonderheit des isokinetischen Trainings besteht in der Möglichkeit einer rein konzentrischen Arbeitsweise während einer Bewegung. Während bei auxotonen, massegesteuerten Geräten i. d. R. die Last mit dem sog. Agonisten zunächst konzentrisch angehoben und anschließend exzentrisch abgebremst werden muss, können beim

isokinetischen Training abwechselnd Agonist und Antagonist im Sinne einer Konzentrik beübt werden. Bei auxotonen Trainingsgeräten entsteht somit eine Dauerspannung im Zielmuskel (Muskelgruppe), während bei isokinetischen Trainingssystemen im Agonist-Antagonist-Wechselspiel Erholungsphasen statt finden. Besonders positiven Einfluss scheint diese Tatsache auf bestehenden Knorpelproblematiken der Extremitätengelenke zu haben, denn diese Form der Be- und Entlastung wirkt sich positiv auf den Gelenkstoffwechsel aus (Froböse, 1996, Froböse et al., 2003, Diemer and Sutor, 2007). Trotzdem können in isokinetischen Systemen hohe Muskelspannungen erzeugt werden, da auch hier Kombinationen von Konzentrik und Exzentrik möglich sind.

### Isokinetische Parameter

Der am häufigsten verwendete isokinetische Parameter ist das maximale Drehmoment bzw. „peak torque“ (in Newtonmeter, Nm) als absoluter oder relativ zum Körpergewicht (Nm/kg KG) gesetzter Wert. Das maximale Drehmoment ist der höchste Punkt in der Drehmomententwicklung. Die Position des maximalen Drehmoments (Winkelgrad, °) kann Auskunft über Schnell- oder Maximalkraftdefizite oder arthronale Probleme geben. Da es sich bei isokinetischer Diagnostik in der Regel um dynamische Tests über ein definiertes Bewegungsausmaß handelt, erscheint die Begrenzung auf einen Punkt der sog. Kraftkurve als zu wenig aussagefähig. Daher muss zusätzlich zum maximalen Drehmoment das Produkt von Kraft und Weg berechnet und ausgewertet werden. Definitionsgemäß im physikalischen Sinne ist Kraft x Weg Arbeit und wird in Joule angegeben (J und J/kg KG). Eine zusätzliche Bestimmung der erbrachten Leistung erscheint überflüssig, da sich Leistung aus der erbrachten Arbeit in der zur Verfügung stehenden Zeit errechnet. Da aber die Geschwindigkeit, und somit auch die Zeit über das Bewegungsausmaß konstant bleiben, bringt die Ermittlung der physikalischen Leistung keinen informellen Mehrgewinn. Darüber hinaus kann eine Betrachtung der Kurvencharakteristik Hinweise auf (patho-) physiologische Vorgänge im Arthron geben.

Die beschriebenen Parameter werden eingesetzt, um die beobachtete Drehmomententwicklung im Seitenvergleich zu beurteilen (dominante vs. nicht-dominante Extremität; verletzt vs. gesund) und das Verhältnis zwischen Agonist und Antagonist zu betrachten. So ist z. B. bei Messungen der knieumspannenden Muskelgruppen das Verhältnis zwischen ischiocruraler Muskelgruppe und m. quadrizeps femoris (i.e. H/Q-ratio) von besonderer Bedeutung. Ähnliche Beziehungen von Agonisten und Antagonisten werden für eine Vielzahl von Gelenken beschrieben. In diesem Zusammenhang wird auch oft von sog.

muskulären Dysbalancen gesprochen. Obwohl in der (isokinetischen) Fachliteratur teilweise Vergleichswerte existieren, kann nicht genau definiert werden, was eigentlich eine muskuläre Balance ist (Toigo, 2015, Schlumberger et al., 2006).

Werden Testresultate verschiedener Geschwindigkeitsspektren miteinander verglichen, können Aussagen über spezifische Defizite unterschiedlicher Kraftparameter (s. o.) getroffen werden.

### Schwerkraftkorrektur

Bei jedem isokinetischem Test sind die Probandenanordnung und Ausgangspositionen und somit das Gewicht der jeweiligen Extremität oder des Rumpfes mit zu berücksichtigen. Im Falle einer Testung des Kniegelenkes in sitzender Position würde sich das Gewicht des Unterschenkels bei nicht erfolgter Korrektur der Schwerkraft zum Kraftergebnis der ischiocruralen Muskelgruppe hinzu addieren. Ebenso verringert dies die Kraft der Kniestrecker. Dadurch würde also ein H/Q-ratio entstehen, welches bei „normalen“ Kraftverhältnissen auf eine „muskuläre Dysbalance“ hinweisen und somit zu falschen trainingsmethodischen Schlüssen führen könnte. Gleiche Phänomene können z. B. im oberen Sprunggelenk (Plantarflexoren vs. Dorsalextensoren), in der Schulter (bei Testungen der Rotatorenmanschette) oder bei Messungen der geraden Bauch- und Rückenmuskulatur auftreten.

### Rotatorische vs. Translatorische Bewegungen

Wie bei auxotonen Trainingsgeräten muss beim Einsatz isokinetischer Systeme mit berücksichtigt werden, ob im Sinne einer sog. geschlossenen kinetischen Kette (closed kinetic chain, CKC) (Reuleaux, 1875) eine translatorische Bewegung statt findet oder ob eingelenkig um einen Drehpunkt gearbeitet wird (offene kinetische Kette, open kinetic chain, OKC). Muskuläre Belastungen und Beanspruchungen der arthronalen Binnenstrukturen sind in beiden Trainingsformen unterschiedlich zu bewerten. Bei einem Training in der geschlossenen kinetischen Kette finden sich v. a. folgende Charakteristika:

- Distales Ende einer Extremität wird durch „Etwas“ fixiert (z. B. Beinpresse)
- Lineare Bewegung, daher Angaben der erbrachten Kraft in Newton (N)
- Gleichzeitiger Einbezug mehrerer Gelenkpartner und Muskelgruppen
- Funktionelle Bewegung

Im Gegensatz dazu zeichnet sich ein Training in der offenen kinetischen Kette durch folgende Besonderheiten aus:

- Distales Ende der Extremität ist frei bzw. die Anordnung des Hebelarms ist distal (z. B. eingelenkiger Kniestrecker), proximales Ende der Extremität ist fixiert
- Bewegung um ein Rotationszentrum, Drehmomentberechnungen in Newtonmeter (Nm)
- Isolierte Beanspruchung einzelner Muskeln
- Mögliche Scherkräfte im Gelenk
- Gelenkdrehachse bleibt mehr oder weniger gleich

## **1.7 Ziele der Studie**

Erstes Ziel dieser Studie war es, die Effekte der Transplantatwahl zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes auf die muskulären Kraftfähigkeiten und die Muskelmasse bestimmen zu können. Dabei wurde entweder ein Transplantat aus einem Streifen der autologen Quadrizepssehne oder ein Transplantat aus der autologen Semitendinosussehne miteinander verglichen.

Zweites Ziel war es, die Effekte der Lasteinwirkung bzw. die Art des Trainings während der Rehabilitation nach VKB-Rekonstruktion auf Kraft und Muskelmasse bestimmen zu können. Dafür wurde zwischen dem 3. und 6. Monat post-OP ein 12-wöchiges Krafttraining mit exzentrischer Überlast an einer isokinetischen Beinpresse einem herkömmlichen Krafttraining an einer massegesteuerten Beinpresse gegenüber gestellt.

Um die muskulären Anpassungen objektiv messen zu können, wurden nach 3 und 6 Monaten isokinetische Testverfahren und Sprungkrafttests sowie Querschnittmessungen der Muskulatur mittels Magnetresonanztomographie durchgeführt. Ergänzend wurden funktionelle Scores erhoben und klinische Untersuchungen durchgeführt. Zusätzlich wurden verschiedene Faktoren auf deren Einfluss auf die biomechanischen Krafttestergebnisse sowie auf das klinische und funktionelle Ergebnis untersucht.

### **1.7.1 Fragestellungen und Hypothesen**

#### **Hauptfragestellungen 1**

- 1.1. Gibt es Unterschiede in der Kraftentwicklung der Kniestrecker und Kniebeuger in Abhängigkeit vom eingesetzten Transplantat?
- 1.2. Besteht ein Unterschied in der Kraftentwicklung der Knieinnenrotatoren in Abhängigkeit von der Transplantatwahl?
- 1.3. Findet ein Transfer in mehrgelenkige, funktionelle Bewegungsabläufe in Abhängigkeit vom eingesetzten Transplantat statt?
- 1.4. Inwiefern beeinflusst die Transplantatwahl die postoperativen Muskelvolumina der Oberschenkelmuskulatur im MRT?



## **Hauptfragestellungen 2**

- 2.1. Wird durch Erhöhung der exzentrischen Belastung während eines Krafttrainings in der Rehabilitation nach vorderer Kreuzbandplastik eine größere Steigerung der Muskelkraft der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur bewirkt als nach einem konventionellen Krafttraining?
- 2.2. Findet ein Transfer in mehrgelenkige, funktionelle Bewegungsabläufe statt?
- 2.3. Kommt es durch das Krafttraining mit exzentrischer Überlast zu einer größeren Erhöhung des Muskelvolumens im MRT als bei einem konventionellen Krafttraining?

## **Nebenfragestellung 1**

Hat die Transplantatwahl Einfluss auf das postoperative funktionelle Outcome und auf die Ergebnisse der klinischen Untersuchung?

## **Nebenfragestellung 2**

Hat die Art der Lasteinwirkung bzw. die gewählte Trainingsmethode Einfluss auf das funktionelle Outcome und auf die Ergebnisse der klinischen Untersuchung?

## **Nebenfragestellung 3**

- 3.1. Bestehen geschlechtsspezifische Unterschiede in Bezug auf Kraftentwicklung und Muskelmasse?
- 3.2. Weisen junge Patienten ein besseres Ergebnis auf als ältere Patienten?
- 3.3. Gibt es Unterschiede zwischen normal- und übergewichtigen Patienten?
- 3.4. Hat das präoperative Aktivitätsniveau einen Einfluss auf die postoperative Kraftentwicklung und die Stabilität des betroffenen Beines?
- 3.5. Spielt der Zeitraum zwischen Verletzung und Operation eine Rolle, ob es zu einem positiven Ergebnis kommt?
- 3.6. Inwiefern haben Begleitverletzungen Einfluss auf das Ergebnis?

Die genannten Fragestellungen führen zu folgenden Hypothesen:

### **Hypothese 1:**

Die Transplantatwahl zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes hat Einfluss auf die postoperative Kraftentwicklung der knieumspannenden Muskulatur.

**Hypothese 1.1.1:** Zu Zeitpunkt T1 (3. Monat post-OP) ist die Kraftentwicklung und die Muskelmasse der Kniestrecker der operierten Seite im Vergleich zur nicht operierten Seite bei Verwendung eines autologen Sehnentransplantats durch Entnahme des mittleren Drittels der Quadrizepssehne mit patellaren Knochenblock (QT) stärker beeinträchtigt als bei Verwendung der Semitendinosussehne (ST) zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes.

Hauptzielvariablen: Verhältnis maximales Drehmoment zwischen operierter und nicht-operierter Seite (in %), relatives maximales Drehmoment (in Nm/kg KG), relative Arbeit (in J/kg KG) der Kniestrecker. Flughöhe (in cm) und Absprungimpuls (in N) im Squat Jump. Muskelquerschnitt m. quadrizeps femoris im MRT auf 3 Ebenen, Oberschenkelumfangsmessung auf 2 Ebenen.

**Hypothese 1.1.2.** Eine Schwächung der Knieextensoren durch die Entnahme des mittleren Drittels der Quadrizepssehne inkl. patellarem Knochenblock (QT) ist nur temporär, so dass zum Zeitpunkt T2 (6. Monat postoperativ) im Vergleich zur Verwendung der Semitendinosussehne kein Unterscheid mehr in der Kraftentwicklung und der Muskelmasse der Kniestrecker besteht.

Hauptzielvariablen: Verhältnis maximales Drehmoment zwischen operierter und nicht-operierter Seite (in %), relatives maximales Drehmoment (in Nm/kg KG), relative Arbeit (in J/kg KG) der Kniestrecker. Flughöhe (in cm) und Absprungimpuls (in N) im Squat Jump. Muskelquerschnitt m. quadrizeps femoris im MRT auf 3 Ebenen, Oberschenkelumfangsmessung auf 2 Ebenen.

**Hypothese 1.1.3.** Die erhöhten transplantatspezifischen Kraftdefizite der Kniestrecker bei VKB-Rekonstruktion mit Quadrizepssehne inkl. patellarem Knochenblock (QT) lassen sich durch ein gezieltes Krafttraining besser kompensieren und daher ist die Regeneration der

Kraft und der Muskelatrophie des Kniestreckapparates größer als bei Verwendung der Semitendinosussehne (ST) zur VKB-Rekonstruktion.

Hauptzielvariablen: Verhältnis maximales Drehmoment zwischen operierter und nicht-operierter Seite (in %), relatives maximales Drehmoment (in Nm/kg KG), relative Arbeit (in J/kg KG) der Kniestrecker. Flughöhe (in cm) und Absprungimpuls (in N) im Squat Jump. Muskelquerschnitt m. quadrizeps femoris im MRT auf 3 Ebenen, Oberschenkelumfangsmessung auf 2 Ebenen.

**Hypothese 1.2.1:** Zu Zeitpunkt T1 (3. Monat post-OP) ist die Kraftentwicklung der Kniebeuger und der Knieinnenrotatoren bei Verwendung der Semitendinosussehne (ST) zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes stärker beeinträchtigt als bei Verwendung eines autologen Sehnentransplantats durch Entnahme des mittleren Drittels der Quadrizepssehne mit patellaren Knochenblock (QT).

Hauptzielvariablen: Verhältnis maximales Drehmoment zwischen operierter und nicht-operierter Seite (in %), relatives maximales Drehmoment (in Nm/kg KG), relative Arbeit (in J/kg KG) der Kniebeuger. Muskelquerschnitt mm. ischiocrurales im MRT auf 3 Ebenen.

**Hypothese 1.2.2.** Eine Schwächung der Knieflexoren und Knieinnenrotatoren durch die Entnahme der Semitendinosussehne (ST) ist nur temporär, so dass zum Zeitpunkt T2 (6. Monat postoperativ) im Vergleich zur Verwendung der Quadrizepssehne (QT) kein Unterschied mehr in der Kraftentwicklung und der Muskelmasse der Kniebeuger besteht.

Hauptzielvariablen: Verhältnis maximales Drehmoment zwischen operierter und nicht-operierter Seite (in %), relatives maximales Drehmoment (in Nm/kg KG), relative Arbeit (in J/kg KG) der Kniebeuger. Muskelquerschnitt mm. ischiocrurales im MRT auf 3 Ebenen.

**Hypothese 1.2.3.** Die erhöhten transplantatspezifischen Kraftdefizite der Kniebeuger und Knieinnenrotatoren bei VKB-Rekonstruktion mit Semitendinosussehne (ST) lassen sich durch ein gezieltes Krafttraining besser kompensieren und daher ist die Regeneration der Kraft und

der Muskelatrophie des Kniebeugeapparates größer als bei Verwendung der Quadrizepssehne inkl. patellarem Knochenblock (QT).

Hauptzielvariablen: Verhältnis maximales Drehmoment zwischen operierter und nicht-operierter Seite (in %), relatives maximales Drehmoment (in Nm/kg KG), relative Arbeit (in J/kg KG) der Kniebeuger. Muskelquerschnitt mm. ischiocrurales im MRT auf 3 Ebenen.

**Hypothese 1.3.1:** Durch die operationsbedingte Schwächung der Knieextensoren kommt es 3 und 6 Monate nach Operation bei QT zu einem verspäteten maximalen Drehmoment (im Sinne einer mangelnden Startkraft) der Maximalkraft der Kniestrecker im Vergleich zu ST.

Hauptzielvariablen: Position des maximalen Drehmoments in ° der Kniestrecker

**Hypothese 1.3.2:** Durch die operationsbedingte Schwächung der Knieflexoren kommt es 3 und 6 Monate nach Operation bei ST zu einem verspäteten maximalen Drehmoment (im Sinne einer mangelnden Startkraft) der Maximalkraft der Kniebeuger im Vergleich zu QT.

Hauptzielvariablen: Position des maximalen Drehmoments in ° der Kniebeuger

**Hypothese 1.3.3:** Zum Zeitpunkt T1 und T2 besteht bei QT-Probanden aufgrund der Entnahme eines Sehnenstreifens inkl. patellarem Knochenblock ein schlechteres bzw. unphysiologischeres Verhältnisse zwischen der Kraft der Kniestrecker und der Kniebeuger (Hamstring-Quadriceps-ratio: H-Q-ratio) als bei ST-Probanden.

Hauptzielvariable: Verhältnis zwischen Maximalkraft der Kniebeuger und Kniestrecker (H-Q ratio)

## **Hypothese 2:**

Durch eine Erhöhung der exzentrischen Last bei einem Krafttraining in der Rehabilitation nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes kommt es im Vergleich zu einem konventionellen Krafttraining zu einer deutlicheren Zunahme der Muskelkraft und der Muskelmasse.

### **Hypothese 2.1.1.**

3 Monate postoperativ (T1) bestehen zwischen den beiden Krafttrainingskonzepten „Krafttraining mit exzentrischer Überlast“ (ISO) und „Konventionelles Krafttraining“ (KON) keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Kraft und der Muskelmasse der Kniestrecker.

Hauptzielvariablen: Verhältnis maximales Drehmoment zwischen operierter und nicht-operierter Seite (in %), relatives maximales Drehmoment (in Nm/kg KG), relative Arbeit (in J/kg KG) der Kniestrecker. Flughöhe (in cm) und Absprungimpuls (in N) im Squat Jump. Muskelquerschnitt m. quadrizeps femoris im MRT auf 3 Ebenen, Oberschenkelumfangsmessung auf 2 Ebenen.

### **Hypothese 2.1.2.**

Nach vorderer Kreuzbandplastik ist ein Krafttraining mit exzentrischer Überlast (ISO) einem konventionellen Krafttraining (KON) in Hinblick auf eine schnellere Regeneration der Kraft bzw. einer verbesserten Hypertrophie der Kniestrecker überlegen.

Hauptzielvariablen: Verhältnis maximales Drehmoment zwischen operierter und nicht-operierter Seite (in %), relatives maximales Drehmoment (in Nm/kg KG), relative Arbeit (in J/kg KG) der Kniestrecker. Flughöhe (in cm) und Absprungimpuls (in N) im Squat Jump. Muskelquerschnitt m. quadrizeps femoris im MRT auf 3 Ebenen, Oberschenkelumfangsmessung auf 2 Ebenen.

### **Hypothese 2.2.1.**

3 Monate postoperativ (T1) bestehen zwischen den beiden Krafttrainingskonzepten „Krafttraining mit exzentrischer Überlast“ (ISO) und „Konventionelles Krafttraining“ (KON) keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Kraft und der Muskelmasse der Kniebeuger.

Hauptzielvariablen: Verhältnis maximales Drehmoment zwischen operierter und nicht-operierter Seite (in %), relatives maximales Drehmoment (in Nm/kg KG), relative Arbeit (in J/kg KG) der Kniebeuger. Muskelquerschnitt mm. ischiocrurales im MRT auf 3 Ebenen.

### **Hypothese 2.2.2.**

Nach vorderer Kreuzbandplastik ist ein Krafttraining mit exzentrischer Überlast (ISO) einem konventionellen Krafttraining (KON) in Hinblick auf eine schnellere Regeneration der Kraft bzw. einer verbesserten Hypertrophie der Kniebeuger überlegen.

Hauptzielvariablen: Verhältnis maximales Drehmoment zwischen operierter und nicht-operierter Seite (in %), relatives maximales Drehmoment (in Nm/kg KG), relative Arbeit (in J/kg KG) der Kniebeuger. Muskelquerschnitt mm. ischiocrurales im MRT auf 3 Ebenen.

### **Hypothese 3**

Unabhängig vom gewählten Transplantat zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes finden sich gleiche Ergebnisse hinsichtlich des funktionellen Outcomes.

### **Hypothese 3.1.**

Das prätraumatische Aktivitätsniveau sowie der subjektiv beurteilte Kniezustand zum präoperativen Zeitpunkt unterscheidet sich zwischen der QT- und ST-Gruppe nicht.

Hauptzielvariablen: Tegner Score prätraumatisch, Lysholm Score und IKDC Score präoperativ

### **Hypothese 3.2.**

Zum Zeitpunkt T1 (3. Monat post-OP), T2 (6. Monat post-OP) und 12 Monate nach Rekonstruktion des VKB (T3) erzielen QT und ST eine gleiches funktionelles Outcome. Die Rückkehr zur gleichen sportlichen Aktivität wie vor der OP ist bei beiden Gruppen gleich.

Hauptzielvariablen: Tegner Score, Lysholm Score, IKDC Score, Befragung „return to sport“ zum Zeitpunkt T1, T2, T3

## **Hypothese 4**

Die gewählte Trainingsmethode nach vorderen Kreuzbandes hat Einfluss auf das funktionelle Outcome.

### **Hypothese 4.1.**

Das prätraumatische Aktivitätsniveau sowie der subjektiv beurteilte Kniezustand zum präoperativen Zeitpunkt unterscheidet sich zwischen ISO und KON nicht.

Hauptzielvariablen: Tegner Score prätraumatisch, Lysholm Score und IKDC Score präoperativ

### **Hypothese 4.2.**

Zum Zeitpunkt T2 (6. Monat post-OP) und 12 Monate nach Rekonstruktion des VKB (T3) erzielt die ISO-Gruppe ein besseres funktionelles Outcome als die konventionelle Trainingsgruppe. Die Rückkehr zur gleichen sportlichen Aktivität wie vor der OP ist bei ISO höher als bei KON.

Hauptzielvariablen: Tegner Score, Lysholm Score, IKDC Score, Befragung „return to sport“ zum Zeitpunkt T1, T2, T3

## **Hypothese 5**

Die Transplantatwahl zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes hat keinen Einfluss auf unterschiedliche Ergebnisse in der klinischen Untersuchung

### **Hypothese 5.1.**

Zum Zeitpunkt T1 (3. Monat post-OP) und T2 (6. Monat post-OP) sind die klinischen Untersuchungsergebnisse hinsichtlich Bewegungsausmaß, Reizzustand und Stabilität des operierten Kniegelenks bei QT und ST gleich.

Hauptzielvariablen: ROM-Messung, Entzündungszeichen, KT1000, Lachman-Test, Pivot-Shift-Test, Stabilität Kollateralländer, Provokationstest Menisken.

## **Hypothese 6 – weitere Einflussfaktoren**

### **Hypothese 6.1.**

3 und 6 Monate post-OP weisen Männer ein besseres Kraftniveau und mehr Muskelmasse auf als weibliche Probanden. Die muskuläre Anpassung durch das Training ist bei Männern größer.

Hauptzielvariablen: relative maximale Drehmomente der Knieextensoren und – flexoren (in Nm/kg KG), Muskelmasse im MRT

### **Hypothese 6.2.**

3 und 6 Monate post-OP weisen junge Probanden ein besseres Kraftniveau und mehr Muskelmasse auf als ältere Probanden.

Hauptzielvariablen: relative maximale Drehmomente der Knieextensoren und – flexoren (in Nm/kg KG), Muskelmasse im MRT

### **Hypothese 6.3.**

Normalgewichtige Patienten zeigen 3 und 6 Monate nach OP bessere Kraftwerte als übergewichtige Patienten

Hauptzielvariablen: relative maximale Drehmomente der Knieextensoren und – flexoren (in Nm/kg KG)

### **Hypothese 6.4.**

Bei hohem präoperativem Aktivitätsniveau kommt es zu einer besseren Kraftentwicklung der Knieextensoren und Knieflexoren 3 und 6 Monate postoperativ als bei niedrigem Aktivitätsniveau präoperativ.

Hauptzielvariablen: relatives maximales Drehmoment (in Nm/kg KG) der Kniestrecker und Kniebeuger, Muskelmasse im MRT



### **Hypothese 6.5.**

Je früher die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes erfolgt, desto besser ist die Kraftentwicklung der Knieextensoren und Knieflexoren 3 und 6 Monate postoperativ.

Hauptzielvariablen: relatives maximales Drehmoment (in Nm/kg KG der Kniestrecker und Kniebeuger, Muskelmasse im MRT)

### **Hypothese 6.6.**

Im Vergleich zu Probanden ohne Begleitverletzungen haben Probanden mit meniskalen Begleitverletzungen eine geminderte Kraftentwicklung der Knieextensoren und Knieflexoren 3 Monate postoperativ.

Hauptzielvariablen: relatives maximales Drehmoment (in Nm/kg KG), der Kniestrecker und Kniebeuger, Muskelmasse im MRT

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Studiendesign**

Diese Studie entspricht einem multizentrisch, randomisiert kontrollierten Design und hat prospektiven Charakter. Nach Aufklärung und Einverständniserklärung unterzogen sich die Probanden zunächst der Operation zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes. Anschließend durchliefen sie ein 3 monatiges, standardisiertes und vom Operateur vorgegebenes Rehabilitationsschema bis zur 12 Woche post-OP (siehe Kapitel 2.4.). Der die Intervention umschließende diagnostische Rahmen, welcher zum 3. und zum 6. Monat postoperativ statt fand, beinhaltete biomechanische Messungen, radiologische Bildgebung, Fragebogenerhebungen und klinische Untersuchung. Die genauen Details hierzu können aus den entsprechenden Kapiteln entnommen werden.

### **2.2 Stichprobe**

Die Patientenrekrutierung erfolgte im Zeitraum vom 01.01.2013 bis zum 31.12.2015. Für die Operationsmethode des rupturierten vorderen Kreuzbandes unter Verwendung der Semitendinosussehne wurde der erste Kontakt von dem Sekretariat des Universitätsklinikum Heidelberg (Frau Anita Stadler), Zentrum für Orthopädie, Unfallchirurgie und Paraplegiologie, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie bzw. von Herrn Dr. med. Alexander Barié (Leitung Sportorthopädie Universitätsklinikum Heidelberg) hergestellt. Die orthopädische Gemeinschaftspraxis Sporthopaedie an der St. Elisabeth Klinik, hier v. a. Frau Silke Kraushaar in Zusammenarbeit mit der kommissarischen Leitung der Sportmedizin Heidelberg in Person von Frau Prof Dr. med. Birgit Friedmann-Bette kümmerte sich um den Patienteneinschluss der Probanden mit VKB-Quadrizepssehnenersatz. Der Einschluss der Probanden erfolgte anhand der im Folgenden aufgeführten Ein- und Ausschlusskriterien.

#### **2.2.1 Einschlusskriterien**

- Alter 18-35 Jahre
- Freizeitsportler
- primäre traumatische Ruptur des vorderen Kreuzbandes
- operative Versorgung innerhalb eines Jahres nach Verletzung mit einer der beiden Operationsmethoden
- reizlose Gelenk- und Narbenverhältnisse nach der ersten 12-wöchigen Rehabilitationsphase

- Einverständniserklärung nach mündlicher und schriftlicher Aufklärung vom Probanden unterschrieben.

### **2.2.2 Ausschlusskriterien**

- Begleitverletzungen des Außenbandes und/oder des hinteren Kreuzbandes
- höhergradige Knorpelschäden (> Grad 2 nach Outerbridge)
- Verletzung des kontralateralen Beines
- Erkrankungen (Auffälligkeiten) des Bewegungsapparates wie z.B. Arthrose, Spondylarthrose, Gelenk- oder Wirbelsäulendeformität
- anamnestisch Überempfindlichkeit gegen Lokalanästhetika
- Herz-Kreislaufkrankung (z.B. Hypertonie, koronare Herzkrankheit, hämodynamisch relevante Klappenventilen, höhergradige Herzrhythmusstörungen)
- jegliche akute oder chronische Erkrankung (z.B. Infektionskrankheiten)
- Störung der Gerinnungsaktivität
- Anämie
- anamnestisch Hinweis auf Muskelerkrankung
- regelmäßige Medikamenteneinnahme, insbesondere von nichtsteroidalen Antiphlogistika
- Keine MRT-Untersuchung möglich

### **2.2.3 Operateure**

Die VKB-Rekonstruktionen mit Quadrizepssehne wurden von erfahrenen Kniechirurgen (N.A. Streich, J. Huber) der Gemeinschaftspraxis Sportopaedie im St. Elisabeth Krankenhaus in Heidelberg durchgeführt. Erfahrene Operateure (A. Barié) des Zentrums für Orthopädie, Unfallchirurgie und Paraplegiologie, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der Universitätsklinik Heidelberg führten den VKB-Ersatz unter Verwendung der Semitendinosussehne durch.

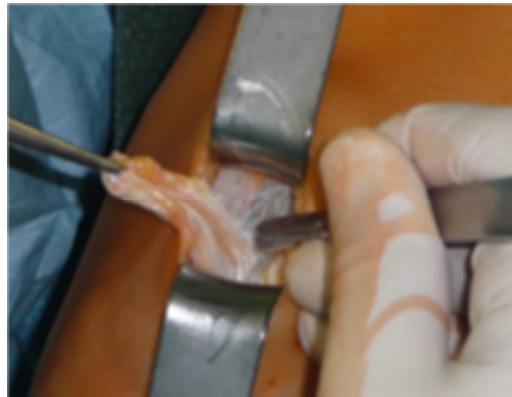
## **2.3 Operationsmethoden**

Im Folgenden werden die dieser Arbeit zugrunde liegenden operativen Techniken zur Rekonstruktion des VKB erläutert. Vor der eigentlichen VKB-Operation erfolgte bei beiden Techniken in Narkose eine Untersuchung des Bandapparates und eine diagnostische Arthroskopie zur Beurteilung der ligamentären Strukturen des Knies und zur Feststellung möglicher begleitender Kniebinnenschäden.

### 2.3.1 Rekonstruktion des VKB mit autologer Quadrizepssehne in fremdmaterialfreier Press-Fit Technik

#### Transplantatentnahme und -präparation

Zunächst erfolgt ein querliegender, etwa 4 cm langer Hautschnitt direkt oberhalb der Patellabasis. Nahe dem Muskelbauch des vastus medialis des m. quadrizeps femoris wird ein ca. 5 cm langer, 1 cm breiter und ein ca. 6-8 mm dicker Sehnenstreifen heraus präpariert. Um eine ausreichende Dicke des Transplantats zu erhalten, wird neben einem Teil der Sehne des m. rectus femoris zusätzlich Sehnenmaterial des vastus intermedius gewonnen. Etwa 2 cm des proximalen freien Sehnenendes werden mit gedoppelten Vicrylfäden durch eine Kessler-Naht armiert. Über diesen gewonnenen Sehnenstreifen wird eine oszillierende Hohlfräse mit einem Innendurchmesser von 9,4mm bis zur Patellabasis vor geschoben. Anschließend wird ein ca. 22 mm langer patellarer Knochenblock aus der Kniescheibe ausgesägt und abgemeißelt. Dieser Knochenblock wird an seinem distalen Ende zäpfchenartig verjüngt. Zusätzlich wird ein Loch in den Knochenblock gebohrt, durch welches ein gedoppelter Mersilenfaden zum späteren Einziehen des Transplantats eingefädelt wird.



**Abb. 19: Entnahme Sehnenstreifen Quadrizepssehne inkl. patellarem Knochenblock**

#### Positionierung des tibialen und femoralen Bohrkanals

Um ein postoperatives Notchimpingment des Transplantats zu verhindern, wird der Interkondylarraum in seiner Weite beurteilt und durch Ausschabung oder –fräsung entsprechend frei gelegt. Der Eintrittswinkel bei der Bohrung in das Tibiaplateau beträgt 50°, der Winkel zum femoralen Eintritt beträgt 45° in Bezug zur Sagitalebene. Zunächst wird ein 2,4 mm Kirschner-Draht exakt positioniert, welcher einer Hohlfräse als Führungsschiene dient. Mithilfe dieser Hohlfräse wird ein spongiöser Knochenblock aus dem Schienbein zum späteren Auffüllen von tibialen und patellaren Knochendefekten gewonnen. Das Zielgerät zur Bohrung des femoralen Tunnels wird durch den tibialen Tunnel geschoben und erlaubt bei 90° gebeugtem Kniegelenk eine weit dorsale und laterale Tunnelplatzierung entsprechend Zone 4 nach Harner (Harner et al., 1999). Unter Verwendung eines Spongiosakompaktors wird die femorale Bohrkanalwand verdichtet.

### Femorale und tibiale Fixierung des Transplantats

Das Transplantat wird mit Hilfe der Zugfäden von distal nach proximal in den femoralen Bohrkanal ca. bis zur Hälfte eingezogen. Die weitere femorale Fixierung erfolgt durch komplette Einstößelung des Knochenblocks. Durch kräftigen Zug an den die Quadrizepssehne armierenden Vicrylfäden erfolgt die Kontrolle der femoralen Fixierung. Zur tibialen Fixierung wird zunächst eine Hälfte des im Vorfeld gewonnen spongiösen Knochenzylinders in den tibialen Bohrkanal geschoben. Anschließend wird mit einem 4,5 mm Bohrer ein 1,5 cm tiefer liegender zweiter Bohrkanal mit einem V-förmigen Mündungswinkel in den ursprünglichen Bohrkanal angelegt. Über die so entstandene Knochenbrücke werden die Vicrylfäden miteinander verknotet.

### Wundverschluss

Durch Entnahme des Sehnen-Knochen-Komplexes ist es patellar zu einer Knochenlücke gekommen. Diese wird mit der zweiten Hälfte des tibialen, spongiösen Knochenzylinders aufgefüllt. Anschließend erfolgt der Wundverschluss.

## 2.3.2 Rekonstruktion des VKB mit vierfach gelegter Semitendinosussehne in Einzelbündeltechnik

### Transplantatentnahme und –präparation

Der schräge, ca. 3cm lange Hautschnitt erfolgt auf der Innenseite des Schienbeins auf Höhe des pes anserinus. Nach Freilegung der distalen, tendinösen Insertion des m. semitendinosus wird ein Sehnenstripper über die Sehne bis zum Muskel-Sehnen-Übergang geschoben und die Sehne abgeschnitten. Die so gewonnene Sehne wird gesäubert und anschließend 4-fach gelegt, so dass ein etwa 6-8 cm langes und 7-10 mm dickes Transplantat entsteht. Beide Enden werden mit Fäden armiert.



**Abb. 20: Entnahme Sehne des m. semitendinosus**

### Positionierung des tibialen und femoralen Bohrkanals

Um ein postoperatives Notchimpingment des Transplantats zu verhindern, wird die fossa intercondylaris in seiner Weite beurteilt und durch Ausschabung oder –fräsung entsprechend erweitert. Alte Kreuzbandreste werden nur soweit entfernt bzw. abgeschabt, das femorale und tibiale „ACL-footprint“ erhalten bleiben. Der tibiale Bohrkanal wird mit einem Eintrittswinkel von 55-60° angelegt, der femorale Tunnel wird über das mediale Portal gebohrt. Zur Bohrung des femoralen Tunnels kommt ein „Off-Set-Guide“ zum Einsatz, welcher einen definierten Abstand zur linea intercondylaris vorgibt und somit eine korrekten Platzierung des femoralen Tunnels erlaubt. Der Durchmesser beider Tunnel richtet sich nach der endgültigen Dicke des Transplantats.

### Femorale und tibiale Fixierung des Transplantats

Die femorale Fixierung erfolgt gelenkfern über einen Endo-Button, tibial wird gelenknah mit einer bioresorbierbaren Schraube und gelenkfern mit einer Suture-Disc im Sinne einer Hybridfixierung gearbeitet. Anschließend erfolgt der Wundverschluss.

## **2.4 Frühfunktionelle Rehabilitation (1. Tag – 12. Woche post-OP)**

Die postoperative, frühfunktionelle Rehabilitation nach VKB-Rekonstruktion orientiert sich an den bereits in Kapitel 1.4.3 vorgestellten Phasen der Wundheilung und ist in folgende Punkte gegliedert:

1. Woche 1-2 post-OP:           Regelmäßige    Verband-    und    Wundkontrolle. Hochlagerung mindestens 3x/Tag für 20min und zusätzliche Eisauflage. Krankengymnastik und manuelle Lymphdrainage 2-3x/Woche. 20 kg Teilbelastung an Unterarmstützen für die ersten 2 Wochen. Ende der 2. Woche werden Fäden (ASK-Inzision) gezogen. Bewegungslimitierung Ext/Flex auf 0-0-90° für die ersten 4 Wochen, mehrmals / Tag Bewegungsschiene (Camoped) im erlaubten ROM bis zum Ende der 4. Woche post-OP.
2. Woche 2-4 post-OP:           Zunehmender Belastungsaufbau bis zur Vollbelastung nach 4 Wochen. In der Phase der Teilbelastung wird eine Thromboseprophylaxe mit niedermolekularem Heparin (Clexane 1x 20/40mg s.c.) empfohlen.
3. Woche 4-12 post-OP:           Sobald das Bewegungsausmaß es erlaubt ist Radfahren erlaubt. Für ein normales Fahrrad wird eine Beweglichkeit in Beugung von 110° benötigt. Falls vorhanden kann mit einer verkürzten Hebeleinstellung bereits trainiert

werden, bei welcher das ROM auf 90° Flex limitiert werden kann. Schwimmen ist ebenfalls ab der 4. Woche post-OP erlaubt.

4. Ab Woche 12 post-OP: Beginn Intervention

## 2.5 Testinstrumentarium

### 2.5.1 Isokinetische Muskelfunktionsanalyse

Um die zuvor beschriebenen typischen negativen muskulären Anpassungserscheinungen bzw. atrophischen Zustände genau beschreiben zu können, erfolgt die Messung der Kraft der knieumspannenden Muskulatur an dem isokinetischen Diagnosesystem ISOMED 2000 (D&R Ferstl, Hemau, Deutschland). Zur Interpretation der für diese Untersuchung relevanten Kraftverhältnisse werden die Messungen der Knieextensoren und der Knieflexoren sowie der Knieinnen- und Knieausßenrotatoren heran gezogen.

#### Outcomevariablen

Gemessen werden die maximalen Drehmomente in Newtonmeter, das relative maximale Drehmoment in Bezug zum Körpergewicht, deren winkelspezifisches Auftreten ( $^{\circ}/\text{max. Drehmoment}$ ), die Arbeit in Joule und die relative Arbeit in Bezug zum Körpergewicht der Knieextensoren und –flexoren sowie der Knieinnen- und ausßenrotatoren. Als Grundlage für die Ergebnisse und die Hypothesenprüfungen wird das Verhältnis des maximalen Drehmoments zwischen der betroffenen und nicht betroffenen Seite (% betr./ges.) als Hauptparameter herangezogen. Die weiteren Parameter (rel. max. Drehmoment + rel. Arbeit) gelten als Ergänzung und werden in der Diskussion zur Erklärung transplantatspezifischer Phänomene genutzt.

Vor der Durchführung der Maximal-, Schnellkraft- und Sprungkrafttests absolviert jeder Proband eine standardisierte Erwärmung auf einem Fahrradergometer mit 1,5 Watt / kg Körpergewicht bei einer konstanten Trittggeschwindigkeit von 60-70U/min.

#### 2.5.1.1 Knieextension und Knieflexion

##### Probandenpositionierung

Die Knieextension und –flexion erfolgt in sitzender Position mit ca. 80° gebeugtem Hüftgelenk. Zum Ausschluss möglicher Begleitbewegungen werden die Schultern und die Hüfte mit Polstern fixiert, ebenso kommt es zu einer Fixierung des Oberschenkels, um eine Abweichung der Drehachse des Kniegelenks (Femurkondyle, s. o. ) mit der



**Abb. 21: Isokinetisches Basismodul, Einstellung für Knie Extension / Flexion**



Drehachse des Dynamometers zu verhindern. In der Mitte des Unterschenkels erfolgt die Platzierung des Polsters als Angriffspunkt zur Drehmomentwicklung der Knieextensoren und -flexoren. Damit eine achsengerechte Kraftmessung gewährleistet wird, (weder genu valgum noch genu varum) muss noch auf die Verschiebung des Angriffspolsters nach medial und lateral geachtet werden. Um zusätzliche, nicht erwünschte Bewegungen der Arme aus zu schließen, werden diese vor dem Körper überkreuzt. Zur Vermeidung einer zu hohen Tonusentwicklung der Wadenmuskulatur während der Knieflexion muss der Fuß dorsalflektiert werden. Die Messungen erfolgten schwerkraftkorrigiert.

#### Testablauf

Die Drehmomentbestimmung der knieumspannenden Muskulatur erfolgt immer zuerst mit dem nicht operierten Bein, um die Gewöhnung an das Gerät für das operierte Bein methodisch schlüssiger zu erarbeiten. In diesem Zusammenhang ist auch die mentale Vorbereitung der Maximalkraftmessung mit dem verletzten Bein zu sehen.

Zunächst wird der individuelle anatomische Nullpunkt bestimmt, von welchem aus die Messung im Bewegungsausmaß 0-10-90 (nach der Neutral-Null-Methode, NNM) erfolgt. Dieses Bewegungsausmaß wurde aus Schutzgründen für das VKB-Transplantat vor zu starker Extension (und somit verbunden mit einer anterioren tibialen Translation und leichten Dehnung des Transplantates) gewählt. Die Probanden wurden instruiert, während des gesamten Testablaufes eine isometrische Dorsalextension im oberen Sprunggelenk zu erhalten, um einen möglichen Muskelkrampf im m. gastrocnemius bei Knieflexion zu verhindern. Für jede Testbewegung wurden immer 3 Probewiederholungen absolviert, welche in Intensität ansteigend bis zur maximal willkürlichen Kontraktion gesteigert werden sollte. Anschließend wurde eine 1-minütige Pause eingelegt, bevor der eigentliche Testablauf begann.

Nach einem 3-sekündigen Countdown startet die Messung in Extensionsstellung, bei welcher die Probanden verbal kontinuierlich zu 3 maximal willkürlichen Kontraktionen sowohl für die Knieflexion als auch für die Knieextension motiviert werden. Nach Beendigung der ersten Messung zur Bestimmung der Maximalkraft (3 Wiederholungen) haben die Probanden 1 min Pause, nach welcher eine 2. spezifische Erwärmung mit 3 Wiederholungen in der schnellen Geschwindigkeit zur Bestimmung der Schnellkraft erfolgt. Die Messung der Schnellkraft umfasst 5 Wiederholungen.

In der folgenden Tabelle sind alle gerätetypischen und für diese Untersuchung relevanten Einstellungen und Durchführungsmodalitäten an der ISOmed 2000 fest gehalten.

**Tab. 1: Testanordnung isokinetischer Parameter Knieextension / Knieflexion**

	ROM (NNM)	Geschwindigkeit (°/sec)	Abbremsung	Beschleunigung
<b>Maximalkraft</b>	0-10-90	60	hart	sehr schnell
<b>Schnellkraft</b>	0-10-90	180	weich	sehr schnell

### 2.5.1.2 Knieinnenrotation und Knieausenrotation

#### Probandenpositionierung

Dieser Test erfolgt in Rückenlage mit 90° gebeugtem Kniegelenk. Angriffspunkt zur Bestimmung der Drehmomententwicklung ist der in einem Fußadapter stehende Fuß. Zur Vermeidung von Begleit- oder Ausweichbewegungen werden Schulter, Hüfte sowie Oberschenkel mit Polstern bzw. Gurten fixiert.



**Abb. 22: Positionierung / Ausgangsstellung für Krafttest Knieinnenrotation / Knieausenrotation**

#### Testablauf

Probe- und Testwiederholungen sowie die Pausengestaltung sind dem Maximalkrafttest der Kniestrecker und –beuger identisch.

**Tab. 2: Testanordnung isokinetischer Parameter Knieinnenrotation / Knieausenrotation**

	ROM (NNM)	Geschwindigkeit (°/sec)	Abbremsung	Beschleunigung
<b>Maximalkraft</b>	15-0-25	60	hart	sehr schnell

### 2.5.2 Sprungkraftanalyse

Zur Bestimmung der konzentrischen Schnellkraftfähigkeit der Beinstreckerkette (m. gastrocnemius, m. quadriceps femoris, m. gluteus maximus, mm. ischiocrurales) ist der sogenannte Kauersprung (Squat Jump) ein valides Diagnosemittel. Hierbei wird aus einer 90° gebeugten, isometrisch gehaltenen Knieposition ein maximal hoher Absprung ohne Ausholbewegung durchgeführt. Die in dieser Untersuchung benutzte Kraftmessplatte (Novotec, Pforzheim, Deutschland) zur Bestimmung der Flughöhe und des Impulsverhalten

(Software: CSI) beider Beine ist zwei geteilt, um mögliche Differenzen im Abdruckverhalten / Impulsverhalten des operierten zum nicht-operierten Bein fest stellen zu können. Durch die ausschließlich konzentrische Arbeitsweise wird ein reaktivkräftiges Muskelverhalten im Sinne eines Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus vermieden.

#### Outcomevariablen

Gemessen werden die Sprunghöhen in cm und das Impulsverhalten in Newton beim Absprung. Bezüglich des Impulsverhaltens scheint in dieser Untersuchung der Unterschied zwischen dem nicht-operierten und dem operierten Bein besonders wichtig zu sein, weshalb das Impulsverhalten zusätzlich getrennt beobachtet wird.

#### Probandenpositionierung und Testablauf

Der Proband steht im hüftbreiten Abstand auf der Kraftmessplatte, die Hände sind während des gesamten Testablaufs an der Hüfte abgestützt, damit keine Schwungbewegung der Arme die Sprungleistung, generiert durch die Beinstreckerkette, beeinflussen kann. Zunächst wird das Gewicht des Probanden bei ruhigem, aufrechtem Stand eingemessen. Sobald dies erfolgt ist, muss der Proband in die Ausgangsstellung gehen, d. h. eine Kniebeuge bis 90° gebeugtem Kniegelenk einnehmen und diese isometrisch für 3 Sekunden halten. Im Anschluss wird der Proband aufgefordert, einen maximal hohen und schnellen Absprung durch zu führen, wobei nach verlassen der Kraftmessplatte die Beine gestreckt bleiben müssen.

Nach der verbalen Einführung und Erklärung des Testablaufes hat jeder Proband 1 Probeversuch zur spezifischen Erwärmung, anschließend werden 3 Testwiederholungen mit einer Pause von 20sec absolviert.

### 2.5.3 Radiologische Untersuchung – Muskelquerschnitte im Kernspintomogramm

Die kernspintomographische Bestimmung der Muskelquerschnitte des gesamten m. quadrizpes femoris (keine vasti-Unterteilung) und der ischiocruralen Muskelgruppe (m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus) erfolgte mit einem 3 Tesla Ganzkörpertomographen (MAGNETOM Verio, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany). Die

Signalaufnahme wurde mit einer Standard-body-phased Array Spule des Herstellers durchgeführt. Zur Bildgebung



**Abb. 23:**  
**Ganzkörpertomograph**

befanden sich die Probanden in Rückenlage, die Muskelquerschnitte beider Oberschenkel wurden dargestellt, um im weiteren Verlauf die muskelspezifische Atrophie im Seitenvergleich darstellen zu können. Die Muskelquerschnittsmessung erfolgte in Bezug zur Spitze des trochanter majors auf 3 Ebenen, nämlich 12cm, 20cm und 28cm distal zum Bezugspunkt (T<sub>1</sub>-gewichtete Sequenzen). Die technischen Details der MRT und des Messprotokolls waren folgende:

- Axiale und koronare T<sub>1</sub>-gewichtete Spin-Echo (SE) Sequenz mit einer Wiederholungszeit / Nachhaltzeit (in ms) von 700/15 für die axiale und 852/12 für die koronare Sequenz und einer Schichtdicke von jeweils 8 und 4 mm.
- Axiale und koronare T<sub>2</sub>-gewichtete fettunterdrückte Short Tau Inversion Recovery (STIR) Sequenz mit einer Wiederholungszeit / Nachhaltzeit von 2690/38 ms für die axiale und 4440/38 ms für die koronare Sequenz. Die Inversionszeit lag bei 210 ms, Schichtdicke jeweils bei 8mm.
- MRT-Auswertesoftware: Picture archiving and communication system (PACS, GE Centricity PACS 4.0, GE Healthcare, Barrington, IL).
- Ausmessen der T<sub>1</sub>-gewichteten MRT-Bilder mit einem standardisierten Digitizer.
- Darstellung der Signalintensität über T<sub>1</sub>-gewichtete Aufnahmen.
- Hypertensives Gebiet in T<sub>2</sub>-gewichteter Aufnahme = Muskelödem
- Bestimmung von Region of interest (ROI) zur Quantifizierung der Fettdegeneration des m. quadrizeps femoris (Signalintensität Muskel / subcutanes Fettgewebe) an gleicher Stelle, wo die Muskelquerschnittsmessung erfolgte.

## 2.5.4 Fragebögen und Scoresysteme

Die Fragebogenerhebungen fanden zu unterschiedlichen Zeitpunkten statt. Vor Einschluss in die Studie, also präoperativ, wurde, neben der Einverständniserklärung, der Fragebogen mit allgemeinen Daten der Probanden ausgefüllt. Zusätzlich wurde der Tegner Aktivitätsindex vor der Verletzung und posttraumatisch vor der Operation beantwortet. Lysholm Score und subjektiver IKDC (International Knee Documentation Committee) waren ebenfalls Bestandteile der Befragung. 3 Monate post-OP wurden Lysholm Score und subj. IKDC erneut ausgefüllt. Nach der Interventionsphase (6. Monat post-OP) wurden sowohl Tegner Aktivitätsindex als auch Lysholm Score und subj. IKDC beantwortet. Gleiches erfolgte im 12 Monats Follow-up zur „return to sport“ Beurteilung.

### 2.5.4.1 Allgemeiner Fragebogen

Folgende allgemeinen Patientendaten wurden erhoben:

Name, Vorname, Anschrift, Geburtsdatum, Körpergröße, Körpergewicht, Geschlecht, e-mail, Telefonnummer, Datum der Verletzung, betroffene Seite, Verletzungshergang, Sport, Voroperationen bzw. Vorverletzungen am akut-verletzten und am kontralateralen Knie (Meniskus, Bandapparat, Knorpel), Datum der Operation.

### 2.5.4.2 Tegner Aktivitätsindex

Die von Tegner und Lysholm (Tegner and Lysholm, 1985) entwickelte Einstufung der Aktivität nach Bandläsionen im Kniegelenk umfasst 11 Punkte. Ziel dieses Index ist der Vergleich der postoperativen sportlichen Aktivität mit dem prätraumatischen Aktivitätsniveau, des Weiteren bietet er die Möglichkeit einer längsschnittlichen Betrachtung. Je höher die erreichte Punktzahl desto höher ist die Aktivität bzw. ausgeübte Sportart in Hinblick auf die Belastungen des Kniegelenks einzuschätzen. Eine Bewertung von „10“ bedeutet z. B. Fußballwettkampfsport der nationalen /internationalen Elite, ein Wert von „0“ gleicht einer Krankschreibung bzw. Berentung wegen Knieproblemen. Der komplette Fragebogen ist dem Anhang zu entnehmen.

### 2.5.4.3 Lysholmscore

Während der Tegner Aktivitätsindex ein eher ressourcen-orientierter Fragebogen ist, werden mit dem Lysholm Score Instabilitäten des Kniegelenks und subjektiv empfundene Symptome gemessen. Für verschiedene Items des Fragebogens werden je nach Gewichtung des Items unterschiedlich hohe Werte angerechnet. Je schwerer dabei das Symptom bzw. größer die Einschränkung, desto geringer ist die Punktzahl. Eine bei jedem Schritt auftretende

Instabilität würde z. B. eine Punktzahl von „0“ für dieses Item erzielen, keine Instabilität bedeuten „30“ Punkte. Die 8 Items werden jeweils mit folgenden Punktzahlen bewertet:

**Tab. 3: Itembewertung Lysholmscore**

Hinken	Minimum: 0 Pkt.	Maximum: 5 Pkt.
Treppensteigen	Minimum: 0 Pkt.	Maximum: 10 Pkt.
Instabilität	Minimum: 0 Pkt.	Maximum: 30 Pkt.
Schwellung	Minimum: 0 Pkt.	Maximum: 10 Pkt.
Stockhilfe	Minimum: 0 Pkt.	Maximum: 5 Pkt.
In die Hocke gehen	Minimum: 0 Pkt.	Maximum: 5 Pkt.
Schmerz	Minimum: 0 Pkt.	Maximum: 30 Pkt.
Atrophie des Oberschenkels	Minimum: 0 Pkt.	Maximum: 5 Pkt.

Die Einzelwerte der unterschiedlichen Items werden addiert und auf einer Skala bis „100“ in folgende Symptomgruppen bzw. Kniefunktionen eingestuft:

**Tab. 4: Interpretation Lysholmscore**

Hervorragende Kniefunktion	91-100 Punkte
Gute Kniefunktion	84-90 Punkte
Mäßige Kniefunktion	65-83 Punkte
Schlechte Kniefunktion	0-64 Punkte

#### 2.5.4.4 Subjektiver IKDC

Dieser Fragebogen zur subjektiven Einschätzung des Knies ist ein Teil des IKDC Formblattes, welches vom International Knee Documentation Committee entwickelt wurde (Hefti et al., 1993). Dieser beinhaltet 7 Fragen zum subjektiven Empfinden von Symptomen und jeweils 2 Fragen zur subj. Beurteilung der sportlichen Aktivität und der Funktion. Bei der Berechnung des Ergebnisses erhalten die Antworten, welche auf eine hohe Funktions- bzw. niedrige Symptomstufe hinweisen, eine hohe Punktzahl, starke Symptome und geringe Aktivitäten erhalten entsprechend eine niedrige Punktzahl. Für die Frage nach der höchsten Aktivitätsstufe, welche ohne erhebliche Schmerzen ausführbar ist, erhalten Antworten wie „sehr anstrengende Aktivitäten (...) wie z. B. Fußball oder Basketball“ 5 Punkte, 1 Punkt wird für die Antwort „ich kann aufgrund von Schmerzen in meinem Knie keine der oben genannten Aktivitäten ausführen“ vergeben. Auf den Schmerzskalen erzielt eine Aussage „nie

Schmerzen“ oder „keine Schmerzen“ 11 Punkte, „ständige Schmerzen“ bzw. „unerträgliche Schmerzen“ werden mit 1 Punkt bewertet. Mithilfe der folgenden Formel werden die Rohwerte der Antworten zu einem Wert auf einer Skala von 0-100 berechnet:

$$\text{IKDC-Score} = \frac{\text{Rohwert} - \text{niedrigst mögliche Punktzahl}}{\text{Punktzahlbereich}} \times 100$$

Die Bewertung der Qualität der Kniefunktion wird anhand folgender Einstufungen vorgenommen:

**Tab. 5: Interpretation IKDC-Score**

Kategorie A	Normale Kniefunktion	90-100 Punkte
Kategorie B	Fast normale Kniefunktion	80-89 Punkte
Kategorie C	Abnormale Kniefunktion	70-79 Punkte
Kategorie D	Stark abnormale Kniefunktion	0-69 Punkte

### 2.5.5 Klinische Untersuchung

Alle im Folgenden dargestellten Untersuchungen im Rahmen der klinischen Untersuchung wurden präoperativ, 3 Monate und 6 Monate postoperativ durchgeführt.

#### 2.5.5.1 Anthropometrie

Hierfür wurden die im allgemeinen Fragebogen erhobenen Daten zu Körpergröße und Körpergewicht zur Bestimmung des Body Mass Index (BMI) oder Quetelet-Index benutzt. Dazu wird das Körpergewicht in Relation zur Körpergröße gesetzt

$$\text{BMI} = \text{Körpergewicht} / \text{Körpergröße}^2$$

und in 4 Gruppen unterteilt:

**Tab. 6: Interpretation BMI**

1.	Bis 18,5	Untergewicht
2.	18,5-25	Normalgewicht
3.	25,5-30	Übergewicht
4.	Über 30	Adipositas

Die Berechnung des BMI ist allerdings bei Hochleistungssportlern, und hier v. a. bei Kraftsportathleten kritisch zu betrachten. Da das Probandenkollektiv in dieser Studie hauptsächlich aus Freizeitsportlern besteht, kann der BMI für z. B. Subgruppenanalysen zusätzlich heran gezogen werden.

#### 2.5.5.2 Bewegungsausmaß

Mit Hilfe der Neutral-Null-Methode und unter Verwendung eines Goniometers wird das passive Bewegungsausmaß (ROM = range of motion) des Kniegelenks bestimmt. Das ROM des betroffenen bzw. operierten Beines wird in Relation zum Bewegungsausmaß des gesunden, nicht operierten Beines gesetzt und anhand der Einteilung des IKDC-Formblatts in folgende ROM-Defizit Gruppen unterteilt:

**Tab. 7: Interpretation Bewegungsausmaßdefizite**

	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>C</b>	<b>D</b>
	<b>normal</b>	<b>fast normal</b>	<b>abnormal</b>	<b>stark abnormal</b>
<b>Streckdefizit</b>	<3°	3-5°	6-10°	>10°
<b>Beugedefizit</b>	0-5°	6-15°	16-25°	>25°

#### 2.5.5.3 Erguss- und Schwellungszustand

Durch initiale Verletzung und operativen Eingriff kommt es zu einem akuten entzündlichen Prozess, welcher sich in einer Kapselschwellung und / oder einem Gelenkerguss manifestieren kann. Zur Beurteilung eines intraartikulären Ergusses wird bei gestrecktem Kniegelenk von proximal der recessus suprapatellaris und von distal der restliche Gelenkraum ausgestrichen. Ist eine ausreichend große Flüssigkeitsansammlung vorhanden, lässt sich das Phänomen der sog. „tanzenden Patella“ auslösen. Die Untersuchung wird an beiden Knien durchgeführt, um Seitenunterschiede besser beurteilen zu können und wird in „kein“, „leichter“, „mäßiger“ und „deutlicher“ Erguss unterteilt.

#### 2.5.5.4 KT-1000 Arthrometer zur Messung der Bandstabilität

Das KT-1000 ist eine objektive, instrumentelle Messmethode zur Diagnose einer statt gefundenen VKB-Ruptur und / oder zur Bestimmung der Seitendifferenz des tibialen Vorschubs gegenüber dem Oberschenkel. Hierfür werden, analog dem Lachman-Test (s. u.) , in 20-30° gebeugtem Kniegelenk Tibia und Femur mit einer Kraft von 134 N gegeneinander in der Sagitalebene verschoben und der anteriore Weg des Schienbeins in mm-Angabe



gemessen. Anhand der Einteilung des IKDC-Untersuchungsbogens werden folgende Grade der anterioren tibialen Translation beschrieben:

**Tab. 8: Interpretation bilaterale AP-Translation bei KT1000 Messung**

	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>C</b>	<b>D</b>
	<b>normal</b>	<b>fast normal</b>	<b>abnormal</b>	<b>stark abnormal</b>
<b>Seitendifferenz AP-Translation in mm</b>	0-2	3-5	6-10	>10

#### 2.5.5.5 Lachmann-Test

Der Lachman-Test ist ein hoch sensitiver und hoch spezifischer klinischer Test zur manuellen Diagnose einer vorderen Kreuzbandruptur (Petersen and Zantop, 2009, Torg et al., 1976). Der Test wird mit 20-30° gebeugtem Kniegelenk durchgeführt, indem der Oberschenkel vom Untersucher fixiert wird und die Tibia einen anterioren Zug nach vorne erfährt. Aufgrund der o. b. objektiveren Angaben durch die Messung des KT-1000 Knee Arthrometers erfolgt die Einteilung der Ergebnisse des Lachman-Tests für diese Untersuchung als vorderer Endpunkt in „fest“ oder „weich“ (vgl. IKDC-Untersuchungsbogen). Das Ergebnis „fest“ bedeutet dabei eine normale Bandfunktion, „weich“ stellt eine abnormale Bandfunktion dar.

#### 2.5.5.6 Pivot-Shift

Da die ligamentäre Stabilisierung des Kniegelenkes in der Sagitalebene v. a. den anteriomedialen Fasern des VKB zu zuschreiben ist, und diese hauptsächlich durch den Lachman-Test abgeprüft werden, bedarf es eines weiteren Diagnosemittels zur Beurteilung des posterolateralen Bündels des VKB. Dies erfolgt über den sogenannten Pivot-Shift-Test. Der Untersucher übt dabei einen kombinierten Innenrotations- und Valgusstress in strecknahem Gelenkwinkel aus und flektiert anschließend das betroffene Knie langsam. Bei einem rupturierten vorderen Kreuzband kommt es bei ca. 20-30° Beugung zu einem Schnapp-Phänomen (Petersen and Zantop, 2009). Ursache für diese Subluxation mit anschließender Reposition sind v. a. die konvexe Form des Tibiaplateaus und die Darmbein-Schienbein-Sehne (tractus iliotibialis), welche bei ca. 25° ihre Extension unterstützende Funktion in eine Flexionsunterstützung umkehrt, da Sie ab diesem Gelenkwinkel hinter der Drehachse des Kniegelenks liegt. Das IKDC gibt folgende Vorschläge zur Beurteilung des Pivot-Shift Phänomens:

**Tab. 9: Interpretation Pivot-Shift Test**

1.	Normal	Seitengleich
2.	Fast normal	+ gleiten
3.	Abnormal	++ dumpf
4.	Stark abnormal	+++laut

#### 2.5.5.7 Stabilität der Kollateralbänder

Um die Stabilität von Innen- und Aussenband zu prüfen wird bei 30° Flexion ein Valgusstress (Innenband) und ein Varusstress (Aussenband) auf das Knie ausgeübt. Bei einer medialen oder lateralen Aufklappbarkeit besteht die Möglichkeit einer Innen- bzw. Aussenbandruptur. Für diese Untersuchung wird in „keine Instabilität“ und „Instabilität“ differenziert.

#### 2.5.5.8 Stabilität des hinteren Kreuzbandes

Hierfür wird der hintere Schubladentest im Seitenvergleich begutachtet, um Seitenunterschiede in der dorsalen Verschieblichkeit des Unterschenkels zu beurteilen. Die Untersuchung wird bei 90° gebeugtem Kniegelenk durchgeführt, indem der Untersucher die Tibia proximal umfasst und versucht, dieselbe nach hinten zu verschieben. Unterschieden wird bei dieser Studie in 4 Grade, 1. in „keine Schublade“, 2. „+“, 3. „++“ und 4. in „+++“.

#### 2.5.5.9 Beurteilung der Menisken

Zur Beurteilung einer möglichen meniskalen Begleitverletzung wurden folgende Tests durchgeführt:

1. McMurray: Begonnen wird in maximaler Beugung und Aussenrotation im Kniegelenk. Mit gehaltener Aussenrotation wird das Knie gestreckt, kommt es zu einem „Klick-Phänomen“, spricht dies für einen beschädigten Meniskus.
2. Steinmann I: Das Knie im 90° gebeugten Kniegelenk nach innen bzw. aussen rotiert. Schmerzprovokation bei Innenrotation sprechen für eine Läsion des Aussenmeniskus, Schmerz bei Aussenrotation für eine Innenmeniskusläsion.
3. Steinmann II: Schmerz am medialen Gelenkspalt wandert bei Beugung von vorne nach hinten

4. Apley-Grinding: Untersuchung erfolgt in Bauchlage, Knie ist 90° gebeugt, unter Druck und Zug am Unterschenkel erfolgt eine gleichzeitige Innen- (Aussenmeniskus) bzw. Aussenrotation (Innenmeniskus).

#### 2.5.5.10 Beurteilung der Beinachse

Die Beinachse wird beurteilt, indem Abweichungen von der Traglinie nach medial oder lateral zu erkennen sind. Die Traglinie verläuft dabei von der Mitte des caput femoris durch die eminentia intercondylaris zur Mitte des Fersenbeins. Abweichungen nach medial werden als valgische, Abweichungen nach lateral als varische Beinachse bezeichnet. Für diese Untersuchung wurden folgende Unterteilungen vorgenommen:

**Tab. 10: Interpretation Beinachse**

normal	Leicht varisch	Leicht valgisch	Stark varisch	Stark valgisch
--------	----------------	-----------------	---------------	----------------

#### 2.5.5.11 Oberschenkelumfangsmessung

Neben der in 2.5.5 beschriebenen kernspintomographischen Diagnostik zur Bestimmung der einzelnen Muskelquerschnitte des ventralen und dorsalen Oberschenkels wird mit Hilfe der Oberschenkelumfangsmessung das allgemeine Muskelvolumen bestimmt. Dafür wird 10 und 20 cm oberhalb der Patellabasis eine manuelle Umfangsmessung durchgeführt.

## **2.6 Trainingsmethoden**

Gewählte Methode für das Krafttraining an den Beinpressen war die Hypertrophie-Methode. Entscheidungsgrundlage hierfür war Absicht einer gleichzeitigen Entwicklung von Muskelmasse im Sinne einer Hypertrophie und ein entsprechend hoher Kraftzuwachs. Diese Grundlagen der muskulären Anpassung sind im Kapitel 1.5.1 über die Grundlagen der motorischen Fähigkeit Kraft zu finden. Belastungsnormativa und genaue Einstellungen und Ausgangspositionen sind Kapitel 2.6.2 zu entnehmen. Während bei den 4 motorischen Fähigkeiten Schnelligkeit, Ausdauer, Kraft und Beweglichkeit relativ klare Belastungsvorgaben in der Literatur zu finden sind, ist dies für die motorische Fähigkeit Koordination nicht klar definiert. Entscheidender für die Gestaltung von Wiederholungszahlen und Serienangaben scheint die Ausführungsqualität zu sein, ist diese nicht mehr gegeben, ist der Trainingseffekt im Sinne einer Koordinationsverbesserung nicht mehr gegeben.

### **2.6.1 Intervention**

Jeder Proband absolvierte zwischen dem 3. Monat post-OP (nach Messzeitpunkt 1) bis zum 6. Monat post-OP (vor Messzeitpunkt 2) eine 12-wöchige Trainingsphase. Dabei wurde im Laufe jeder Trainingswoche 2 mal (entweder Montag und Donnerstag oder Dienstag und Freitag) trainiert, sodass jeder Proband im Interventionszeitraum 24 Trainingseinheiten (TE) durchführte. Eine Trainingseinheit dauerte dabei je nach Trainingsphase (s. u.) zwischen 60 und 120 Minuten. Ferner war das Training in 4 Phasen zu je 6 TE unterteilt, in jeder neuen Trainingsphase wurde die Intensität der Beinpressen erhöht sowie das Koordinationstraining verändert, um im Sinne einer Progression variable Trainingsreize zu applizieren und einer Stagnation im Trainingsprozess entgegen zu wirken. Vor jeder Trainingseinheit mussten sich die Probanden 10 Minuten mit 1,5 Watt / kg KG bei einer konstanten Tretgeschwindigkeit von 60-70U/min auf einem Fahrradergometer (Kardiomedcycle, Proxomed, Alzenau, Deutschland) allgemein erwärmen. Das Training bestand aus 2 Hauptbestandteilen. Zunächst wurden allgemeine koordinative Fähigkeiten für die untere Extremität beübt (ausführliche Darstellung siehe unten), anschließend erfolgte das Krafttraining an der Beinpresse.

### **2.6.2 Krafttraining**

Die Zuordnung zu einer der beiden Krafttrainingsformen (konventionelles Krafttraining oder Krafttraining mit exzentrischer Überlast) erfolgte randomisiert. Bei den für diese Untersuchung verwendeten Beinpressen handelt es sich um sitzende Beinpressen, d. h. es wird mit einem Hüftwinkel (bei gestreckten Knien, also anatomisch 0°) von ca. 75-80°

trainiert. Diese Einstellung wird hauptsächlich durch die gerätebaulichen und lastspezifischen Voraussetzungen des isokinetischen Trainingssystems vorgegeben, welches eine liegende Ausführung schwer möglich macht bzw. für die Probanden ein zu großes Risiko einer Überlastung des Bewegungsapparates darstellt. Die beiden Beinpressen sind auf den beiden unten angeführten Abbildungen dargestellt. Um die Ausgangs- und Trainingspositionen auf der konventionellen Beinpresse identisch zur isokinetischen Beinpresse zu gestalten, wurde die konventionelle Beinpresse entsprechend präpariert.



**Abb. 24: Isokinetische Beinpresse mit exzentrischer Überlast**



**Abb. 25: Konventionelle Beinpresse**

Die Belastungsnormativa für beide Krafttrainingsgruppen waren identisch und sind der folgenden Tabelle zu entnehmen.

**Tab. 11: Belastungsnormativa im Krafttraining**

	Sätze	Wiederholungen	Pausen
Krafttraining mit exzentrischer Überlast	6	8	90sec
Konventionelles Krafttraining	6	8	90sec

Da die Belastungsintensität, wie bei den Grundlagen der Isokinetik bereits beschrieben, bei isokinetischen Trainingssystemen über die Geschwindigkeit gesteuert wird, wurde die oben erwähnte Progression bei der isokinetischen Beinpresse über eine Veränderung der Geschwindigkeit, und hier v. a. durch eine Erhöhung der Geschwindigkeit während der exzentrischen Phase bzw. Arbeitsweise der Muskulatur gesteuert. Die genauen Geschwindigkeitsangaben sowie die Gestaltung der Bewegungsendpunkte (Beschleunigung und Abbremsung) für die Trainingsgruppe „Krafttraining mit exzentrischer Überlast“ sind wie folgt:

**Tab. 12: Spezifische Einstellungsparameter isokinetische Beinpresse**

	<b>Geschwindigkeit in mm/sec (exz/konz)</b>	<b>Beschleunigung in mm/sec (exz/konz)</b>	<b>Abbremsung in mm/sec (exz/konz)</b>
<b>TE 1-6</b>	200/200	100/300	200/300
<b>TE 7-12</b>	300/200	200/300	200/300
<b>TE 13-18</b>	360/150	200/300	200/300
<b>TE 19-24</b>	400/100	200/300	200/300

Im Gegensatz dazu wurde bei der Trainingsgruppe „konventionelles Krafttraining“ zu Beginn jeder neuen Trainingsphase das 8 Wiederholungsmaximum neu bestimmt, um einen entsprechend hohen Trainingsreiz zu erzielen. Für beide Trainingskonzepte wurde in einem standardisierten Bewegungsausmaß von 0-90° nach der Neutral-Null-Methode trainiert.

### **2.6.3 Koordinationstraining**

Ein zweiter wichtiger Bestandteil des Trainings war ein standardisiertes, ebenfalls progressiv angelegtes Koordinationstraining. Trainingswissenschaftliche Grundlage für die Gestaltung des Koordinationstrainings in dieser Studie sind die Ausführungen von Roth und Willimczik (Roth and Willimczik, 1999) bzw. Kröger und Roth (Kröger and Roth, 2002), welche von Rebel für den Einsatz in der Rehabilitation nach VKB-Ersatz angepasst wurden (Rebel, 2000). Demnach sind auf der Grundlage der Ausführungen aus Kapitel 1.5.2. die Trainingsreize des sensomotorischen Trainings in dieser Studie auf der Basis von Druckbedingungen in Kombination mit unterschiedlichen afferenten Informationsverarbeitungsprozessen gestaltet. Das Koordinationstraining wurde in den Trainingsphasen 1-3 (TE 1-18) stets zu Beginn des Trainings durchgeführt, um neuromuskulär nicht ermüdet zu sein und die Übungsanforderung qualitativ hochwertig ausführen zu können. Umgekehrt ist die letzte Trainingsphase (TE 19-24) geplant worden. Hier wurde nach der Erwärmung direkt mit dem Kraftreiz auf der Beinpresse begonnen, um eine Vorer müdung bewusst herbei zu führen und im Sinne einer physischen Vorbelastung den Probanden koordinative Anforderungen unter Belastungsdruck zu stellen (Kröger and Roth, 2002, Rebel, 2000). Sekundärpräventiver Hintergrund in dieser Anordnung lag in der epidemiologisch begründeten Tatsache der häufigen Verletzungszeitpunkte einer VKB-Ruptur in ermüdetem Zustand, z. B. am Ende einer Trainingseinheit oder eines Wettkampfes (Diemer and Sutor, 2007). Die genauen Inhalte und Übungsanordnungen sowie Wiederholungs- und Serienangaben des Koordinationstrainings können dem „Anhang Koordinationstraining“ entnommen werden.

## **2.7 Subgruppenanalyse**

Im Rahmen der Subgruppenanalysen wurde untersucht, ob unterschiedliche Parameter Einfluss auf das postoperative (Kraft-) Ergebnis haben. Dafür wurde das gesamte Probandenkollektiv jeweils in 2 Gruppen unterteilt und statistisch geprüft. Folgende Unterteilungen in Untergruppen wurden vorgenommen:

- Geschlecht (männlich vs. weiblich)
- Alter bei OP (18-26 vs. 27-35)
- Body Mass Index (normalgewichtig vs. übergewichtig)
- Zeitraum „Verletzung bis OP“ ( $\leq 2$  Monate vs.  $> 2$  Monate)
- Präoperatives Aktivitätsniveau (Tegnerscore  $\leq 7$  vs. Tegnerscore  $> 7$ )
- Vorhandensein von Begleitverletzungen (Meniskus- und Knorpelschäden vs. keine Begleitverletzungen)

## **2.8 Trainingsdokumentation**

Bestandteile der Trainingsdokumentation waren allen voran die Lastentwicklungen (in kg) der Probanden auf der konventionellen, massegesteuerten Beinpresse einerseits, sowie die Arbeitwerte (in J) auf der isokinetischen, geschwindigkeitsgesteuerten Beinpresse andererseits. Zudem wurde die Termineinhaltung zur Sicherung des Trainingsvolumens und der Trainingsdichte im Wochenverlauf fest gehalten.

## **2.9 Statistische Auswertung**

Die statistische Auswertung erfolgte mit SPSS Version 23 für Windows (Chicago, Illinois, USA). Vor der Analyse wurden alle Daten mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung geprüft. Zum Testen auf Unterschiede (zu T1 oder T2) zwischen den Operationsmethoden (QT vs. ST) bzw. den Trainingsmethoden (ISO vs. KON) wurde je nach Skalenniveau entweder der T-Test für unabhängige Stichproben oder der Chi<sup>2</sup>-Test benutzt, Veränderungen zwischen den Testzeitpunkten innerhalb der Gruppen wurden mit Hilfe des T-Tests für abhängige Stichproben berechnet. Der Frage einer besseren Entwicklung der getesteten Parameter mit einer Operationsmethode oder einer Trainingsmethode über den Interventionszeitraum konnte mit einer 2-faktoriellen Varianzanalyse für Messwiederholungen nachgegangen werden. Die Angaben sind in Mittelwerten  $\pm$  Standardabweichungen angegeben. Ergebnisse mit einem p-Wert  $\leq 0.05$  wurden als statistisch signifikant anerkannt

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Beschreibung der Stichprobe

68 Probanden konnten in die Studie eingeschlossen werden, wovon 58 Probanden (45 Männer, 13 Frauen) nachuntersucht wurden und die Intervention regelmäßig absolvierten. 26 Probanden davon wurden mit Semitendinosussehnen-Plastik versorgt, 32 mit Quadrizepssehnenplastik. Die Randomisierung in eine der beiden Trainingsgruppen erbrachte eine Gleichverteilung von 29 Probanden für jedes Trainingskonzept. 10 Probanden schieden vorzeitig aus der Studie aus (14,3%). Gründe für das Ausscheiden waren eine zu hohe zeitliche Belastung (n=4), ein Nicht-Erscheinen zu den Trainingseinheiten ohne Angaben von Gründen (n=2), eine Reruptur des vorderen Kreuzbandes (n=1), eine intraoperativ festgestellte Begleitverletzung im Sinne eines Ausschlusskriteriums (n=1), Umzug an einen weit entfernten Wohnort (n=1) und eine unregelmäßige Teilnahme an den Trainingseinheiten aufgrund hoher beruflicher Belastung (n=1).

Die Anthropometrie des Probandenkollektivs lässt sich aus der folgenden Tabelle entnehmen:

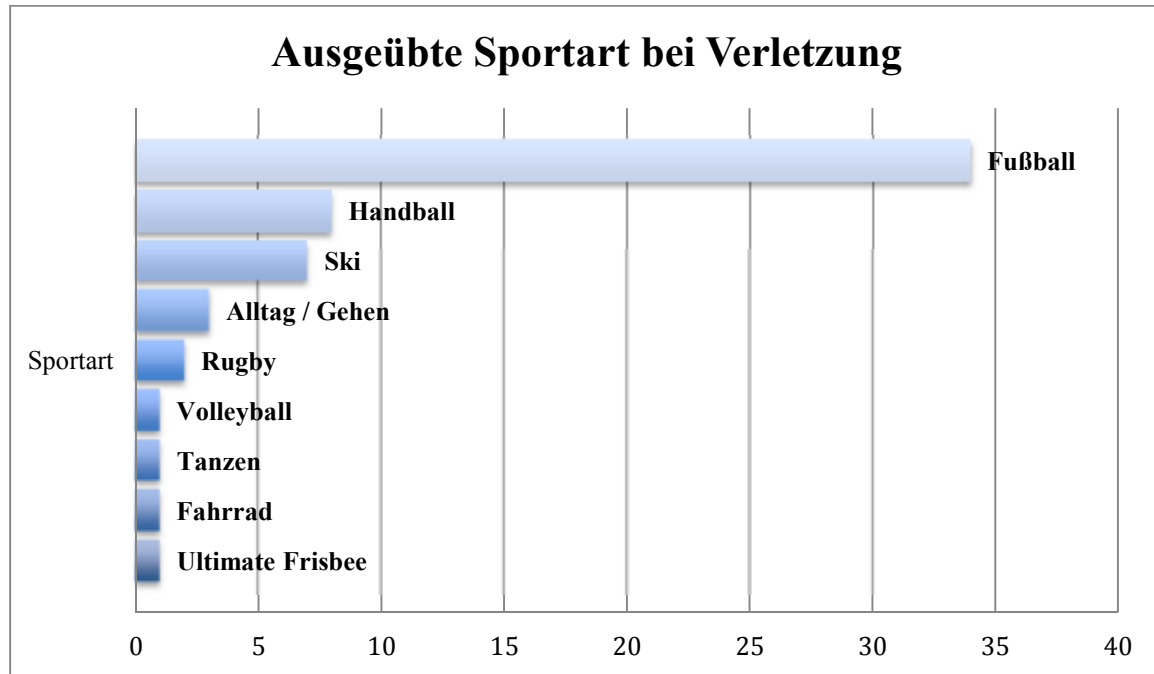
**Tab. 13: Anthropometrische Daten**

	<b>OP-Methode</b>	<b>Beinpresse konventionell (n=29)</b>	<b>Beinpresse mit exzentrischer Überlast (n=29)</b>
<b>Alter (Jahre)</b>	Semitendinosus- sehnenplastik (n=26)	28,0 ± 5,9 n = 13	23,4 ± 3,0 n = 13
	Quadrizeps- sehnenplastik (n=32)	25,3 ± 4,0 n = 16	26,4 ± 4,5 n = 16
<b>Körpergröße (cm)</b>	Semitendinosus- sehnenplastik (n=26)	174,5 ± 9,2 n = 13	178,9 ± 6,6 n = 13
	Quadrizeps- sehnenplastik (n=32)	178,3 ± 9,7 n = 16	184,4 ± 7,2 n = 16
<b>Körpergewicht (kg)</b>	Semitendinosus- sehnenplastik (n=26)	77,2 ± 16,0 n = 13	81,9 ± 11,6 n = 13
	Quadrizeps- sehnenplastik (n=32)	76,6 ± 13,5 n = 16	88,1 ± 17,1 n = 16
<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	Semitendinosus- sehnenplastik (n=26)	25,2 ± 3,1 n = 13	25,6 ± 3,3 n = 13
	Quadrizeps- sehnenplastik (n=32)	23,6 ± 3,1 n = 16	25,8 ± 4,0 n = 16



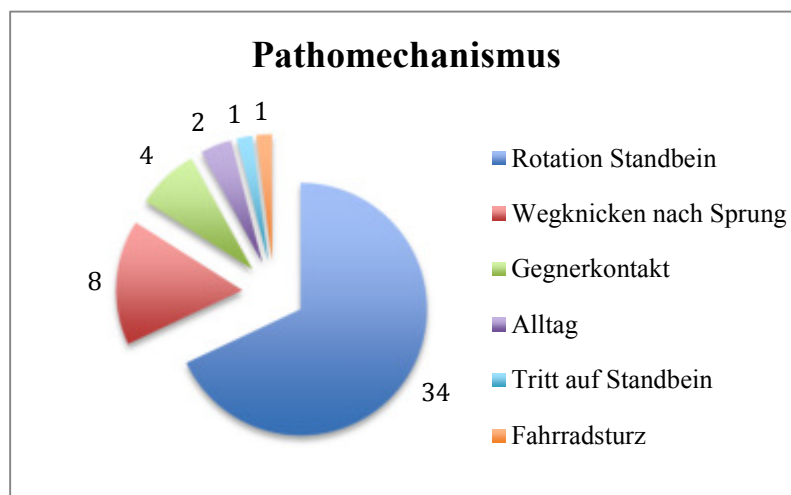
Die Probanden gaben folgende ausgeübte Sportarten an bzw. die Sportarten, in welcher die Verletzung erfolgte:

**Tab. 14: Sport bei Verletzung**



Mehr als die Hälfte der Probanden (58,6%) gaben zum Verletzungshergang die bereits zum Pathomechanismus beschriebene Kombination eines Flexion – Innenrotation – Valgus Trauma bei fixiertem Fuß am Boden an. 13,8% knickten bei einer einbeinigen Landung nach einem Sprung weg, bei 6,9% war ein Gegnerkontakt mit entscheidend für die VKB-Ruptur. Die restlichen 6,8 % verteilten sich auf ein Umknicken an der Treppe (3,4%), Tritt eines Gegners auf das Standbein (1,7%) und auf einen Fahrradsturz (1,7%).

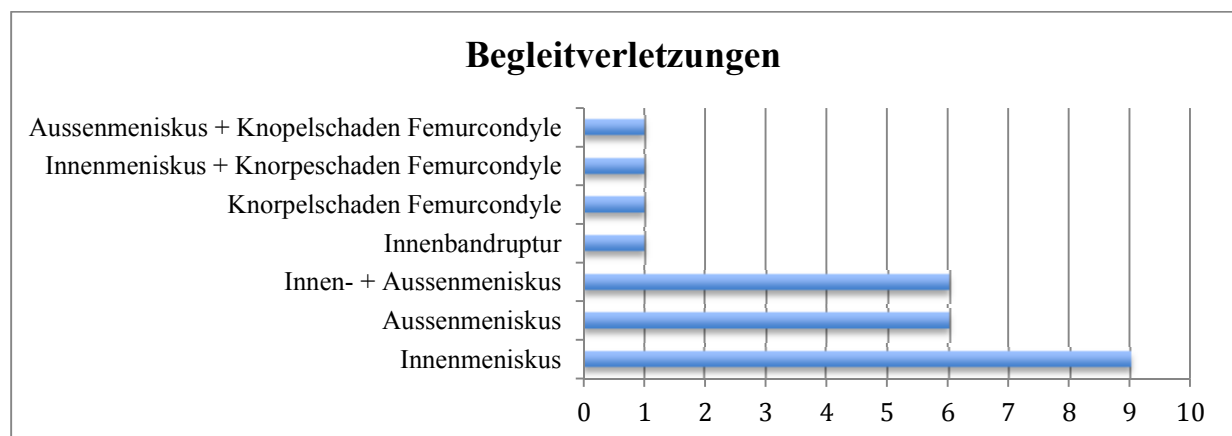
**Tab. 15: Verletzungsmechanismus**



13 Probanden hatten eine ausgeheilte Vorverletzung bzw. eine Voroperation am akut verletzten Kniegelenk. Diese waren eine Verletzung des Innenmeniskus mit anschließender Teilresektion (n=6), eine Innenbandverletzung (n=5) und eine Verletzung des Aussenmeniskus mit anschließender Teilresektion (n=2). Ausgeheilte Vorverletzungen des kontralateralen Knies traten bei insgesamt 6 Probanden auf. 2 Probanden hatten bereits eine VKB-Plastik am anderen Knie erhalten, 2 Probanden mussten sich einer Innenmeniskusteilresektion und 1 Proband einer Aussenmeniskusteilresektion auf der kontralateralen Seite unterziehen und ein weiterer Proband hatte eine Innenbandruptur.

Bei insgesamt 25 Probanden wurden aufgrund von Begleitverletzungen weitere operative Eingriffe durchgeführt. Die häufigste Nebendiagnose war meniskalen Ursprungs, wobei 9 Probanden eine Innenmeniskusteilresektion und 6 Probanden eine Aussenmeniskusteilresektion erhielten. Bei 5 Probanden wurde sowohl der mediale als auch der laterale Meniskus teilreseziert. Ein Proband zeigte eine Innenbandruptur, ein weiterer einen gering-gradigen Knorpelschaden an der lateralen Femurcondyle, Weitere Nebendiagnosen waren eine Innenmeniskusläsion kombiniert mit gering-gradigen Knorpelschaden am lateralen Femurcondylus (n=1), eine Aussenmeniskusteilresektion kombiniert mit einer Innenmeniskusnaht (n=1) und eine Aussenmeniskusteilresektion zu welcher zusätzlich ein geringer Knorpelschaden an der lateralen Oberschenkelrolle zu finden war. Bei den 3 Probanden mit Knorpelschäden wurde intraoperativ eine Knorpelglättung durchgeführt.

**Tab. 16: Begleitverletzungen**



## 3.2 Biomechanische und radiologische Ergebnisse – Hypothesenprüfung

### Hypothese 1

Die Transplantatwahl zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes hat Einfluss auf die postoperative Kraftentwicklung der knieumspannenden Muskulatur.

**Hypothese 1.1.1:** Zu Zeitpunkt T1 (3. Monat post-OP) ist die Kraftentwicklung und die Muskelmasse der Kniestrecker der operierten Seite im Vergleich zur nicht operierten Seite bei Verwendung eines autologen Sehnentransplantats durch Entnahme des mittleren Drittels der Quadrizepssehne mit patellaren Knochenblock (QT) stärker beeinträchtigt als bei Verwendung der Semitendinosussehne (ST) zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes.

#### Ergebnisse Hypothese 1.1.1:

##### Maximalkraft Knie Extension

Hypothese 1.1.1 kann für die Maximalkraftmessung angenommen werden. Es bestehen 3 Monate postoperativ in allen 3 Parametern signifikante (Arbeit/kg KG) bzw. hoch signifikante (Verhältnis max. Drehmoment und max. Drehmoment/kg KG) Unterschiede in der Maximalkraft der Kniestrecker zwischen QT und ST.

**Tab. 17: Darstellung Maximalkraftparameter Knieextension 3 Monate post-OP**  
60°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)

		QT (n=32)	ST (n=26)	P	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	45,1(±14,7)	59,3(±18,6)	.002	T-Test für unabhängige Stichproben
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,21(±0,47)	1,59(±0,62)	.009	
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	1,12(±0,47)	1,44(±0,54)	.022	

##### Schnellkraft Knieextension

Für die Schnellkraftmessung kann Hypothese 1.1.1 für die Parameter Verhältnis max. Drehmoment und max. Drehmoment / KG mit einem hoch signifikanten Ergebnis bestätigt werden. Die Arbeitswerte zeigen keinen signifikanten, allerdings einen starken tendenziellen Unterschied in der Schnellkraftentwicklung der Kniestrecker zwischen QT und ST.

**Tab. 18: Darstellung Schnellkraftparameter Knieextension 3 Monate post-OP  
180°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	55,4(±16,1)	69,4(±17,6)	<b>.003</b>	T-Test für unabhängige Stichproben
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,04(±0,36)	1,28(±0,42)	<b>.020</b>	
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	0,90(±0,34)	1,07(±0,38)	.076	

### Sprungkraft

Betrachtet man das Verhältnis des Absprungimpulses zwischen der betroffenen Seite und dem gesunden Bein, so kann mit einem signifikanten Vorteil für die ST-Gruppe Hypothese 1.1.1 angenommen werden. Flughöhe und Gesamtimpuls sind bei QT leicht besser ausgeprägt als bei ST, der Absprungimpuls des gesunden Beins ist sogar bei QT signifikant besser als in der ST-Gruppe.

**Tab. 19: Darstellung Sprungkraftparameter im Squat Jump 3 Monate post-OP, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P	Test
Flughöhe (cm)	T1	24,3(±6,6)	22,5(±6,7)	.318	T-Test für unabhängige Stichproben
Gesamtimpuls Absprung (N)	T1	179,3(±42,1)	168,6(±42,7)	.342	
Impuls Absprung gesunde Seite (N)	T1	121,1(±31,9)	104,3(±27,5)	<b>.039</b>	
Impuls Absprung betroffene Seite (N)	T1	58,2(±25,9)	64,2(±23,8)	.366	
Verhältnis Impuls Absprung betr./ges. (%)	T1	50,6(±24,5)	63,4(±22,7)	<b>.045</b>	

### Muskelquerschnitt m. quadrizeps femoris im MRT

Es bestehen keine signifikanten Unterschiede in der Muskelmasse der Oberschenkelvorderseite. Lediglich im hüftnahen Bereich (12cm unterhalb Sitze trochanter major) zeigt sich eine deutliche Tendenz einer geringeren Querschnittsfläche bei QT (P=.062).

**Tab. 20: Muskelquerschnittsfläche m. quadrizeps femoris auf 3 Ebenen 3 Monate post-OP. Die Ebenen der Querschnittsflächen beziehen sich auf Referenzpunkt Spitze trochanter major und sind Angaben unterhalb derselben. MW  $\pm$  SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=30)	ST (n=26)	P	Test
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 12 cm (betr. / ges. in %)	T1	78,4( $\pm$ 7,1)	82,2( $\pm$ 7,8)	.062	T-Test für unabhängige Stichproben
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T1	77,6( $\pm$ 13,8)	83,6( $\pm$ 7,9)	.188	
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 28 cm (betr. / ges. in %)	T1	87,3( $\pm$ 10)	86,3( $\pm$ 12)	.732	

### Oberschenkelumfangsmessungen

3 Monate nach Rekonstruktion zeigen sich hinsichtlich des Oberschenkelumfangs keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Operationsmethoden.

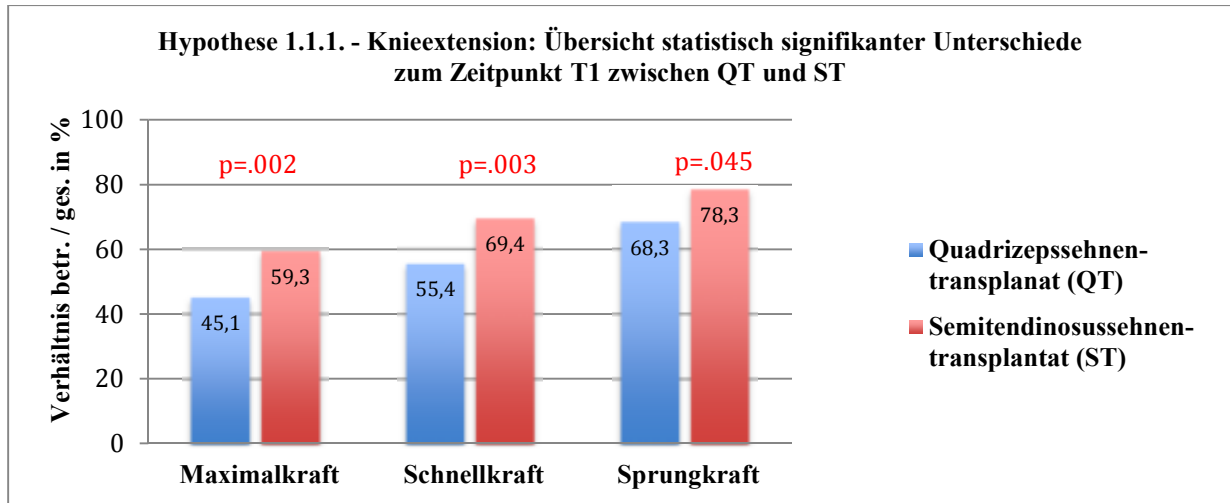
**Tab. 21: Oberschenkelumfangsmessung 3 Monate post-OP. Die Ebenen der Oberschenkelumfang beziehen sich auf Referenzpunkt Patellabasis und sind Angaben oberhalb derselben. MW  $\pm$  SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=29)	ST (n=24)	P	Test
Verhältnis Oberschenkelumfang Ebene 10 cm (betr. / ges. in %)	T1	95,1( $\pm$ 3)	96,4( $\pm$ 3,7)	.160	T-Test für unabhängige Stichproben
Verhältnis Oberschenkelumfang Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T1	95,3( $\pm$ 3)	96,2( $\pm$ 2,9)	.301	

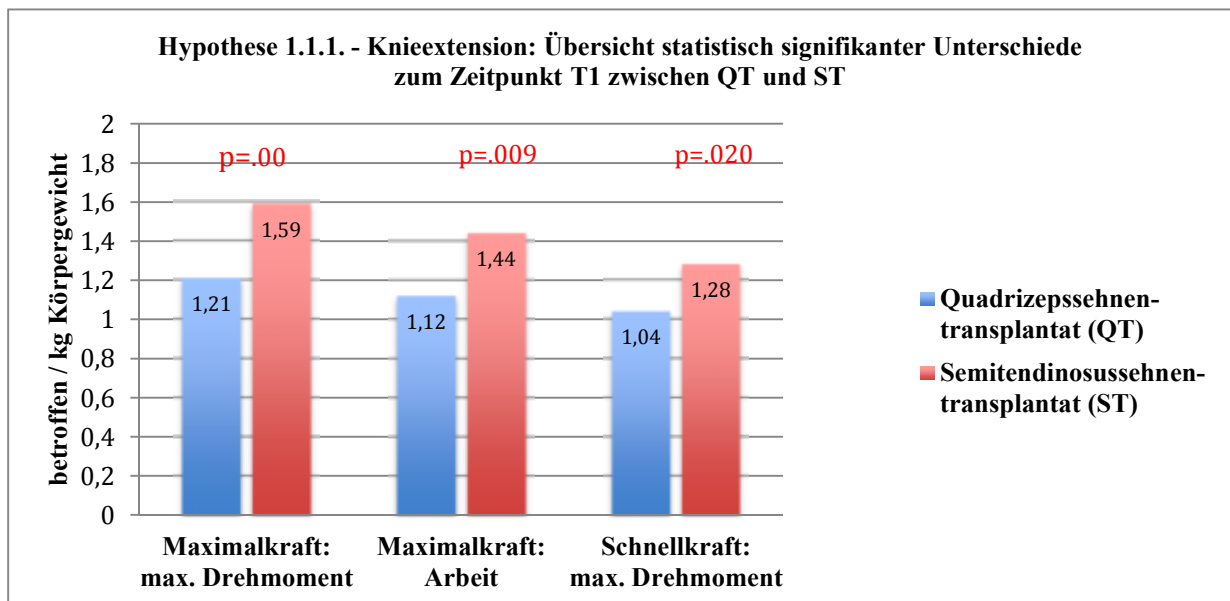
### Zusammenfassung Ergebnisse Hypothese 1.1.1:

Hypothese 1.1.1 kann größtenteils angenommen werden. Während 3 Monate post-OP bei den Maximal- und Schnellkraftwerten in nahezu allen Parametern die ST-Gruppe signifikant besser abschneidet als die QT-Gruppe, ist bei der Muskelmasse zwar ein Unterschied zu erkennen, dieser ist allerdings nur als statistisch tendenziell zu bewerten. In den Sprungkrafttests ist ein besseres Verhältnis des Absprungimpulses zwischen der operierten und der nicht operierten Extremität im Sinne einer besseren Seitenverteilung bei ST zu erkennen (p=.045).

**Diagramm 1: Übersicht Knieextension: statistisch signifikante Unterschiede verschiedener Kraftparameter 3 Monate post-OP. Darstellung des Verhältnisses zwischen operierter und nicht-operierter Seite in %.**



**Diagramm 2: Übersicht Knieextension: statistisch signifikante Unterschiede verschiedener Kraftparameter 3 Monate post-OP. Darstellung der relativen Kraftwerte der operierten Seite (Drehmoment: Newtonmeter/kg KG; Arbeit: Joule/kg KG).**



**Hypothese 1.1.2.** Eine Schwächung der Knieextensoren durch die Entnahme des mittleren Drittels der Quadrizepssehne inkl. patellarem Knochenblock (QT) ist nur temporär, so dass zum Zeitpunkt T2 (6. Monat postoperativ) im Vergleich zur Verwendung der Semitendinosussehne kein Unterschied mehr in der Kraftentwicklung und der Muskelmasse der Kniestrecker besteht.

### Ergebnisse Hypothese 1.1.2:

#### Maximalkraft Knie Extension

6 Monate postoperativ bestehen in Bezug auf den Parameter Verhältnis maximales Drehmoment der betroffenen Seite im Vergleich zur gesunden Seite noch signifikante Unterschiede ( $p=.012$ ). In Bezug auf die beiden weiteren Parameter max. Drehmoment / KG und Arbeit / KG existieren keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Operationsmethoden hinsichtlich der Maximalkraft der Kniestrecker zu Zeitpunkt T2.

**Tab. 22: Darstellung Maximalkraftparameter Knieextension 6 Monate post-OP**  
60°/sec, ROM: 0-10-90, MW  $\pm$  SD,  $P < 0.05$ =(rot)

		QT (n=32)	ST (n=26)	P	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T2	69( $\pm$ 15,7)	80( $\pm$ 16,7)	<b>.012</b>	T-Test für unabhängige Stichproben
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T2	1,94( $\pm$ 0,56)	2,06( $\pm$ 0,65)	.427	
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T2	1,91( $\pm$ 0,55)	2,00( $\pm$ 0,61)	.548	

#### Schnellkraft Knieextension

Die Schnellkraftmessung zeigt gleiche statistische Ergebnisse wie die Maximalkraftmessung. Es zeigt sich im Vergleich zur nicht operierten Seite bei QT noch ein signifikant schlechteres Schnellkraftvermögen ( $P=.003$ ), bei dem relativen max. Drehmoment (Nm/kg KG) und bei der relativen Arbeit (J/kg KG) sind keine signifikanten Unterschiede zu erkennen.

**Tab. 23: Darstellung Schnellkraftparameter Knieextension 6 Monate post-OP**  
**180°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T2	70,9(±16,1)	83,6(±14,8)	<b>.003</b>	T-Test für unabhängige Stichproben
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T2	1,44(±0,39)	1,56(±0,44)	.293	
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T2	1,32(±0,37)	1,41(±0,39)	.370	

### Sprungkraft

Es bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede in dem Sprungkraftvermögen zwischen beiden Operationsmethoden 6 Monate postoperativ. QT zeigt allerdings eine starke Tendenz (P=.051) eines größeren Gesamtimpulses beim Absprung. Durch die ebenfalls starke Tendenz (P=.051) des besseren Impulsverhaltens des gesunden Beines bei QT besteht beim Seitenverhältnis eine leichte Tendenz (P=.098) eines ausgeglicheneren Absprungimpulses bei ST.

**Tab. 24: Darstellung Sprungkraftparameter im Squat Jump 6 Monate post-OP, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P	Test
Flughöhe (cm)	T2	28,1(±6,3)	25,7(±6,4)	.168	T-Test für unabhängige Stichproben
Gesamtimpuls Absprung (N)	T2	195,3(±44,1)	167,7(±61,5)	.051	
Impuls Absprung gesunde Seite (N)	T2	117,8(±31,2)	102,9(±22,2)	.051	
Impuls Absprung betroffene Seite (N)	T2	77,6(±23,6)	78,8(±24,2)	.851	
Verhältnis Impuls Absprung betr./ges. (%)	T2	68,3(±20,7)	78,3(±23,6)	.098	

### Muskelquerschnitt m. quadrizeps femoris im MRT

Zu Zeitpunkt T2 ist das Verhältnis der Querschnittsfläche des m. quadrizeps femoris im hüftnahen (P=.009) und im mittleren (P=.011) Oberschenkel zwischen der betroffenen und der nicht operierten Seite bei QT geringer ausgeprägt als bei ST.



**Tab. 25: Muskelquerschnittsfläche m. quadrizeps femoris auf 3 Ebenen 6 Monate post-OP. Die Ebenen der Querschnittsflächen beziehen sich auf Referenzpunkt Spitze trochanter major und sind Angaben unterhalb derselben. MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=30)	ST (n=24)	P	Test
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 12 cm (betr. / ges. in %)	T2	85,5(±6,7)	90,9(±8)	.009	T-Test für unabhängige Stichproben
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T2	86,8(±6,8)	92(±8,7)	.011	
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 28 cm (betr. / ges. in %)	T2	91,3(±9,1)	94,1(±13)	.342	

### Oberschenkelumfangsmessungen

In der klinischen Oberschenkelumfangsmessung bestehen an T2 zwischen QT und ST keine statistisch signifikanten Unterschiede.

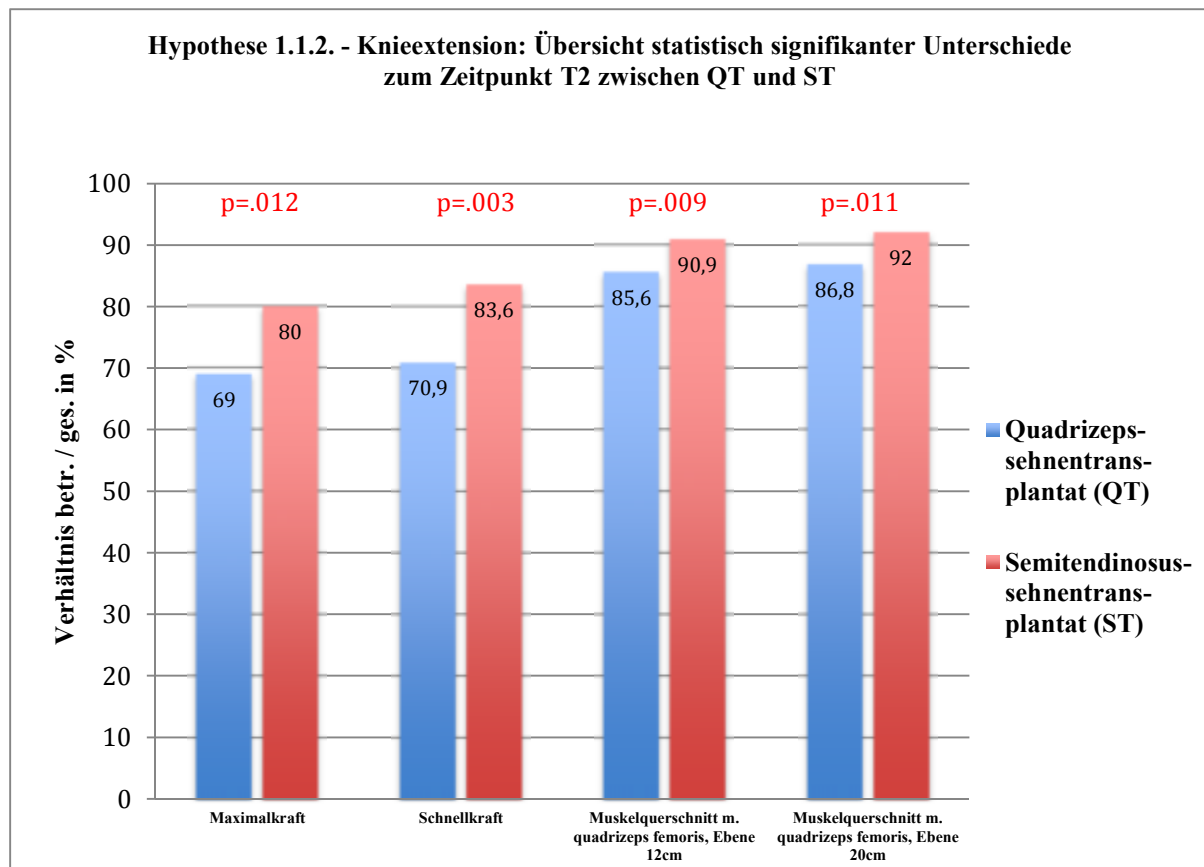
**Tab. 26: Oberschenkelumfangsmessung 6 Monate post-OP. Die Ebenen der Oberschenkelumfang beziehen sich auf Referenzpunkt Patellabasis und sind Angaben oberhalb derselben. MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P	Test
Verhältnis Oberschenkelumfang Ebene 10 cm (betr. / ges. in %)	T2	97,6(±2,6)	98,2(±3,4)	.427	T-Test für unabhängige Stichproben
Verhältnis Oberschenkelumfang Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T2	97,2(±3,2)	98,3(±2,3)	.135	

### Zusammenfassung Ergebnisse Hypothese 1.1.2:

Die Verhältnisse der Kraft der operierten Seite zur Gegenseite (Maximal- und Schnellkraft) und die Muskelquerschnitte im MRT im hüftnahen und mittleren Oberschenkel sind bei ST ausgeglichener als bei QT. Daher muss Hypothese 1.1.2 verworfen werden. Bei den auf das Körpergewicht relativierten Kraftwerten der Maximal- und Schnellkraftmessung bestehen zwischen den Operationsmethoden keine statistisch signifikanten Unterschiede, ebenso bei der Schnellkraftentwicklung der Beinstreckerkette im Squat Jump, hier kann nur ein tendenzieller Vorteil für ST beobachtet werden (p=.098).

**Diagramm 3: Übersicht Knieextension: statistisch signifikante Unterschiede verschiedener Kraftparameter 6 Monate post-OP. Darstellung des Verhältnisses zwischen operierter und nicht-operierter Seite in %.**



**Hypothese 1.1.3.** Die erhöhten transplantatspezifischen Kraftdefizite der Kniestrecke bei VKB-Rekonstruktion mit Quadrizepssehne inkl. patellarem Knochenblock (QT) lassen sich durch ein gezieltes Krafttraining besser kompensieren und daher ist die Regeneration der Kraft und der Muskelatrophie des Kniestreckapparates größer als bei Verwendung der Semitendinosussehne (ST) zur VKB-Rekonstruktion.

### Ergebnisse Hypothese 1.1.3

#### Maximalkraft Knie Extension

Beide Operationsmethoden zeigen hochsignifikante Entwicklungen zwischen dem 1. und dem 2. Messzeitpunkt hinsichtlich der Kraft des Kniestreckapparates. Für den Hauptparameter Verhältnis max. Drehmoment der betroffenen Seite im Vergleich zu gesunden Seite muss Hypothese 1.1.3 allerdings verworfen werden. In Bezug auf die beiden weiteren Parameter scheint QT in der Regeneration der Kraft der Kniestrecke einen Vorteil gegenüber ST zu

haben. Sowohl das relative max. Drehmoment (P=.012) als auch die relative Arbeit (P=.010) zeigen signifikante Unterschiede zwischen den beiden Operationsmethoden auf.

**Tab. 27: Entwicklung der Maximalkraftparameter für die Knieextension im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP, 60°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P (T1/T2) x (QT/ST)	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	45,1(±14,7)	59,3(±18,6)	.287	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	69(±15,7)	80(±16,6)		
	Δ (T2-T1)	23,9	20,7		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,21(±0,47)	1,59(±0,62)	.012	
	T2	1,94(±0,56)	2,06(±0,65)		
	Δ (T2-T1)	0,73	0,47		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	1,12(±0,47)	1,44(±0,54)	.010	
	T2	1,91(±0,55)	2,00(±0,61)		
	Δ (T2-T1)	0,79	0,56		
	P(T1/T2)	.000	.000		

### Schnellkraft Knieextension

Signifikante Unterschiede zwischen QT und ST zeigen sich nur im Parameter relatives max. Drehmoment (P=.038). Eine Tendenz einer besseren Regeneration der Kniestreckerkraft findet sich des Weiteren in der relativen Arbeit (P=.147), während das Verhältnis zwischen der betroffenen und der nicht operierten Seite keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Transplantanten aufweist (P=.626). Daneben zeigen allerdings beide Gruppen in allen Parametern hoch signifikante Entwicklungen zwischen dem 3. und dem 6. Monat post-OP.

**Tab. 28: Entwicklung der Schnellkraftparameter für die Knieextension im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP, 180°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P (T1/T2) x (QT/ST)	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	55,4(±16,1)	69,4(±17,6)	.626	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	70,9(±16,1)	83,6(±14,8)		
	Δ (T2-T1)	15,5	14,2		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,04(±0,36)	1,28(±0,42)	.038	
	T2	1,44(±0,39)	1,56(±0,44)		
	Δ (T2-T1)	0,40	0,28		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	0,90(±0,34)	1,07(±0,38)	.147	
	T2	1,32(±0,37)	1,41(±0,39)		
	Δ (T2-T1)	0,42	0,34		
	P(T1/T2)	.000	.000		

## Sprungkraft

Sowohl QT als auch ST zeigen hoch signifikante Entwicklungen der Sprungkraft v. a. in der Flughöhe und im Absprungimpuls des operierten Beines. Trotz eines noch nicht ausgeglichenen Seitenunterschiedes im Absprungimpuls entwickelt sich dieser im Vergleich zur gesunden Seite ebenso hoch signifikant in beiden Gruppen. QT hat gegenüber ST keinen statistischen Vorteil in der Verbesserung der Sprungkraft.

**Tab. 29: Entwicklung der Sprungkraftparameter (Squat Jump) im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP, MW  $\pm$  SD,  $P < 0.05$ =(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P (T1/T2) x (QT/ST)	Test
Flughöhe (cm)	T1	24,3 $\pm$ (6,6)	22,5 $\pm$ (6,7)	.297	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	28,1 $\pm$ (6,32)	25,7 $\pm$ (6,35)		
	$\Delta$ (T2-T1)	3,8	3,2		
	P(T1/T2)	.000	.019		
Gesamtimpuls Absprung (N)	T1	179,3 $\pm$ (42,1)	168,6 $\pm$ (42,7)	.105	
	T2	195,3 $\pm$ (44,1)	181,7 $\pm$ (38,2)		
	$\Delta$ (T2-T1)	16	13,1		
	P(T1/T2)	.000	.034		
Impuls Absprung gesunde Seite (N)	T1	121,1 $\pm$ (31,9)	104,3 $\pm$ (27,5)	.959	
	T2	117,8 $\pm$ (31,2)	102,9 $\pm$ (22,2)		
	$\Delta$ (T2-T1)	-3,3	-1,4		
	P(T1/T2)	.230	.268		
Impuls Absprung betroffene Seite (N)	T1	58,2 $\pm$ (25,9)	64,2 $\pm$ (23,8)	.114	
	T2	77,6 $\pm$ (23,6)	78,8 $\pm$ (24,2)		
	$\Delta$ (T2-T1)	19,4	14,6		
	P(T1/T2)	.000	.001		
Verhältnis Impuls Absprung betr./ges. (%)	T1	50,6 $\pm$ (24,5)	63,4 $\pm$ (22,7)	.468	
	T2	68,3 $\pm$ (20,7)	78,3 $\pm$ (23,6)		
	$\Delta$ (T2-T1)	17,7	14,9		
	P(T1/T2)	.000	.000		

## Muskelquerschnitt m. quadrizeps femoris im MRT

Der Muskelquerschnitt des Kniestreckapparates nimmt im Verlauf der Trainingsphase in fast allen Ebenen bei beiden Gruppen statistisch hoch signifikant zu. Lediglich im unteren Bereich des Oberschenkels zeigt sich nur eine starke Tendenz ( $p=.063$ ) der Querschnittszunahme des m. quadrizeps femoris bei QT. QT hat im Vergleich zu ST keinen statistisch größeren Vorteil in der Hypertrophie des vierköpfigen Schenkelstreckers.

**Tab. 30: Entwicklung der Muskelquerschnittsfläche m. quadrizeps femoris auf 3 Ebenen im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP. Die Ebenen der Querschnittsflächen beziehen sich auf Referenzpunkt Spitze trochanter major und sind Angaben unterhalb derselben. MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=30)	ST (n=25)	P (T1/T2) x (QT/ST)	Test
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 12 cm (betr. / ges. in %)	T1	78,4(±7,1)	82,2(±7,8)	.218	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	85,5(±6,7)	90,9(±8,7)		
	Δ (T2-T1)	7,1	8,7		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T1	77,6(±13,8)	83,6(±7,9)	.823	
	T2	86,8(±6,8)	92(±8,7)		
	Δ (T2-T1)	9,2	8,4		
	P(T1/T2)	.004	.000		
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 28 cm (betr. / ges. in %)	T1	87,3(±10)	85,8(±12,1)	.145	
	T2	91,3(±9,1)	94,1(±13)		
	Δ (T2-T1)	4	8,3		
	P(T1/T2)	.063	.001		

### Oberschenkelumfangsmessungen

Die Umfangsmessungen des Oberschenkels zeigen ähnlich wie die Ergebnisse im MRT eine signifikante Hypertrophie der Oberschenkelmuskulatur zwischen T1 und T2 in beiden Gruppen. Ein Vorteil eines besseren Muskelwachstums ist zwischen beiden Operationsmethoden nicht zu erkennen.

**Tab. 31: Entwicklung des Oberschenkelumfangs auf 2 Ebenen im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP. Die Ebenen der Oberschenkelumfang beziehen sich auf Referenzpunkt Patellabasis und sind Angaben oberhalb derselben. MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=29)	ST (n=24)	P (T1/T2) x (QT/ST)	Test
Verhältnis Oberschenkelumfang Ebene 10 cm (betr. / ges. in %)	T1	95,1(±3)	96,4(±3,7)	.282	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	97,9(±2,6)	98,2(±3,4)		
	Δ (T2-T1)	2,8	1,8		
	P(T1/T2)	.001	.008		
Verhältnis Oberschenkelumfang Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T1	95,3(±3)	96,2(±2,9)	.953	
	T2	97,2(±3,3)	98,1(±2,3)		
	Δ (T2-T1)	2,9	1,9		
	P(T1/T2)	.003	.001		

### Zusammenfassung Ergebnisse Hypothese 1.1.3:

Sowohl QT als ST entwickeln sich über den Interventionszeitraum in nahezu allen Parametern der Kraftmessungen und in den Muskelquerschnitts- und Oberschenkelumfangsmessungen größtenteils hoch signifikant. Ein Vorteil in einer schnelleren Regeneration der Kraft und einer besseren Kompensation der Muskelatrophie ist bei QT gegenüber ST nicht zu sehen. In allen Messungen kann in Bezug auf das Verhältnis betr./ges. kein statistischer Vorteil im

Sinne einer besseren Regeneration der Kraft bei QT beobachtet werden. Daher muss Hypothese 1.1.3 verworfen werden. Bei den Parametern relatives max. Drehmoment in der Maximal- und Schnellkraftmessung und für die relative Arbeit der Maximalkraftmessung zeigen sich statistische Vorteile bei QT gegenüber ST.

**Hypothese 1.2.1:** Zu Zeitpunkt T1 (3. Monat post-OP) ist die Kraftentwicklung der Kniebeuger und der Knieinnenrotatoren bei Verwendung der Semitendinosussehne (ST) zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes stärker beeinträchtigt als bei Verwendung eines autologen Sehnentransplantats durch Entnahme des mittleren Drittels der Quadrizepssehne mit patellaren Knochenblock (QT).

### Ergebnisse Hypothese 1.2.1:

#### Maximalkraft Knieflexion

ST-Probanden zeigen im Seitenverhältnis betroffenes vs. gesundes Bein und in der Arbeit der Knieflexoren signifikant schlechtere Maximalkraftwerte als QT-Probanden. Lediglich im Parameter maximales Drehmoment besteht kein statistisch bedeutsamer Unterschied zwischen den beiden Operationsmethoden.

**Tab. 32: Darstellung Maximalkraftparameter Knieflexion 3 Monate post-OP, 60°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	83,7(±10,7)	76,5(±9,7)	<b>.010</b>	T-Test für unabhängige Stichproben
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,48(±0,33)	1,39(±0,25)	.232	
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	1,49(±0,37)	1,29(±0,27)	<b>.023</b>	

#### Maximalkraft Knieinnenrotation

Zwischen den beiden Gruppen besteht kein Unterschied hinsichtlich der Kraftentwicklung der Knieinnenrotatoren. Trotzdem findet sich ein Kraftdefizit der betroffenen Seite im Vergleich zur gesunden Seite von ca. 10% in beiden Gruppen.

**Tab. 33: Darstellung Maximalkraftparameter Knieinnenrotation 3 Monate post-OP, 60°/sec, ROM: 15-0-25, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	91,8(±20,2)	89,7(±18,7)	.687	T-Test für unabhängige Stichproben
Max. Drehmoment (betroffen Nm)	T1	26,7(±9)	25,2(±10,2)	.556	

### Schnellkraft Knieflexion

Die Unterschiede in der Schnellkraftentwicklung decken sich mit den Ergebnissen im Maximalkrafttest. Das Verhältnis des maximalen Drehmoments zwischen der gesunden und der betroffenen Seite und die Arbeitswerte zeigen signifikant schlechtere Werte in der ST-Gruppe (p=.000 bzw. p=.038). Das maximale Drehmoment zeigt eine starke Tendenz im Sinne einer schlechteren Schnellkraftentwicklung bei der Gruppe der semitendinosus-operierten Probanden (p=.131).

**Tab. 34: Darstellung Schnellkraftparameter Knieflexion 3 Monate post-OP, 180°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	92,8(±12)	81,2(±11,5)	.000	T-Test für unabhängige Stichproben
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,47(±0,33)	1,35(±0,25)	.131	
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	1,21(±0,27)	1,07(±0,25)	.038	

### Muskelquerschnitt mm. ischiocrurales im MRT

Im Verhältnis zur nicht operierten Seite zeigen QT-Probanden einen geringeren Unterschied in der Muskelquerschnittsfläche der ischiocruralen Muskelgruppe als ST Probanden. Bei ST-Probanden finden sich im hüftnahen (p=.001) und hüftentfernten (p=.026) Abschnitt eine statistisch signifikante Muskelatrophie der Kniebeugemuskulatur.

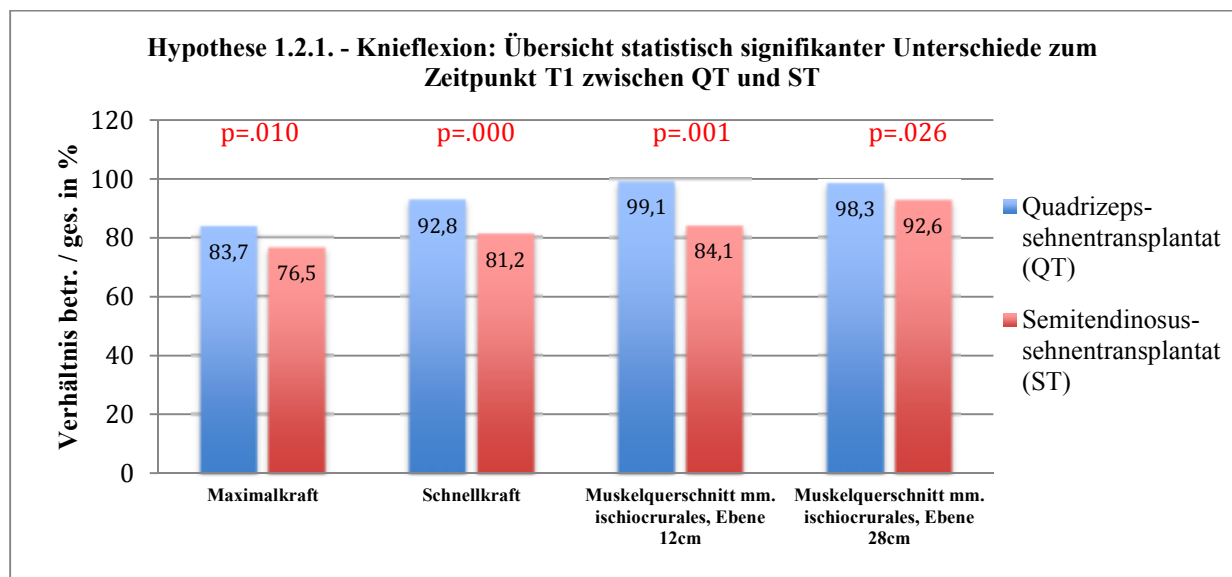
**Tab. 35: Muskelquerschnittsfläche mm. ischiocrurales auf 3 Ebenen 3 Monate post-OP. Die Ebenen der Querschnittsflächen beziehen sich auf Referenzpunkt Spitze trochanter major und sind Angaben unterhalb derselben. MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=30)	ST (n=26)	P	Test
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 12 cm (betr. / ges. in %)	T1	99,1(±14,1)	84,1(±16,3)	<b>.001</b>	T-Test für unabhängige Stichproben
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T1	95,4(±9,8)	93,3(±8,6)	.402	
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 28 cm (betr. / ges. in %)	T1	98,3(±10,5)	92,6(±9,6)	<b>.026</b>	

### Zusammenfassung Ergebnisse Hypothese 1.2.1:

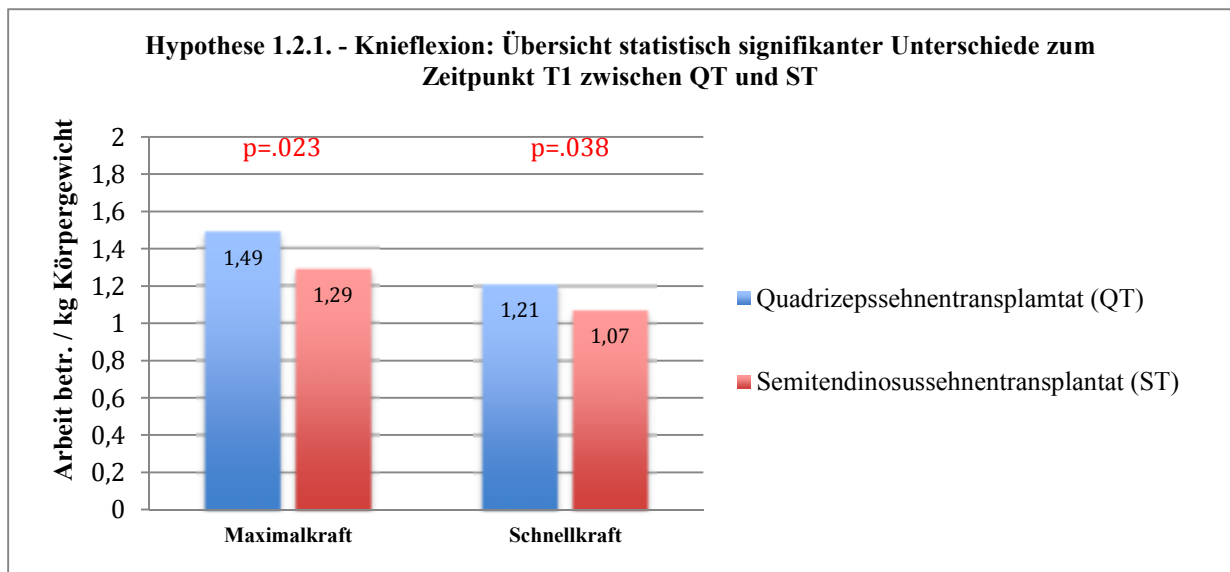
Hypothese 1.2.1 kann angenommen werden. Semitendinosus-operierte zeigen im Vergleich zu QT in der Kraftentwicklung der ischiocruralen Muskelgruppe als Kniebeuger v. a. in den Parametern Verhältnis maximales Drehmoment der betroffenen zur gesunden Seite und in der Arbeit statistisch signifikant schlechtere Werte sowohl in der Maximalkraft als auch in der Schnellkraft. Dies wird durch die Ergebnisse der radiologischen Untersuchung unterstrichen. Hier findet sich in 2 von 3 Abschnitten ein signifikanter Unterschied des Muskelvolumens zwischen ST und QT. Im Gegensatz dazu scheint die Kraft der ischiocruralen Muskelgruppe als Knieinnenrotatoren nicht vom gewählten Transplantat beeinflusst zu werden.

**Diagramm 4: Übersicht Knieflexion: statistisch signifikante Unterschiede verschiedener Kraftparameter 3 Monate post-OP. Darstellung des Verhältnisses zwischen operierter und nicht-operierter Seite in %.**





**Diagramm 5: Übersicht Knieflexion: statistisch signifikante Unterschiede verschiedener Kraftparameter 3 Monate post-OP. Darstellung der relativen Kraftwerte der operierten Seite (Drehmoment: Newtonmeter/kg KG; Arbeit: Joule/kg KG).**



**Hypothese 1.2.2.** Eine Schwächung der Knieflexoren und Knieinnenrotatoren durch die Entnahme der Semitendinosussehne (ST) ist nur temporär, so dass zum Zeitpunkt T2 (6. Monat postoperativ) im Vergleich zur Verwendung der Quadrizepssehne (QT) kein Unterschied mehr in der Kraftentwicklung und der Muskelmasse der Kniebeuger besteht.

### Ergebnisse Hypothese 1.2.2:

#### Maximalkraft Knieflexion

ST zeigen zum Zeitpunkt T2 in allen Parametern signifikant schlechtere Maximalkraftwerte als QT.

**Tab. 36: Darstellung Maximalkraftparameter Knieflexion 6 Monate post-OP, 60°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T2	96,6(±9,5)	88,1(±10)	.002	T-Test für unabhängige Stichproben
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T2	1,87(±3)	1,62(±0,28)	.002	
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T2	1,91(±3,1)	1,61(±0,33)	.001	

#### Maximalkraft Knieinnenrotation

QT-Probanden haben das Defizit der Knieinnenrotation im Verhältnis zur gesunden Seite nahezu ausgeglichen. Die ST-Gruppe zeigt weiterhin ein Defizit der Knieinnenrotationskraft von ca. 10%. Allerdings bestehen zwischen beiden Gruppen keine signifikanten Unterschiede, lediglich eine starke Tendenz eines Vorteils bei QT gegenüber ST hinsichtlich der Kraft der Knieinnenrotation.

**Tab. 37: Darstellung Maximalkraftparameter Knieinnenrotation 6 Monate post-OP, 60°/sec, ROM: 15-0-25, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T2	98,2(±18,6)	90,4(±16,8)	.105	T-Test für unabhängige Stichproben
Max. Drehmoment (betroffen in Nm)	T2	33(±9)	28,2(±9,2)	.051	

## Schnellkraft Knieflexion

ST zeigen zum Zeitpunkt T2 in allen Parametern signifikant schlechtere Schnellkraftwerte als QT.

**Tab. 38: Darstellung Schnellkraftparameter Knieflexion 6 Monate post-OP, 180°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T2	98,9(±11,1)	92,6(±10,2)	<b>.028</b>	T-Test für unabhängige Stichproben
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T2	1,77(±0,28)	1,51(±0,25)	<b>.001</b>	
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T2	1,45(±0,24)	1,23(±0,24)	<b>.001</b>	

## Muskelquerschnitt m. ischiocrurales im MRT

Die bei T1 (3 Monaten post-OP) festgestellten Unterschiede im Muskelquerschnitt, v. a. bei Probanden, welche mit Semitendinosussehne versorgt sind bleiben offensichtlich bestehen. Es zeigt sich immer noch ein signifikanter Unterschied gegenüber QT im hüftnahen und hüftentfernten Bereich in Bezug auf den Muskelquerschnitt der ischiocruralen Muskelgruppe.

**Tab. 39: Muskelquerschnittsfläche mm. ischiocrurales auf 3 Ebenen 6 Monate post-OP. Die Ebenen der Querschnittsflächen beziehen sich auf Referenzpunkt Spitze trochanter major und sind Angaben unterhalb derselben. MW ± SD, P<0.05=(rot)**

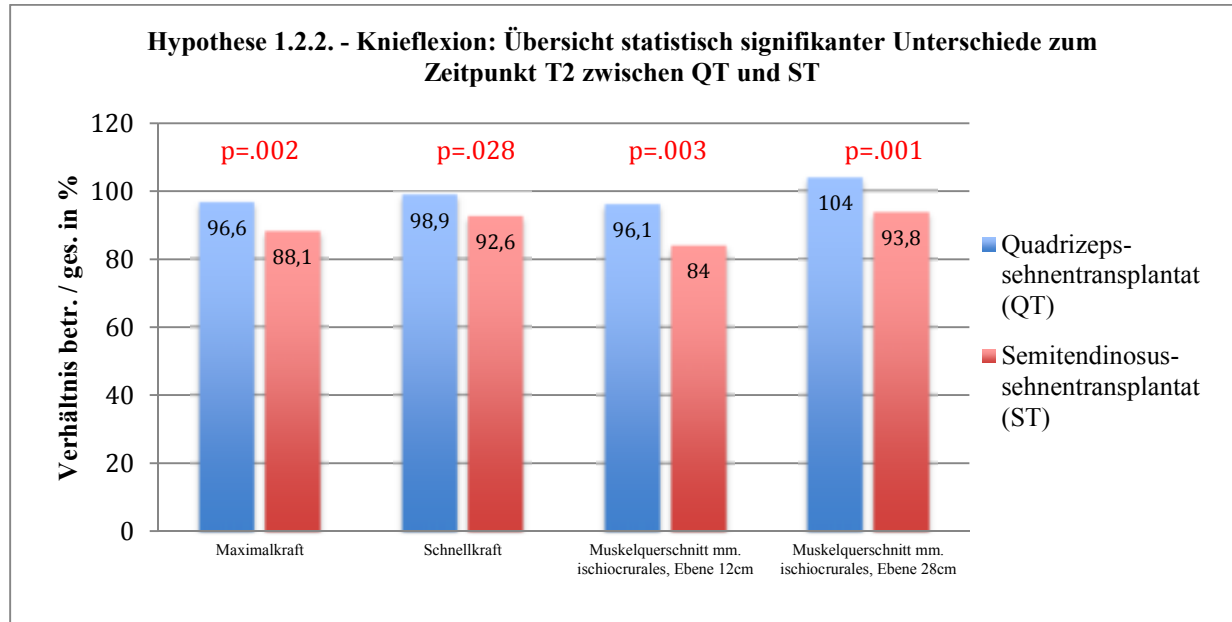
		QT (n=30)	ST (n=24)	P	Test
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 12 cm (betr. / ges. in %)	T2	96,1(±10,7)	84(±17,7)	<b>.003</b>	T-Test für unabhängige Stichproben
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T2	97,8(±8,4)	95,5(±9,9)	.326	
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 28 cm (betr. / ges. in %)	T2	104(±12,1)	93,8(±8,9)	<b>.001</b>	

## Zusammenfassung Ergebnisse Hypothese 1.2.2:

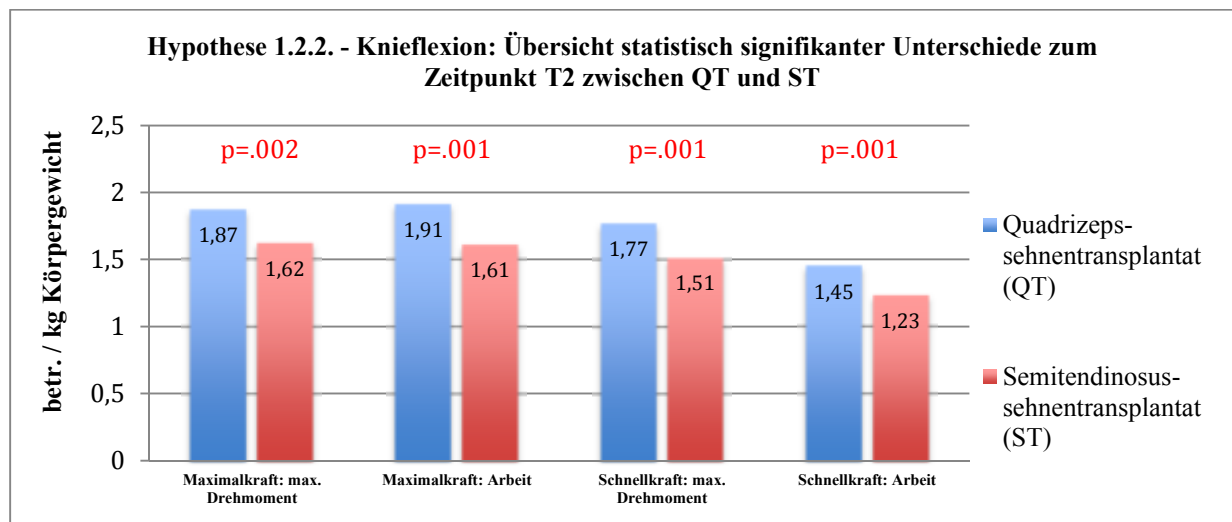
Hypothese 1.2.2. muss verworfen werden. 6 Monate nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes sind bei ST in allen Maximal- und Schnellkraftparametern in der Knieflexion signifikant schlechtere Werte fest zu stellen als bei QT. Ähnlich verhält es sich bei Darstellung des Muskelquerschnittes der mm. ischiocrurales. Hier ist im hüftnahen (p=.003) und im hüftentfernten (p=.001) Oberschenkelbereich noch eine signifikant größere Muskelatrophie vorhanden als bei QT. Die Knieinnenrotation zeigt zwar keine statistisch bedeutsamen Unterschiede zwischen beiden Operationsmethoden, allerdings eine starke

Tendenz Im Sinne einer besseren Maximalkraft ( $p=.051$ ) bzw. eines ausgeglicheneren Seitenverhältnisses ( $p=.105$ ) bei Probanden, welche mit Quadrizepssehne operiert wurden.

**Diagramm 6: Übersicht Knieflexion: statistisch signifikante Unterschiede verschiedener Kraftparameter 6 Monate post-OP. Darstellung des Verhältnisses zwischen operierter und nicht-operierter Seite in %.**



**Diagramm 7: Übersicht Knieflexion: statistisch signifikante Unterschiede verschiedener Kraftparameter 6 Monate post-OP. Darstellung der relativen Kraftwerte der operierten Seite (Drehmoment: Newtonmeter/kg KG; Arbeit: Joule/kg KG).**



**Hypothese 1.2.3.** Die erhöhten transplantatspezifischen Kraftdefizite der Kniebeuger und Knieinnenrotatoren bei VKB-Rekonstruktion mit Semitendinosussehne (ST) lassen sich durch ein gezieltes Krafttraining besser kompensieren und daher ist die Regeneration der Kraft und der Muskelatrophie des Kniebeugeapparates größer als bei Verwendung der Quadrizepssehne inkl. patellarem Knochenblock (QT).

### Ergebnisse Hypothese 1.2.3

#### Maximalkraft Knieflexion

Sowohl ST als auch QT verbessern sich zwischen T1 und T2 hoch signifikant in allen Parametern. Die bestehenden Seitenunterschiede in der Kniebeugekraft gleichen sich bei beiden Operationsmethoden ähnlich gut aus ( $p=.635$ ). In Bezug auf das relative maximale Drehmoment ( $p=.004$ ) und die relative Arbeit ( $p=.043$ ) hat QT im Vergleich zu ST einen Vorteil in der Regeneration der Maximalkraft der Knieflexoren.

**Tab. 40: Entwicklung der Maximalkraftparameter für die Knieflexion im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP, 60°/sec, ROM: 0-10-90, MW  $\pm$  SD,  $P<0.05$ =(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P (T1/T2) x (QT/ST)	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	83,7( $\pm$ 10,7)	76,5( $\pm$ 9,7)	.635	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	96,6( $\pm$ 9,5)	88,1( $\pm$ 10)		
	$\Delta$ (T2-T1)	12,9	11,6		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,48( $\pm$ 0,33)	1,39( $\pm$ 0,25)	.004	
	T2	1,87( $\pm$ 3)	1,62( $\pm$ 0,28)		
	$\Delta$ (T2-T1)	0,39	0,23		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	1,49( $\pm$ 0,37)	1,29( $\pm$ 0,27)	.043	
	T2	1,91( $\pm$ 0,31)	1,61( $\pm$ 0,33)		
	$\Delta$ (T2-T1)	0,42	0,32		
	P(T1/T2)	.000	.000		

#### Maximalkraft Knieinnenrotation

QT zeigt gegenüber ST zwar eine deutlichere Entwicklung zu einem ausgeglichenen Kraftverhältnis im Seitenverhältnis (QT: 98,2% vs. ST: 90,4%), diese ist aber statistisch nicht signifikant. In Bezug auf das relative maximale Drehmoment regeneriert die Kraft der Knieinnenrotation bei QT besser als bei ST ( $p=.023$ ).

**Tab. 41: Entwicklung der Maximalkraftparameter für die Knieinnenrotation im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP, 60°/sec, ROM: 15-0-25, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P (T1/T2) x (QT/ST)	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	91,8(±20,2)	89,7(±18,7)	.277	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	98,2(±18,6)	90,4(±16,8)		
	Δ (T2-T1)	6,4	0,4		
	P(T1/T2)	.116	.810		
Max. Drehmoment (betroffen in Nm)	T1	26,7(±9,0)	25,2(±10,2)	.023	
	T2	33(±9,0)	28,2(±9,2)		
	Δ (T2-T1)	6,3	3		
	P(T1/T2)	.000	.002		

### Schnellkraft Knieflexion

Beide Operationsmethoden entwickeln sich im Interventionszeitraum größtenteils hoch signifikant in allen Parametern. Das Verhältnis des maximalen Drehmoments zwischen der betroffenen und der gesunden Seite zeigt eine starke Tendenz einer besseren Regeneration der Schnellkraft bei ST als bei QT (p=.098). Anders verhält es sich bei dem relativen maximalen Drehmoment und bei der relativen Arbeit. In beiden Parametern entwickelt sich die QT-Gruppe signifikant besser als die ST-Gruppe.

**Tab. 42: Entwicklung der Schnellkraftparameter für die Knieflexion im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP, 180°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=32)	ST (n=26)	P (T1/T2) x (QT/ST)	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	92,7(±12)	81,2(±11,5)	.098	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	98,9(±11,1)	92,6(±10,2)		
	Δ (T2-T1)	6,2	11,4		
	P(T1/T2)	.017	.000		
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,47(±0,33)	1,35(±0,25)	.004	
	T2	1,77(±0,28)	1,51(±0,25)		
	Δ (T2-T1)	0,30	0,16		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	1,21(±0,27)	1,07(±0,25)	.036	
	T2	1,45(±0,24)	1,23(±0,24)		
	Δ (T2-T1)	0,24	0,16		
	P(T1/T2)	.000	.000		

### Muskelquerschnitt mm. ischiocrurales im MRT

Die einzige statistisch bedeutsame Entwicklung im Muskelquerschnitt der ischiocruralen Muskelgruppe zwischen T1 und T2 zeigt sich im hüftentfernten Oberschenkelbereich in der QT-Gruppe (p=.014). Hier scheint QT auch eine tendenziell bessere Muskelhypertrophie zu verzeichnen als ST (p=.130). Auf allen anderen Ebenen finden sich keine Signifikanzen.

Beide Operationsmethoden haben zudem ähnliche Entwicklungen im Verhältnis der Muskelquerschnittsfläche der ischiocruralen Muskelgruppe.

**Tab. 43: Entwicklung der Muskelquerschnittsfläche mm. ischiocrurales auf 3 Ebenen im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP. Die Ebenen der Querschnittsflächen beziehen sich auf Referenzpunkt Spitze trochanter major und sind Angaben unterhalb derselben. MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		QT (n=30)	ST (n=25)	P (T1/T2) x (QT/ST)	Test
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 12 cm (betr. / ges. in %)	T1	99,1(±14,1)	83,7(±16,5)	.473	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	96,1(±10,8)	84(±17,7)		
	Δ (T2-T1)	-3	0,3		
	P(T1/T2)	.317	.945		
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T1	95,4(±9,8)	93,7(±8,5)	.673	
	T2	98(±8,4)	95,5(±9,9)		
	Δ (T2-T1)	2,6	1,8		
	P(T1/T2)	.053	.157		
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 28 cm (betr. / ges. in %)	T1	98,3(±10,6)	92,6(±9,6)	.130	
	T2	104(±12,1)	93,8(±8,9)		
	Δ (T2-T1)	5,7	1,2		
	P(T1/T2)	.014	.500		

### **Zusammenfassung Ergebnisse Hypothese 1.2.3:**

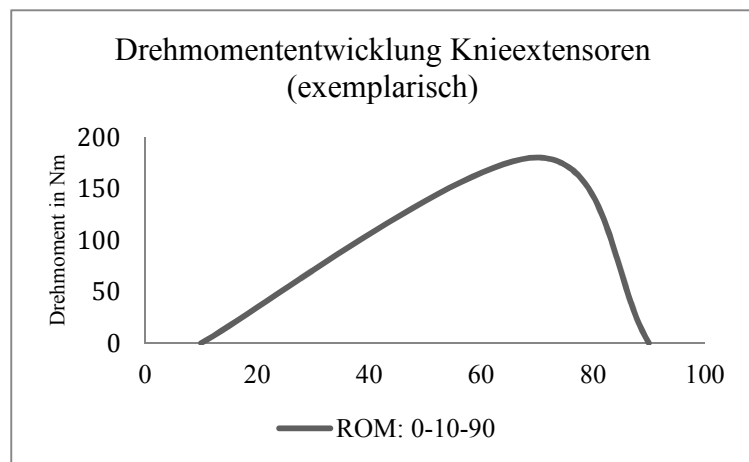
In Bezug auf den Hauptparameter (% betr./ges.) darf Hypothese 1.2.3 angenommen werden. Sowohl die Maximal- und die Schnellkraft als auch die Muskelmasse zeigen eine gleiche muskuläre Anpassung. Bei weiterführender Betrachtung lässt sich allerdings erkennen, dass die 2 weiteren Parameter eine signifikant schlechtere Entwicklung bei ST zeigen. Auch das relative maximale Drehmoment der Knieinnenrotation hat sich bei QT besser entwickelt als in der ST-Gruppe (p=.023). Statistisch signifikante Unterschiede in einer Hypertrophie der mm. ischiocrurales zwischen beiden Operationsmethoden können nicht beobachtet werden.

**Hypothese 1.3.1:** Durch die operationsbedingte Schwächung der Knieextensoren kommt es 3 und 6 Monate nach Operation bei QT zu einem verspäteten maximalen Drehmoment (im Sinne einer mangelnden Startkraft) der Maximalkraft der Kniestrecker im Vergleich zu ST.

### Ergebnisse Hypothese 1.3.1

3 Monate nach Operation können keine Unterschiede zwischen beiden Operationsmethoden hinsichtlich der Position des maximalen Drehmoments der Kniestrecker ( $60^\circ/\text{sec}$ ) der betroffenen Seite beobachtet werden.

QT besitzt bei  $58^\circ (\pm 11)$ , ST bei  $60^\circ (\pm 11)$  das maximale Drehmoment bei der Maximalkraft der Knieextensoren. Zum Zeitpunkt T2 (nach dem Training) bleibt bei ST die Position gleich ( $59^\circ \pm 9$ ), bei QT Probanden tritt das max. Drehmoment verspätet



**Abb. 26: Exemplarische Darstellung Drehmomententwicklung Knieextensoren**

auf ( $53^\circ \pm 7$ ). Hier bestehen zwischen beiden Operationsmethoden signifikante Unterschiede ( $p=.005$ ). Hypothese 1.3.1 darf damit nur für den Zeitpunkt 6 Monate post-OP angenommen werden.

**Hypothese 1.3.2:** Durch die operationsbedingte Schwächung der Knieflexoren kommt es 3 und 6 Monate nach Operation bei ST zu einem verspäteten maximalen Drehmoment (im Sinne einer mangelnden Startkraft) der Maximalkraft der Kniebeuger im Vergleich zu QT.

### Ergebnisse Hypothese 1.3.2

Hypothese 1.3.2 muss verworfen werden. Die Ergebnisse verhalten sich entgegengesetzt zur angenommenen Drehmomententwicklung. ST Probanden ( $28^\circ \pm 6$ ) zeigen bei T1 ein signifikant früheres maximales Drehmoment der Kniebeuger ( $p=.007$ ) im Vergleich zu QT ( $33^\circ \pm 7$ ). Ein gleicher Unterschied ( $p=.016$ ) ist bei T2 zu erkennen. Das maximale Drehmoment der Kniebeuger erscheint in der ST-Gruppe bei  $28^\circ (\pm 4)$ , in der QT-Gruppe bei  $31^\circ (\pm 4)$ .

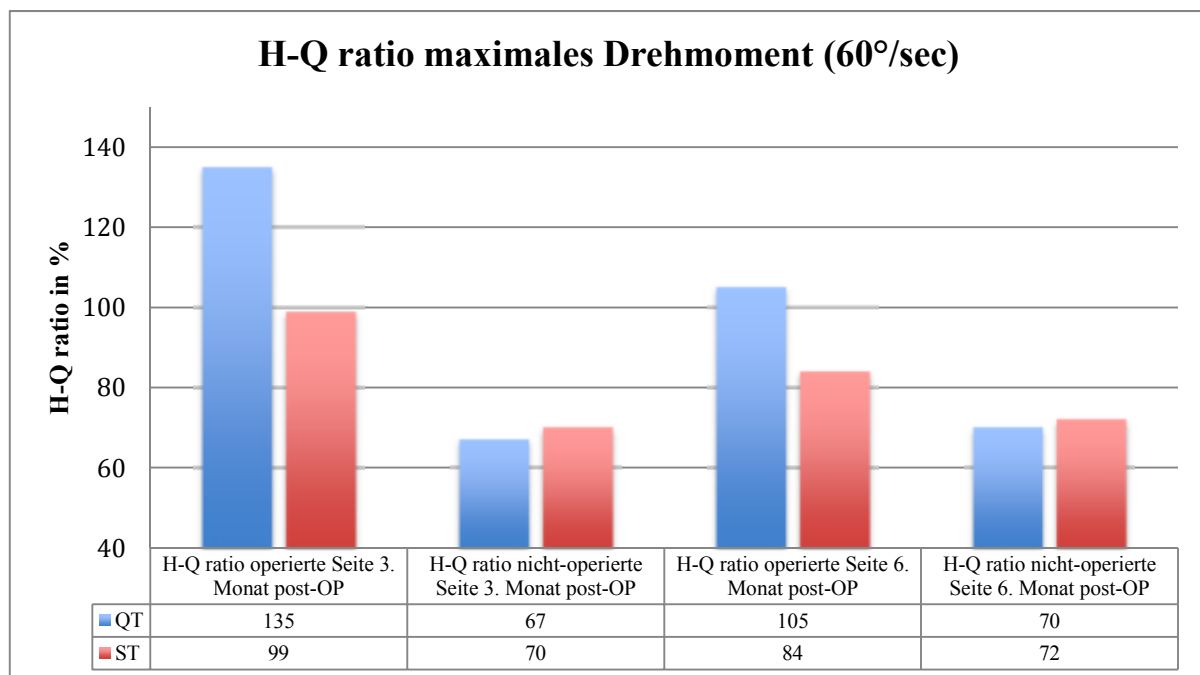


**Hypothese 1.3.3:** Zum Zeitpunkt T1 und T2 besteht bei QT-Probanden aufgrund der Entnahme eines Sehnenstreifens inkl. patellarem Knochenblock ein schlechteres bzw. unphysiologischeres Verhältnis zwischen der Kraft der Kniestrecke und der Kniebeuge (Hamstring-Quadriceps-ratio: H-Q-ratio) als bei ST-Probanden.

### Ergebnis Hypothese 1.3.3

Hypothese 1.3.3 darf angenommen werden. Sowohl 3 als auch 6 Monate post-OP besteht bei QT Probanden ein signifikant schlechteres (im Sinne eines unphysiologischen) H-Q ratio als bei ST Probanden. Im Vergleich zur gesunden, nicht operierten Seite sind ebenfalls signifikante Unterschiede im Verhältnis der Kniebeuge zu den Kniestreckern bei fast allen Probanden zu erkennen. Lediglich bei ST Probanden kann nach der Trainingsphase kein Unterschied im H-Q ratio festgestellt werden.

**Diagramm 8: Verhältnis zwischen Kniebeuger und Kniestrecke (Hamstring-Quadriceps ratio, H-Q ratio in %) im Maximalkrafttest (60°/sec) nach 3 und 6 Monaten post-OP. Darstellung der operierten und der nicht-operierten Seite**



## Hypothese 2

Durch eine Erhöhung der exzentrischen Last bei einem Krafttraining in der Rehabilitation nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes kommt es im Vergleich zu einem konventionellen Krafttraining zu einer deutlicheren Zunahme der Muskelkraft und der Muskelmasse.

### Hypothese 2.1.1.

3 Monate postoperativ (T1) bestehen zwischen den beiden Krafttrainingskonzepten „Krafttraining mit exzentrischer Überlast“ (ISO) und „Konventionelles Krafttraining“ (KON) keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Kraft und der Muskelmasse der Kniestrecker.

### Ergebnisse Hypothese 2.1.1.

#### Maximalkraft Kniestrecker

Die beiden Trainingsgruppen zeigen ein ähnliches Ausgangsniveau in sämtlichen Parametern der Maximalkraft für die Kniestrecker des Kniegelenkes.

**Tab. 44: Darstellung Maximalkraftparameter Knieextension 3 Monate post-OP  
60°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		ISO (n=29)	KON (n=29)	P	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	48,6(±17,7)	54,3(±17,9)	.224	T-Test für unabhängige Stichproben
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,29(±0,53)	1,47(±0,61)	.232	
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	1,20(±0,51)	1,33(±0,53)	.336	

### Schnellkraft Kniestreckker

Bei den Parametern der Schnellkraft ist 3 Monate postoperativ ebenfalls kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Trainingskonzepten fest zu stellen.

**Tab. 45: Darstellung Maximalkraftparameter Knieextension 3 Monate post-OP 180°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		ISO (n=29)	KON (n=29)	P	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	58,6(±17,3)	64,8(±18,6)	.196	T-Test für unabhängige Stichproben
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,09(±0,38)	1,21(±0,42)	.256	
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	0,93(±0,36)	1,03(±0,36)	.323	

### Sprungkraft

In Bezug auf die Schnellkraftfähigkeit der Beinstreckerkette im Kauersprung finden sich zu T1 nahezu gleiche Ausgangsbedingungen in beiden Trainingsgruppen. Lediglich der Unterschied des Absprungimpulses des gesunden Beines zwischen ISO und KON zeigt eine Signifikanz zugunsten der Trainingsgruppe exzentrische Überlast (p=.024). Daraus resultierend ergibt sich auch ein tendenziell schlechteres Verhältnis zwischen dem betroffenen und dem gesunden Bein hinsichtlich des Absprungimpulses (p=.124) bei ISO.

**Tab. 46: Darstellung Sprungkraftparameter im Squat Jump 3 Monate post-OP, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		ISO (n=29)	KON (n=29)	P	Test
Flughöhe (cm)	T1	23,4(±6,9)	23,6(±6,5)	.867	T-Test für unabhängige Stichproben
Gesamtimpuls Absprung (N)	T1	183(±40,9)	166(±42,8)	.127	
Impuls Absprung gesunde Seite (N)	T1	122,7(±31,1)	104,5(±28,4)	<b>.024</b>	
Impuls Absprung betroffene Seite (N)	T1	60,3(±24,4)	61,5(±25,9)	.863	
Verhältnis Impuls Absprung betr./ges. (%)	T1	51,4(±21,7)	61,3(±26,3)	.124	

### Muskelquerschnitt m. quadrizeps femoris im MRT

Sowohl ISO als auch KON verfügen 3 Monate nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes über eine ähnlich große Muskelmasse des Kniestreckapparates mit leichten tendenziellen Vorteilen der KON-Gruppe.

**Tab. 47: Muskelquerschnittsfläche m. quadrizeps femoris auf 3 Ebenen 3 Monate post-OP. Die Ebenen der Querschnittsflächen beziehen sich auf Referenzpunkt Spitze trochanter major und sind Angaben unterhalb derselben. MW  $\pm$  SD, P<0.05=(rot)**

		ISO (n=27)	KON (n=29)	P	Test
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 12 cm (betr. / ges. in %)	T1	79,0( $\pm$ 8,1)	81,2( $\pm$ 6,9)	.275	T-Test für unabhängige Stichproben
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T1	77,1( $\pm$ 15,1)	82,1( $\pm$ 9,3)	.146	
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 28 cm (betr. / ges. in %)	T1	84,6( $\pm$ 10,6)	89,0( $\pm$ 10,9)	.133	

### Oberschenkelumfang

Die Oberschenkelumfangsmessung zeigt keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Trainingsgruppen.

**Tab. 48: Oberschenkelumfangsmessung 3 Monate post-OP. Die Ebenen der Oberschenkelumfang beziehen sich auf Referenzpunkt Patellabasis und sind Angaben oberhalb derselben. MW  $\pm$  SD, P<0.05=(rot)**

		ISO (n=29)	KON (n=29)	P	Test
Verhältnis Oberschenkelumfang Ebene 10 cm (betr. / ges. in %)	T1	95,3( $\pm$ 3,9)	96,2( $\pm$ 2,6)	.359	T-Test für unabhängige Stichproben
Verhältnis Oberschenkelumfang Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T1	95,3( $\pm$ 3,6)	96,1( $\pm$ 2,1)	.323	

### Zusammenfassung Hypothese 2.1.1

Hypothese 2.1.1 darf angenommen werden. Es bestehen zum Zeitpunkt T1 keine signifikanten Unterschiede der Kraft und der Muskelmasse der Kniestrecke zwischen beiden Trainingsgruppen.

### Hypothese 2.1.2.

3 Monate postoperativ (T1) bestehen zwischen den beiden Krafttrainingskonzepten „Krafttraining mit exzentrischer Überlast“ (ISO) und „Konventionelles Krafttraining“ (KON) keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Kraft und der Muskelmasse der Kniebeuger.

### Ergebnisse Hypothese 2.1.2.

#### Maximalkraft Kniebeuger

Die Maximalkraft der Kniebeuger zeigt in allen Parametern keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Trainingskonzepten.

**Tab. 49: Darstellung Maximalkraftparameter Knieflexion 3 Monate post-OP  
60°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		ISO (n=29)	KON (n=29)	P	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	79,9(±12,5)	81(±8,9)	.693	T-Test für unabhängige Stichproben
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,42(±0,34)	1,47(±0,26)	.498	
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	1,40(±0,39)	1,41(±0,30)	.927	

#### Schnellkraft Kniebeuger

Beide Krafttrainingskonzepte haben ein ähnliches Ausgangsniveau in der Schnellkraft der ischiocruralen Muskelgruppe und somit keinen signifikanten Unterschied zum Zeitpunkt T1.

**Tab. 50: Darstellung Schnellkraftparameter Knieflexion 3 Monate post-OP  
180°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		ISO (n=29)	KON (n=29)	P	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	86,2(±15,4)	89(±10,3)	.414	T-Test für unabhängige Stichproben
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,40(±0,34)	1,44(±0,26)	.256	
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	1,13(±0,29)	1,17(±0,25)	.590	

### Muskelquerschnitt mm. ischiocrurales im MRT

Im hüftnahen Bereich des Oberschenkels ist ein signifikanter Unterschied zwischen ISO und KON zu erkennen (KON<ISO; p=.050). Im mittleren Bereich ist kein Unterschied zu sehen, auf Ebene 28 cm unterhalb der Spitze des trochanter majors eine Tendenz, das KON ebenso einen geringeren Muskelquerschnitt in der ischiocruralen Muskelgruppe aufweist.

**Tab. 51: Muskelquerschnittsfläche mm. ischiocrurales auf 3 Ebenen 3 Monate post-OP. Die Ebenen der Querschnittsflächen beziehen sich auf Referenzpunkt Spitze trochanter major und sind Angaben unterhalb derselben. MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		ISO (n=29)	KON (n=29)	P	Test
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 12 cm (betr. / ges. in %)	T1	96,7(±17,6)	87,9(±15,2)	.050	T-Test für unabhängige Stichproben
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T1	94,7(±9,0)	94,2(±9,6)	.821	
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 28 cm (betr. / ges. in %)	T1	97,9(±10,9)	93,3(±9,6)	.100	

### Zusammenfassung Hypothese 2.1.2

Bis auf die hüftnahe Muskelquerschnittsfläche der ischiocruralen Muskelgruppe ist kein signifikanter Unterschied zwischen ISO und KON hinsichtlich der Kraft und der Muskelmasse zum Zeitpunkt T1 zu erkennen. Somit darf Hypothese 2.1.2. zum größten Teil angenommen werden.

### Hypothese 2.2.1.

Nach vorderer Kreuzbandplastik ist ein Krafttraining mit exzentrischer Überlast (ISO) einem konventionellen Krafttraining (KON) in Hinblick auf eine schnellere Regeneration der Kraft und der Atrophie der Kniestrecker überlegen.

### Ergebnisse Hypothese 2.2.1

#### Maximalkraft Kniestrecker

Sowohl Probanden, welche mit exzentrischer Überlast trainiert haben, als auch die konventionell Trainierenden haben sich vom 3. bis zum 6. Monat postoperativ in allen Maximalkraft beschreibenden Parametern hoch signifikant verbessert. Ein Vorteil einer Trainingsmethode ist allerdings nicht zu erkennen. Einzig die Kraft über das Bewegungsausmaß (=Arbeit) zeigt eine leichte Tendenz einer besseren Maximalkraftentwicklung bei KON (p=.170).

**Tab. 52: Entwicklung der Maximalkraftparameter für die Knieextension im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP, 60°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		ISO (n=29)	KON (n=29)	P (T1/T2) x (ISO/KON)	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	48,6(±17,7)	54,3(±17,9)	.555	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	70,2(±19,4)	77,7(±13,4)		
	Δ (T2-T1)	21,6	23,4		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,29(±0,53)	1,47(±0,61)	.671	
	T2	1,88(±0,65)	2,11(±0,53)		
	Δ (T2-T1)	0,59	0,64		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	1,20(±0,51)	1,33(±0,53)	.170	
	T2	1,82(±0,62)	2,08(±0,50)		
	Δ (T2-T1)	0,62	0,75		
	P(T1/T2)	.000	.000		

#### Schnellkraft Kniestrecker

Die Entwicklungen der Schnellkraft der Kniestrecker beschreiben gleiche statistische Ausmaße wie die der Maximalkraft der Kniestrecker. Zwischen T1 und T2 kommt es bei beiden Gruppen zu hoch signifikanten Verbesserungen in allen Parametern. Die beiden Parameter, welche sich auf das maximale Drehmoment beziehen, entwickeln sich in beiden Trainingskonzepten gleich. Wie bei der Maximalkraft ist die Verbesserung der Arbeit bei den konventionell Trainierenden im Vergleich zur ISO-Gruppe tendenziell höher (p=.105).

**Tab. 53: Entwicklung der Schnellkraftparameter für die Knieextension im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP, 180°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		ISO (n=29)	KON (n=29)	P (T1/T2) x (ISO/KON)	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	58,6(±17,3)	64,8(±18,6)	.939	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	73,4(±19,5)	79,8(±13)		
	Δ (T2-T1)	14,8	15		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,09(±0,38)	1,21(±0,42)	.939	
	T2	1,44(±0,45)	1,55(±0,38)		
	Δ (T2-T1)	0,35	0,34		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	0,93(±0,36)	1,03(±0,36)	.105	
	T2	1,27(±0,42)	1,45(±0,32)		
	Δ (T2-T1)	0,34	0,42		
	P(T1/T2)	.000	.000		

### Sprungkraft

ISO hat gegenüber KON keinen statistisch signifikanten Vorteil in der Verbesserung der Sprungkraft. Der Absprungimpuls der betroffenen Seite lässt allerdings eine starke Tendenz einer besseren Entwicklung bei ISO erkennen (p=.065). Zwischen dem 3. und dem 6. Monat nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes entwickeln sich beide Gruppen zum Teil hoch signifikant.

**Tab. 54: Entwicklung der Sprungkraftparameter (Squat Jump) im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		ISO (n=27)	KON (n=27)	P (T1/T2) x (ISO/KON)	Test
Flughöhe (cm)	T1	23,4(±6,9)	23,6(±6,5)	.238	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	27,9(±6,3)	26,3(±6,5)		
	Δ (T2-T1)	4,5	2,7		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Gesamtimpuls Absprung (N)	T1	187,7(±38,1)	166(±42,8)	.905	
	T2	205,1(±40,1)	174,9(±38,6)		
	Δ (T2-T1)	17,4	8,9		
	P(T1/T2)	.000	.016		
Impuls Absprung gesunde Seite (N)	T1	125,8(±29,7)	104,5(±28,4)	.878	
	T2	122,8(±29,4)	100,8(±23,4)		
	Δ (T2-T1)	-3	-3,7		
	P(T1/T2)	.259	.235		
Impuls Absprung betroffene Seite (N)	T1	60,3(±24,4)	61,5(±25,9)	.065	
	T2	82,4(±24,1)	74,1(±22,8)		
	Δ (T2-T1)	22,1	12,6		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Verhältnis Impuls Absprung betr./ges. (%)	T1	51,4(±21,7)	61,3(±26,3)	.343	
	T2	70,2(±24,2)	74,9(±20,6)		
	Δ (T2-T1)	18,8	13,6		
	P(T1/T2)	.000	.005		



### Muskelquerschnitt m. quadrizeps femoris im MRT

Ein vermehrtes Muskelwachstum des m. quadrizeps femoris durch ein Training mit exzentrischer Überlast kann statistisch zum Teil nachgewiesen werden. Während im hüftnahen Bereich des Oberschenkels kein Unterschied erkennbar ist, hat ISO im mittleren Bereich einen statistisch signifikanten ( $p=.043$ ) und im unteren Bereich des Oberschenkels eine Tendenz ( $p=.118$ ) einer besseren muskulären Anpassung im Sinne einer Hypertrophie.

**Tab. 55: Entwicklung der Muskelquerschnittsfläche m. quadrizeps femoris auf 3 Ebenen im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP. Die Ebenen der Querschnittsflächen beziehen sich auf Referenzpunkt Spitze trochanter major und sind Angaben unterhalb derselben. MW  $\pm$  SD,  $P<0.05$ =(rot)**

		ISO (n=27)	KON (n=27)	P (T1/T2) x (ISO/KON)	Test
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 12 cm (betr. / ges. in %)	T1	79( $\pm 8,1$ )	81,3( $\pm 7$ )	.450	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	87,3( $\pm 9,1$ )	88,6( $\pm 6,4$ )		
	$\Delta$ (T2-T1)	8,3	7,3		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T1	77,1( $\pm 15$ )	83,4( $\pm 6,4$ )	.043	
	T2	89,4( $\pm 9,8$ )	88,9( $\pm 6,9$ )		
	$\Delta$ (T2-T1)	12,3	5,5		
	P(T1/T2)	.001	.000		
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 28 cm (betr. / ges. in %)	T1	84,6( $\pm 10,6$ )	88,7( $\pm 11$ )	.118	
	T2	92,8( $\pm 12,1$ )	92,3( $\pm 9,9$ )		
	$\Delta$ (T2-T1)	8,2	3,6		
	P(T1/T2)	.001	.095		

### Oberschenkelumfang

In Bezug auf die Vergrößerung des Oberschenkelumfangs hat ISO keinen Vorteil gegenüber KON.

**Tab. 56: Entwicklung des Oberschenkelumfangs auf 2 Ebenen im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP. Die Ebenen der Oberschenkelumfang beziehen sich auf Referenzpunkt Patellabasis und sind Angaben oberhalb derselben. MW  $\pm$  SD,  $P<0.05$ =(rot)**

		ISO (n=29)	KON (n=24)	P (T1/T2) x (ISO/KON)	Test
Verhältnis Oberschenkelumfang Ebene 10 cm (betr. / ges. in %)	T1	95,3( $\pm 3,9$ )	96,2( $\pm 2,6$ )	.341	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	98,1( $\pm 3,5$ )	98,0( $\pm 2,3$ )		
	$\Delta$ (T2-T1)	2,8	1,8		
	P(T1/T2)	.001	.007		
Verhältnis Oberschenkelumfang Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T1	95,3( $\pm 3,6$ )	96,1( $\pm 2,1$ )	.264	
	T2	97,6( $\pm 3,4$ )	97,6( $\pm 2,5$ )		
	$\Delta$ (T2-T1)	2,3	1,5		
	P(T1/T2)	.000	.017		

### **Zusammenfassung Hypothese 2.2.1**

Hypothese 2.2.1. muss zum großen Teil verworfen werden. Sowohl in der Maximalkraft, als auch in der Schnell- und Sprungkraft hat das Trainingskonzept „Krafttraining mit exzentrischer Überlast“ gegenüber einem herkömmlichen Krafttraining keinen Vorteil. Leichte Tendenzen sind in den Arbeitswerten der isokinetischen Kraftmessung erkennbar, eine starke Tendenz mit knappem Verfehlen des Signifikanzniveaus zeigt das Ergebnis des Sprungkrafttests, und hier im Besonderen der Absprungimpuls des betroffenen Beins ( $p=.065$ ). Die kernspintomographischen Messungen des Muskelquerschnitts des vierköpfigen Schenkelstreckers lassen im Längsschnitt eine bessere Muskelhypertrophie des m. quadrizeps femoris durch ein Training mit exzentrischer Überlast erkennen, mit einem signifikanten Vorteil im mittleren Bereich des Oberschenkels ( $p=.043$ ) und einem tendenziellen Vorteil im hüftentfernten Teil ( $p=.118$ ).

### Hypothese 2.2.2.

Nach vorderer Kreuzbandplastik ist ein Krafttraining mit exzentrischer Überlast (ISO) einem konventionellen Krafttraining (KON) in Hinblick auf eine schnellere Regeneration der Kraft und der Atrophie der Kniebeuger überlegen.

### Ergebnisse Hypothese 2.2.2

#### Maximalkraft Kniebeuger

Beide Krafttrainingskonzepte entwickeln sich in allen Parametern zur Beschreibung der Maximalkraft der Kniebeuger zwischen T1 und T2 hoch signifikant. Ein Vorteil einer Trainingsmethode ist nicht zu erkennen.

**Tab. 57: Entwicklung der Maximalkraftparameter für die Knieflexion im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP, 60°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		ISO (n=29)	KON (n=29)	P (T1/T2) x (ISO/KON)	Test
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	79,9(±12,6)	81(±8,9)	.316	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	93,6(±12,2)	92,1(±8,8)		
	Δ (T2-T1)	13,7	11,1		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,42(±0,34)	1,47(±0,26)	.560	
	T2	1,75(±0,35)	1,77(±0,28)		
	Δ (T2-T1)	0,33	0,30		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	1,40(±0,39)	1,41(±0,30)	.285	
	T2	1,74(±0,39)	1,81(±0,31)		
	Δ (T2-T1)	0,34	0,40		
	P(T1/T2)	.000	.000		

#### Schnellkraft Kniebeuger

Beide Krafttrainingskonzepte entwickeln sich in der Schnellkraft der Kniebeuger zwischen T1 und T2 hoch signifikant. Ein Vorteil einer Trainingsmethode ist nicht erkennbar.

**Tab. 58: Entwicklung der Schnellkraftparameter für die Knieflexion im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP, 180°/sec, ROM: 0-10-90, MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		ISO (n=29)	KON (n=29)	P (T1/T2)	Test
				x (ISO/KON)	
Verhältnis max. Drehmoment (betroffen / gesund (%))	T1	86,2(±15,3)	89(±10,3)	.940	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	94,6(±10,7)	97,6(±11,4)		
	Δ (T2-T1)	8,4	8,6		
	P(T1/T2)	.002	.000		
Max. Drehmoment (betroffen / Körpergewicht (Nm/kg))	T1	1,40(±0,34)	1,44(±0,26)	.781	
	T2	1,63(±0,32)	1,68(±0,28)		
	Δ (T2-T1)	0,23	0,24		
	P(T1/T2)	.000	.000		
Arbeit (betroffen / Körpergewicht (J/kg))	T1	1,13(±0,29)	1,17(±0,25)	.398	
	T2	1,31(±0,29)	1,38(±0,24)		
	Δ (T2-T1)	0,18	0,21		
	P(T1/T2)	.000	.000		

### Muskelquerschnitt mm. ischiocrurales im MRT

Bedingt durch die Abnahme des Muskelquerschnitts der Kniebeuger bei ISO hat die KON-Gruppe eine tendenziell bessere Muskelhypertrophie im hüftnahen Bereich (p=.084). Gesamt betrachtet zeigen beide Gruppen ein ähnliches Muskeldickenwachstum.

**Tab. 59: Entwicklung der Muskelquerschnittsfläche mm. ischiocrurales auf 3 Ebenen im Gruppenvergleich (Zeit x OP-Methode) zwischen 3. und 6. Monat post-OP. Die Ebenen der Querschnittsflächen beziehen sich auf Referenzpunkt Spitze trochanter major und sind Angaben unterhalb derselben. MW ± SD, P<0.05=(rot)**

		ISO (n=27)	KON (n=27)	P (T1/T2)	Test
				x (ISO/KON)	
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 12 cm (betr. / ges. in %)	T1	96,7(±17,6)	87,7(±15,4)	.084	2- faktorielle Varianz- analyse
	T2	91,2(±15,8)	90(±15,4)		
	Δ (T2-T1)	-5,5	2,3		
	P(T1/T2)	.088	.467		
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 20 cm (betr. / ges. in %)	T1	94,7(±9)	94,5(±9,5)	.551	
	T2	97,5(±9,3)	96,2(±9,1)		
	Δ (T2-T1)	2,8	1,7		
	P(T1/T2)	.035	.196		
Verhältnis Querschnittsflächen Ebene 28 cm (betr. / ges. in %)	T1	97,8(±10,9)	93,8(±9,8)	.371	
	T2	100,2(±10)	98,7(±13,6)		
	Δ (T2-T1)	2,4	4,9		
	P(T1/T2)	.233	.031		

### Zusammenfassung Hypothese 2.2.2.

Hypothese 2.2.2 kann nicht bestätigt werden und muss somit verworfen werden. Die Verbesserungen der Kraftwerte und die radiologischen Befunde in Bezug auf eine Muskelhypertrophie der ischiocruralen Muskelgruppe sind in beiden Krafttrainingskonzepten vergleichbar.

### 3.3 Fragebögen und Scoresysteme – Hypothesenprüfung

#### Hypothese 3

Unabhängig vom gewählten Transplantat zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes finden sich gleiche Ergebnisse hinsichtlich des funktionellen Outcomes.

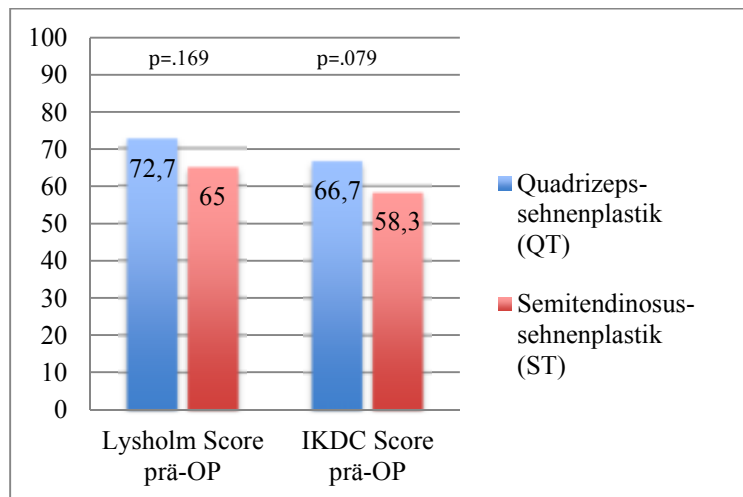
#### Hypothese 3.1.

Das prätraumatische Aktivitätsniveau sowie der subjektiv beurteilte Kniezustand zum präoperativen Zeitpunkt unterscheidet sich zwischen der QT- und ST-Gruppe nicht.

#### Ergebnis Hypothese 3.1.

Probanden mit VKB-Quadrizepssehnenersatzplastik weisen mit einem Tegner Score von 7,7 ( $\pm 1,6$ ) ein signifikant höheres präoperatives Aktivitätslevel ( $p=.013$ ) auf als ST ( $6,5 \pm 1,9$ ). Lysholm Score (QT:  $72,7 \pm 22,3$ ; ST:  $65 \pm 18,8$ ;  $p=.169$ ) und subj. IKDC (QT:  $66,7 \pm 20,5$ ; ST:  $58,3 \pm 14$ ;  $p=.079$ ) zeigen eine Tendenz eines subjektiv besser empfundenen präoperativen Kniezustandes bei QT auf.

Diagramm 9: Lysholmscore und IKDC-Score zum präoperativen Zeitpunkt. MW,  $P < 0.05 = \text{(rot)}$



#### Zusammenfassung Hypothese 3.1.

In Bezug auf das prätraumatische Aktivitätsniveau bestehen Unterschiede zwischen beiden Gruppen. Die Ergebnisse der Fragebögen zur subjektiven Beurteilung des Knies unterscheiden sich zwischen QT und ST allerdings nur tendenziell. Somit darf Hypothese 3.1. nur teilweise angenommen werden.

### Hypothese 3.2.

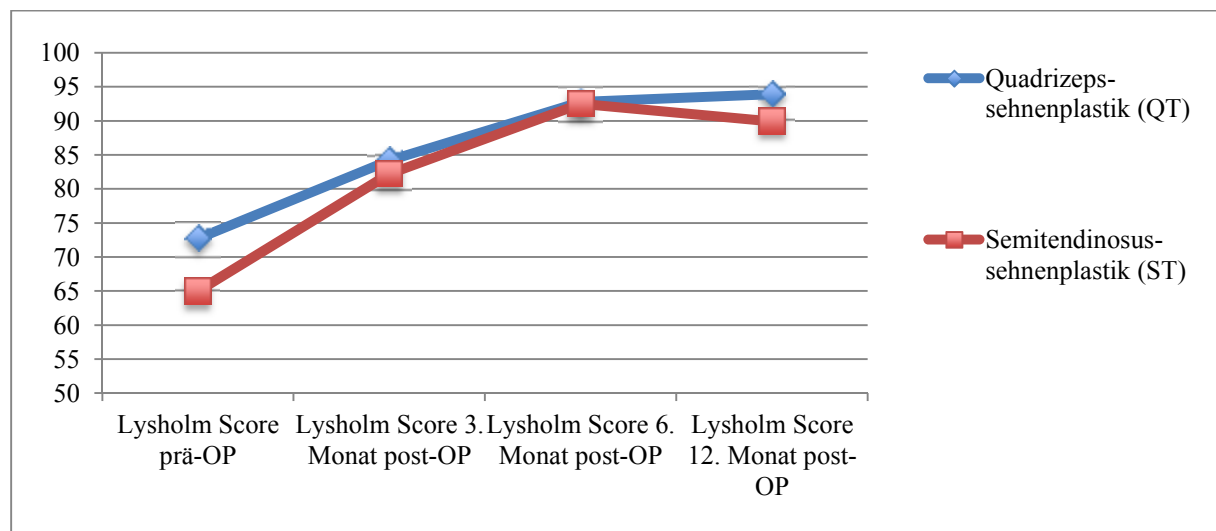
Zum Zeitpunkt T1 (3. Monat post-OP), T2 (6. Monat post-OP) und 12 Monate nach Rekonstruktion des VKB (T3) erzielen QT und ST eine gleiches funktionelles Outcome. Die Rückkehr zur gleichen sportlichen Aktivität wie vor der OP ist bei beiden Gruppen gleich.

### Ergebnis Hypothese 3.2.

#### Lysholm Score:

Beide Operationsmethoden weisen ein mäßiges präoperatives Ergebnis in der Befragung zum Lysholm Score auf (QT:  $72,7 \pm 22,3$ ; ST:  $65 \pm 18,8$ ) und unterscheiden sich nicht signifikant ( $p=.169$ ). 3 Monate nach Rekonstruktion des VKB ist das Ergebnis im Lysholm Score bei QT bereits als gut zu bewerten ( $84,2 \pm 10,9$ ), ST verfehlt mit  $82,2 \pm 12,3$  (=mäßig) nur knapp das Prädikat gut in der Interpretation des Fragebogens. Statistisch signifikante Unterschiede bestehen zwischen beiden Gruppen nicht ( $p=.516$ ). Nach der Interventionsphase (6. Monat post-OP) zeigen beide Gruppen ein statistisch nahezu gleiches Ergebnis ( $p=.914$ ) im Sinne eines hervorragend empfundenen Kniezustandes (QT:  $92,8 \pm 7,2$ ; ST:  $92,5 \pm 7,6$ ). Beide Operationsmethoden entwickeln sich von prä-OP zum 3. Monat post-OP (QT:  $p=.007$ ; ST:  $p=.000$ ) als auch vom 3. Monat post-OP zum 6. Monat post-OP (QT:  $p=.000$ ; ST:  $p=.000$ ) hoch signifikant. Zwischen 6. und 12. Monat post-OP können QT-Probanden das hervorragende Ergebnis konservieren ( $93,9 \pm 7,9$ ;  $p=.477$ ), während ST eine abfallende Tendenz ( $p=.099$ ) hin zu einem nur guten Kniezustand ( $89,9 \pm 10,8$ ) erzielen.

Diagramm 10: Lysholmscore im zeitlichen Verlauf



### Lysholm Item Nr. 6 – Hocken:

Bei Lysholm Item 6 zur Beurteilung der Fähigkeit in die Hocke zu gehen, konnten 3 Monate post-OP 12,5% der QT-Probanden eine Hocke nicht tiefer als 90° ausführen. 62,5% waren wenig beeinträchtigt und 25% hatten damit keine Probleme. Nach der Interventionsphase waren mehr als 90% aller QT-Probanden gar nicht (53%) oder nur wenig (40,1%) beeinträchtigt. Lediglich etwa 7% konnten eine Hocke nur bis 90° Beugung ausführen. 1 Jahr nach Rekonstruktion des VKB's waren 59,3% der QT-Probanden wenig und 40,7% überhaupt nicht in Ihrer Fähigkeit zu Hocken beeinträchtigt. Die Ergebnisse von ST-Probanden sind mit denen der QT-Probanden vergleichbar. 3 Monate post-OP sind 16% gar nicht und 72% wenig beeinträchtigt, 12% haben Probleme mit einer tiefen Hocke. 6 Monate nach OP sind 57,7% gar nicht und 42,3% wenig beeinträchtigt, nach einem Jahr sind keine Probleme mit 43,5% und geringe Beeinträchtigungen mit 56,5% beziffert.

Diagramm 11: Antworten zum Lysholm Item Nr. 6 im zeitlichen Verlauf – QT-Probanden

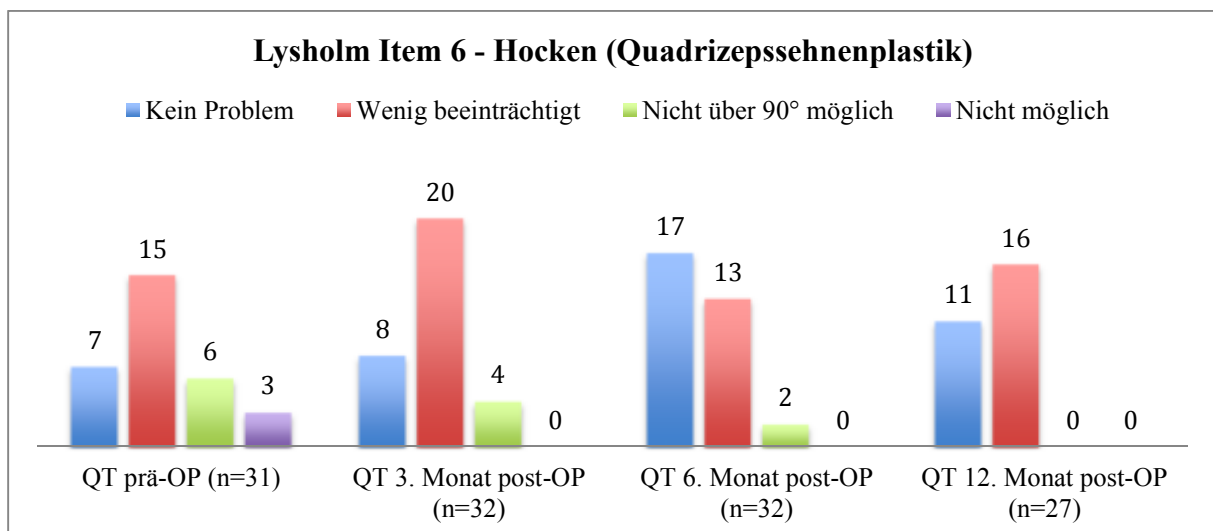
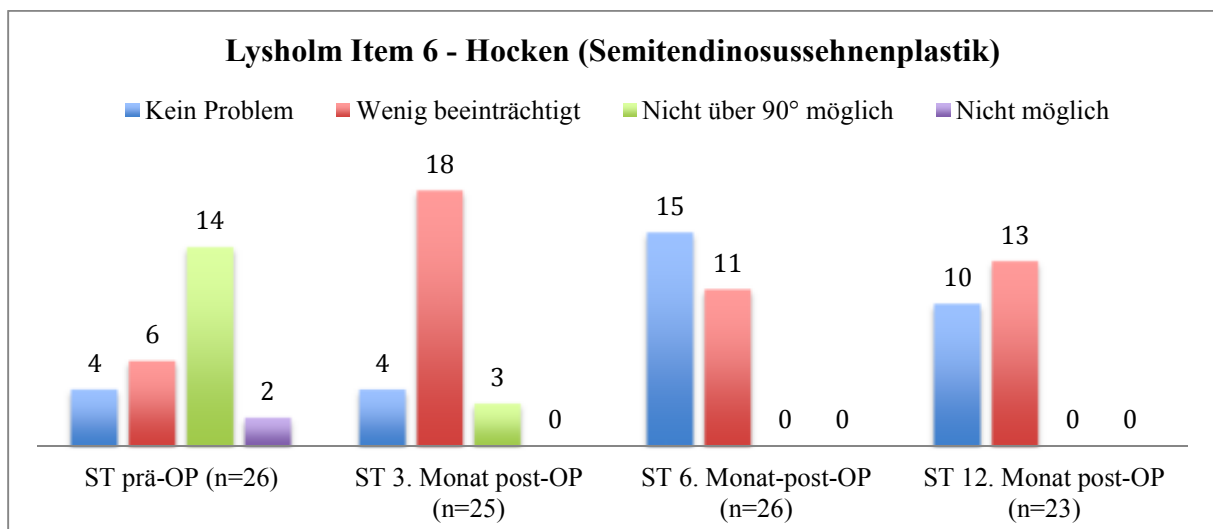


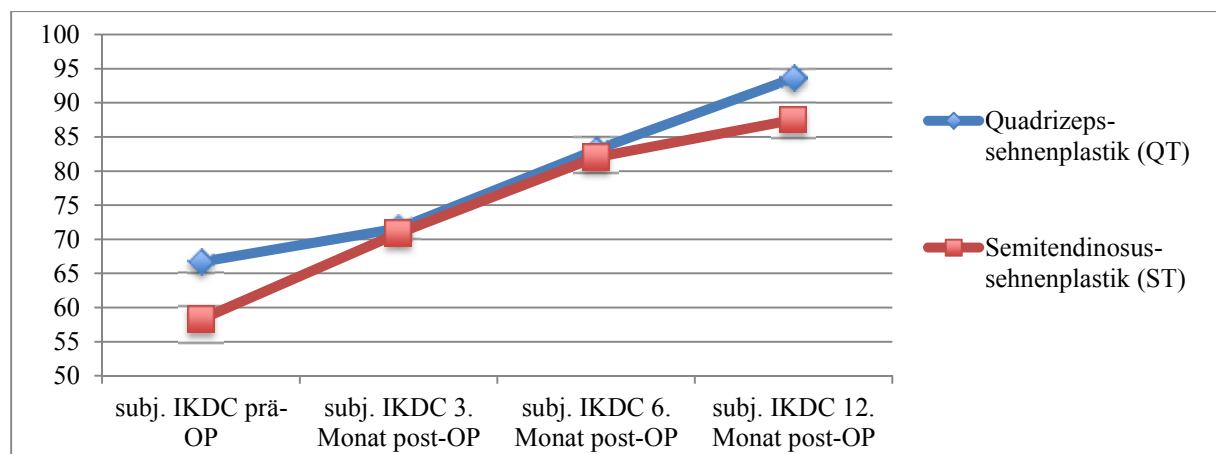
Diagramm 12: Antworten zum Lysholm Item Nr. 6 im zeitlichen Verlauf – ST-Probanden



### Subjektiver IKDC:

Vor der Operation zur Stabilisierung des VKB-insuffizienten Kniegelenks weisen beide Gruppen eine stark abnormale Kniefunktion auf (QT:  $66,7 \pm 20,5$ ; ST:  $58,3 \pm 14$ ), wobei QT tendenziell besser abschneidet als ST ( $p=.079$ ). Bis zum 3. Monat post-OP verbessert sich QT nur tendenziell ( $p=.162$ ), ST allerdings hoch signifikant ( $p=.000$ ) zu einer nur noch abnormalen Kniefunktion (QT:  $71,6 \pm 9,6$ ; ST:  $70,9 \pm 9,5$ ). Beide Gruppen unterscheiden sich zu diesem Zeitpunkt nicht ( $p=.778$ ). Die Entwicklung während der Interventionsphase verläuft in beiden Gruppen nahezu parallel und jeweils hoch signifikant ( $p=.000$ ) zu einer fast normalen Kniefunktion (QT:  $83,1 \pm 8,1$ ; ST:  $82 \pm 8,9$ ). Im Zeitraum zwischen 6. und 12. Monat post-OP zeigen QT eine positive, hoch signifikante Entwicklung ( $p=.000$ ) zu einer normalen Kniefunktion ( $93,6 \pm 5,6$ ), während die ST-Gruppe sich zwar ebenfalls signifikant verbessert ( $p=.009$ ), allerdings eine leichte Stagnation im Prozess zur normalen Kniefunktion erfährt ( $87,5 \pm 11,6$ ). Hierdurch ist auch der statistisch signifikante Unterschied zwischen QT und ST zu diesem Zeitpunkt zu erklären ( $p=.019$ ). Bei differenzierter Betrachtung können in Gruppe A+B (normale oder fast normale Kniefunktion) präoperativ bei QT 19%, zum Zeitpunkt T1 25%, zum Zeitpunkt T2 75% und 1 Jahr post-OP sogar 100% zugeordnet werden. Bei ST fallen diese Zahlen etwas geringer aus. In Gruppe A + B entfallen bei T0 8%, bei T1 12%, bei T2 78% und bei der 1-Jahres Befragung 87%.

Diagramm 13: IKDC-Score im zeitlichen Verlauf



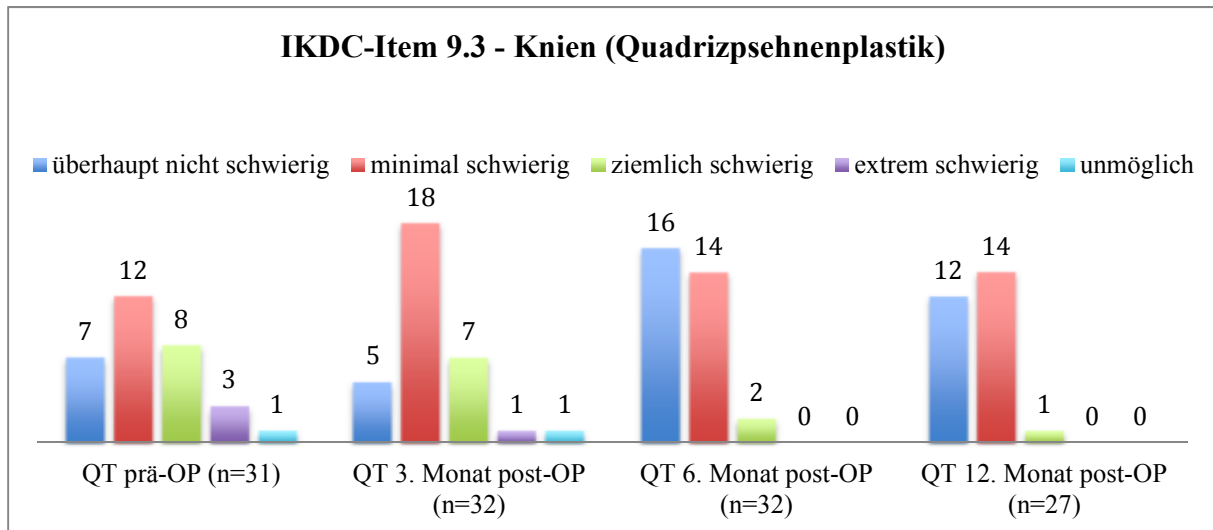
### IKDC-Item 9.3 – Schwierigkeit zu Knien

15,6% der QT-Probanden empfinden ein Knien auf der operierten Seite 12 Wochen post-OP als überhaupt nicht schwierig, 56,3% antworten mit „minimal schwierig“ (zusammen 71,9%). Im Gegensatz dazu beschreiben insgesamt 56% der ST-Probanden ihre Fähigkeit zu Knien als überhaupt nicht schwierig (24%) bzw. als minimal schwierig (32%). Nach 6 Monaten

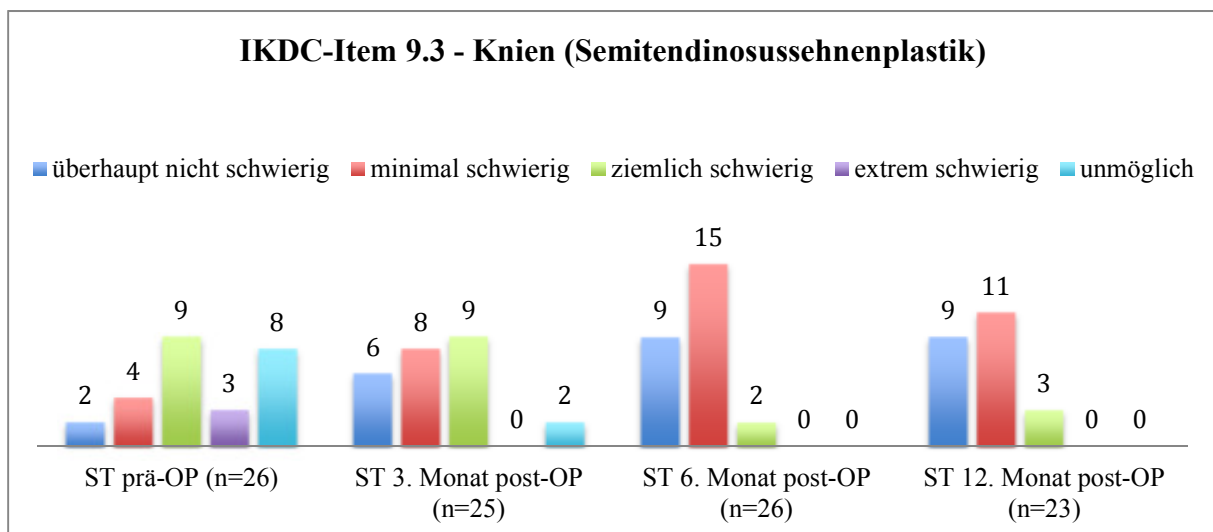


(„überhaupt nicht und minimal schwierig“: QT: 93,8%; ST: 92,3%) bestehen keine Unterschiede, 12 Monate („überhaupt nicht und minimal schwierig“: QT: 96,3%; ST: 87%) post-OP können QT tendenziell besser Knien als ST.

**Diagramm 14: Antworten zum IKDC Item Nr. 9.3 im zeitlichen Verlauf – QT-Probanden**



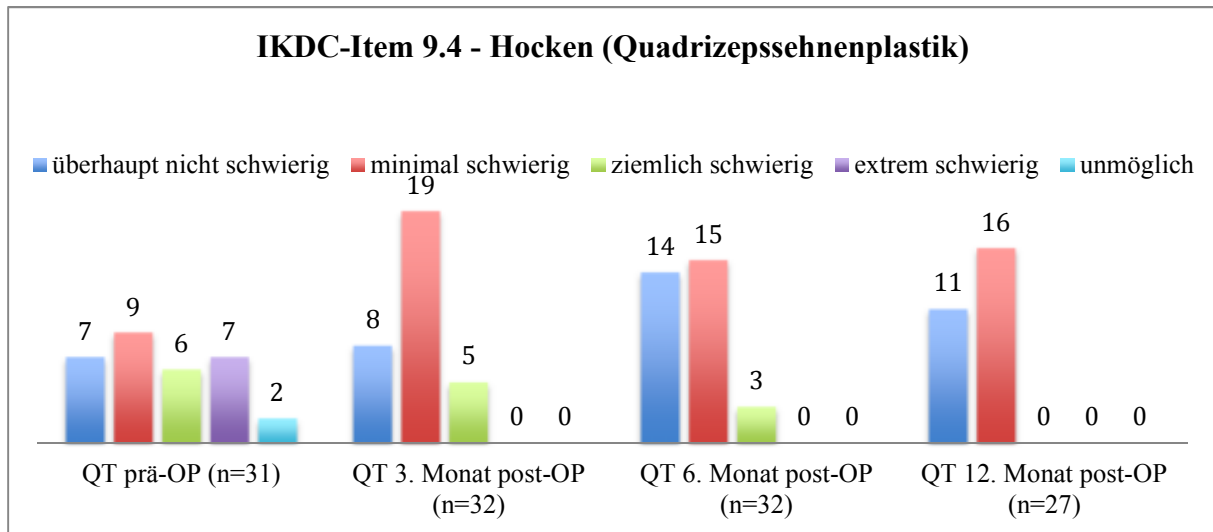
**Diagramm 15: Antworten zum IKDC Item Nr. 9.3 im zeitlichen Verlauf – ST-Probanden**



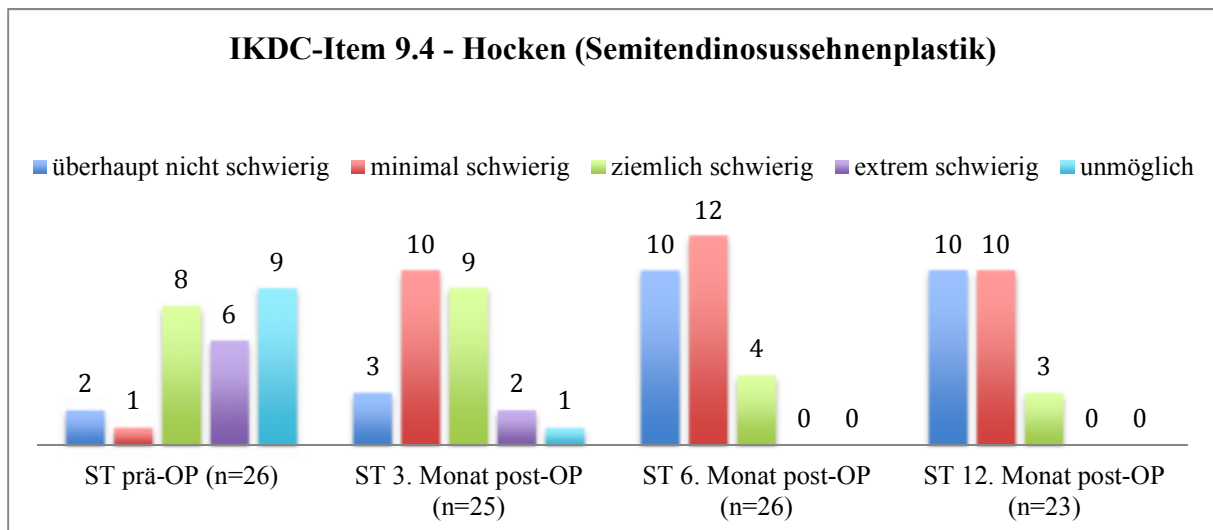
#### IKDC-Item 9.4 – Schwierigkeit zu Hocken

Nur 15,6% der QT Probanden empfinden 3 Monate nach OP ein Hocken als ziemlich schwierig. ST-Probanden haben zu diesem Zeitpunkt deutlich größere Probleme mit „Hocken“ (48% „ziemlich schwierig“ oder schlechter). Dieser Unterschied gleicht sich bis zum 6. Monat post-OP aus („überhaupt nicht schwierig“: QT: 43,8%; ST: 38,5%; „minimal schwierig“: QT: 46,9%; ST: 46,2%), 12. Monate post-OP („überhaupt nicht schwierig“: QT: 40,7%; ST: 43,5%; „minimal schwierig“: QT: 59,3%; ST: 43,5% ) besitzt QT eine leicht bessere Fähigkeit zu Hocken.

**Diagramm 16: Antworten zum IKDC Item Nr. 9.4 im zeitlichen Verlauf – QT-Probanden**



**Diagramm 17: Antworten zum IKDC Item Nr. 9.4 im zeitlichen Verlauf – ST-Probanden**

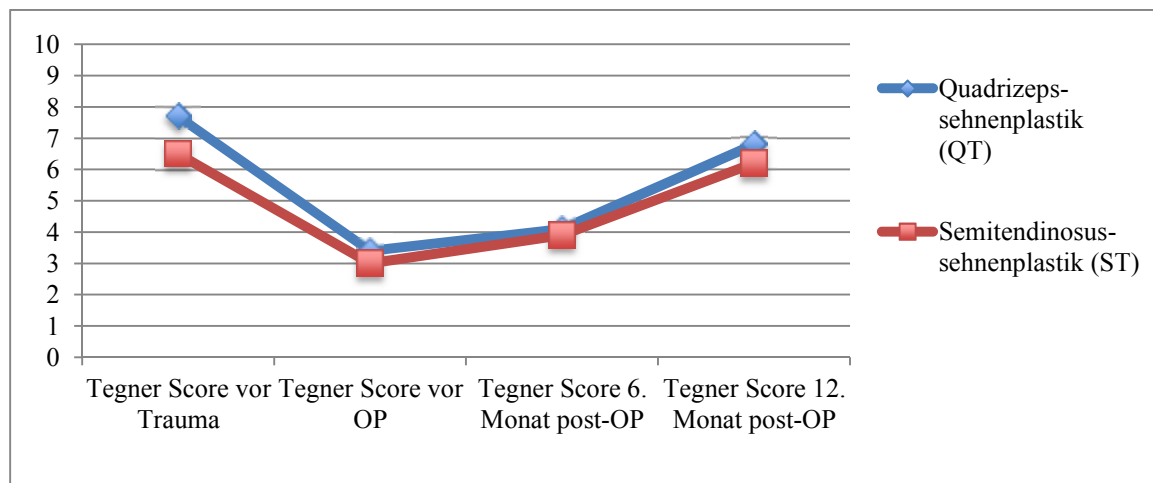


**Tegner-Aktivitätsindex:**

Wie bereits in Hypothese 3.1. festgestellt, besitzen ST zum prätraumatischen Zeitpunkt ein niedrigeres Aktivitätsniveau als QT (QT: 7,7±1,6; ST: 6,5±1,9; p=.013). Erwartungsgemäß reduziert sich das Aktivitätsniveau nach Verletzung bei QT auf einen präoperativen Wert von 3,4±1,9, Probanden mit ST-Plastik geben einen Tegner Score von 3±1,3 an. Beide Gruppen unterscheiden sich zu diesem Zeitpunkt nicht (p=.359). Im Verlauf der Interventionsphase erhöht sich bei beiden Gruppen das Aktivitätslevel um 1 hin zu einer freizeitsportlichen Aktivität in wenig risikobehafteten Sportarten (QT: 4,1±0,8; ST: 3,9±0,5). Die statistisch hoch signifikante Entwicklung (QT: p=.000; ST: p=.000) des Aktivitätsniveaus über den Zeitraum 6.-12. Monat post-OP resultiert bei QT in einen Tegner Score von 6,8±1,6 und bei ST in einen Wert von 6,2±1,7. QT scheint dabei einen leicht tendenziellen Vorteil gegenüber

ST zu haben ( $p=.212$ ), wobei hierbei das unterschiedliche prätraumatische Aktivitätsniveau ( $QT > ST$ ) mit berücksichtigt werden muss. QT erreichen ihr prätraumatisches Aktivitätslevel ( $7,7 \pm 1,6$ ) nicht ganz und unterscheiden sich 1 Jahr post-OP ( $6,8 \pm 1,6$ ) noch signifikant vom Zeitpunkt vor der Verletzung ( $p=.012$ ). Im Vergleich dazu zeigt die ST-Gruppe nur eine leichte tendenzielle Verschlechterung ( $p=.178$ ) im Tegner Score von vor der Verletzung ( $6,5 \pm 1,9$ ) bis zum Zeitpunkt 12 Monate post-OP ( $6,2 \pm 1,7$ ).

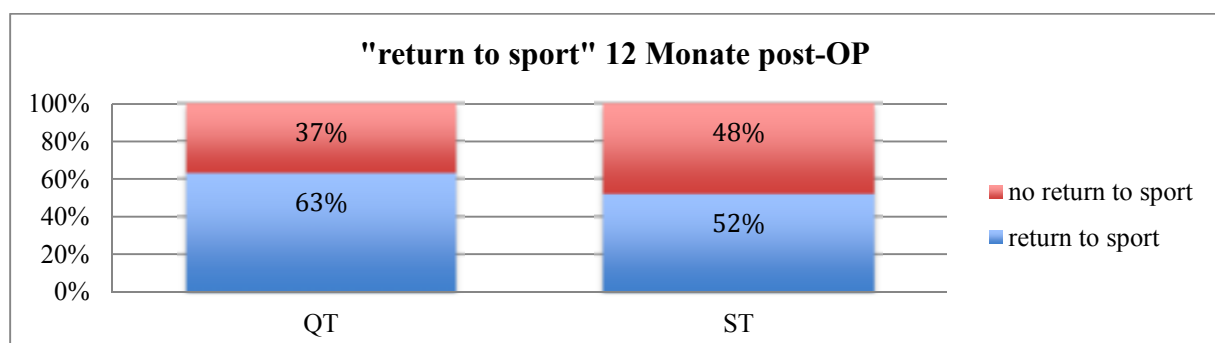
**Diagramm 18: Tegner Score im zeitlichen verlauf**



### „Return to sport“:

27 von 32 QT-Probanden konnten 12 Monate post-OP zur Befragung „return to sport“ erreicht werden. 17 (63%) führten den gleichen Sport mit der gleichen Intensität wie vor der Operation aus, 10 (37%) verneinten die Teilnahme am präoperativen Sport. 12 Monate post-OP konnten 23 von 26 ST-Probanden telefonisch erreicht werden. 12 (52,2%) bejahten ein „return to sport“, 11 (47,8%) verneinten eine Teilnahme am prätraumatischen Sport. Dabei konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Operationsmethoden festgestellt werden ( $p=.441$ ).

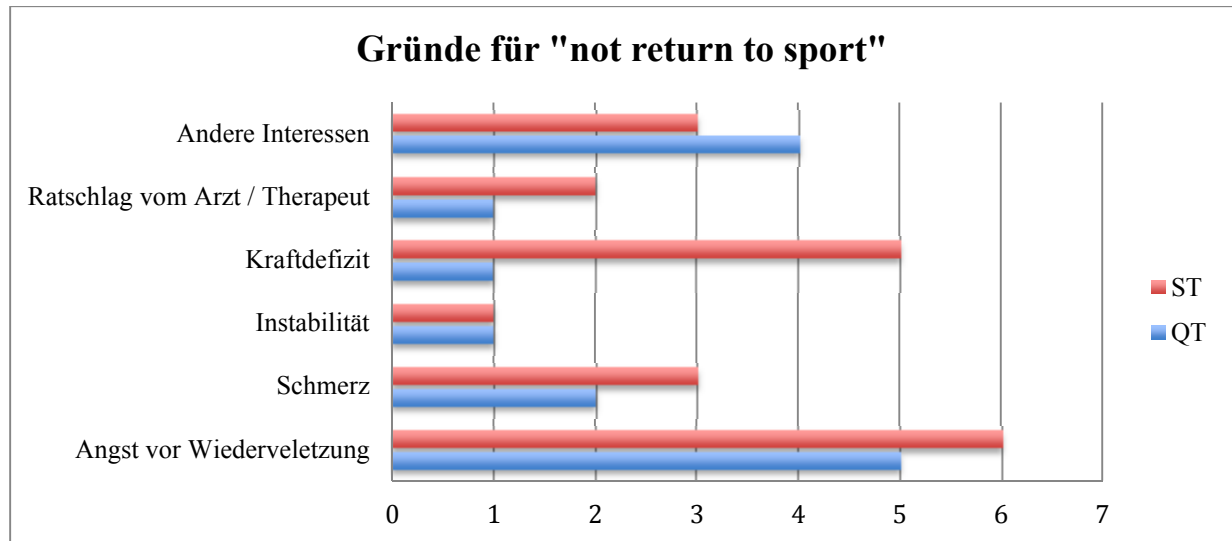
**Diagramm 19: „return to sport“ Quote 1 Jahr post-OP**



## Gründe für „not return to sport“

Aus der folgenden Tabelle lassen sich bei Probanden, welche 1 Jahr nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes nicht wieder den gleichen Sport mit der gleichen Intensität betreiben, die Gründe für die Entscheidung ablesen.

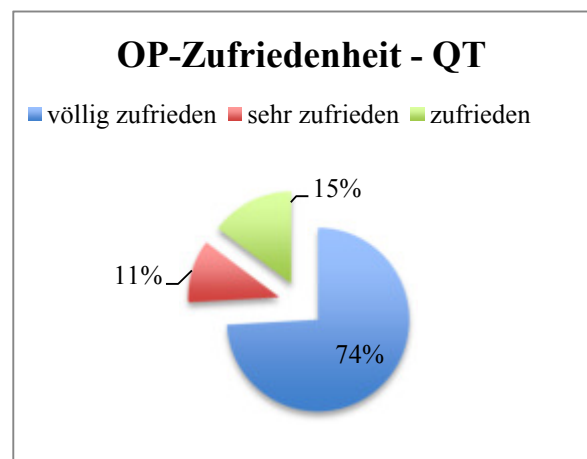
**Diagramm 20: Angegebene Gründe bei Nicht-Erreichen des prätraumatischen Aktivitätsniveau**



## Zufriedenheit mit der Operationsmethode

Auf einer „numerical rating scale“ (NRS) von „0“ für überhaupt nicht zufrieden und „10“ für völlig zufrieden konnten die Probanden die Zufriedenheit mit der Operationsmethode dokumentieren. 14,8% der QT-Probanden waren zufrieden (NRS: 6-8), 11,1% waren sehr zufrieden (NRS: 9) und 74,1% völlig zufrieden (NRS: 10) mit der Operationsmethode. Bis auf einen Probanden (konservativer Therapieversuch) würden sich alle QT-Probanden bei einer erneuten Ruptur des VKB der gleichen Operationsmethode unterziehen.

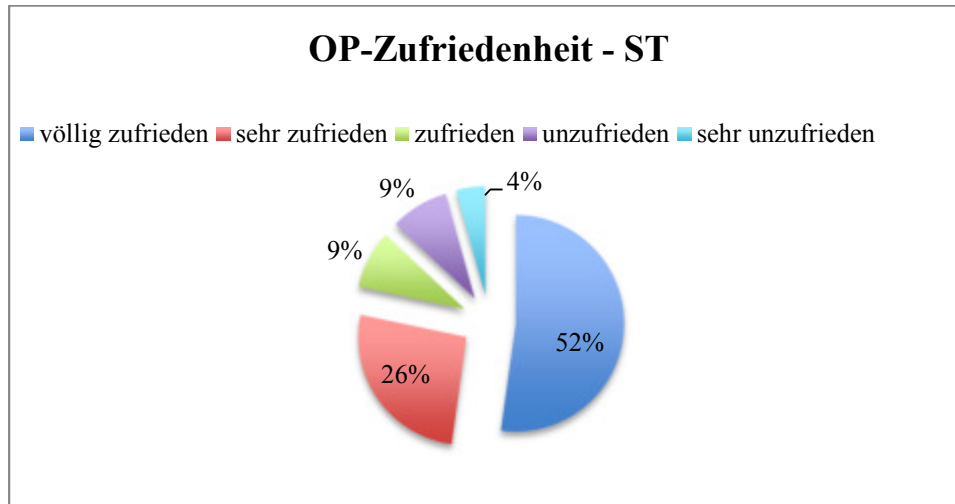
**Diagramm 21: Zufriedenheit mit der Operationsmethode bei QT Probanden in %**



Von 23 ST-Probanden waren 52,2% völlig zufrieden mit der Operationsmethode und 26,1% sehr zufrieden. 2 Probanden (8,7%) waren zufrieden, 2 Probanden (8,7%) unzufrieden und 1 (4,3%) Proband sehr unzufrieden. 87% würden sich wieder der gleichen OP-Methode unterziehen, 2 Probanden (8,7%) würden sich nicht wieder für eine VKB-Rekonstruktion mit Semitendinosussehnenentransplantat entscheiden (keine

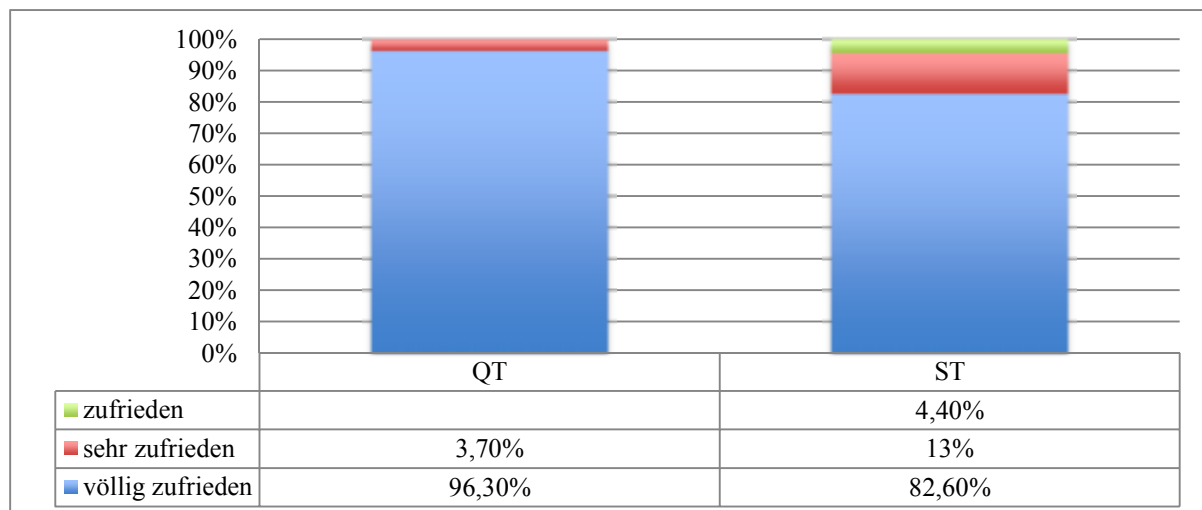
Angabe von Gründen) und 1 Proband würde sich bei einer erneuten VKB-Ruptur mit Quadrizepssehnentransplantat versorgen lassen.

**Diagramm 22: Zufriedenheit mit der Operationsmethode bei ST Probanden in %**



### Zufriedenheit mit der Nachbehandlung

**Diagramm 23: Zufriedenheit mit der Nachbehandlung in %**



### Zusammenfassung Hypothese 3.2.

Für den Interventionszeitraum darf Hypothese 3.2. angenommen werden. In allen 3 Score Systemen bestehen zwischen beiden Gruppen am 3. und am 6. Monat post-OP keine Unterschiede. 1 Jahr nach Rekonstruktion des VKB besitzt QT gegenüber ST tendenzielle Vorteile im Lysholm Score ( $p=.135$ ) und im Tegner Score ( $p=.212$ ) und einen signifikant höheren IKDC Score ( $p=.019$ ). Dies wird durch die „return to sport“ Befragung bestätigt. Zur funktionellen Beurteilung der Entnahmemorbidity wurde Lysholm Item Nr. 6 herangezogen.

Hierin gibt es zwischen beiden Operationsmethoden keine Unterschiede. Zusätzlich wurde IKDC Item 9.3 (Knien) und 9.4 (Hocken) zur differenzierten Betrachtung beleuchtet. QT-Probanden besitzen 3 und 12 Monate nach OP eine leicht bessere Fähigkeit auf der operierten Seite zu Knien als die ST-Gruppe. Für das 1-Jahr Follow up muss Hypothese 3.2. in Bezug auf die IKDC Befragung des subjektive empfundenen Kniezustandes verworfen werden.

#### **Hypothese 4**

Die gewählte Trainingsmethode nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes hat Einfluss auf das funktionelle Outcome.

##### **Hypothese 4.1.**

Das prätraumatische Aktivitätsniveau sowie der subjektiv beurteilte Kniezustand zum präoperativen Zeitpunkt unterscheidet sich zwischen ISO und KON nicht.

##### **Ergebnis Hypothese 4.1.**

Beide Gruppen weisen mit ein nahezu gleiches Ergebnis im Tegner Score prätraumatisch auf (QT:  $7,3 \pm 1,8$ ; ST:  $7,1 \pm 2$ ). Der präoperativ beurteilte Kniezustand im Lysholm Score (QT:  $70,5 \pm 17,1$ ; ST:  $67,9 \pm 24,5$ ) und im subj. IKDC Score (QT:  $64,4 \pm 13,6$ ; ST:  $61,4 \pm 22,1$ ) unterscheidet sich zwischen beiden Gruppen ebenfalls nur gering. Somit darf Hypothese 4.1. angenommen werden.

##### **Hypothese 4.2.**

Zum Zeitpunkt T2 (6. Monat post-OP) und 12 Monate nach Rekonstruktion des VKB (T3) erzielt die ISO-Gruppe ein besseres funktionelles Outcome als die konventionelle Trainingsgruppe. Die Rückkehr zur gleichen sportlichen Aktivität wie vor der OP ist bei ISO höher als bei KON.

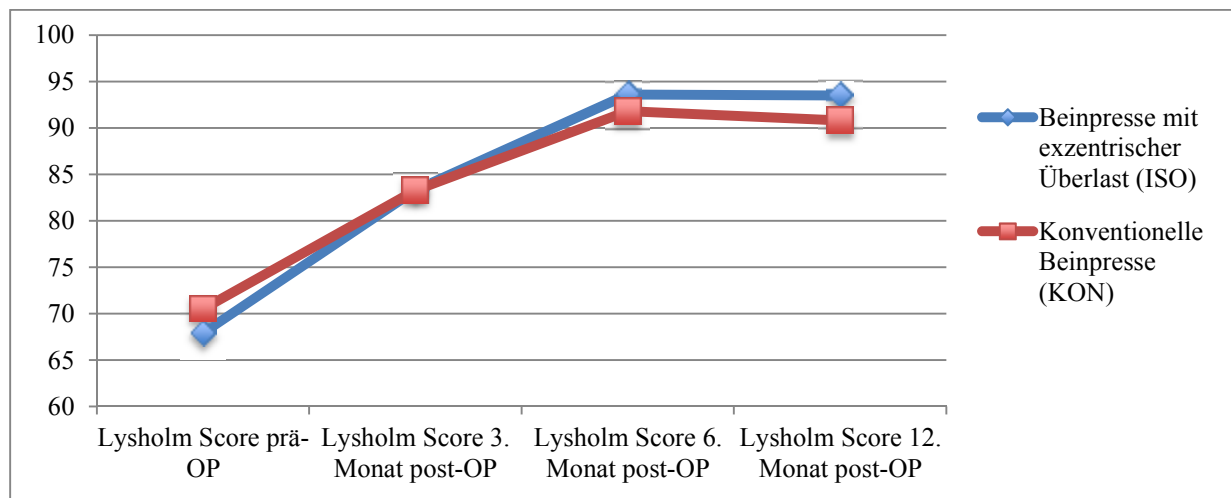
##### **Ergebnis Hypothese 4.2.**

##### **Lysholm Score**

Die Interpretation der präoperativ empfundenen Symptome lässt bei beiden Gruppen auf einen mäßigen Kniezustand schließen (ISO:  $67,9 \pm 24,5$ ; KON:  $70,5 \pm 17,1$ ). Sowohl ISO ( $p=.002$ ) als auch KON ( $p=.001$ ) entwickeln sich bis zum 3. Monat post-OP hoch signifikant

zu einem bereits fast schon guten Zustand (ISO:  $83,3 \pm 9,9$ ; KON:  $83,3 \pm 13,1$ ). Nach Beendigung der Trainingsphase (6. Monat post-OP) ist die signifikante Entwicklung beider Gruppen (ISO:  $p=.000$ ; KON:  $p=.001$ ) als hervorragend zu interpretieren (ISO:  $93,6 \pm 5,7$ ; KON:  $91,8 \pm 8,7$ ). ISO kann das Ergebnis einer hervorragend empfundenen Kniefunktion bis zum 12. Monat post-OP konservieren ( $93,5 \pm 8,8$ ), während KON nur knapp das Prädikat hervorragend verpasst ( $90,8 \pm 10$ ). ISO und KON unterscheiden sich nicht.

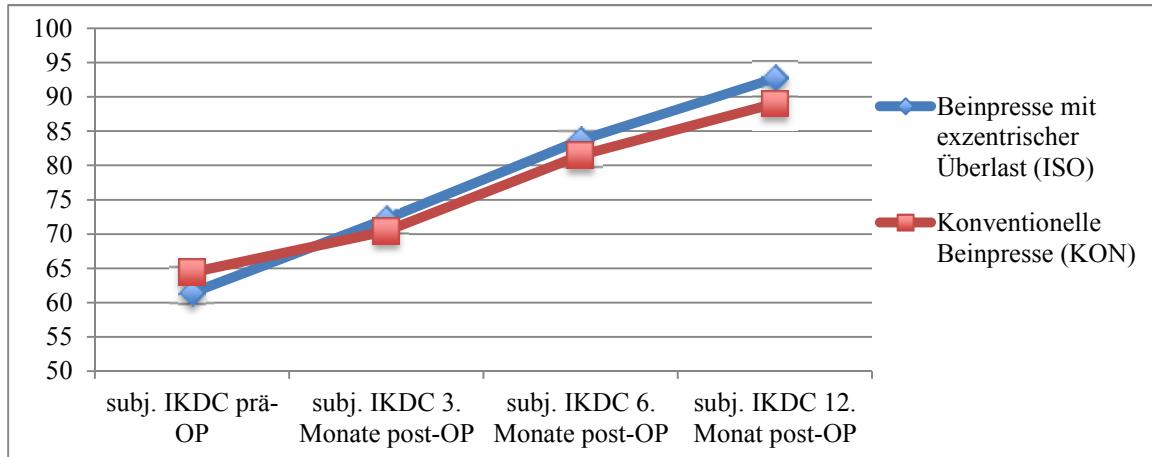
**Diagramm 24: Lysholm Score im zeitlichen Verlauf**



### Subjektiver IKDC

Zum präoperativen Zeitpunkt weisen beide Gruppen eine stark abnormale Kniefunktion auf (ISO:  $61,4 \pm 22,1$ ; KON:  $64,4 \pm 13,6$ ). 3 Monate nach Rekonstruktion des VKB ist beiden Gruppen nach signifikanter Entwicklung (ISO:  $p=.008$ ; KON:  $p=.033$ ) eine abnormale Kniefunktion zu attestieren (ISO:  $72,2 \pm 8,3$ ; KON:  $70,4 \pm 10,6$ ), nach der Interventionsphase (6. Monat post-OP) mit hoch signifikanter Verbesserung (ISO + KON:  $p=.000$ ) besteht bereits eine fast normale Kniefunktion (ISO:  $83,7 \pm 7,3$ ; KON:  $81,5 \pm 9,4$ ). Bis zum 12. Monat post-OP können sich beide Gruppen hoch signifikant weiter entwickeln (ISO:  $p=.000$ ; KON:  $p=.001$ ), ISO erreicht dabei mit  $92,7 \pm 6,6$  eine normale Kniefunktion, KON verfehlt mit  $89 \pm 11,1$  eine Bewertung „normale Kniefunktion“ nur knapp. Damit ist auch der tendenzielle Vorteil hinsichtlich Ergebnis im IKDC Score ( $p=.163$ ) von ISO gegenüber KON 1 Jahr post-OP zu erklären.

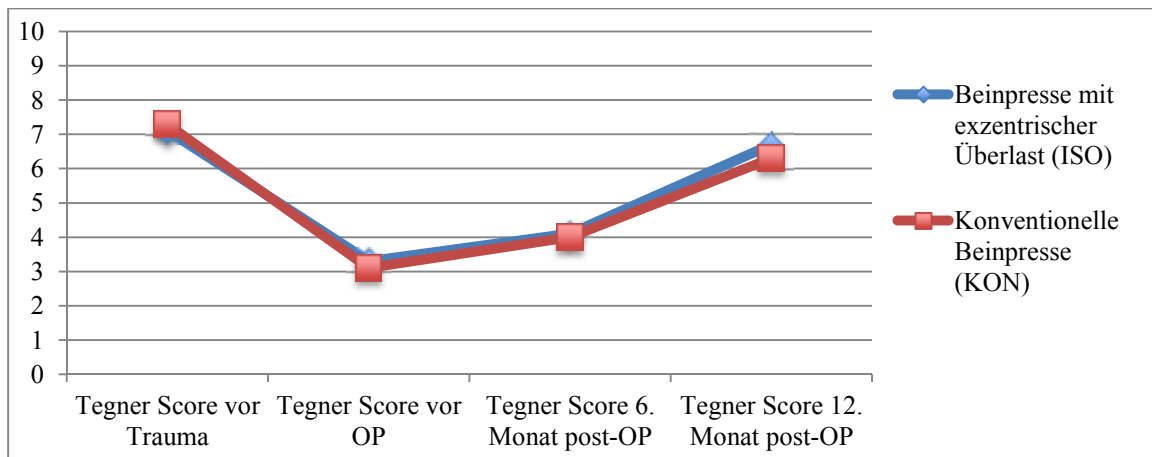
**Diagramm 25: Subj. IKDC im zeitlichen Verlauf**



### Tegner Aktivitätsindex

Beide Gruppen zeigen nahezu simultane Entwicklungen im Tegner Score während des Beobachtungszeitraums. Beginnend mit einem prätraumatischen Aktivitätslevel im Bereich des Freizeitsports in VKB-Risikosportarten (ISO:  $7,1 \pm 2$ ; KON:  $7,3 \pm 1,8$ ) reduziert sich das Ergebnis zum präoperativen Zeitpunkt bei ISO auf  $3,3 \pm 1,9$  und bei KON auf  $3,1 \pm 1,6$ . Nach der simultanen, hoch signifikanten Entwicklung während der Trainingsphase (ISO + KON:  $p = .000$ ) kann ISO nach 6 Monaten post-OP ein Ergebnis von  $4,1 \pm 0,7$  erzielen, KON erreicht  $4 \pm 0,6$ . Beide Gruppen verbessern sich über die folgenden 6 Monate weiter hoch signifikant (ISO:  $p = .000$ ; KON:  $p = .001$ ) und erreichen das Aktivitätslevel unterhalb ihres Ausgangswertes (ISO:  $6,7 \pm 1,4$ ; KON:  $6,3 \pm 1,9$ ). Beide Gruppen unterscheiden sich statistisch zu keinem Zeitpunkt voneinander.

**Diagramm 26: Tegnerscore im zeitlichen Verlauf**

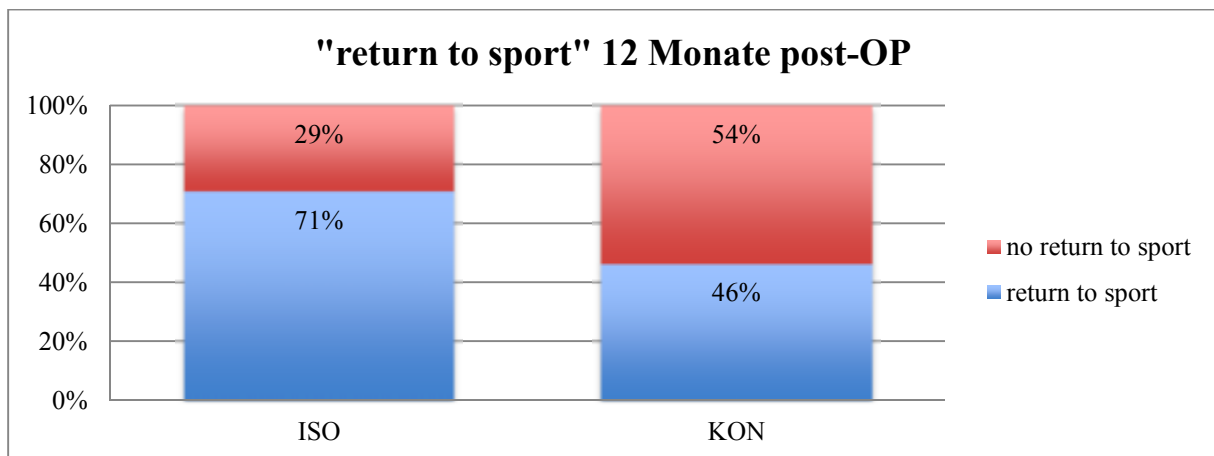




### „Return to sport“:

24 von 29 ISO-Probanden konnten 1 Jahr post-OP zum „return to sport“ befragt werden. 17 Probanden (70,8%), welche mit exzentrischer Überlast trainierten, nahmen am prätraumatischen Sport mit gleicher Intensität teil. 7 Probanden (29,2%) konnten nicht wieder an das prätraumatische Aktivitätsniveau anknüpfen. Von 26 konventionell trainierenden Probanden bejahten 12 die Frage zur Teilnahme am prätraumatischen Sport (46,2%), 14 Probanden (53,8%) antworteten mit „Nein“ zur Frage „return to sport“. 3 Probanden konnten nicht erreicht werden. Im Gruppenvergleich zeigt sich bei ISO ein tendenzieller Vorteil ( $p=.077$ ) gegenüber KON in Bezug auf eine schnellere Rückkehr zum prätraumatischen Aktivitätsniveau.

Diagramm 27: „return to sport“ Quote 1 Jahr post-OP



### Zusammenfassung Hypothese 4.2.

Tendenzielle Unterschiede zwischen beiden Gruppen sind die subjektiv empfundene Kniefunktion ( $p=.163$ ) und die „return to sport“-Quote ( $p=.077$ ) 12 Monate post-OP mit einem Vorteil für die Trainingsgruppe mit exzentrischer Überlast. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen beiden Gruppen können zu keinem Zeitpunkt festgestellt werden. Ein Krafttraining mit exzentrischer Überlast scheint gegenüber einem konventionellen Krafttraining hinsichtlich des funktionellen Outcomes daher keine Vorteile zu besitzen. Somit muss Hypothese 4.2. verworfen werden.

### 3.4 Ergebnisse der klinischen Untersuchung – Hypothesenprüfung

#### Hypothese 5

Die Transplantatwahl zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes hat keinen Einfluss auf unterschiedliche Ergebnisse in der klinischen Untersuchung

#### Hypothese 5.1.

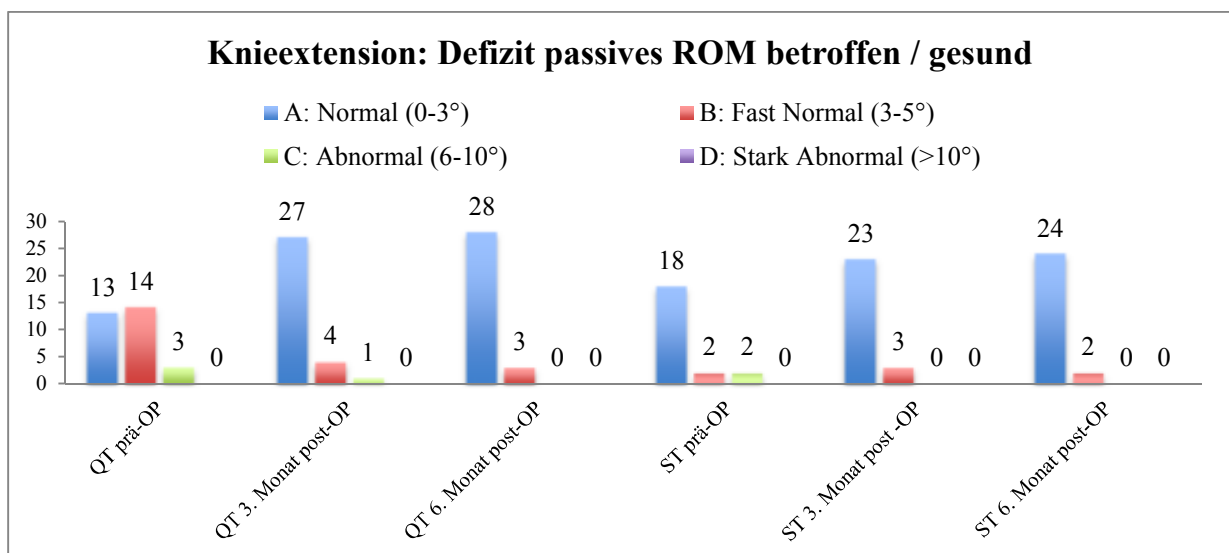
Zum Zeitpunkt T1 (3. Monat post-OP) und T2 (6. Monat post-OP) sind die klinischen Untersuchungsergebnisse hinsichtlich Bewegungsausmaß, Reizzustand und Stabilität des operierten Kniegelenks bei QT und ST gleich.

#### Ergebnis Hypothese 5.1

##### Bewegungsausmaß

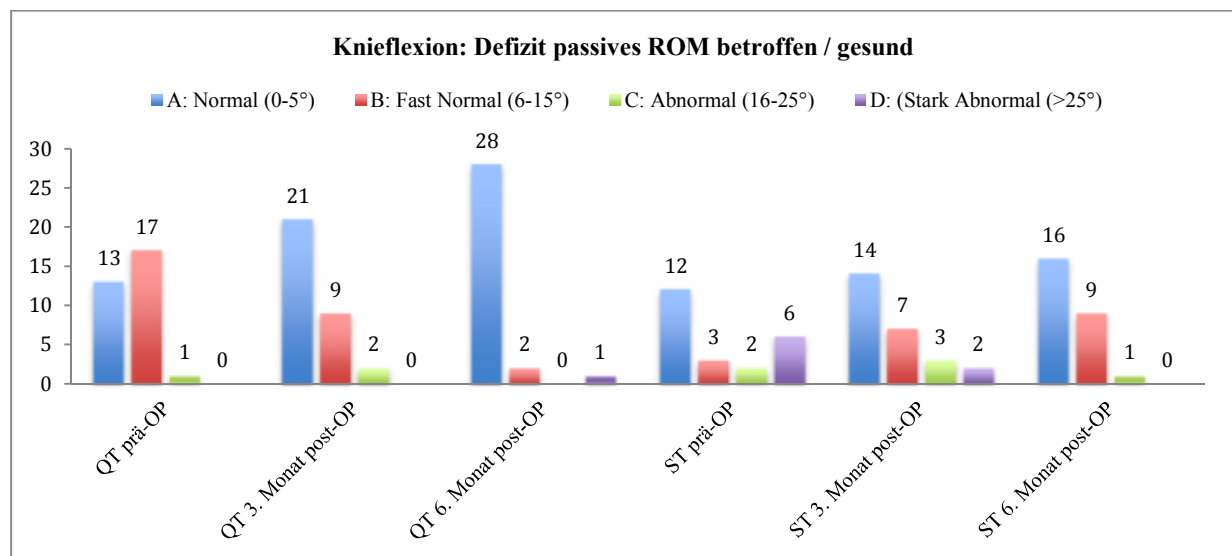
QT-Probanden zeigten zum präoperativen Zeitpunkt ein Streckdefizit im Vergleich zur nicht operierten Seite von  $3,4^\circ \pm 3,3$ . Dem gegenüber besitzen ST zu diesem Zeitpunkt ein geringeres Streckdefizit von  $1,4^\circ \pm 3,2$  und unterscheiden sich signifikant gegenüber QT ( $p=0,030$ ). Zu T1 (3. Monat post-OP) besteht bei beiden Gruppen ein nur noch geringes Streckdefizit (QT:  $0,9^\circ \pm 2,4$ ; ST:  $0,7^\circ \pm 1,7$ ) mit keinem signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen. Gleiches gilt für Zeitpunkt T2. QT haben noch ein Streckdefizit von  $0,5^\circ \pm 1,5$ , ST ein Defizit in der Streckung von  $0,4^\circ \pm 1,4$ . Anhand der IKDC-Einteilung zur Beurteilung des passiven Bewegungsausmaßes ist zu erkennen, das sich beide Gruppen größtenteils zu einem „normalen“ Bewegungsausmaß in die Knieextension entwickeln (QT: 90,3%; ST: 92,3%).

Diagramm 28: Defizite Bewegungsausmaß Kniestreckung im zeitlichen Verlauf (Anzahl der Nennungen)



In der Kniebeugung weisen QT ein präoperatives Defizit des passiven Bewegungsausmaßes von  $8,1^{\circ} \pm 6,5$  auf, ST hat ein tendenziell größeres Beugedefizit ( $p=.104$ ) von  $13,3^{\circ} \pm 15,8$ . Bis zum Zeitpunkt T1 reduziert sich das Beugedefizit bei QT auf  $5,9^{\circ} \pm 6,1$ , bei ST auf  $8,1^{\circ} \pm 9,4$ . Nach Beendigung der Interventionsphase verringert sich das Beugedefizit weiter bei QT auf  $2,6^{\circ} \pm 5,9$  und bei ST auf  $5,2^{\circ} \pm 5,7$  mit einem tendenziellen Vorteil für QT ( $p=.098$ ). Die Einteilung in Defizitgruppen nach IKDC-Vorgabe weist v. a. bei QT auf eine Normalisierung ( $0-5^{\circ}$  Beugedefizit) des passiven ROM's hin (QT: 87,5%; ST: 61,5%).

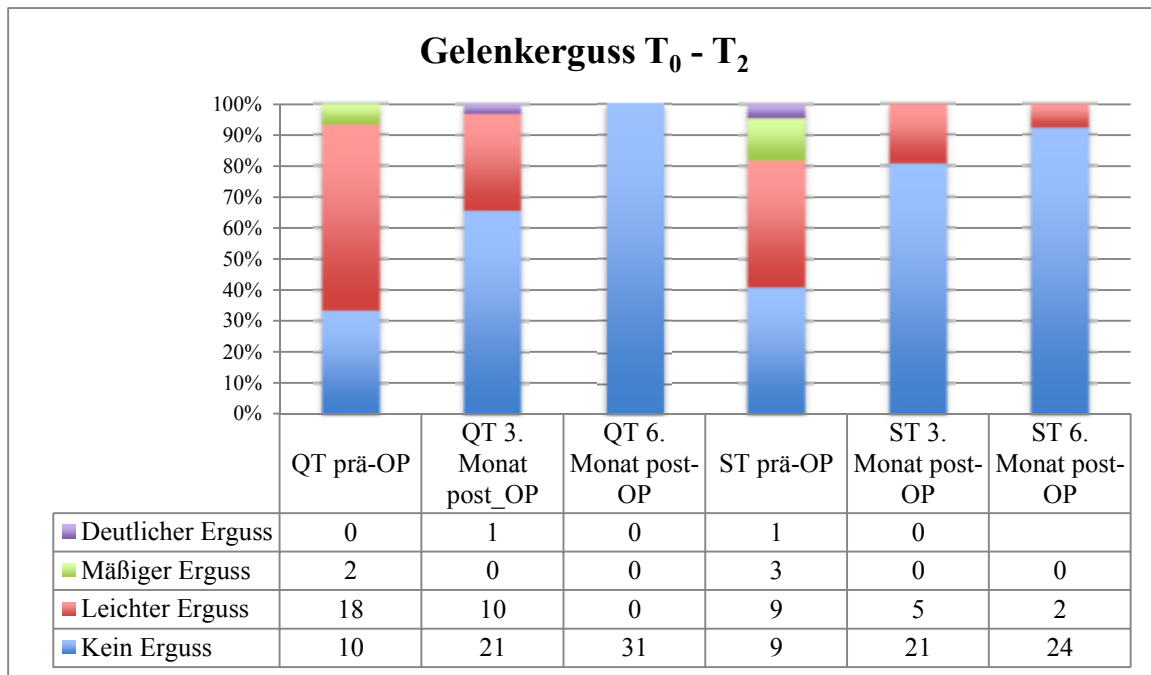
**Diagramm 29: Defizite Bewegungsausmaß Kniebeugung im zeitlichen Verlauf (Anzahl der Nennungen)**



## Gelenkerguss

Mehr als die Hälfte aller Probanden (QT: 66,7%; ST: 59,1%) beider Gruppen zeigt mehr oder weniger starke präoperative Ergusszeichen. 3 Monate nach Rekonstruktion des VKB zeigen 65,6% der Quadrizeps-Probanden keinen Erguss, 31,3% einen leichten und 3,1% noch deutliche intraartikuläre Entzündungszeichen. Im Vergleich hierzu haben 80,8% der ST-Probanden bei T1 keinen Gelenkerguss, 19,2% der Probanden berichten über einen leichten Ergusszeichen. Hierbei kann kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen festgestellt werden ( $p=.356$ ). Zum Abschluss der Interventionsphase ist bei 100% der QT-Probanden kein Erguss feststellbar. 92,3% der ST-Probanden haben zu T2 keine Ergusszeichen, bei 7,7% ist ein leichter Gelenkerguss zu erkennen. Auch hier besteht kein statistisch bedeutsamer Unterschied ( $p=.116$ ).

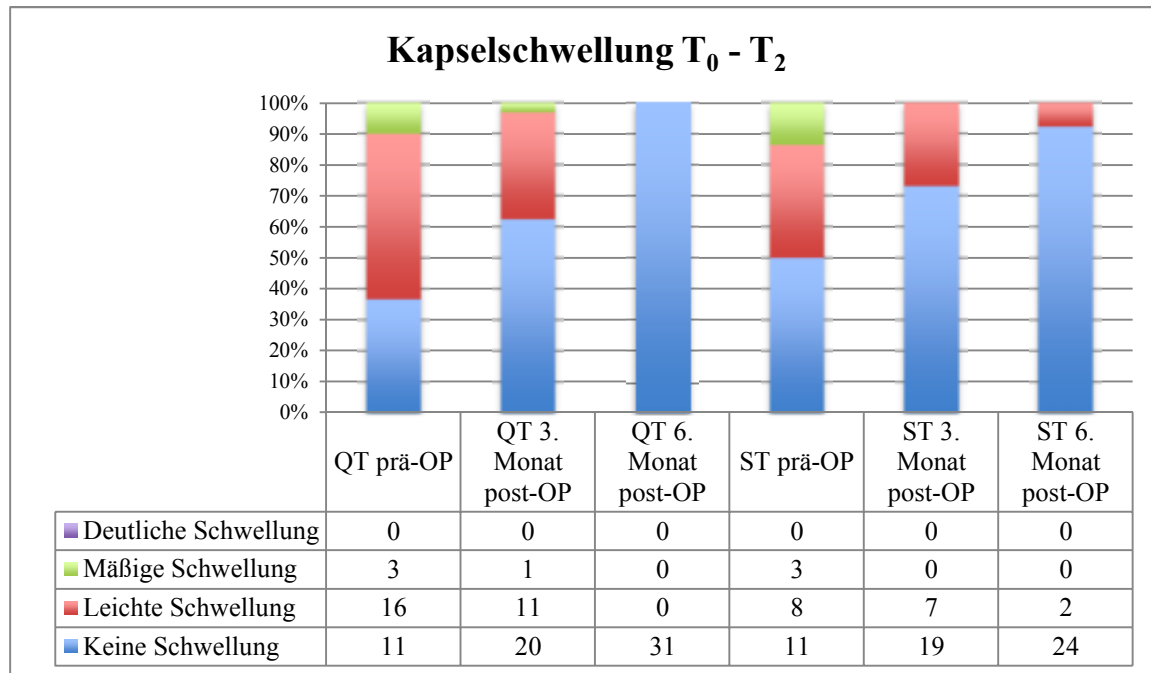
**Diagramm 30: Intraartikuläre Ergusszeichen im zeitlichen Verlauf (Diagramm in %, Tabelle: Anzahl der Nennungen)**



### Kapselschwellung

Eine Kapselschwellung ist in der QT-Gruppe zum präoperativen Zeitpunkt bei 63,3% zu sehen. 16 Probanden haben eine leichte und 3 Probanden eine mäßige Kapselschwellung zu diesem Zeitpunkt. 50% der ST-Probanden weisen eine präoperative Kapselschwellung auf, davon 8 leichte und 3 mäßige Kapselschwellungen. Zum Zeitpunkt T1 können bei QT 11 Probanden mit leichter (34,4%) und 1 Proband (3,1%) mit mäßiger Kapselschwellung festgestellt werden, bei 20 Probanden ist keine Schwellung zu beobachten. 6 Monate post-OP sind keine Schwellungszustände erkennbar. ST-Probanden zeigen bei T1 in 26,9% der Fälle eine leichte Kapselschwellung (n=7), zum Zeitpunkt T2 sind es nur 7,7% mit leichter Schwellung (n=2). Nach 3 (p=.520) und nach 6 Monaten (p=.116) post-OP können keine Unterschiede zwischen beiden Operationsmethoden beschrieben werden.

**Diagramm 31: Kapselschwellung im zeitlichen Verlauf (Diagramm in %, Tabelle: Anzahl der Nennungen)**



### Stabilität des vorderen Kreuzbandes

#### KT 1000 Knee Arthrometer

Die präoperative Seitendifferenz der anterioren tibialen Translation (ATT) ist anhand der IKDC Einteilung bei beiden Gruppen als fast normal zu beurteilen. Es besteht eine tendenziell etwas geringere ATT bei ST gegenüber QT. Die Seitendifferenz im tibialen Vorschub verringert sich bis zu T1 hoch signifikant in beiden Gruppen ( $p=.000$ ) zu einem „normalen“ Verhältnis zwischen operierter und nicht operierter Seite. Die Festigkeit des Transplantats bleibt in beiden Gruppen bis zu T2 nahezu identisch. Bei der differenzierten Betrachtung der 4 IKDC-Gruppen bzgl. des bilateralen Vergleichs der AP-Translation finden sich zum präoperativen Zeitpunkt bei ST 8 und bei QT 1 Proband/en in Gruppe A (0-2mm). In Gruppe B (3-5mm) entfallen 9 ST und 22 QT Probanden, in Gruppe C (6-10mm) 9 ST und 8 QT Probanden. 1 QT Proband weist sogar eine stark abnormale AP Translation des verletzten Beins auf (Gruppe D: >10mm). 3 Monate post-OP weisen bereits 25 ST Probanden eine normale Bandstabilität auf, 1 ST Proband zeigt eine fast normale Bandstabilität. 24 QT Probanden werden Kategorie A, 7 QT Probanden werden Kategorie B und 1 QT Proband wird Kategorie C zugeschrieben. Nach der Interventionsphase (6. Monat post-OP) besitzen 24 ST Probanden eine normale und 2 ST Probanden eine fast normale Bandstabilität. Bei QT sind es n=25 in Kategorie A, n=6 in Kategorie B und n=1 in Kategorie C.

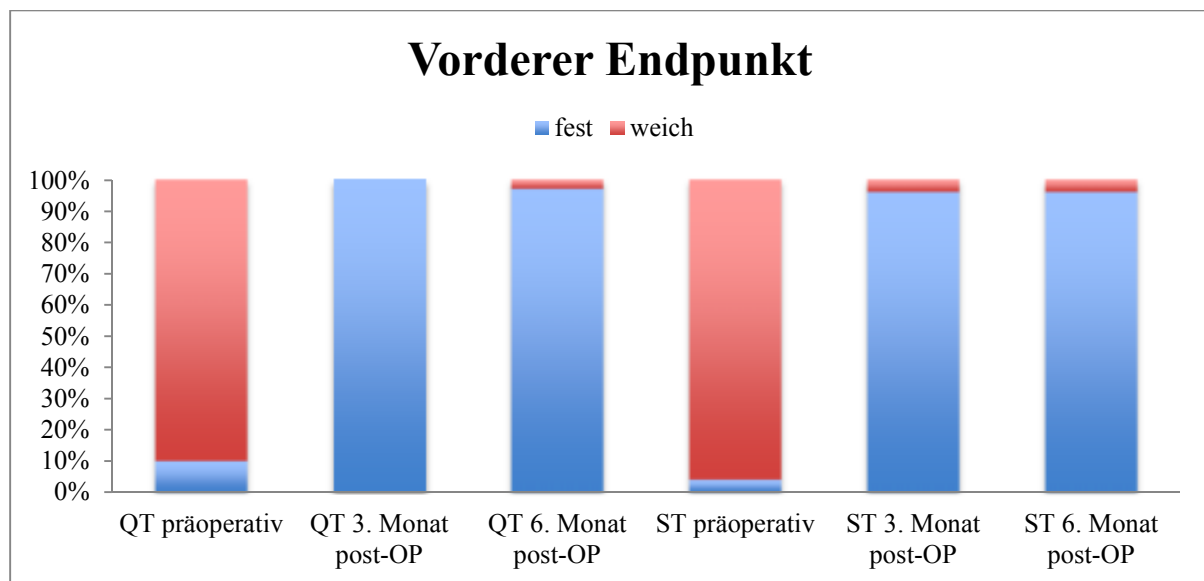
**Tabelle 60: Seitendifferenz in der AP-Translation im zeitlichen Verlauf,  $p < 0.05 = \text{rot}$**

Seitendifferenz KT 1000 Knee Arthrometer (in mm)						
	T <sub>0</sub>	P	T <sub>1</sub>	P	T <sub>2</sub>	P
<b>QT</b>	4,8±1,8	.056	1,6±2,1	.325	1,4±1,7	.124
<b>ST</b>	3,4±3,6		1±1		0,7±1,4	

### Vorderer Endpunkt

Erwartungsgemäß findet sich präoperativ ein weicher vorderer Endpunkt in beiden Gruppen in der Mehrheit der Probanden (QT: 90%; ST: 96%). Die Stabilisierung des instabilen Kniegelenkes ist 3 Monate post-OP bei QT mit 100% und bei ST mit 96% festem Anschlag gegeben. 6 Monate post-OP heben beide Gruppen in über 95% der Fälle einen festen vorderen Endpunkt. Signifikante Unterschiede finden sich nicht (T1:  $p = .271$ ; T2:  $p = .899$ ).

**Diagramm 32: Vorderer Endpunkt im zeitlichen Verlauf**

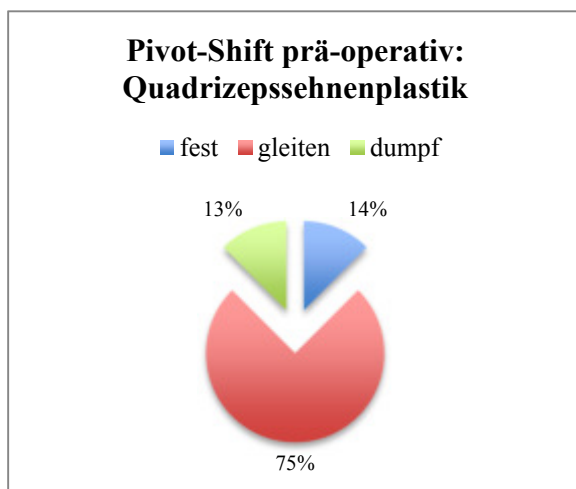


## Pivot-Shift-Test

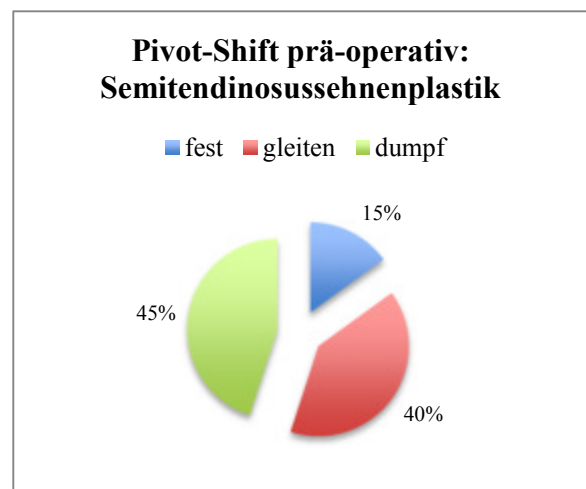
Vor der Operation ist bei 75% der QT Probanden ein Gleiten und bei 12% eine dumpfe Beurteilung des Pivot-Shift-Tests zu erkennen. 13% zeigen kein Pivot-Shift Phänomen.

Bei ST Probanden ist präoperativ in 40% ein Rotationsinstabilität Grad 1 (gleiten) und in 45% der Fälle ein Instabilität Grad 2 (dumpf) fest zu stellen. 15% zeigen kein Pivot-Shift Phänomen

**Diagramm 33: Pivot-Shift präoperativ QT**



**Diagramm 34: Pivot-Shift präoperativ ST**



## Stabilität hinteres Kreuzband und Kollateralbänder

In beiden Gruppen konnte präoperativ keine Instabilität des hinteren Kreuzbandes festgestellt werden, ebenso wurde keine laterale Aufklappbarkeit im Sinne einer Verletzung des ligamentum collaterale laterale diagnostiziert. 3 QT Probanden (9,4%) und 2 ST-Probanden (7,7%) zeigten eine mediale Aufklappbarkeit zum präoperativen Zeitpunkt. Zu T1 und T2 hatten alle QT Probanden eine stabile kollaterale Bandführung. Bei der ST-Gruppe hatte 1 Proband (3,8%) am 3. Monat post-OP eine mediale Aufklappbarkeit, 6 Monate nach VKB-Rekonstruktion hatten auch alle ST-Probanden eine stabile Seitenbandführung.

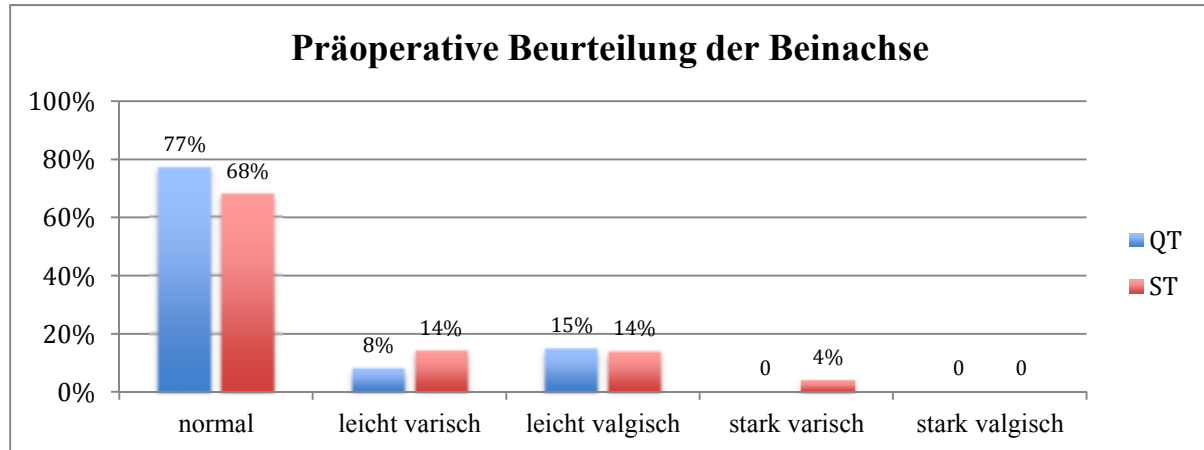
## Beurteilung der Menisken

Hinweise auf eine Läsion der Menisken konnten präoperativ bei QT für das mediale Kompartiment in 20%, für das laterale Kompartiment in 10% der Fälle gefunden werden. Bei ST waren es präoperativ für den Innenmeniskus 21,7%, für den Aussenmeniskus 8,7%. 3 Monate post-OP zeigte noch jeweils 1 Proband der QT-Gruppe Innen- bzw. Aussenmeniskuszeichen, bei ST konnten keine Hinweise auf eine bestehende Meniskuläsion

gefunden werden. Nach der Trainingsphase waren die Provokationstests zur Beurteilung der Menisken in beiden Gruppen negativ.

## Beinachse

Diagramm 35: Präoperative Beinachse (in%)



### Zusammenfassung Hypothese 5.1.

Der Ausgleich des Streckdefizits im Seitenunterschied erfolgt bis zum 6. Monat post-OP in beiden Gruppen gleich, bei der Beseitigung des Beugedefizits besitzt QT einen leicht tendenziellen Vorteil. Der Reizzustand des Gelenks und der Kapsel ist zum Zeitpunkt T1 bei QT als etwas höher zu bewerten, bei T2 finden sich in beiden Gruppen ähnlich geringe Entzündungszeichen. Messungen mit dem KT1000 Knee Arthrometer ergaben zu T1 und T2 nahezu gleiche Stabilitätswerte mit einem leicht tendenziellen Vorteil für ST. Die manuelle Beurteilung des vorderen Endpunktes ergibt nach 3 Monaten einen leichten Vorteil für QT, 6 Monate post-OP finden sich zwischen beiden Gruppen keine Unterschiede. Somit darf Hypothese 5.1. angenommen werden.



### 3.5 Subgruppenanalyse – Hypothesenprüfung

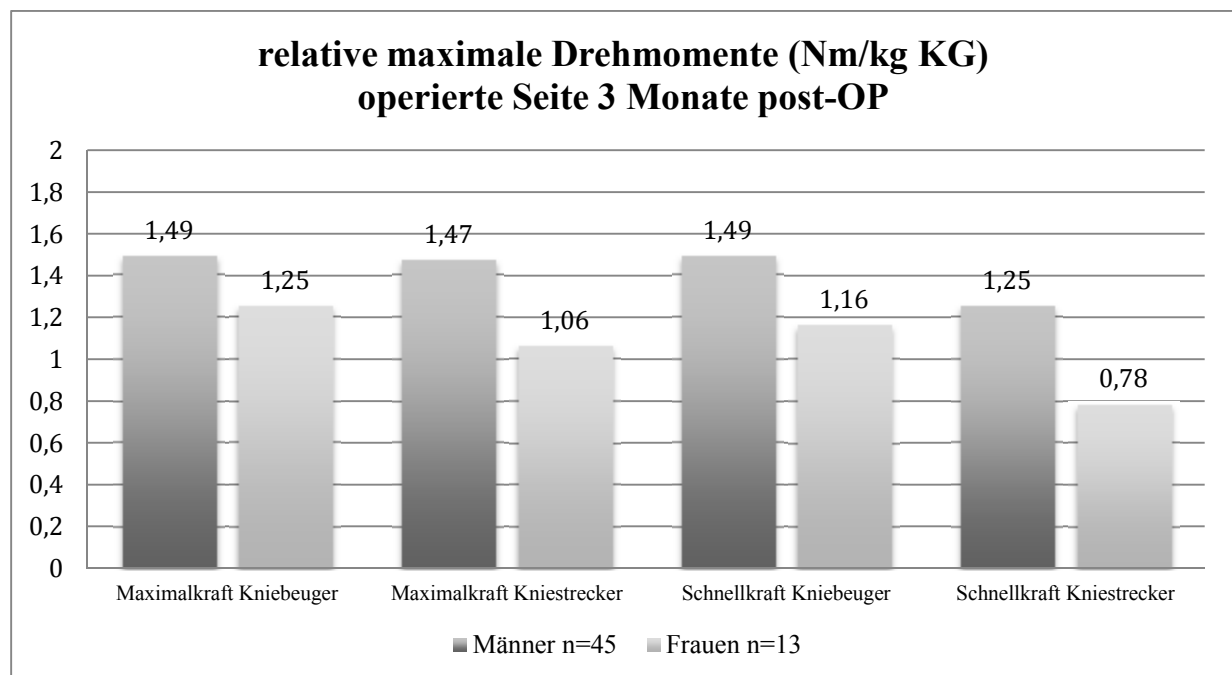
#### Hypothese 6.1.

3 und 6 Monate post-OP weisen Männer ein besseres Kraftniveau und mehr Muskelmasse auf als weibliche Probanden. Die muskuläre Anpassung durch das Training ist bei Männern größer.

#### Ergebnis Hypothese 6.1.

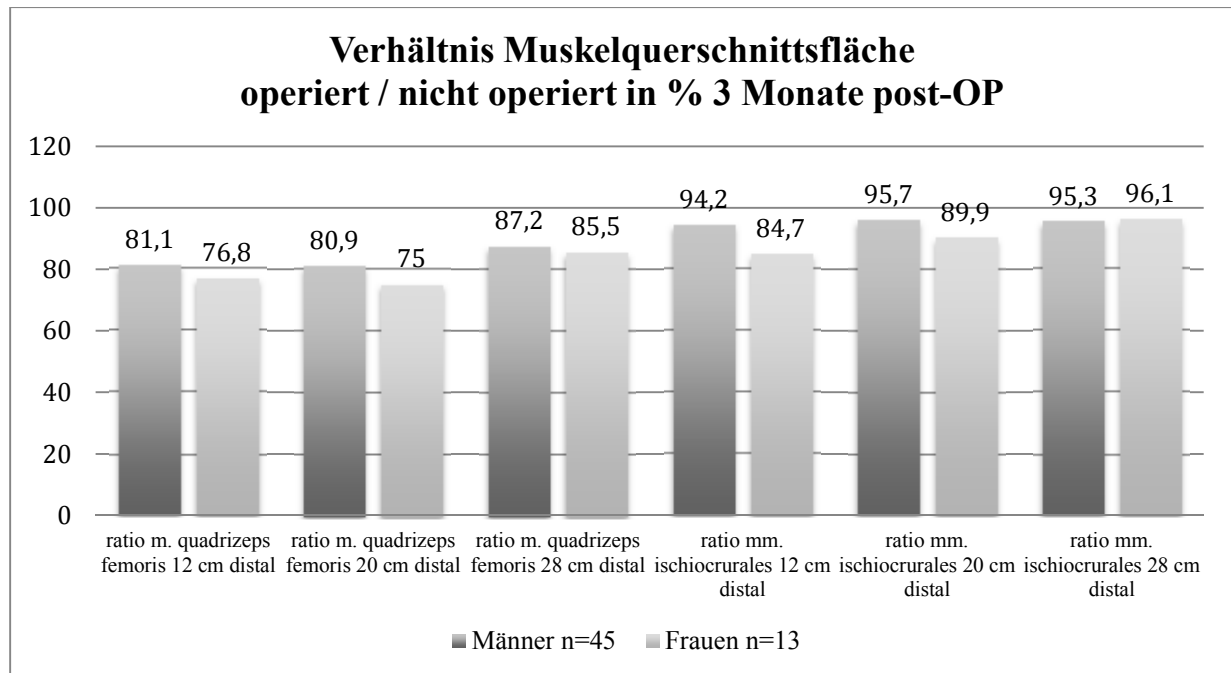
Die in Bezug zum Körpergewicht gesetzten Kraftwerte sind beim Zeitpunkt T1 bei Männern signifikant größer als bei Frauen. In der Maximalkraft zeigt sich sowohl in der Kniebeugung ( $p=.007$ ) als auch in der Kniestreckung ( $p=.021$ ) ein signifikant besseres Kraftniveau bei Männern. Ähnlich verhält es sich bei der Schnellkraftfähigkeit. Kniebeugung und Kniestreckung zeigen gleiche signifikante Vorteile bei Männern ( $p=.000$ ).

**Diagramm 36: Relative Kraftwerte Kniestrecker und Kniebeuger im Geschlechtervergleich, 3. Monat post-OP**



Im oberen Bereich des Kniestreckers ( $p=.077$ ) sowie im oberen ( $p=.084$ ) und mittleren ( $p=.053$ ) Bereich der ischiocruralen Muskelgruppe zeigt sich 3 Monate nach OP eine tendenziell größere Muskelmasse (% betr./ges.) bei Männern, aber kein statistisch signifikanter Unterschied. Auf den anderen Ebenen findet sich ebenso kein Vorteil bei Männern hinsichtlich des Muskelquerschnitts.

**Diagramm 37: Verhältnis der Muskelquerschnittsfläche m. quadrizeps femoris und mm. ischiocrurales (3 Ebenen unterhalb Spitze trochanter major) zwischen operierter und nicht-operierter Seite (in %) im Geschlechtervergleich, 3. Monat post-OP**



Zum Zeitpunkt T2 finden sich hinsichtlich der Kraftwerte (Nm/kg KG) gleiche Ergebnisse wie vor der Intervention. Relative Maximalkraft der Kniebeuger (Männer:  $1,84 \pm 0,29$ , Frauen:  $1,47 \pm 0,22$ ,  $p = .000$ ) und der Kniestrecker (Männer:  $2,11 \pm 0,56$ , Frauen:  $1,57 \pm 0,55$ ,  $p = .003$ ) sowie relative Schnellkraft der Kniebeuger (Männer:  $1,73 \pm 0,27$ , Frauen:  $1,40 \pm 0,24$ ,  $p = .000$ ) und der Kniestrecker (Männer:  $1,61 \pm 0,36$ , Frauen:  $1,08 \pm 0,32$ ,  $p = .000$ ) zeigen hochsignifikante Vorteile bei männlichen Probanden in Bezug auf deren Kraftentwicklungspotential. Signifikante Unterschiede im Muskelquerschnitt (Verhältnis operiert / nicht operiert in %) können nur im mittleren Bereich des Kniestreckers beobachtet werden (Männer:  $90,9 \pm 6,3$ , Frauen:  $82,9 \pm 10,1$ ,  $p = .002$ ).

Sowohl Männer als auch Frauen entwickeln sich in Kraft und Muskelmasse über den Trainingszeitraum gleich gut mit keinen signifikanten Unterschieden.

### **Hypothese 6.2.**

3 und 6 Monate post-OP weisen junge Probanden ein besseres Kraftniveau und mehr Muskelmasse auf als ältere Probanden.

### **Ergebnis Hypothese 6.2.**

Das Alter der Probanden hat zu keinem Zeitpunkt Einfluss auf die Ergebnisse der Krafttests. Gleiches gilt für die Muskelquerschnittsfläche des m. quadrizeps femoris. Lediglich der Muskelquerschnitt der ischiocruralen Muskelgruppe 20 cm und 28 cm distal des trochanter majors zeigt zum Zeitpunkt T1 und T2 signifikante Unterschiede. Junge Patienten (18-26 Jahre) weisen im Vergleich zur gesunden Seite an beiden Messzeitpunkten 20 cm distal des trochanter majors ein geringeres Massendefizit auf als ältere Patienten (T1: 97,2%±8 vs. 90,5%±9,7: p=.007; T2: 98,9%±8,1 vs. 93,8%±9,8: p=.038). Im Gegensatz dazu zeigt sich bei älteren Patienten im hüftfernen Bereich der Oberschenkelrückseite zum 1. Messzeitpunkt ein geringeres Massendefizit im Vergleich zur Gegenseite (98,9%±12,9 vs. 93,1%±7,6: p=.039).

### **Hypothese 6.3.**

Normalgewichtige Patienten zeigen 3 und 6 Monate nach OP bessere Kraftwerte als übergewichtige Patienten

### **Ergebnis Hypothese 6.3.**

Der Body Mass Index hat zu keinem Messzeitpunkt Einfluss auf die Ergebnisse der isokinetischen Kraftdiagnose bzw. der Sprungkrafttests.

### **Hypothese 6.4.**

Bei hohem präoperativem Aktivitätsniveau kommt es zu einer besseren Kraftentwicklung der Knieextensoren und Knieflexoren 3 und 6 Monate postoperativ und zu einer besseren Leistungsentwicklung während der Trainingsphase als bei niedrigem Aktivitätsniveau präoperativ.

### **Ergebnis Hypothese 6.4.**

3 Monate post-OP bestehen zwischen präoperativ hochaktiven Probanden (Tegner-Score 8-10) und weniger aktiven Probanden (Tegner-Score 0-7) keine Unterschiede hinsichtlich der Kraftentwicklung der knieumspannenden Muskulatur. Zum Zeitpunkt T2 kann als einzig signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen die relative Schnellkraftfähigkeit (in Nm/kg KG) der Kniebeuger notiert werden (hohes Aktivitätsniveau: 1,74±0,26, niedriges Aktivitätsniveau: 1,58±0,28, p=.036). Die Entwicklung der relativen Maximalkraft der Kniebeuger über die Trainingsphase zeigt keine Unterschiede zwischen aktiven und weniger aktiven Probanden (p=.147). Bei der Entwicklung der relativen Maximalkraft der Kniestrecker können aktivere Probanden größere Fortschritte erzielen als weniger aktive

Probanden ( $p=.012$ ). Für den Parameter relative Schnellkraft finden sich gleiche Ergebnisse. Es können keine signifikanten, sondern nur tendenzielle Unterschiede bei der Knieflexion ( $p=.064$ ) und hochsignifikante Vorteile in der Entwicklung der Knieextension ( $p=.004$ ) bei aktiven Probanden im Vergleich zu weniger aktiven Probanden beobachtet werden.

### **Hypothese 6.5.**

Je früher die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes erfolgt, desto besser ist die Kraftentwicklung der Knieextensoren und Knieflexoren und desto geringer ist der Verlust an Muskelmasse 3 und 6 Monate postoperativ.

#### **Ergebnis Hypothese 6.5.**

Eine frühe Rekonstruktion des VKB hat keinen Einfluss auf die postoperative Kraftentwicklung der Kniestrecker und der Kniebeuger. Andere Ergebnisse finden sich in Bezug auf Muskelquerschnittsmessungen. Die Verkürzung des Zeitraums zwischen Verletzung und Operation zeigt zum Zeitpunkt T1 im hüftnahen Bereich des m. quadrizeps femoris eine starke Tendenz einer geringeren Atrophie ( $p=.055$ ) bei frühen Rekonstruktionen. Bei T2 ist dieser Unterschied statistisch signifikant ( $p=.028$ ). Der am 1. Messzeitpunkt fest zu stellende signifikante Unterschied der Muskelmasse (m. quadrizeps femoris) zwischen gesund und operiert im mittleren Bereich des Oberschenkels (frühe OP:  $83\% \pm 6$ ; späte OP:  $75.8\% \pm 17$ ;  $p=.033$ ) ist beim 2. Messzeitpunkt nicht mehr zu erkennen. In der ischiocruralen Muskelgruppe ist kein Unterschied zu sehen.

### **Hypothese 6.6.**

Im Vergleich zu Probanden ohne Begleitverletzungen haben Probanden mit meniskalen und / oder chondralen Begleitverletzungen eine geminderte Kraftentwicklung der Knieextensoren und Knieflexoren 3 und 6 Monate postoperativ.

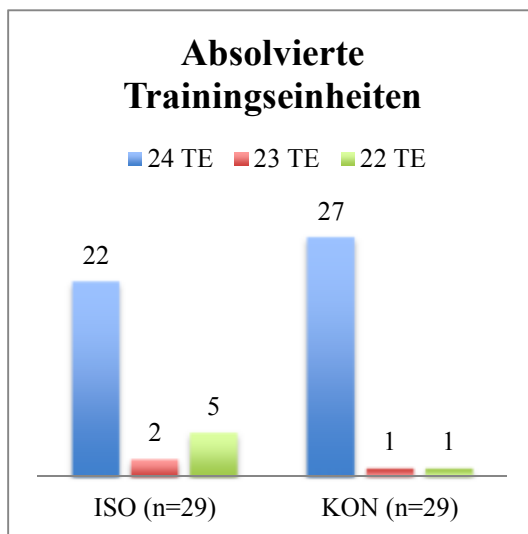
#### **Ergebnis Hypothese 6.6.**

Das Vorhandensein von meniskalen und / oder chondralen Begleitverletzungen hat zu keinem Messzeitpunkt Einfluss auf die Ergebnisse der isokinetischen Kraftdiagnose bzw. der Sprungkrafttests.

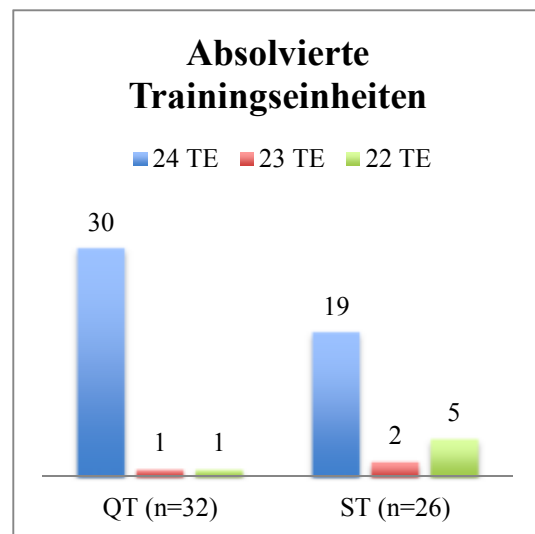
### 3.6 Trainingsdokumentation - Betrachtung der Trainingsdaten

Insgesamt nahmen 58 Probanden regelmäßig am Training teil. In Bezug zur Operationsmethode haben 30 von 32 QT-Probanden alle 24 Trainingseinheiten absolviert, 1 Proband kam 23 mal und 1 Proband trainierte 22 mal. Von den 26 ST-Probanden konnten 5 Probanden an nur 22 TE teilnehmen, 2 Probanden trainierten 23 mal, die restlichen 19 konnten alle geforderten 24 TE durchführen. Die Probandenaufteilung anhand der Trainingsmethode ergab bei insgesamt 29 Probanden pro Gruppe bei 27 konventionell trainierenden eine komplette Trainingsdokumentation mit Teilnahme an allen 24 TE. Jeweils 1 Proband konnte 22 bzw. 23 TE absolvieren. Bei der Trainingsgruppe mit exzentrischer Überlast konnten 22 von 29 Probanden alle, 2 Probanden 23 und 5 Probanden nur 22 TE durchführen.

**Diagramm 38: Absolvierte Trainingseinheiten während der Interventionsphase. Unterscheidung nach Trainingsmethode**

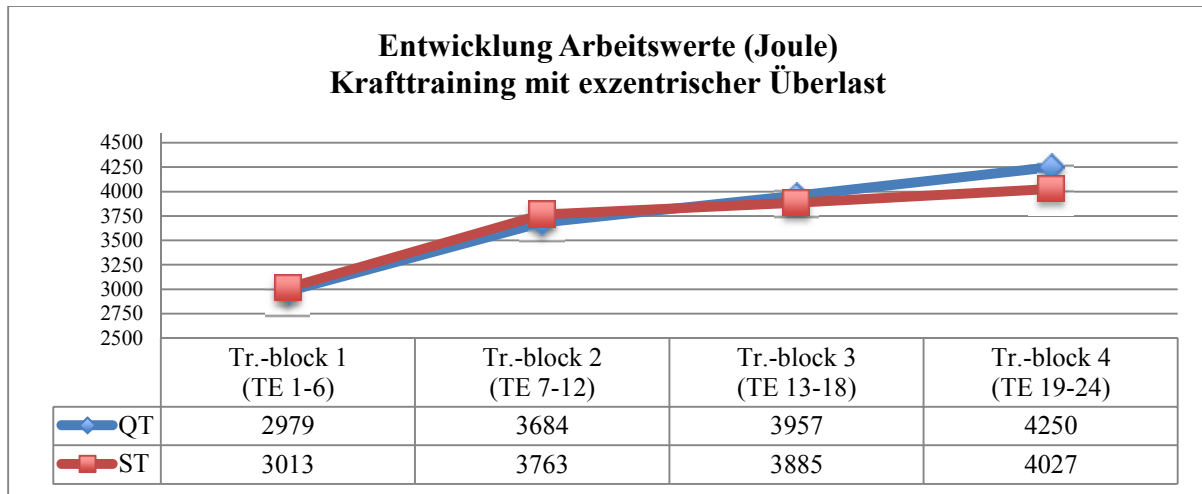


**Diagramm 39: Absolvierte Trainingseinheiten während der Interventionsphase. Unterscheidung nach Operationsmethode**



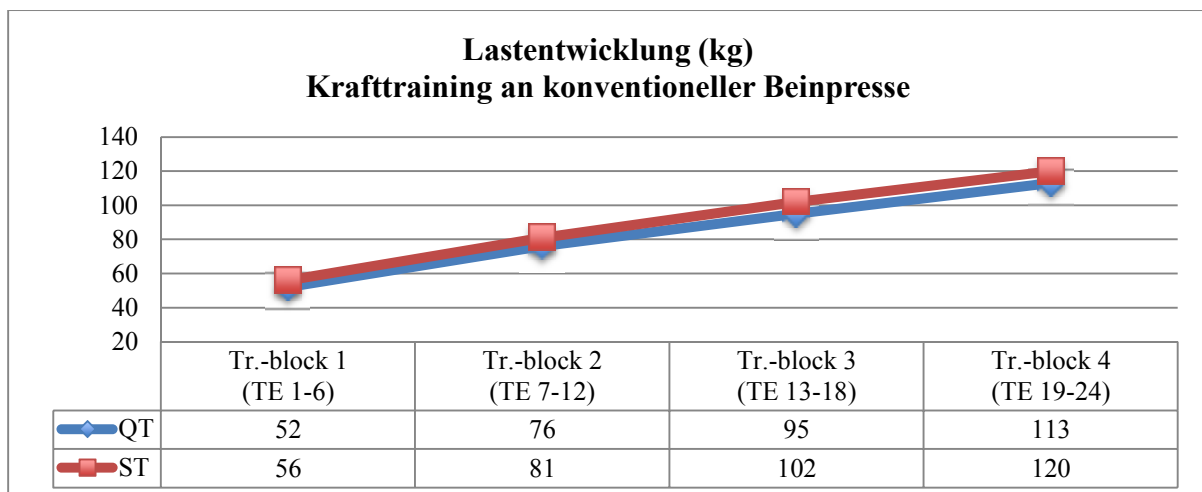
Die Entwicklungen der Arbeitswerte bei Training mit exzentrischer Überlast von Trainingsphase 1 zu 2 liegen für QT bei 23% ( $\pm 12,3$ ) und für ST bei 26,2 ( $\pm 11,8$ ). Im Übergang zu den jeweiligen nächsten Stufen (Block 2 zu 3 und Block 3 zu 4) können sich beide Gruppen weniger gut entwickeln (QT: 2 zu 3: 7,8%  $\pm 7$ , 3 zu 4: 7,7%  $\pm 7,9$ ; ST: 2 zu 3: 4,3%  $\pm 8,5$ , 3 zu 4: 4,6%  $\pm 7$ ). Beide Operationsmethoden erzielten über den gesamten Interventionszeitraum konstant höhere Arbeitswerte in der exzentrischen Phase der Bewegung (QT: 120,8%  $\pm 6,2$ ; ST: 121,8%  $\pm 9$ ).

**Diagramm 40: Entwicklung der Arbeitswerte (in Joule, 4 Trainingsblöcke) während der Interventionsphase auf der isokinetischen Beinpresse**



Die Lastentwicklung der Trainingsgruppe „konventionelle Beinpresse“ liegt zwischen Block 1 und 2 für QT bei  $50,9\% \pm 16,6$  und für ST bei  $46,8\% \pm 14,3$ . Ähnlich wie bei der Trainingsgruppe an der isokinetischen Beinpresse reduziert sich die prozentuale Entwicklung in der konventionell trainierenden Gruppe von Trainingsblock 2 zu 3 bei QT auf  $25,5\% \pm 9,6$  und bei ST auf  $25,7\% \pm 8,2$  und von Block 3 zu 4 nochmals bei QT auf  $19,7\% \pm 6,4$  und bei ST auf  $18,4\% \pm 4,6$ .

**Diagramm 41: Lastentwicklung (in kg, 4 Trainingsblöcke) während der Interventionsphase auf der konventionellen Beinpressen**



## **4 Diskussion**

### **4.1 Probandenkollektiv**

Aufgrund der engen Ein- und Ausschlusskriterien konnten in Summe 68 Probanden in die Studie eingeschlossen werden. 58 von ursprünglich 68 Probanden wurden dabei über den gesamten Untersuchungszeitraum beobachtet. Dies entspricht einem lost to follow-up von 14,3%. Ziel der engen Ein- und Ausschlusskriterien war es, ein homogenes Probandenkollektiv mit guter Vergleichbarkeit zu anderen Studien zu erhalten. In einem ähnlichen Studiendesign, in welchem die Teilnahme an einer regelmäßigen Intervention Pflicht war, beschreiben Risberg und Holm 6 Monate nach VKB-Rekonstruktion ein lost to follow-up von 11% (Risberg and Holm, 2009). Gerber und Kollegen müssen in Ihrer Gegenüberstellung zweier Nachbehandlungsmethoden (Training mit früher exzentrischer Überlast vs. konventionelles Training) nach VKB-Rekonstruktion ein lost to follow-up von 20% verzeichnen (Gerber et al., 2009). Somit ist das lost to follow-up in dieser Studie mit anderen Interventionsstudien vergleichbar.

### **4.2 Beobachtungszeitraum**

Jeder Proband wurde 1 Jahr beobachtet. Aufgrund der Positionierung der Intervention zwischen dem 3. und dem 6. Monat post-OP fand die Gesamtheit der Untersuchungen (Klinik, Fragebögen, Radiologie, Biomechanik) direkt vor bzw. nach dem 12-wöchigen Training statt. Präoperativ und 12 Monate post-OP wurden ausgewählte Untersuchungen durchgeführt. Die Implementierung der Intervention orientierte sich dabei an die Möglichkeit der isokinetischen Muskelfunktionsanalyse ab der 12. Woche post-OP und an den Vorgaben der frühfunktionellen Rehabilitation (vgl. Kapitel 2.4). Darüber hinaus wurde zu Beginn dieser Studie angenommen, dass ein intensives Training reicht, um die transplantatspezifischen Defizite auszugleichen zu können. Präoperative und frühzeitigere Krafttests sind aus chondralen (Higuchi et al., 2002) und ligamentären Schutzgründen nicht durchgeführt worden. Details zu diesem Sachverhalt werden im Diskussionskapitel über die isokinetische Muskelfunktionsanalyse bearbeitet.

### **4.3 Isokinetische Muskelfunktionsanalyse**

Ziel der isokinetischen Muskelfunktionsanalyse war es, spezifische Kraftdefizite der knieumspannenden Muskelgruppen fest zu stellen. Zunächst sollen eingelenkige Tests zur Kraftbestimmung der Kniestrecker und Kniebeuger im Sinne einer „open kinetic chain“ (OKC) Testung betrachtet werden.

## Knie Extension / Flexion

Diese Art der Testung der Kniestrecker wird aufgrund des Potentials einer erhöhten anterioren tibialen Translation während Kniestreckbewegungen (bzw. bei isolierter Anspannung des m. quadrizeps femoris) und in Folge mit einer größeren Laxizität des rekonstruierten VKB's kritisch betrachtet (Higuchi et al., 2002). Gegenläufige Ergebnisse können von Heijne und Werner (Heijne and Werner, 2007), Fukuda et al (Fukuda et al., 2013) und Morrissey et al (Morrissey et al., 2000) beobachtet werden. Bei Beginn eines OKC-Training für die Kniestrecker 12 Wochen nach Rekonstruktion des VKB konnten keine erhöhten Bandlaxizitäten bei BPTB- und ST-Rekonstruktionen im Vergleich zur nicht-operierten Seite beobachtet werden.

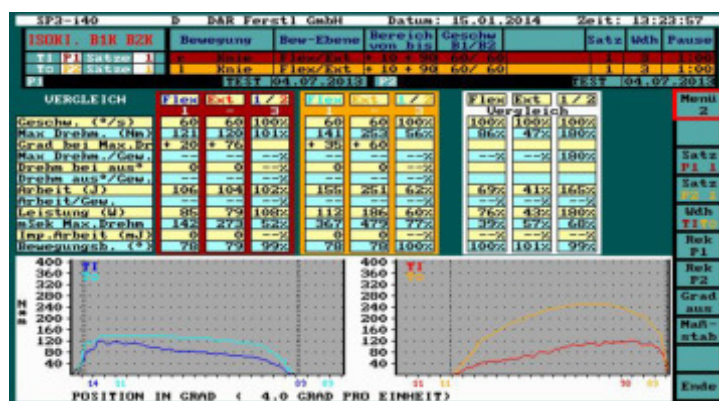
In diesem Zusammenhang scheinen Hebelanordnung und getestetes Bewegungsausmaß bei eingelenkigen Kniestreckbewegungen besonderen Einfluss auf die anteroposteriore tibiale Translation zu nehmen. Auf der Basis der Arbeit von Jurist und Otis (Jurist and Otis, 1985) beschreiben Diemer und Sutor (Diemer and Sutor, 2007) dorsale und ventrale Verschiebungen der Tibia bei isolierter Aktivität des vierköpfigen Schenkelstreckers. Bei einem mittleren Angriffspunkt (Mitte zwischen Tibiaplateau und Malleolus medialis) kommt es bei isometrischen Anspannungen in einem Gelenkwinkel von 60° und 90° zu einer dorsalen Verschiebung der Tibia. Erst bei isometrischer Quadrizeps-MVC in 30° Flexion ist eine leichte ( $1\text{mm} \pm 1,2$ ) Verschiebung des Schienbeins nach ventral zu beobachten (Diemer and Sutor, 2007, Jurist and Otis, 1985).

In der vorliegenden Studie wurde mit einer mittleren Hebelanordnung in einem Bewegungsausmaß von NNM 0-10-90 in konzentrischer Arbeitsweise getestet. Somit ist bei einem isokinetischen, konzentrischen Krafttest in der für diese Studie beschriebenen Ausführung bei gleichzeitig anpassendem Widerstand und schlechten biomechanischen Hebelbedingungen für den m. quadrizeps femoris in den strecknahen Gelenkwinkeln die Belastung des Transplantates 12 Wochen post-OP als sehr gering einzustufen. Dies wird durch die Ergebnisse zur KT-1000 Stabilitätsmessung in dieser Studie untermauert. 3 und 6 Monate postoperativ zeigen beide Gruppen laut IKDC-Einteilung „normale“ Seitenverhältnisse hinsichtlich der Stabilität des Transplantates.

Betrachtet man die Ergebnisse bei Krafttests nach Rekonstruktion des VKB's, so ist der am häufigsten verwendete isokinetische Parameter das maximale Drehmoment bzw. der peak torque (in Newtonmeter). Angaben zur erbrachten Arbeit, also die Kraft über das gesamte ROM (in Joule), finden sich nur in wenigen Studien (Risberg et al., 2007, Risberg and Holm, 2009), wobei dabei in den meisten Fällen die Arbeit über eine erbrachte



Kraftausdauerleistung beschrieben wird. Aus Untersuchungen bei VKB-Rekonstruktionen unter Verwendung der Hamstringsehnen ist bekannt, das die Kraft der ischiocruralen Muskelgruppe in den tiefen Beugewinkeln („deep flexion angles“) stärker abnimmt (Adachi et al., 2003, Gulick and Yoder, 2002, Karanikas et al., 2006, Makihara et al., 2006, Pua et al., 2008, Xergia et al., 2011). Da das maximale Drehmoment der Kniebeuger aufgrund besserer Hebelbedingungen und einer optimaleren Ausgangslänge eher in einem Gelenkwinkel zwischen 10-30° zu erwarten ist (Almosnino et al., 2014), kann mit dem Parameter „peak torque“ die isokinetische Drehmomententwicklung nicht ausreichend genau beschrieben werden. Daher wurde in dieser Studie neben dem maximalen Drehmoment auch die Arbeit zur Bestimmung eines Kraftdefizites heran gezogen. Zur Verdeutlichung dieses Sachverhaltes dient die folgende Abbildung.



**Abb. 27: Exemplarische Darstellung Ergebnis Krafttest Knie Extension / Flexion 3. Monat post-OP. Drehmomententwicklung: Blau: Knieflexion betroffen; Türkis: Knieflexion gesund; Rot: Knieextension betroffen; Orange: Knieextension gesund**

Bei alleiniger Konzentration auf das maximale Drehmoment zeigt sich 3 Monate post-OP (ST-Proband) in der (verletzten) ischiocruralen Muskelgruppe (Abb. 27 links, blaue Kurve) ein Kraftdefizit von 14%. Bezieht man den Parameter Arbeit mit ein, kann ein mehr als doppelt so großes Kraftdefizit beobachtet werden (31%), welches durch das starke Abfallen der Drehmomentkurve zu erklären ist.

Da in den meisten Studien Angaben zum maximalen Drehmoment bzw. peak torque zu finden sind, wird zunächst eine Gegenüberstellung der Resultate in Bezug auf diesen Parameter vorgenommen.

Vergleicht man die Angaben in der Literatur hinsichtlich der erbrachten postoperativen Kraftleistungen, existieren sowohl 3 als auch 6 Monate post-OP bei QT, ST und BPTB Rekonstruktionen transplantatspezifische Kraftdefizite. QT und BPTB zeigen ein erhöhtes Defizit im Kniestreckapparat, ST in der Kraft der Kniebeuger. Eine Übersicht ist der folgenden Tabelle zu entnehmen.

**Tabelle 61: Übersicht Studien mit isokinetischen Kraftwerten bis zum 6. Monat post-OP. Maximal- (60°/sec) und Schnellkraftwerte (180°/sec) in % operierte / nicht-operierte Seite. QT: Quadricepstendon; ST: Semitendinosustendon; BPTB: Bone-patellartendon-bone; STG: Semitendinosus-gracilis.**

Autoren	Transplantat	Kraft Kniestrecker				Kraft Kniebeuger			
		3 Monate post-OP		6 Monate post-OP		3 Monate post-OP		6 Monate post-OP	
		60°/sec	180°/sec	60°/sec	180°/sec	60°/sec	180°/sec	60°/sec	180°/sec
<b>Diese Studie</b>	QT	45%	55%	69%	71%	84%	93%	97%	99%
	ST	59%	69%	80%	84%	77%	81%	88%	93%
<b>(Han et al., 2008)</b>	QT	---	---	59%	62%	---	---	---	---
	BPTB	---	---	52%	55%	---	---	---	---
<b>(Lee et al., 2004)</b>	QT	---	---	64%	74%	---	---	---	---
<b>(Aune et al., 2001)</b>	BPTB	---	---	75%	---	---	---	90%	---
	STG	---	---	89%	---	---	---	83%	---
<b>(Beard et al., 2001)</b>	BPTB	---	---	89%	---	---	---	90%	---
	ST	---	---	96%	---	---	---	77%	---
<b>(Carter and Edinger, 1999)</b>	BPTB	---	---	---	68%	---	---	---	---
	ST	---	---	---	74%	---	---	---	---
	STG	---	---	---	78%	---	---	---	---
<b>(Maletis et al., 2007)</b>	BPTB	---	---	---	60%	---	---	---	96%
	STG	---	---	---	78%	---	---	---	88%
<b>(Gobbi et al., 2003)</b>	BPTB	67%	---	---	---	93%	---	---	---
	ST	79%	---	---	---	78%	---	---	---
<b>(Kobayashi et al., 2004)</b>	BPTB	---	---	63%	69%	---	---	90%	97%

3 Monate post-OP kann nur wenig Datenmaterial in Bezug auf isokinetische Krafttests gefunden werden. Gobbi und Kollegen beschreiben in Ihrem Vergleich zwischen BPTB und ST allerdings ein geringeres Kraftdefizit im Verhältnis der betroffenen gegenüber der nicht operierten Seite im Vergleich zu dieser Studie (Gobbi et al., 2003). Dies gilt sowohl für die Kraft der Kniestrecker als auch für die Kniebeuger.

Die Kraft der Kniestrecker 6 Monate nach VKB-Rekonstruktion ist in den meisten Studien mit den erbrachten Kraftleistungen in dieser Studie vergleichbar. Han und Kollegen (Han et al., 2008) als auch Lee und Kollegen (Lee et al., 2004) können in Ihren Untersuchungen bei QT-Probanden nahezu gleiche Kraftwerte der Kniestrecker im Vergleich zu dieser Studie beschreiben. In der Gegenüberstellung der Kraftwerte der Kniestrecker (60°/sec und 180°/sec) zwischen BPTB und QT finden sich in den meisten Studien vergleichbare Resultate (Aune et al., 2001, Carter and Edinger, 1999, Han et al., 2008, Kobayashi et al., 2004, Lee et al., 2004,

Maletis et al., 2007). Lediglich Beard und Kollegen (Beard et al., 2001) können ein deutlich höheres Kraftniveau der Kniestrecker bei BPTB und ST beschreiben.

Die Maximalkraft der Kniestrecker (% betroffen / gesund) zum Zeitpunkt T2 ist in dieser Studie bei ST größer als bei QT ( $p=.012$ ) und entwickelt sich bei beiden Gruppen gleich gut ( $p=.287$ ). In der Analyse der Entwicklung des relativen maximalen Drehmoments ( $p=.012$ ) und in der relativen Arbeit ( $p=.010$ ) zwischen T1 und T2 können allerdings Vorteile für die QT-Probanden beobachtet werden.

Die beobachteten Kraftwerte der Kniebeuger in dieser Studie sind im Vergleich mit anderen Studien (Aune et al., 2001, Beard et al., 2001, Kobayashi et al., 2004) als etwas höher zu bewerten. Hier können beide Operationsmethoden tendenziell bessere Kraftwerte produzieren, allerdings besteht in Bezug auf das Verhältnis der Kraft der betroffenen zur nicht-betroffenen Seite bei ST ein signifikant größeres Defizit als bei QT ( $p=.010$ ).

Betrachtet man neben dem relativen maximalen Drehmoment (Newtonmeter / kg Körpergewicht) auch die relative Arbeit (Joule / kg Körpergewicht) bei den Krafttests in dieser Studie, können weitere Informationen über den Kraftstatus der knieumspannenden Muskelgruppen festgestellt werden. Vergleichende Resultate hinsichtlich des Parameters „Arbeit“ bei Maximalkraft- und Schnellkrafttests können in der Literatur nicht gefunden werden.

Bei der Knieflexion sind in dieser Studie zum Zeitpunkt 3. Monat post-OP im Parameter „maximales Drehmoment“ zwischen QT und ST keine signifikanten Unterschiede zu erkennen ( $p=.232$ ). Der Parameter „Arbeit“ ist zu diesem Zeitpunkt bei ST allerdings signifikant schlechter ausgeprägt als bei QT ( $p=.023$ ). Das bereits beschriebene Phänomen eines Kraftverlusts in den sog. „deep flexion angles“ bei Hamstringssehnen-Rekonstruktionen kann mit diesen Ergebnissen untermauert werden.

6 Monate post-OP können weiterhin signifikant schlechtere Kraftwerte der Kniebeuger bei ST beschrieben werden (%betroffen / gesund:  $p=.002$ ; rel. max. Drehmoment:  $p=.002$ ; rel. Arbeit:  $p=.001$ ). In der Entwicklung der Kraft im Verhältnis zur gesunden Seite können keine signifikanten Unterschiede zwischen QT und ST festgestellt werden ( $p=.635$ ), in den relativen Kraftwerten allerdings schon (rel. max. Drehmoment:  $p=.004$ ; rel. Arbeit:  $p=.043$ ). Hier gibt es Vorteile für QT-Probanden.

Die 2. Hauptfragestellung dieser Arbeit beschäftigte sich mit dem Einfluss eines hohen exzentrischen Trainingsreizes auf den Kraftzuwachs nach VKB-Rekonstruktion. Ein Training

bei gesunden Probanden mit exzentrischer Überlast scheint einem herkömmlichen Training im Sinne eines größeren Kraftzuwachses und einer vermehrten Hypertrophie überlegen zu sein. Ebenso besteht die Möglichkeit einer Transformation des Muskelfasertyps hin zu einer schnelleren Ausprägung. Friedmann-Bette und Kollegen (Friedmann-Bette et al., 2004) beschreiben einen tendenziell größeren Muskelzuwachs des m. quadrizeps femoris bei einem Training mit exzentrischer Mehrlast im Vergleich zu einem konventionellen Training. Zusätzlich können Verschiebungen im Faserspektrum hin zu einem schnelleren Phänotyp beobachtet werden. Hinweise auf eine höhere Ausprägung spezifischer Schnellkraftparameter (Squat Jump) nach einem Training mit exzentrischer Überlast im Vergleich zu einem herkömmlichen Training können in einer weiteren Studie von Friedmann-Bette und Kollegen (Friedmann-Bette et al., 2010) beschrieben werden.

Ähnliche Ergebnisse in Bezug auf eine optimierte Muskelhypertrophie finden sich bei Norrbrand und Kollegen (Norrbrand et al., 2008) sowie bei English und Kollegen (English et al., 2014). Darüber hinaus können beide Autorengruppen Vorteile in der Maximalkraft bzw. im 1RM bei einem exzentrisch betonten Krafttraining feststellen.

In dieser Studie können hinsichtlich verschiedener isokinetischer Maximal- und Schnellkraftparameter bei einem Training mit exzentrischer Überlast keine Vorteile gegenüber einem herkömmlichen Training gefunden werden. Allerdings kann im Squat Jump eine starke Tendenz ( $p=.065$ ) einer besseren Entwicklung zu einem ausgeglicheneren LSI im Absprungimpuls bei einem Training mit exzentrischer Überlast beobachtet werden. Diese verbesserte Schnellkraftfähigkeit der Beinstreckerkette deckt sich mit den Ergebnisse, welche von Friedmann-Bette und Kollegen beschrieben wurden (Friedmann-Bette et al., 2010).

Vorteile eines Trainings mit exzentrischer Überlast in Bezug auf das Muskelvolumen des m. quadrizeps femoris können in dieser Studie teilweise beschrieben werden. Während im proximalen und distalen Bereich des vierköpfigen Schenkelstreckers beide Trainingsmethoden gleiche Massenzunahmen zeigen, tritt im mittleren Bereich (20cm distal trochanter major) eine signifikant größere Massenzunahme bei einem Training mit exzentrischer Überlast auf ( $p=.043$ ). Im Literaturvergleich können somit die Ergebnisse von Norrbrand und Kollegen (Norrbrand et al., 2008), Friedmann-Bette und Kollegen (Friedmann-Bette et al., 2010) sowie English und Kollegen (English et al., 2014) zum Teil bestätigt werden. Unterschiede in Bezug auf Kraft und Muskelmasse der Kniebeuger durch eine Betonung der Exzentrik können in dieser Studie nicht festgestellt werden.

## Knieinnen- / aussenrotation

Als zusätzliche isokinetische Kraftmessung wurde die Knieinnen- und –ausenrotation getestet. Hintergrund hierbei war es, die rotationsstabilisierende Funktion der ischiocruralen Muskelgruppe, und hier v. a. die Funktion des m. semitendinosus als Knieinnenrotator zu bestimmen. Aufgrund der Entnahme dieses Muskels, bzw. der Sehne, ist ein Kraftverlust der Knieinnenrotatoren zu erwarten. Die meisten Studien, welche sich mit der postoperativen Kraftentwicklung beschäftigen, beziehen sich auf die Kraft des m. quadrizeps femoris und die der ischiocruralen Muskelgruppe. Nur wenige schließen zusätzlich die Kraft der Knierotatoren in die Betrachtung mit ein. Im Vergleich zwischen BPTB und Semitendinosussehnenplastik beschreiben Torry et al (Torry et al., 2004) signifikant schlechtere Kraftentwicklungen (bei 60°/sec) der Knieinnenrotatoren bei Semitendinosussehnen-Operierten. Segawa et al (Segawa et al., 2002) und Viola et al (Viola et al., 2000) finden ähnliche Ergebnisse bei VKB-Rekonstruktionen mit vierfach gelegten Semitendinosus-Gracilis (QSTG) Transplantaten im Sinne eines Kraftdefizits der Knieinnenrotatoren. Maletis und Kollegen (Maletis et al., 2007) können keine Unterschiede zwischen BPTB und QSTG erkennen.

In dieser Studie ist zum Zeitpunkt T1, 3 Monate post-OP, kein signifikanter Unterschied in der Kraft der Knieinnenrotatoren zwischen QT und ST zu erkennen. Nach der Intervention besteht eine starke Tendenz ( $p=.051$ ) einer schlechteren Knieinnenrotationskraft bei ST. Die 2-faktorielle Varianzanalyse für Messwiederholungen zeigt allerdings eine signifikant größere Verbesserung der Kraft der Knieinnenrotation bei QT ( $p=.023$ ). Demzufolge scheint durch die Entnahme der Sehne des m. semitendinosus ein Problem in der Kraftentwicklung der Knieinnenrotation bei ST länger zu bestehen als bei QT. Dadurch kann langfristig die mediale Stabilisation des Kniegelenks negativ beeinflusst werden.

Für die Knieausenrotation können weder Maletis und Kollegen (Maletis et al., 2007), Segawa et al (Segawa et al., 2002) noch Viola et al (Viola et al., 2000) Unterschiede zwischen BPTB und QSTG bzw. zwischen der operierten und nicht-operierten Seite feststellen. Überraschenderweise können Torry et al (Torry et al., 2004) eine größere Ausenrotationskraft bei Semitendinosus-Operierten im Vergleich zu BPTB-Operierten beobachten. Möglicherweise wird die Kinematik der Knierotation durch die fehlende mediale Stabilisation zugunsten der Knieausenrotatoren beeinflusst.

In dieser Studie konnten keine Unterschiede in der Kraft der Knieausenrotatoren zwischen der operierten und nicht-operierten Seite bzw. zwischen beiden Operationsmethoden festgestellt werden.

#### 4.4 Sprungkraftanalyse

Funktionelle Testungen der Beinstreckerkette beinhalten in den meisten Studien nach VKB-Rekonstruktionen den „single leg hop Test“. Dabei soll das verletzte gegenüber dem nicht betroffenen Bein weniger als 10% Defizit in der Sprungweite aufweisen, damit eine Rückkehr zu sportlichen Aktivitäten im Sinne des präoperativen Sportniveaus erlaubt ist („return to sport“). Die Implementierung dieses Tests findet hierbei zu unterschiedlichen postoperativen Zeitpunkten statt. In vielen Studien findet der „single leg hop Test“ 6 Monate (Fernandes et al., 2012, Abrams et al., 2014, Risberg et al., 2007), 12 Monate (Barie et al., 2010) oder zu einem späteren Zeitpunkt (18 Monate: (Mattacola et al., 2002); 24-60 Monate: (Geib et al., 2009, Lautamies et al., 2008, Schulz et al., 2013)) seine Anwendung. 3 Monate postoperativ wird der „single leg hop Test“ nur selten zur Bestimmung eines Kraftdefizites eingesetzt (Risberg et al., 2007). Dies liegt möglicherweise darin begründet, dass die Beanspruchungen für das Arthron im einbeinigen Sprung v. a. in der exzentrischen Landephase sehr hoch sind. Bei gleichzeitigem Kraftdefizit der Knieextensoren als Hauptprotagonist der Exzentrik bei Sprüngen können Überlastungen entstehen und entzündliche Prozesse provoziert werden.

In dieser Studie wurde die Kraft der Beinstreckerkette im Sinne einer funktionellen Krafttestung mit Hilfe eines beidbeinigen, rein konzentrischen KAUERSPRUNGS (Squat Jump) auf einer 2-geteilten Kraftmessplatte durchgeführt, um so die Kraftdefizite in der Sprungkraft (Impulsunterschiede betroffen / gesund) ohne hohe arthronale Belastungen bestimmen zu können. Testzeitpunkte waren vor (3. Monat post-OP) und nach (6. Monat post-OP) der Interventionsphase. Zum Zeitpunkt T1 erreichen QT-Probanden im Seitenverhältnis 50,6%, ST-Probanden zeigen mit 63,4% ein signifikant geringeres Kraftdefizit ( $p=0.045$ ) in der Impulsverteilung der Beinstreckerkette. Zum Zeitpunkt T2 ändern sich diese prozentualen Verhältnisse in beiden Gruppen hoch signifikant ( $p=0.000$ ), QT erreichen 68,3% und ST 78,3% der nicht operierten Seite. Dabei ist in der Varianzanalyse kein statistischer Vorteil einer Operationsmethode zu erkennen ( $p=0.468$ ). Vergleicht man diese Ergebnisse mit den Vorgaben des IKDC-Formblattes (Hefti et al., 1993) und mit Studien, welche Kriterien einer sicheren Rückkehr zum prätraumatischen Aktivitätsniveau festlegen (Barber-Westin and Noyes, 2011, Thomee et al., 2011), so darf mit den Ergebnissen dieser Studie von einem noch nicht ausreichenden Kraftniveau der Beinstreckerkette ausgegangen werden. Eine Rückkehr zum präoperativen Aktivitätsniveau zum Zeitpunkt 6 Monate post-OP ist auf der Basis dieser Resultate als zu gefährlich einzustufen. Interessant in diesem Zusammenhang wären weitere Messungen 12 bzw. 24 Monate post-OP, da andere Autoren im Vergleich zwischen BPTB

und QT VKB-Rekonstruktionen keine Unterschiede zwischen beiden Operationsmethoden feststellen konnten (Gorschewsky et al., 2007).

#### **4.5 Radiologie**

Zur Bestimmung des Muskelvolumens (cross sectional area, CSA) vor und nach der Interventionsphase, wurden kernspintomographische Untersuchungen auf verschiedenen Ebenen des Oberschenkels durchgeführt. Dabei wurden sowohl vierköpfiger Schenkelstrecker als auch ischiocrurale Muskelgruppe in ihrer Gesamtheit, und nicht in einer „vasti-Unterteilung“ (bzw. ST, SM, BF), betrachtet. MRT-methodischer Hintergrund hierfür ist die teilweise schwierige Darstellung der faszialen Grenzen zwischen vastus lateralis und vastus intermedius des m. quadrizeps femoris. Dies wurde bereits von der Arbeitsgruppe um Friedmann-Bette beschrieben (Friedmann-Bette et al., 2004, Friedmann-Bette et al., 2010).

Betrachtet man die atrophischen Zustände des m. quadrizeps femoris nach VKB Ruptur, werden noch nach relativ langer Zeit (14 Monate post-Trauma) Reduktionen im Muskelvolumen des verletzten Kniestreckers im Vergleich zur gesunden Seite beschrieben (Konishi et al., 2011). In der „vasti-Unterteilung“ können dabei keinen besonderen Auffälligkeiten entdeckt werden. Andere Ergebnisse werden von der Arbeitsgruppe um Marcon (Marcon et al., 2015) dargestellt. 19 Monate nach BPTB VKB Rekonstruktion scheint das Muskelvolumen des m. quadrizeps femoris, vastus medialis von besonderer Atrophie betroffen zu sein.

Janssen und Kollegen (Janssen et al., 2012) können in der MR-Bildgebung bei Patienten nach VKB Rekonstruktion (STG-Ersatzplastik, 12 Monate post-OP) eine signifikante Reduktion der Muskelvolumina des m. semitendinosus und des m. gracilis am operierten Bein feststellen. Im Vergleich zur nicht operierten Seite besteht zu diesem Zeitpunkt ein signifikanter Unterschied in der CSA beider Muskeln. Des Weiteren können die Autoren teilweise Retraktionen der Muskelbäuche nach Sehnenentnahme und in der Folge proximale Reinsertionen der regenerierten Semitendinosussehnen dokumentieren.

In Bezug auf CSA der ischiocruralen Muskelgruppe können Nomura und Kollegen (Nomura et al., 2014) unter Verwendung einer vierfach gelegten Semitendinosus Ersatzplastik zur VKB Rekonstruktion ebenfalls signifikante Reduktionen des m. semitendinosus zwischen operierter und nicht operierter Seite beobachten (27 Monaten post-OP). Unterschiede im Extremitätenvergleich sind im m. semimembranosus und im m. biceps femoris nicht zu finden. Zum vergleichbaren follow-up Zeitpunkt (26 Monate post-OP) werden von Makihara und Kollegen (Makihara et al., 2006) ebenso signifikante Unterschiede im Muskelvolumen

des Halbsehnenmuskels beschrieben (LSI: 68,7%). Halbplattenmuskel und zweiköpfiger Schenkelbeuger sind von Muskelatrophie auch hier nicht betroffen.

In dieser Studie sind 3 Monate post-OP sowohl bei QT als auch bei ST Muskelatrophien des Kniestreckers erkennbar. Im Vergleich der operierten zur nicht operierten Seite (in %) zeigt sich bei QT im proximalen (78%) und mittleren (78%) Bereich des Oberschenkels eine etwas größere Atrophie als im distalen (87%) Bereich. In der ST Gruppe sind etwas geringere Defizite im CSA-Seitenvergleich beobachtbar (12cm: 82%; 20cm: 84%; 28cm: 86%), wobei auf der Ebene 12cm distal trochanter major eine starke Tendenz ( $p=.062$ ) einer geringeren Atrophie zu finden ist. Mit Ausnahme des distalen Bereich des Kniestreckers (28cm) in der QT Gruppe können auf allen Ebenen in beiden Gruppen signifikante Verbesserungen des Muskelvolumens während der Interventionsphase beobachtet werden. Trotzdem besitzen zum Zeitpunkt T2 ST Probanden auf Ebene 12cm ( $p=.009$ ) und Ebene 20cm ( $p=.011$ ) signifikant geringere Muskelatrophien als QT Probanden. Ein transplantatspezifischer Vorteil in den CSA-Zuwachsraten kann nicht beschrieben werden. Das offensichtlich länger bestehende Defizit im distalen Muskelvolumen des Kniestreckers bei QT deckt sich mit den Angaben von Marcon und Kollegen (Marcon et al., 2015) bei BPTB Probanden. Im distalen Bereich des Oberschenkels (28cm) ist der vastus medialis hauptverantwortlich für das Muskelvolumen der Oberschenkelvorderseite.

In Bezug auf die Muskelvolumina der Oberschenkelrückseite finden sich auf den Ebenen 12cm und 28cm distal trochanter major zu beiden Messzeitpunkten bei QT signifikant geringere Muskelatrophien als bei ST. QT besitzt dabei überall weniger als 5% Seitenunterschied, bei ST sind es proximal ca. 15% und distal ca. 6%. Im mittleren Bereich des Oberschenkels können keine Unterschiede bzw. Vorteile beschrieben werden, ebenso nicht in den CSA-Zuwachsraten. Das Hauptproblem ist auch in dieser Muskelgruppe distal zu finden, was zu den beschriebenen Retraktionen des m. semitendinosus (Janssen et al., 2012) nach Sehnenentnahme passt. Möglicherweise befindet sich der Muskelbauch des Halbsehnenmuskels auf Höhe 20cm distal trochanter major, was den nicht vorhandenen Unterschied zwischen QT und ST erklären könnte.

In Bezug auf die 2. Hauptfragestellung, nämlich den Einfluss der Trainingsmethode auf die Muskelhypertrophie nach VKB Rekonstruktion, können Ergebnisse aus der Literatur nur teilweise bestätigt werden.

Die Arbeitsgruppe um Norrbrand (Norrbrand et al., 2008) untersuchte den Einfluss eines exzentrisch betonten Krafttrainings auf das Muskelvolumen des m. quadrizeps femoris bei Gesunden. Durch ein Training mit exzentrischer Überlast (5 Wochen, 2-3 TE/Woche) konnte



im vastus lateralis des Kniestreckers eine größere Zuwachsrates des Muskelvolumens im Vergleich zu einem herkömmlichen, konzentrisch-exzentrischen, Trainings beobachtet werden.

Ähnliche Ergebnisse können von Friedmann-Bette und Kollegen beschrieben werden (Friedmann-Bette et al., 2010). Bei einem Training mit exzentrischer Mehrlast bei Gesunden (6 Wochen, 3 TE/Woche) im Vergleich zu einem konventionellen, konzentrisch-exzentrischem Krafttraining, zeigen sich signifikante Erhöhungen der Faserquerschnitte der Typ IIX Fasern und einen signifikanten Zusammenhang zwischen Maximalkraft (1RM) und der Faserquerschnitte der Typ IIX + Typ IIA Fasern.

In dieser Studie kann eine optimierte Hypertrophie für den Kniestreckers durch ein Training mit exzentrischer Überlast (ISO) im Vergleich zu einem konventionellen Krafttraining (KON) nur im mittleren Bereich des Oberschenkels (20cm distal trochanter major) beobachtet werden. Durch ISO konnte auf dieser Ebene eine signifikant größere Massenzunahme erzielt werden ( $p=0.043$ ). Zwischen T1 und T2 können beide Trainingsmethoden auf fast allen Ebenen allerdings hoch signifikante Muskelhypertrophien des Kniestrecker generieren. Die ischiocrurale Muskelgruppe kann im Gegensatz dazu weder von ISO noch von KON in besonderem Maße profitieren.

#### **4.6 Fragebögen und Scoresysteme**

##### **Tegner Aktivitäts-Score**

Die Bestimmung des Aktivitätsniveaus von VKB-Probanden bzw. Patienten erfolgt anhand des Tegner Aktivitäts-Score. Die 11-stufige Skala (0-10) erlaubt eine Einteilung in risikoarme Alltags- bzw. Sportaktivitäten bis hin zu Hochrisikosportarten in Bezug auf die Belastungen des Kniegelenks. Nach Ruptur des VKB wird unabhängig vom verwendeten Transplantat im Zeitraum zwischen Verletzung und Operation eine Verringerung des Aktivitätsniveaus um ca. 3-4 Stufen beschrieben (Beard et al., 2001, Maletis et al., 2007, Barie et al., 2010).

Im Vergleich zwischen BPTB und STG Transplantaten können darüber hinaus bei Beard und Kollegen (Beard et al., 2001) nach 6 Monaten sowohl BPTB (Tegnerscore: 4,3) als auch STG (Tegnerscore: 4,9) Patienten freizeitsportlichen Aktivitäten wie Fahrrad fahren oder Joggen nachgehen. Nach 1 Jahr post-OP besitzen beide Gruppen das gleiche Aktivitätsniveau (Tegnerscore: 5,7), jedoch ein um fast 2 Werte niedrigeres Niveau als vor der OP (BPTB: 7,4; STG: 7,6).

Maletis und Kollegen können einen ähnlichen Verlauf der sportlichen Aktivität beobachten (Maletis et al., 2007). Von einem prätraumatischen Wert bei BPTB von 6,8 und bei STG von 7,2 reduziert sich die Aktivität bis zur Operation auf 2,7 (BPTB) bzw. 2,9 (STG). 1 Jahr post-

OP besteht weiterhin eine Reduktion der Aktivität im Vergleich zum prätraumatischen Aktivitätsniveau von 1-1,5 Stufen (BPTB:5,5; STG: 5,4).

Leider geben Witvrouw und Kollegen (Witvrouw et al., 2001) keinen prätraumatischen Tegnerwert an, anhand welchem man die Rückkehr zur prätraumatischen Aktivitätsstufe erkennen kann. Vor der VKB Rekonstruktion ist das Aktivitätsniveau sehr niedrig (BPTB: 2,6; STG: 2,7), nach 3 Monaten post-OP zeigen BPTB Patienten einen Tegnerscore von 3,2 und STG von 2,9. 6 Monate post-OP erhöhen sich diese Werte auf 3,6 (BPTB) bzw. 4 (STG), um nach 12 Monaten weiter auf 4,8 (BPTB) bzw. 4,3 (STG) zu steigen.

Bei Verwendung der Quadrizepssehne zur VKB Rekonstruktion beschreiben Barié und Kollegen (Barie et al., 2010) eine Verlauf des Tegnerscores von 7 (prätraumatisch) über 3 (präoperativ) zu einem Wert von 6 nach einem Jahr post-OP.

Die Ergebnisse dieser Studie decken sich mit den Resultaten der genannten Autoren. Prätraumatisch zeigen QT Probanden einen Tegnerscore von 7,7, ST Probanden von 6,5. Dieser reduziert sich präoperativ auf 3,4 (QT) bzw. 3 (ST). Nach der Interventionsphase (6. Monat post-OP) kann eine Erhöhung der Aktivität auf 4,1 bei QT bzw. 3,9 bei ST festgestellt werden. 12 Monate nach VKB Rekonstruktion finden sich bei QT (6,8) und bei ST (6,2) ein um ca. 1 Aktivitätsstufe niedrigeres Niveau als vor der Operation. Somit sind die Ergebnisse dieser Studie hinsichtlich des Tegnerscores mit den Angaben anderer Autoren, sowohl bei BPTB, als auch bei ST/STG und QT vergleichbar. Bezieht man zu diesen Ergebnissen die „return to sport“ – Quote 1 Jahr post-OP mit ein, können mit 63% der QT Probanden und 52% der ST Probanden in dieser Studie ähnliche Resultate beschrieben werden wie von anderen Autorengruppen (63% (Segawa et al., 2002); 61% (Barie et al., 2010)).

In Bezug auf die 2. Hauptfragestellung, ob ein Training mit exzentrischer Überlast einem herkömmlichen Training überlegen ist, muss im Hinblick auf den Tegnerscore in dieser Studie verneint werden. Beide Interventionsgruppen zeigen über den gesamten Beobachtungszeitraum (prätraumatisch – 12 Monate post-OP) eine nahezu identische Entwicklung. Die Frage nach einem „return to sport“ bejahten allerdings 71% der ISO Probanden gegenüber 46% der KON Probanden, wobei eine starke Tendenz ( $p=0,077$ ) einer schnelleren Rückkehr bei ISO zu erkennen ist. Auch Gerber und Kollegen konnten in ihrem Vergleich zweier Interventionsmethoden in der Rehabilitation nach VKB Rekonstruktion (exzentrische Überlast vs. herkömmliches Training) keinen Vorteil einer Trainingsmethode feststellen (Gerber et al., 2009).

## Lysholm-Score

Präoperativ beschreiben die meisten Probanden, unabhängig von der Transplantatwahl, eine mäßige (65-83) Kniefunktion anhand der Lysholm Einteilung (Beard et al., 2001, Witvrouw et al., 2001, Maletis et al., 2007, Barie et al., 2010). 3 Monate nach VKB Rekonstruktion ist bei Witvrouw und Kollegen (Witvrouw et al., 2001) in der BPTB Gruppe (83,2) und in der STG Gruppe (81,8) eine bereits fast schon gute Kniefunktion erkennbar. Dies deckt sich mit den Ergebnissen dieser Studie zum 3. Monat post-OP, QT besitzen eine gute (84,2), ST eine fast gute (82,2) Kniefunktion.

6 Monate post-OP können Beard und Kollegen (Beard et al., 2001) in ihrem Vergleich zwischen BPTB und STG in beiden Gruppen eine gute Kniefunktion beschreiben (BPTB: 85,8; STG: 85,1). Ähnliche Angaben machen Witvrouw und Kollegen (BPTB:88,9; STG: 84,9 (Witvrouw et al., 2001)). In der vorliegenden Studie können zu diesem Zeitpunkt in beiden Gruppen bereits hervorragende Kniefunktionen beschrieben werden (QT: 92,8; ST: 92,5). Dies kann in der Tatsache begründet sein, das zwischen 3. und 6. Monat ein regelmäßiges Training unter therapeutischer Anleitung erfolgte.

12 Monate post-OP können in den meisten Studien hervorragende Kniefunktionen nachgewiesen werden. Beard und Kollegen (BPTB: 91,5; STG: 92,1 (Beard et al., 2001)), Maletis und Kollegen (BPTB: 95; STG: 96 (Maletis et al., 2007)), Segawa und Kollegen (STG: 96,6 (Segawa et al., 2002)) und die Arbeitsgruppe um Witvrouw (BPTB: 93,5; STG: 90,2 (Witvrouw et al., 2001)) können bei fast allen Gruppen 1 Jahr post-OP dieses Prädikat vergeben. Lediglich bei Barié und Kollegen kann bei Verwendung der Quadrizepssehne 1 Jahr post-OP nur eine gute Kniefunktion (QT: 88,5) nachgewiesen werden. In dieser Studie erreichen 1 Jahr post-OP QT Probanden eine hervorragende Kniefunktion (93,9), während ST Probanden nur über eine gute Kniefunktion (89,9) berichten können. Somit sind die Resultate dieser Studie durchaus mit den Angaben in der Literatur vergleichbar.

Hinsichtlich der 2. Hauptfragestellung können keine Unterschiede zwischen beiden Trainingsmethoden festgestellt werden. Vergleichende Angaben können bei Gerber und Kollegen gefunden werden (Gerber et al., 2009), welche in Bezug auf den Lysholmscore keinen Vorteil einer Trainingsmethode beschreiben.

## Subjektiver IKDC

Zunächst werden die Summenscores an den jeweiligen Messzeitpunkten den Ergebnissen anderer Autoren gegenüber gestellt. Anschließend erfolgt eine Beschreibung einzelner Unterkategorien des subj. IKDC Fragebogens.

Präoperativ wurde in dieser Studie bei QT eine IKDC-Summe von 66,7, bei ST von 58,3 erhoben. Diese Werte sind v. a. mit denen von Lund und Kollegen vergleichbar (QT: 68; BPTB: 61 (Lund et al., 2014)). Die Arbeitsgruppe um Aglietti stellt in ihrem Vergleich zwischen BPTB und STG zum präoperativen Zeitpunkt mit einer IKDC-Summe von 45 (BPTB) bzw. 52 (STG) etwas geringere Werte fest (Aglietti et al., 2004).

IKDC Summenwerte 3 und 6 Monate post-OP werden von anderen Autoren nicht beschrieben, zur kategorialen Beschreibung siehe unten. In dieser Studie besitzen Probanden nach 3 Monaten noch eine abnormale (QT: 71,6; ST: 70,9), 6 Monate post-OP bereits eine fast normale Kniefunktion (QT: 83,1; ST: 82).

1 Jahr nach VKB Rekonstruktion stellen Lund und Kollegen sowohl bei QT (76) als auch bei BPTB (75) immer noch eine abnormale Kniefunktion fest (Lund et al., 2014). Etwas bessere Ergebnisse werden von Aglietti und Kollegen (BPTB: 80; STG: 83 (Aglietti et al., 2004)), Feller und Kollegen (BPTB: 85; ST: 80 (Feller and Webster, 2003)) und Akoto und Hoehner (QT: 86,1 (Akoto and Hoehner, 2012)) im Sinne einer fast normalen Kniefunktion beschrieben. In dieser Studie konnten QT Probanden 1 Jahr post-OP eine normale Kniefunktion (93,6), ST Probanden eine fast normale Kniefunktion (87,5) erzielen.

Unterteilt man die Ergebnisse in die 4 IKDC Kategorien A-D (normal, fast normal, abnormal, stark abnormal), stellen Beard und Kollegen zum präoperativen Zeitpunkt bei 91% der STG Probanden und bei 95% der BPTB Probanden eine abnormale oder stark abnormale Kniefunktion fest (Beard et al., 2001). 6 Monate post-OP reduziert sich diese Zahl bei STG auf 69% und bei BPTB auf 68%, d. h. 31% der STG und 32% der BPTB Probanden zeigen bereits eine fast normale oder normale Kniefunktion. 1 Jahr nach VKB Rekonstruktion beschreiben 52% der STG und 45% der BPTB Probanden eine fast normale oder normale Kniefunktion.

Ähnliche Angaben kommen von Feller und Kollegen (Feller and Webster, 2003). 1 Jahr post-OP beschreiben 45% der BPTB und 55% der ST Probanden eine normale oder fast normale Kniefunktion.

Ein besseres Outcome hinsichtlich der IKDC Einteilung kann von der Arbeitsgruppe um Gobbi beobachtet werden (Gobbi et al., 2003). 1 Jahr post-OP können 85% der BPTB und 92% der ST Probanden über eine normale oder fast normale Kniefunktion berichten. Ähnliche Angaben werden von Segawa und Kollegen (Segawa et al., 2002) dokumentiert (STG: 84% normal & fast normal).

Bei Verwendung der Quadrizepssehne zur VKB Rekonstruktion wird 1 Jahr post-OP der prozentuale Anteil von Probanden in Kategorie A & B von Akoto und Hoehner auf 96,7% (Akoto and Hoehner, 2012) und von Barié und Kollegen auf 86% (Barie et al., 2010) beziffert. In dieser Studie sind 81% der QT und 92% der ST Probanden zum präoperativen Zeitpunkt den Kategorien C & D zugeteilt. 3 Monate post-OP beschreiben 25% der QT und 12% der ST Probanden eine normale oder fast normale Kniefunktion. Nach der Interventionsphase (6. Monat post-OP) erhöht sich der Anteil an Kategorie A & B bei QT auf 75%, bei ST auf 78%. Im Vergleich mit den Ergebnissen von Beard und Kollegen (Beard et al., 2001) ist zu diesem Zeitpunkt ein deutlich höherer Anteil an normalen und fast normal beschriebenen Kniefunktionen in dieser Studie zu erkennen. 1 Jahr nach VKB Rekonstruktion werden sogar bei 100% der QT Probanden normale (74%) und fast normale (26%) Kniefunktionen beschrieben, ST Probanden machen zu 87% Kategorie A (52,2%) oder B (34,8%) Angaben.

#### Zufriedenheit mit Operations- und Nachbehandlungsmethode

In dieser Studie waren mit der Operationsmethode 74% der QT und 52% der ST Probanden völlig zufrieden. Sehr zufrieden waren 11% der QT und 26% der ST Probanden. Der Anteil an den beiden höchsten Zufriedenheitsstufen liegt somit im QT-Kollektiv bei 85% und im ST-Kollektiv bei 78%. Ähnliche Angaben machen Barié und Kollegen (Barie et al., 2010). 86% der QT Probanden verliehen der Operationsmethode die beiden höchsten Zufriedenheitsprädikate.

In Bezug auf die Nachbehandlungsmethode waren in dieser Studie 100% der QT Probanden sehr oder völlig zufrieden, bei ST Probanden waren es 96%.

## **4.7 Klinische Untersuchung**

### Bewegungsausmaß

Posttraumatisch, präoperativ als auch im postoperativen Nachbehandlungszeitraum werden bei VKB Verletzungen Defizite im Bewegungsausmaß beschrieben. Diesen Beweglichkeitsdefiziten können u. a. kapsuläre, funktionelle oder auch auf entzündlichen Prozessen basierenden Ursachen zugrunde liegen.

Witvrouw und Kollegen (Witvrouw et al., 2001) finden im präoperativen Stadium bei STG (9,9°) etwas höhere Beuge-defizite im Vergleich zur nicht-operierten Seite als bei BPTB (7,4°). Die Streckdefizite sind in beiden Gruppen als sehr gering einzustufen (STG: 1,1°; BPTB: 1,8°). 3 Monate post-OP erhöhen sich sowohl Beuge- (STG: 11,4°; BPTB: 7,8°) als auch Streckdefizit (STG: 1,1°; BPTB: 2,1°), um nach 6 Monaten teilweise wieder geringer zu werden (Beugung: STG: 8,9°; BPTB: 5,3°; Streckung: STG: 1,2°; BPTB: 2°). 1 Jahr nach

VKB Rekonstruktion besteht bei STG ein Beugedefizit von  $6,9^\circ$  und bei BPTB von  $4,2^\circ$ , die Streckung ist mit  $0,4^\circ$  für die STG-Gruppe und  $1,2^\circ$  im BPTB Kollektiv nur geringfügig eingeschränkt.

Feller und Webster (Feller and Webster, 2003) können 1 Jahr post-OP etwas geringere Beugedefizite (STG:  $5,1^\circ$ ; BPTB:  $3,1^\circ$ ) und geringfügig höhere Streckdefizite (STG:  $1,4$ ; BPTB:  $2,8^\circ$ ) feststellen.

Die Arbeitsgruppe um Barié (Barie et al., 2010) beschreibt (bei Verwendung der Quadrizepssehne), das 97% der Probanden 1 Jahr post-OP weniger als  $5^\circ$  Beugedefizit aufweisen und 99% der Probanden weniger als  $5^\circ$  Streckdefizit besitzen.

In dieser Studie wurden zum präoperativen Zeitpunkt etwas höhere Angaben als bei Witvrouw und Kollegen gefunden. Die Beugung ist im Seitenvergleich bei QT um  $8,1^\circ$  und bei ST um  $13,3^\circ$  eingeschränkt, Streckdefizite werden bei QT mit  $3,4^\circ$  und bei ST mit  $1,4^\circ$  beziffert. 3 Monate post-OP verringern sich die Beugedefizite auf  $5,9^\circ$  bei QT und auf  $8,1^\circ$  bei ST, die Streckung ist mit  $0,9^\circ$  bei QT und  $0,7^\circ$  bei ST fast seitengleich. Nach der Trainingsphase verringert sich das Beugedefizit weiter (QT:  $2,6^\circ$ ; ST:  $5,2^\circ$ ), ebenso verhält sich die Streckung (QT:  $0,5^\circ$ ; ST:  $0,4^\circ$ ). Nach IKDC Einteilung besitzen in Bezug auf die Beugung 87,5% der QT- und 61,5% der ST-Probanden nach 6 Monaten post-OP ein normales Bewegungsausmaß. Hinsichtlich der Streckung können 90% der QT- und 92% der ST-Probanden über ein normales Bewegungsausmaß berichten.

### Entzündungszeichen

Angaben zu präoperativen und im frühen Nachbehandlungszeitraum festgestellte Gelenkergüsse bzw. Kapselschwellungen finden sich in nur wenigen Studien. So finden Feller und Webster (Feller and Webster, 2003) im 1-Jahres Follow-up bei 86% der BPTB und 94% der STG Probanden keine Schwellungszeichen.

Vor der OP können in dieser Studie erwartungsgemäß deutliche Entzündungszeichen gefunden werden. 63% der QT und 50% der ST Probanden weisen eine Kapselschwellung auf, intraartikuläre Ergusszeichen wurden bei QT in 68% und bei ST in 59% der Fälle beschrieben. Vor der Intervention (3. Monat post-OP) reduziert sich die prozentuale Anteil der Schwellungs- (QT: 37%; ST: 27%) und Ergusszeichen (QT: 34%; ST: 19%) teilweise deutlich. 6 Monate post-OP können bei 100% der QT Probanden keine Entzündungszeichen mehr gesehen werden. Bei ST Probanden sind noch 8% von Schwellungs- und Ergusszeichen betroffen.

Stabilität des vorderen Kreuzbandes (KT1000 Knee Arthrometer)

Die Bandstabilitätsmessung mittels KT1000 ist eine objektive, instrumentell durchgeführte Messung zur Beurteilung der Seitendifferenz in der AP-Translation. Betrachtet man vergleichende Studien der sog. Goldstandardtransplantate (BPTB & Hamstring), finden sich mehr oder weniger ähnliche Ergebnisse hinsichtlich der Bandstabilität mit einem leichten Vorteil für Patellarsehnentransplantate.

Beard und Kollegen (Beard et al., 2001) beschreiben 6 Monate post-OP eine Seitendifferenz in der AP-Translation von 2,5mm bei Semitendinosus-Gracilis Transplantat (STG) und 2,6mm bei BPTB-Rekonstruktion. 1 Jahr post-OP verringern sich diese Werte auf 1,9mm bei STG und 1,8mm bei BPTB. Ähnliche Resultate für 6 Monate post-OP (BPTB: 3,3mm; ST: 2,9mm) und 12 Monate post-OP (BPTB: 2,6mm; ST: 2,8mm) werden von Aune und Kollegen (Aune et al., 2001) gefunden.

Die Ergebnisse von Maletis und Kollegen (Maletis et al., 2007) bestätigen diese Angaben. Im Beobachtungszeitraum bis zu einem Jahr post-OP haben 3 Monate post-OP BPTB eine Seitendifferenz von 2mm und STG von 2,9mm, nach 6 Monaten weisen BPTB einen Wert von 2,2mm und STG einen Wert von 2,7 auf. 1 Jahr post-OP finden sich Seitendifferenzen von 2,5mm bei BPTB und 2,7mm bei STG.

Geringere Werte, v. a. für das BPTB-Transplantat, werden von Witvrouw und Kollegen beschrieben (Witvrouw et al., 2001). Im Vergleich zwischen BPTB und STG können 3 Monate post-OP 0,7mm bzw. 1,8mm, 6 Monate post-OP 0,9mm bzw. 2,2mm und 1 Jahr post-OP 1,2mm bzw. 1,4mm Seitendifferenz in der AP-Translation festgestellt werden.

Vergleicht man diese Angaben mit Ergebnissen bei VKB-Rekonstruktion unter Verwendung der Quadrizepssehne, können ähnliche Werte beobachtet werden. Lund und Kollegen (Lund et al., 2014) finden 1 Jahr post-OP für BPTB eine Seitendifferenz von 0,8mm und für QT von 1,1mm. Zum gleichen follow-up Zeitpunkt beschreiben Akoto und Hoehner (Akoto and Hoehner, 2012) bei QT eine Seitendifferenz von 1,6mm, nahezu gleiche Werte (QT: 1,4mm) werden 1 Jahr post-OP von Barié und Kollegen (Barie et al., 2010) beobachtet.

In dieser Studie wurden, ausgehend von einer präoperativen Seitendifferenz in der AP-Translation von 4,8mm für QT und 3,4mm für ST, 3 Monate nach VKB-Rekonstruktion bei QT ein Wert von 1,6mm und bei ST 1mm gefunden. Nach der Trainingsphase (6 Monate post-OP) finden sich bei QT 1,4mm und bei ST 0,7mm Seitendifferenz. Die Interpretation dieser Ergebnisse anhand der IKDC-Einteilung lässt somit auf eine normale Bandstabilität sowohl für QT- als auch für ST-Transplantate schließen.

## Lachman- und Pivot-Shift

Segawa und Kollegen (Segawa et al., 2002) berichten bei STG Probanden 1 Jahr post-OP in 90% der Fälle von einem negativen Lachman Test und in 83% von einem negativen Pivot-Shift Test. Lund und Kollegen (Lund et al., 2014) können in der manuellen Beurteilung der Bandstabilität im Pivot-Shift Test 1 Jahr post-OP bessere Werte bei QT im Vergleich zu BPTB beschreiben (QT: 86% negativ; BPTB: 62% negativ). Die Arbeitsgruppe um Akoto (Akoto and Hoehner, 2012) als auch die Gruppe um Barié (Barie et al., 2010) stellen in Ihren Untersuchungen der Quadrizepssehne als VKB-Ersatzplastik im 1-Jahres Follow-up in 100% bzw. 83% der Fälle einen negativen Lachman und in 87% bzw. 79% der Fälle einen negativen Pivot-Shift Test fest.

In dieser Studie ist erwartungsgemäß zum präoperativen Zeitpunkt in 90% der QT und in 96% der ST Probanden ein positiver Lachmanbefund zu finden. 3 Monate post-OP ist die Stabilisierung des instabilen Gelenks bei QT zu 100% und bei ST zu 96% gelungen. 6 Monate post-OP sind in beiden Gruppen mehr als 95% der Probanden Lachman-negativ.

## 4.8 Subgruppenanalyse

### Einfluss des Geschlechts

In Bezug auf die Kraftentwicklung der Knieextensoren und -flexoren können teilweise geschlechtsspezifische Unterschiede beschrieben werden. Ausgehend von signifikanten präoperativen Seitenunterschieden in der Maximalkraft der Kniestrecker (Männer:  $p=0.003$ ; Frauen:  $p=0.017$ ), berichten Segawa und Kollegen (Segawa et al., 2002) 12 Monate post-OP von einer persistierenden Muskelschwäche der Kniestrecker im Seitenvergleich bei Frauen ( $p=0.044$ ), während sich bei männlichen Probanden die Seitendifferenz ausgleicht (ST-Probanden).

Diese Ergebnisse können von den Resultaten in dieser Studie bestätigt werden. Zu beiden Messzeitpunkten besitzen Männer signifikant bessere relative Maximal- und Schnellkraftwerte (Nm/kg KG) in der Kniestreckung und Kniebeugung als Frauen.

### Einfluss des Alters

Die Probanden wurden anhand ihres Alters entweder in eine „junge Gruppe“ (18-26 Jahre) oder in eine „alte Gruppe“ (27-35 Jahre) verteilt. Dabei wurde davon ausgegangen, dass junge Patienten eine bessere muskuläre Regeneration zeigen als ältere Teilnehmer.

Diese Hypothese wird von Ueda und Kollegen untermauert (Ueda et al., 2016), die Autoren beschreiben im jungen ST-Probandenkollektiv einen besseren Kraftzuwachs als bei älteren Patienten.



Die Ergebnisse in der vorliegenden Studie können die genannten Unterschiede nicht bestätigen. Hinsichtlich sämtlicher Kraftparameter hatte das Alter zu keinem Messzeitpunkt einen Einfluss auf das Ergebnis der Krafttests, ebenso nicht auf den Muskelquerschnitt des Kniestreckers. Allerdings besaßen junge Patienten signifikant geringere Defizite in den Muskelquerschnittsmessungen der ischiocruralen Muskelgruppe im mittleren Bereich des Oberschenkels (20cm distal trochanter major) an beiden Messzeitpunkten.

#### Body Mass Index

In Bezug auf die zur Körpergröße relativierte Körpermasse konnte kein Einfluss auf Krafttestergebnisse oder CSA im MRT festgestellt werden. Vergleichende Angaben aus der Literatur konnten nicht gefunden werden.

#### Präoperatives Aktivitätsniveau

Bei präoperativ aktiven Probanden erwartet man eine größere Anpassungsfähigkeit an (Kraft-) Trainingsreize und somit ein ausgeglicheneres Seitenverhältnis in Bezug auf Kraft- oder Massenparameter.

Ueda und Kollegen (Ueda et al., 2016) können diese Annahme für ST-Probanden bestätigen. Bei geringem präoperativen Kraftdefizit und hohem Aktivitätsniveau zeigt sich nach 6 Monaten post-OP ein signifikant besseres Kraftniveau als bei weniger aktiven Probanden.

Für QT-Probanden kann die o. a. Annahme von Barié und Kollegen (Barie et al., 2010) ebenso bestätigt werden, wenngleich die Messungen zur Kraft der Beinstrecker (-kette) hierbei nicht über ein isokinetisches Messsystem, sondern mittels des „single leg hop Test“ durchgeführt wurde. Es zeigt sich bei präoperativ hohem sportlichen Aktivitätsniveau (Tegner > 6) eine bessere Leistung im Einbeinsprungtest als bei weniger aktiven Probanden.

Diese Ergebnisse können mit den Resultaten dieser Studie bestätigt werden. Sowohl relative Maximalkraft ( $p=.012$ ) als auch relative Schnellkraft ( $p=.004$ ) entwickeln sich bei präoperativ aktiven Probanden signifikant besser als bei weniger aktiven Probanden.

#### Zeitraum Verletzung bis Operation

Bei einem langen Zeitraum zwischen Trauma und VKB-Rekonstruktion vermutet man durch Immobilisation und Inhibition eine fortschreitende Muskelatrophie mit einhergehender Muskelschwäche.

Diesen Zusammenhang können Barié und Kollegen teilweise bestätigen (Barie et al., 2010). Bei Patienten, welche innerhalb von 2 Monaten nach Trauma mit

Quadrizepssehnentransplantat operativ versorgt wurden, zeigte sich eine tendenziell geringere Oberschenkelumfangsdifferenz als bei Probanden, bei welchen der Zeitraum zwischen Verletzung und Operation länger als 2 Monate dauerte.

Die Resultate der vorliegenden Arbeit können diesen Sachverhalt bekräftigen. Zwar können keine Effekte hinsichtlich der Kraftentwicklung erkannt werden, im Hinblick auf die Muskelmasse im MRT zeigen sich jedoch immobilisationsspezifische Defizite. Zum Zeitpunkt T1 weisen Probanden mit posttraumatisch-zeitnaher VKB Rekonstruktion im oberen Bereich des Kniestreckers eine stark tendenziell ( $p=.055$ ) geringere Muskelatrophie als „Spät-Operierte“ auf. Nach der Trainingsphase zeigt sich im mittleren Bereich des Kniestreckers eine signifikant ( $P=.033$ ) geringere Atrophie bei Probanden, die innerhalb der ersten 2 Monate operiert wurden.

#### Begleitverletzungen

Barié und Kollegen beschreiben bei meniskalen und chondralen Begleitverletzungen eine größere Oberschenkelumfangsdifferenz als bei Patienten ohne Begleitverletzungen. Diese Ergebnisse können in dieser Studie nicht bestätigt werden. Zu keinem Zeitpunkt hatten Begleitverletzungen einen Einfluss auf Kraftentwicklung oder Muskelmasse.

### **4.9 Intervention und Trainingsdokumentation**

Zur Sicherstellung einer exzentrischen Überlast bei der in dieser Studie durchgeführten Intervention wurden im Verlauf der Trainingseinheiten die Arbeitswerte in der konzentrischen und in der exzentrischen Phase der Bewegung notiert (siehe Kapitel 3.6). Hieraus wird ersichtlich, dass bei ISO (Training mit exz. Überlast) um den Faktor 1,2 mit einer erhöhten Exzentrik trainiert wurde. Bei der konventionell trainierenden Gruppe (KON) war die Last in konzentrischen und in der exzentrischen Phase gleich.

Vergleicht man diese trainingsmethodischen Grundlagen mit anderen Studien, können v. a. Informationen bei einem exzentrisch betonten Training mit gesunden Probanden gefunden werden. Friedmann-Bette und Kollegen beschreiben in ihrer Studie zur muskulären Anpassung durch exzentrisch betonte Trainingsprotokolle einen 2,3 mal höheren exzentrischen Trainingsreiz als in der konzentrischen Trainingsphase (Friedmann-Bette et al., 2004). In einer weiteren Studie zur muskulären Adaption wird in der Arbeitsgruppe um Friedmann-Bette mit einer 1,9 mal erhöhten Exzentrik im Vergleich zur Konzentrik trainiert (Friedmann-Bette et al., 2010). English und Kollegen beschrieben in ihrer methodischen Herangehensweise einer erhöhten Exzentrik den Faktor 1,4 (English et al., 2014).

#### **4.10 Limitationen**

Die Ergebnisse dieser Studie unterliegen einigen Limitationen. Der Nachuntersuchungszeitraum beginnend vom 3. Monat post-OP bis zum 6. bzw. 12. Monat post-OP wurde aufgrund der Vorgaben der Operateure bewusst gewählt. Ein intensives Krafttraining zu einem früheren Zeitpunkt sollte aufgrund vulnerabler Phasen des Transplantats vermieden werden. Deshalb ist für eine Beurteilung des langfristigen Outcomes der Untersuchungszeitraum zu kurz. In diesem Zusammenhang wären Folgeuntersuchungen im Langzeit follow-up notwendig, um die langfristige ligamentäre Stabilisierung sowie den chondralen und meniskalen Zustand des Kniegelenks beurteilen zu können. Der gewählte Beobachtungszeitraum bringt allerdings auch gewisse Vorteile mit sich, da im Hinblick auf Klinik, Funktion, Kraft und Muskelvolumen frühfunktionelle Daten erhoben werden konnten. Die Ergebnisse zeigen weiter, dass ein 3-monatiges Krafttraining nach VKB-Rekonstruktion noch nicht ausreichen, um die transplantatspezifischen muskulären Defizite vollständig auszugleichen.

Die Wahl des Trainingsmittels (Beinpresse), zur Gestaltung des Krafttrainings nach VKB-Rekonstruktion erfolgte anhand dem Ziel, eine funktionell kräftigende Übungsform für die Beinstreckerkette anzubieten, welche mit wenig Risiko für das Transplantat bereits in Frühphasen der Rehabilitation bei Freizeitsportlern eingesetzt werden kann. Dies bedeutet allerdings auch, dass am Endergebnis der Lastüberwindung auf der Beinpresse, keine isolierte Kräftigung z. B. des m. quadrizeps femoris oder der ischiocruralen Muskelgruppe erfolgt, sondern in unterschiedlichem Ausmaß vierköpfiger Schenkelstrecker, die Muskelgruppe der Oberschenkelrückseite und der große Gesäßmuskel an der Kraftentwicklung beteiligt sind. In Zusammenschau der beschriebenen transplantatspezifischen Massen- und Kraftprobleme und bekannter Inhibitionen der knieumspannenden Muskulatur nach VKB-Ruptur und –Rekonstruktion liefert ein unspezifischer Reiz (mehrgelenkige Übung Beinpresse) auch unspezifische muskuläre Anpassungen einzelner Zielmuskeln. Gerade in der VKB-Nachbehandlung spielt das sog. „Lombard’sche Paradoxon“ (Kuo, 2001, Wiemann, 1991) bei mehrgelenkigen Übungen (im Sinne einer „closed kinetic chain“), also die Unterstützung der ischiocruralen Muskelgruppe als Hüftstrecker für die Kniestreckung, eine entscheidende Bedeutung. Daher kann ein direkter Rückschluss vom durchgeführten Training auf eine spezifische Anpassung einzelner Zielmuskeln nicht vorgenommen werden.

## 5 Zusammenfassung

Nach VKB-Rekonstruktion treten transplantatspezifische Besonderheiten im postoperativen Nachbehandlungszeitraum hinsichtlich verschiedener biomechanischer, radiologischer, funktioneller und klinischer Outcomekriterien auf.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, Unterschiede zwischen Patienten zu detektieren, welche mit einem mittleren, autologen Sehnenstreifen der Quadrizepssehne inkl. patellarem Knochenblock in fremdmaterialfreier Press-Fit Technik (QT) zur VKB-Rekonstruktion operiert wurden, und Patienten, deren VKB-Rekonstruktion unter Verwendung eines vierfach gelegten, autologen Semitendinosussehnentransplantats in Einzelbündeltechnik (ST) erfolgte. Darüber hinaus wurde ein Krafttraining mit exzentrischer Überlast einem herkömmlichen, konzentrisch-exzentrischen Training gegenüber gestellt, um unterschiedliche muskuläre Anpassungen nach VKB Rekonstruktion zu untersuchen.

Der Beobachtungszeitraum erstreckte sich über 1 Jahr. Die Interventionsphase begann 3 Monate nach Operation und dauerte 12 Wochen bis zum 6. Monat post-OP. Durch eine Randomisierung festgelegt, erfolgte das Training 2 mal pro Woche entweder an einer isokinetischen Beinpresse mit exzentrischer Überlast oder an einer konventionellen Beinpresse. Nach jeder 3. Woche wurde die Intensität des Trainings entweder durch eine Lasterhöhung oder durch eine Geschwindigkeitsveränderung gesteigert, sodass die Probanden im Sinne einer progressiven Trainingsbelastung in 4 Trainingsblöcken zu je 6 Trainingseinheiten nachbehandelt wurden. Zusätzlich zu diesem Krafttraining absolvierten alle Probanden das gleiche, ebenfalls progressiv gestaltete Koordinationstraining.

Mit isokinetischen Maximal- und Schnellkrafttests und mit Sprungkraftmessungen wurde die muskuläre Leistungsfähigkeit vor (3. Monat) und nach (6. Monat) der Trainingsphase erhoben, die Bestimmung des Muskelvolumens der Oberschenkelvorder- und -rückseite im Kernspintomogramm erfolgte ebenso direkt vor und nach der Interventionsphase. Standardisierte Fragebögen kamen präoperativ, nach 3, 6 und 12 Monaten zum Einsatz, klinische Untersuchungen wurden präoperativ, nach 3 und nach 6 Monaten durchgeführt.

Mit einer Dropoutquote von 14,3% liefert das Lost to follow-up dieser Studie ein mit anderen Interventionsstudien vergleichbares Ergebnis. Alle übrig gebliebenen 58 Probanden absolvierten in der 12-wöchigen Trainingsphase mindestens 22 der gewünschten 24 Trainingseinheiten.

Die Ergebnisse der isokinetischen Muskelfunktionsanalyse zur Bestimmung der Seitendifferenz zeigen zu beiden Messzeitpunkten (T1:  $p=.002$ ; T2:  $p=.012$ ) ein signifikant größeres Kraftdefizit des Kniestreckers bei QT- (T1: 45% betr./ges.; T2: 69% betr./ges.) im

Vergleich zu ST-Probanden (T1: 59% betr./ges.; T2: 80% betr./ges.). Dies gilt sowohl für Maximalkraft- als auch Schnellkraftparameter. Ausgehend von diesem geringeren Kraftpotential nach 3 Monaten post-OP können sich QT-Probanden über die Trainingsperiode in den relativen Kraftwerten allerdings signifikant ( $p=.012$ ) besser entwickeln als ST-Probanden. In Bezug auf einen Ausgleich des Kraftdefizites im Seitenvergleich (%betr./ges.) entwickeln sich beide Gruppen ähnlich ( $p=.287$ ) gut. Die funktionelle Leistungsfähigkeit der Beinstreckerkette wurde mit einem Kauersprung ermittelt. Nach 3 Monaten findet sich bei ST (63%) ein signifikant ( $p=.045$ ) geringeres Defizit im Seitenverhältnis des Absprungimpulses als bei QT (51%), nach hoch signifikanter Entwicklung in beiden Gruppen ( $p=.000$ ) kann nach 6 Monaten allerdings kein Gruppenunterschied mehr festgestellt werden ( $p=.468$ ). In der Kraftentwicklung der Kniebeugemuskulatur können ebenfalls transplantatspezifische Defizite beobachtet werden. ST-Probanden erzielen in der Flexion zum Zeitpunkt T1 sowohl in der Maximal- ( $p=.010$ ) als auch in der Schnellkraft ( $p=.000$ ) schlechtere Ergebnisse (%betr./ges.) als QT-Probanden. Nach der Intervention besteht bei ST- gegenüber QT- Probanden weiterhin ein signifikant größeres Kraftdefizit der Kniebeuger in Bezug auf alle Parameter. Darüber hinaus entwickeln sich QT-Probanden über die Trainingsphase besser als die ST-Gruppe. Dies wird v. a. bei einer weiterführenden, qualitativen Betrachtung der Kraftentwicklung der Kniebeuger, und hier v. a. des isokinetischen Parameters Arbeit deutlich. Sowohl die Maximalkraft- ( $p=.043$ ) als auch die Schnellkraftentwicklung ( $p=.036$ ) ist bei QT größer als bei ST. Das bereits beschriebene Phänomen eines vermehrten Kraftverlusts in den tiefen Beugewinkeln bei ST konnte in dieser Studie bestätigt werden. In Ihrer Funktion als Knieinnenrotatoren zeigt die mediale Kniebeugergruppe zwar in beiden Kollektiven nach 3 (QT: 92% betr./ges.; ST: 90% betr./ges.) und 6 (QT: 98% betr./ges.; ST: 90% betr./ges.) Monaten ein vergleichbares Kraftniveau, QT-Probanden können auch hier größere Zuwachsraten ( $p=.023$ ) in der Kraft der Knieinnenrotation bescheinigt werden.

Das im MRT gemessene Muskelvolumen weist auch auf eine transplantatspezifische Muskelatrophie hin. Die Defizite (% betr./ges.) im m. quadriceps femoris sind nach 3 Monaten im proximalen Bereich des Oberschenkels tendenziell ( $p=.062$ ) und auch noch nach 6 Monaten bei QT-Probanden (T1: 78%; T2: 86%) signifikant größer ( $p=.009$ ) als bei ST-Probanden (T1: 82%; T2: 91%). Im mittleren Bereich des Oberschenkels findet sich nach 6 Monaten ebenso noch ein signifikanter Unterschied im Muskelvolumen des Kniestreckers zwischen beiden Gruppen ( $p=.011$ ). Während es in beiden Gruppen auf allen Ebenen zu einer signifikanten Muskelhypertrophie im Verlauf der Intervention kommt, kann dies für den distalen Bereich des Kniestreckers (hauptsächlich bedingt durch den m. vastus medialis) bei

QT-Probanden nicht beobachtet werden ( $p=.063$ ). Im Gegensatz dazu kann in Bezug auf die ischiocrurale Muskelgruppe bei QT zu keinem Messzeitpunkt eine signifikante Reduktion der Muskelmasse festgestellt werden (%betr./ges.). ST-Probanden zeigen im proximalen und distalen Bereich des Oberschenkels nach 3 (prox.: 84%;  $p=.001$ ; dist.: 93%;  $p=.026$ ) und 6 Monaten (prox.: 84%;  $p=.003$ ; dist.: 94%;  $p=.001$ ) im Vergleich zu QT-Probanden (3. Monat: prox.: 99%; dist.: 98%; 6. Monat: prox.: 96%; dist.: 104%) eine signifikant größere Muskelatrophie. Dieses Phänomen könnte durch die Retraktion des Muskelbauches des m. semitendinosus nach dessen Sehnenentnahme bedingt sein.

Die Angaben zum Aktivitätsniveau nach VKB-Rekonstruktion bestätigen die Ergebnisse anderer Operationsmethoden bzw. die bereits bestehenden Resultate bei QT- oder ST-Probanden. Nach Operation sinkt die Aktivität um ca. 3-4 Stufen (QT: 7,7  $\rightarrow$  3,4; ST: 6,5  $\rightarrow$  3), über den in dieser Studie durchgeführten Interventionszeitraum steigt die Aktivität wieder um 1 Stufe an (QT: 4,1; ST: 3,9). 1 Jahr postoperativ zeigt sich eine um 1 Stufe geringere Aktivität wie vor der Verletzung (QT: 6,8; ST: 6,2), wobei bei QT eine signifikante Verringerung ( $p=.012$ ) im Vergleich zum präoperativen Aktivitätsniveau zu erkennen ist, bei ST kann dies nicht beobachtet werden ( $p=.178$ ). Die „return to sport“-Quote kann bei QT mit 63% und bei ST mit 52% beziffert werden.

Ausgehend von einer präoperativ mäßigen Kniefunktion in beiden Gruppen können die Angaben zum Lysholm Score 3 Monate post-OP in beiden Gruppen bereits als gut (QT: 84,2) bzw. fast gut (ST: 82,2) bezeichnet werden. Nach der durchgeführten Intervention können beide Gruppen über eine hervorragende Kniefunktion berichten (QT: 92,8; ST: 92,5), allerdings können nur QT-Probanden (93,9) dieses Prädikat über die weiteren 6 Monate zur 1-Jahres-Befragung konservieren, bei ST-Probanden (89,9) reduzieren sich die Angaben geringfügig.

Die Ergebnisse des IKDC Formblattes zur subjektiven Beurteilung des Knies lässt zum präoperativen Zeitpunkt und nach 3 Monaten post-OP in beiden Gruppen auf eine stark abnormale bzw. abnormale Kniefunktion schließen. Nach der Interventionsphase (6. Monat post-OP) beschreiben QT- (IKDC-Summenscore: 83) und ST-Probanden (IKDC-Summenscore: 82) eine bereits fast normale Kniefunktion. In der 12-Monatsbefragung berichten QT-Probanden über eine normale (IKDC-Summenscore: 94), ST-Probanden über eine fast normale (IKDC-Summenscore: 88) Kniefunktion, wobei ein signifikanter Vorteil bei QT zu erkennen ist ( $p=.019$ ). Betrachtet man die anteiligen Ergebnisse in Kategorie A und B nach 6 Monaten, können 75% der QT- und 78% der ST-Probanden den beiden höchsten

Klassen zugeordnet werden. 12 Monate post-OP sind dies bei QT 100%, diese weitere, sehr positive Entwicklung kann bei ST (87%) nur bedingt beobachtet werden.

In Bezug auf die Ergebnisse der klinischen Untersuchung können bei der Messung des Bewegungsausmaßes ebenso vergleichbare Ergebnisse zu anderen Studien beschrieben werden. Vom präoperativen Zeitpunkt bis zum 6. Monat post-OP erreichen mehr als 90% der Probanden laut IKDC Einteilung ein normales ROM hinsichtlich der Streckung, dies gilt für QT- als auch ST-Probanden. Ein Beugedefizit besteht bei ST-Probanden länger als bei QT-Probanden, nur 61,5% der ST-Probanden können 6 Monate post-OP eine normale Beugebeweglichkeit erzielen. Demgegenüber erreichen 87,5% der QT-Probanden ein normales ROM hinsichtlich der Flexion. Intraartikuläre Entzündungszeichen sind im frühen postoperativen Zeitraum bis zum einschließlich 3. Monat post-OP erwartungsgemäß zu erkennen, diese reduzieren sich bis zum 6. Monat in beiden Gruppen fast vollständig (QT: 0%; ST: 8%).

Betrachtet man die Ergebnisse der Bandstabilität mithilfe des KT1000 Arthrometers, ist die Stabilisierung des VKB-insuffizienten Knies mit beiden Operationsmethoden gelungen. Sowohl 3 (QT: 1,6mm; ST: 1mm;  $p=.325$ ) als auch 6 Monate (QT: 1,4mm; ST: 0,7mm;  $p=.124$ ) post-OP zeigen beide Gruppen mit einem Seitenverhältnis in der AP-Translation von unter 2mm eine normale Bandstabilität (IKDC-Kategorie A). Dies wird durch die Ergebnisse der manuellen Untersuchung zur Kreuzbandstabilität bekräftigt. An beiden postoperativen Messzeitpunkten weisen in beiden Gruppen mehr als 95% der Probanden einen negativen Lachman-Test auf.

Die 2. Hauptfragestellung beschäftigte sich mit der Frage, ob ein Training mit exzentrischer Überlast (ISO) einem herkömmlichen Training (KON) nach VKB Rekonstruktion in Hinblick auf Kraftzuwachs, Hypertrophie und funktionelle Ergebnisse überlegen ist. Die ermittelten Kraftwerte zeigen keine wesentlichen Unterschiede zwischen beiden Trainingsmethoden, einziger Vorteil kann in einem tendenziell ( $p=.065$ ) besseren Absprungimpuls des betroffenen Beines in der Sprungkraftmessung bei ISO (82 Newton) gegenüber KON (74 Newton) beschrieben werden. Eine signifikant größere Massenzunahme des m. quadrizeps femoris durch ein Training mit exzentrischer Überlast im Vergleich zu einem konventionellen Training (T1 → T2) kann im mittleren Bereich des Oberschenkels beobachtet werden (ISO: 77% → 89%; KON: 83% → 89%;  $p=.043$ ). Unterschiede in der Muskelmasse der Oberschenkelrückseite sind nicht zu finden.

Das Aktivitätsniveau nach Tegner entwickelt sich in beiden Gruppen nahezu identisch, die Befragung nach dem „return to sport“ 1 Jahr post-OP können mit einer starken Tendenz ( $p=.077$ ) ISO-Probanden (71%) allerdings häufiger beantworten als KON-Probanden (46%). Unterschiedliche Faktoren wurden darüber hinaus auf Ihren Einfluss auf Kraft- und Volumenparameter hin untersucht. Das Alter bei Operation, der BMI sowie Begleitverletzungen hatten keinen Einfluss auf die postoperative Kraftentwicklung oder die Muskelmasse im MRT. Im Gegensatz dazu besitzen männliche gegenüber weiblichen Probanden in Bezug auf die relativen Kraftwerte einen geschlechtsspezifischen Vorteil. Sowohl in der Maximalkraft ( $p=.003$ ) als auch in der Schnellkraft ( $p=.000$ ) der Kniestrecker und in beiden Kraftparametern der Kniebeuger ( $p=.000$ ) weisen zum Zeitpunkt T2 Männer bessere Kraftwerte auf als Frauen. Die Entwicklung im Laufe des Trainings zeigt allerdings keine Unterschiede. Ein Unterschied in der Muskelmasse kann nur für den mittleren Bereich des Kniestreckers zum Zeitpunkt T2 beobachtet werden (Männer: 91%, Frauen: 83%,  $p=.002$ ). Ebenso konnten sich vor der Verletzung aktivere Probanden über den Interventionszeitraum hinsichtlich der relativen Maximal- ( $p=.012$ ) und Schnellkraft ( $p=.004$ ) für die Knieextension besser entwickeln als weniger aktive Teilnehmer. Bei Probanden, welche innerhalb der ersten 2 Monaten operativ versorgt wurden, zeigten darüber hinaus im hüftnahen Bereich nach 3 Monaten eine tendenziell ( $p=.055$ ) geringere Muskelatrophie des m. quadrizeps femoris im als Probanden, deren VKB-Rekonstruktion zu einem späteren Zeitpunkt erfolgte. Im mittleren Bereich des m. quadrizeps femoris zeigt sich ein signifikant geringere Atrophie bei aktiven Probanden ( $p=.033$ ).



## 6 Schlussfolgerung

Sowohl VKB-Rekonstruktionen, welche mit einem mittleren Sehnenstreifen der Quadripessehne inkl. patellarem Knochenblock in fremdmaterialfreier Press-Fit Technik (QT) versorgt wurden als auch VKB-Rekonstruktionen unter Verwendung eines vierfach gelegten, autologen Semitendinosussehnentransplantats in Einzelbündeltechnik (ST) liefern transplantatspezifische Muskelatrophien und Kraftdefizite, welche teilweise auch über den 6. Monat post-OP hinaus reichen.

QT Probanden zeigen dabei in Hinblick auf ihr transplantatspezifisches Problem bei der Kraftentwicklung eine bessere Kompensationsfähigkeit als ST Probanden. Möglicherweise wirkt sich die Entnahme eines Teiles der Sehne nicht so schwerwiegend und v. a. persistierend aus wie die Entnahme eines gesamten Muskels. Obwohl bei ST Probanden 2 weitere Muskeln (m. semimembranosus, m. biceps femoris) die Aufgabe der Knieflexion theoretisch übernehmen müssten, fehlt offensichtlich ein Hauptprotagonist zur Kraftentfaltung der Knieflexion. Darüber hinaus ist eine muskuläre Anpassung der Knieinnenrotation bei QT schneller und dadurch eine Verbesserung der medialen Stabilisierung bei QT erfolgreicher als bei ST. Dieser Sachverhalt sollte bei der Transplantatwahl und bei der sportlichen Anamnese im Sinne des gewünschten „return to sport“ Berücksichtigung finden. Die Ergebnisse haben weiter gezeigt, dass 6 Monate nach Rekonstruktion sowohl bei QT als auch bei ST von einem noch nicht ausreichendem muskulären Potential zur Gelenksicherung ausgegangen werden kann. Weitere Tests nach 9 bzw. 12 Monaten post-OP wären für eine Entscheidung hinsichtlich eines sichereren „return to sport“ sinnvoll.

Darüber hinaus konnten die Ergebnisse dieser Studie darlegen, dass das frühfunktionelle Outcome nach VKB-Rekonstruktion innerhalb des 1. Jahres bei Patienten hinsichtlich den Resultaten klinischer Untersuchungen und instrumentellen Stabilitätsmessungen vergleichbare Ergebnisse liefern. Bilanziert man die Angaben der Fragebogenerhebungen zur subjektiven Beurteilung des empfundenen Kniezustandes, können ebenso keine Unterschiede zwischen beiden Operationsmethoden gefunden werden. In Hinblick auf das postoperative und postinterventionelle Aktivitätsniveau und dem „return-to-sport“ scheinen QT-Probanden allerdings tendenzielle Vorteile gegenüber ST-Probanden zu besitzen.

In Bezug auf die Auswirkungen unterschiedlicher Lasteinwirkungen in der Rehabilitation bzw. im Krafttraining nach VKB-Rekonstruktion, kann ein Vorteil eines Trainings mit exzentrischer Überlast nur bedingt nachgewiesen werden. Lediglich einzelne Hypertrophievorteile des Kniestreckers und eine Tendenz einer besseren Sprungkraftentwicklung unterscheidet ein Training mit exzentrischer Überlast von einem konventionellen Training in Bezug auf Hypertrophie und Kraftzuwachs.

## 7 Anhang

Studienordner

### Patientendaten:

Name: .....

Patienten ID: .....

Adresse: .....

E-Mail: .....

.....

Telefon: .....

Geburtsdatum: . . . . .

Geschlecht: M:  ; W:

Größe: .....cm    Gewicht: .....kg

Datum der Verletzung: . . . . .

Verletzungshergang (Sport/Arbeit/Verkehrsunfall/Alltagsbewegung): .....

### **Voroperationen/ -verletzungen am *akut-verletzten Knie:***

- Meniskusoperationen/ - verletzungen:    Nein: ; Ja: 
  - Welcher Art: .....
- Bandoperationen/ - verletzungen:        Nein: ; Ja: 
  - Welcher Art: .....
- Reruptur des VKB:                            Nein: ; Ja: 
  - Datum der OP:..... ;                        Transplantat: .....
- Bekannte Knorpelschäden:                Nein: ; Ja: 
  - Welcher Art:.....

### **Voroperationen/ - verletzungen am *kontralateralen Knie:***

- Meniskusoperationen/ - verletzungen:    Nein: ; Ja: 
  - Welcher Art: .....
- Bandoperationen/ - verletzungen:        Nein: ; Ja: 
  - Welcher Art: .....
- Reruptur des VKB:                            Nein: ; Ja: 
  - Datum der OP:..... ;                        Transplantat: .....
- Bekannte Knorpelschäden:                Nein: ; Ja: 
  - Welcher Art: .....

**Einschlusskriterien:**

**Ja**      **Nein**

- |   |                          |                          |
|---|--------------------------|--------------------------|
| 1. Der Patient ist zwischen 18 und 35 Jahren alt                      | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 2. Zwischen Verletzung und OP liegen nicht mehr als 12 Monat          | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 3. Der Patient ist Freizeitsportler                                   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 4. Der Patient hat die Einverständniserklärung unterschrieben         | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 5. Reizlose Gelenk- und Narbenverhältnisse nach 12-wöchiger Rehaphase | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 6. Primäre (=erstmalige) traumatische vordere Kreuzbandruptur         | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

**Falls die Antwort zu einer der Einschlusskriterien *NEIN* lautet, kann der Patient nicht in die Studie eingeschlossen werden.**

**Ausschlusskriterien:**

**Ja**      **Nein**

- |   |                          |                          |
|---|--------------------------|--------------------------|
| 1. Der Patient hatte bereits eine Kreuzbandrekonstruktion am jetzt verletzten Knie  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 2. Der Patient hat gleichzeitig eine Ruptur oder Instabilität des hinteren Kreuzbandes oder des Aussenbandes am verletzten Knie   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 3. Der Patient hat eine höhergradigen Knorpelschaden des Kniegelenkes (größer Grad 2 nach Outerbridge)  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 4. Der Patient hat eine Verletzung des kontralateralen Beines   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 5. Der Patient hat eine aktive Gelenks - oder systemische Infektion Einschließlich einer früheren Infektion des verletzten Knies, septische Arthritis oder Osteomyelitis. | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 6. Der Patient hat eine metabolische Knochenkrankheit wie Osteoporose   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 7. Der Patient leidet unter rheumatoider Arthritis oder einer Neoplastischen Erkrankung oder einer Herz-Kreislaufkrankung   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 8. Der Patient hat eine Störung des Gerinnungssystems.  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 9. Der Patient hat anamnestische Hinweise auf eine Muskelerkrankung oder auf eine Überempfindlichkeit gegen Lokalanästhetika.   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 10. Der Patient nimmt regelmäßig Medikamente, insbesondere NSAR ein   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 11. Der Patient hat bei / oder bereits vor der Operation eine Meniskusnaht erhalten .   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

**Falls die Antwort zu einer der Ausschlusskriterien *JA* lautet, kann der Patient nicht in die Studie eingeschlossen werden**

**Operationsbericht und Komplikationen:**

**Operationsdatum:** . . . . .

**Operateur:** .....

**Begleitverletzung:**

- Innenmeniskus:
- Aussenmeniskus:
- Innenband:
- Knorpelschaden (Lokalisation):

**Weitere intraoperative Eingriffe:**

- an Menisken:
- am Knorpel:
- Entfernung freier Gelenkkörper:

**OP-Dauer ( Schnitt – Naht - Zeit ) :** ..... min

**Komplikationen intraop.:**

**Komplikationen postop.:**

**Operationen im weiteren Verlauf:**

**Untersuchungsbefunde vor OP:**

**Name des Patienten:** .....

**Patienten ID:**.....

**Untersuchungsdatum:** . . . . .

**Untersucher:** .....

**Betroffene Seite:**       re.                       li.

**1. Bewegungsausmaß ( Ex – Flex ):Betroffene Seite:**      passiv: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_  
**Kontralateral:**      passiv: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_

**Normal**                      **fast**                      **Abnormal**                      **deutlich**  
**Normal**                      **Normal**                      **abnormal**

**2. Erguss:**                      kein       leicht       mäßig                       deutlich

**3. Schwellung:**                       keine       leicht       mäßig                       deutlich

**4. Ligamentuntersuchung:**

-	<b>KT – 1000 Arthrometer:</b>	<b>gesunde Seite:</b>	.....mm		
		<b>betroffene Seite:</b>	.....mm		
-	<b>Vorderer Endpunkt</b> <input type="checkbox"/>	fest		<input type="checkbox"/> weich	
-	<b>Pivot Shift</b> <input type="checkbox"/>	fest	+ gleiten	<input type="checkbox"/> ++ (dumpf)	<input type="checkbox"/> +++ (laut)
-	<b>Innenbandstabilität:</b> <input type="checkbox"/>	keine	+	<input type="checkbox"/> ++	<input type="checkbox"/> +++
-	<b>Aussenbandstabilität:</b> <input type="checkbox"/>	keine	+	<input type="checkbox"/> ++	<input type="checkbox"/> +++
-	<b>Hintere Schublade:</b> <input type="checkbox"/>	keine	+	<input type="checkbox"/> ++	<input type="checkbox"/> +++

**5. Oberschenkelumfang 10 und 20cm proximal der Patellabasis:**

- gesunde Seite: .....cm
- betroffene Seite: .....cm

**6. Meniskuszeichen :**

- **Medial:**  positiv  negativ
- **Lateral:**  positiv  negativ

- 7. Beinachse:**  normal  leicht **varisch**  stark **varisch**  
 leicht **valgisch**  stark **valgisch**

## Lysholm Score

Name des Patienten: ..... Patienten ID: ..... Datum: .....

Bitte kreuzen Sie die zutreffende Antwort für den jetzigen Zustand ihres verletzten Knies an:

- |    |  |                          |                          |  |
|----|--|--------------------------|--------------------------|--|
| 1. | <b>Hinken:</b><br>(Bitte nur eine Antwort auswählen)   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | kein Hinken                                |
|    |  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | zeitweiliges Hinken                        |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | dauerndes Hinken                           |
| 2. | <b>Treppensteigen:</b><br>(Bitte nur eine Antwort auswählen)   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | keine Probleme                             |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | etwas beeinträchtigt                       |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | Stufe für Stufe                            |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | unmöglich                                  |
| 3. | <b>Instabilität:</b><br>(Bitte nur eine Antwort auswählen)   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | kein „giving way“ (plötzliches Einknicken) |
|    |  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | selten beim Sport                          |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | häufig beim Sport / Sportunfähig           |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | gelegentlich im Alltag                     |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | häufig im Alltag                           |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | bei jedem Schritt                          |
| 4. | <b>Schwellung:</b><br>(Bitte nur eine Antwort auswählen)   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | keine Schwellung                           |
|    |  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | nach „giving way“                          |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | nach schwerer Belastung ( Sport )          |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | nach normaler Belastung                    |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | dauernde Schwellung                        |
| 5. | <b>Stockhilfe:</b><br>(Bitte nur eine Antwort auswählen)   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | keine Probleme                             |
|    |  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | Stock oder Gehstütze                       |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | Belastung unmöglich                        |
| 6. | <b>In die Hocke gehen:</b><br>(Bitte nur eine Antwort auswählen)   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | keine Probleme                             |
|    |  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | etwas beeinträchtigt                       |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | nicht über 90° Kniebeugung                 |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | unmöglich                                  |
| 7. | <b>Schmerz:</b><br>(Bitte nur eine Antwort auswählen)  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | keine Schmerzen                            |
|    |  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | manchmal leichte Schmerzen                 |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | im Zusammenhang mit „giving way“           |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | erheblich bei sportlicher Belastung        |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | erheblich beim Gehen über 2 km             |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | erheblich beim Gehen unter 2 km            |
|    |  |                          | <input type="checkbox"/> | dauernd schwere Schmerzen                  |
| 8. | <b>Atrophie des Oberschenkels (ggf. Vom Untersucher abzumessen):</b><br>(Bitte nur eine Antwort auswählen) | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | keine Atrophie                             |
|    |  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 1-2 cm im Vergleich zur Gegenseite         |
|    |  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | mehr als 2 cm zur Gegenseite               |

**Aktivitätsscore nach Tegner:**

Datum: .....

Name: .....

Patienten ID: .....

**10. Wettkampfsport**

Fußball ( nationale / internationale Elite)

**9. Wettkampfsport**

Fußball niedrige Ligen  
Eishockey, Ringen, Turnen

**8. Wettkampfsport**

Squash oder Badminton  
Leichtathletik ( Sprungdisziplinen etc.)  
Skifahren

**7. Wettkampfsport**

Tennis, Leichtathletik ( Laufdisziplinen)  
Motocross, Speedway  
Handball, Basketball

**Freizeitsport**

Fußball, Squash, Eishockey  
Leichtathletik ( Sprungdisziplinen etc.)  
Querfeldeinläufe ( Wettkampf & Freizeit)

**6. Freizeitsport**

Tennis und Badminton  
Handball, Basketball  
Skifahren, Jogging ( 5x / Woche )

**5. Arbeit**

schwere Arbeit (z.B. Bau-/Waldarbeit)

**Wettkampfsport**

Radfahren, Skilanglauf

**Freizeitsport**

Joggen auf uneben Böden ( 2x / Woche )

**4. Arbeit**

Mittelschwere Arbeit ( z.B. Laster fahren, schwere Hausarbeit )

**Freizeitsport**

Fahrradfahren, Skilanglauf  
Joggen auf ebenen Böden ( 2x / Woche )

**3. Arbeit**

leichte Arbeit ( z.B. Krankenpflege )

**Leistungs- und Freizeitsport**

Schwimmen  
Spazierengehen im Wald möglich

**2. Arbeit**

leichte Arbeit

**1. Arbeit**

sitzende Arbeit

Gehen auf ebenem Boden möglich

**0. Krankgemeldet oder berentet wegen Knieproblemen**



**Formblatt zur subjektiven Beurteilung des Knies ( IKDC 2000 ):**

Name des Patienten: ..... Patienten ID:..... Datum: .....

**Symptome:**

Wählen Sie zur Beurteilung der Symptome die höchste Aktivitätsstufe, die Sie Ihrer Meinung nach ohne erhebliche Symptome ausüben können, selbst wenn sie auf der 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 ausüben

**2. Wie oft hatten Sie in den vergangenen 4 Wochen oder seit dem Auftreten Ihrer Verletzung Schmerzen. Kreuzen sie ein Kästchen in der nächsten Skala an. Die Skala beginnt mit 0 ( nie ) und geht mit zunehmender Häufigkeit der Schmerzen bis zu 10 ( ständige Schmerzen ).**

<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>
Nie	<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"/>	ständig

**3. Wie stark sind ihre Schmerzen?**

Kreuzen sie eines der Kästchen in der nachstehenden Skala an. Sie Skala beginnt mit 0 ( keine Schmerzen ) und geht mit zunehmender Stärke der Schmerzen im Knie bis zu 10 ( unerträgliche Schmerzen ).

<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>
keine Schmerzen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		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 die 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 ausüben

6. Hatten sie in den vergangenen 4 Wochen seit dem Auftreten ihrer Verletzung ein gesperrtes Knie oder ist Ihr Knie aus- und wieder eingeschnappt?

- Ja  Nein

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 ausüben

**Sportliche Betätigung:**

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

- 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 ausüben

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. 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 die normale und ausgezeichnete Funktionsfähigkeit bezeichnet und 0 die Unfähigkeit irgendeiner Ihrer normalen täglichen Aktivitäten, darunter möglicherweise auch Sport, auszuführen?

**Funktionsfähigkeit vor der Knieverletzung:**

	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>
<b>Kann</b>	<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"/>		<b>keine</b>
<b>Keine täglichen</b>											<b>Einschränkungen</b>
<b>Aktivitäten</b>											<b>der täglichen</b>
<b>Ausführen</b>											<b>Aktivitäten</b>

**Derzeitige Funktionsfähigkeit Ihres Knies:**

	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>
<b>Kann</b>	<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"/>		<b>keine</b>
<b>Keine täglichen</b>											<b>Einschränkungen</b>
<b>Aktivitäten</b>											<b>der täglichen</b>
<b>Ausführen</b>											<b>Aktivitäten</b>

## Messprotokoll sportmotorische Tests

### Studie zur Muskelregeneration nach Kreuzbandersatz

Messtag 1

ID: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_

Anthropometrische Daten: \_\_\_\_\_ gemessen

Größe: \_\_\_\_\_

Gewicht: \_\_\_\_\_

betroffene Seite: \_\_\_\_\_

Erwärmung **10 min Fahrradergometer, 1,5W/kg KG, 60-70U**

Isokinetik:

#### 1. Maximalkraft Knie Ext Flex konzentrisch, 60°/sec, ROM: 0-10-90

Probe re	3 Wdh	<input type="checkbox"/>
Test re	3 Wdh	<input type="checkbox"/>
Probe li	3 Wdh	<input type="checkbox"/>
Test li	3 Wdh	<input type="checkbox"/>

#### 2. Schnellkraft Knie Ext Flex konzentrisch, 180°/sec, ROM: 0-10-90

Probe re	5 Wdh	<input type="checkbox"/>
Test re	5 Wdh	<input type="checkbox"/>
Probe li	5 Wdh	<input type="checkbox"/>
Test li	5 Wdh	<input type="checkbox"/>

#### 3. Maximalkraft Knieinnen-/aussenrotation konzentrisch, 60°/sec, ROM: 15-0-25

Probe re	5 Wdh	<input type="checkbox"/>
Test re	3 Wdh	<input type="checkbox"/>
Probe li	5 Wdh	<input type="checkbox"/>
Test li	3 Wdh	<input type="checkbox"/>

#### Sprungtest ( Sprungform: Squat Jump beidbeinig)

Probesprung \_\_\_\_\_

Hände in der Hüfte \_\_\_\_\_

	Flughöhe	Flugzeit	Impuls re	Impuls li	Impuls bb
1					
2					
3					

**Daten vollständig und korrekt erhoben:**

Datum: \_\_\_\_\_

Name in Druckbuchstaben: \_\_\_\_\_

Unterschrift: \_\_\_\_\_

### Trainingsplan Trainingsgruppe „Beinpresse mit exzentrischer Überlast“

ID: \_\_\_\_\_ Gruppe: Beinpresse Isomed

Einstellungen: NP: \_\_\_\_ Anfang: \_\_\_\_ Ende: \_\_\_\_

TE	Datum, Bemerkung	Erwärmung Fahrrad*	Beinpresse Geschwindigkeit	Sensomotorisches Training (siehe Plan)
1			200/200mm/sec (ecc/con)	
2				
3				
4				
5				
6				
7			300/200mm/sec (ecc/con)	
8				
9				
10				
11				
12				
13			360/150mm/sec (ecc/con)	
14				
15				
16				
17				
18				
19			400/100mm/sec (ecc/con)	
20				
21				
22				
23				
24				

\*: Erwärmung Fahrradergometer:

Belastungsnormativa: 10min, Umdrehungen/min: 60-70, Widerstand: 1,5 Watt/kg

Körpergewicht

### Trainingsplan Trainingsgruppe „Konventionelle Beinpresse“

ID: \_\_\_\_\_ Gruppe: konventionelle Beinpresse

Einstellungen: Startposition \_\_\_\_\_

TE	Datum, Bemerkung	Erwärmung Fahrrad*	Beinpresse Gewicht	Sensomotorisches Training (siehe Plan)
1			Laststeigerung	
2				
3				
4				
5				
6				
7			Laststeigerung	
8				
9				
10				
11				
12				
13			Laststeigerung	
14				
15				
16				
17				
18				
19			Laststeigerung	
20				
21				
22				
23				
24				

\*: Erwärmung Fahrradergometer:

Belastungsnormativa: 10min, Umdrehungen/min: 60-70, Widerstand: 1,5 Watt/kg

Körpergewicht

## Trainingspläne Koordinationstraining

Trainingsplan KW 13-15 post-OP (1.-3. Tr.-woche)

Studie Muskelregeneration nach vorderer Kreuzbandplastik

Name:

Sensomotorisches Training

	Präzisionsdruck	Zeitdruck	Organisationsdruck	Komplexitätsdruck	Variabilitätsdruck	Belastungsdruck
Statisch	Posturomed: 20 x / Seite 5 sec Haltedauer KW13: ohne Zusatz KW14: Augen zu KW15: 8er Kreisen Spielbein <b>1</b>					
Statisch/ dynamisch				Fußgelenksarbeit auf Minitrampolin + Einbeinstand jeden 9. Schritt, 4x1 min  <b>4</b>	Einbeinstandparcours (Airex, Sissel, Kippbretter) 4x4 Bahnen, 5 sec Haltedauer / instabiler Unterlage  <b>3</b>	
dynamisch	Fußgelenksarbeit vw/rw auf 3m Strecke, 4x1 min  <b>2</b>			Koordinationsleiter vw/rw Laufübungen (siehe Zusatzblatt Koordinationsleiter)  <b>5</b>		

Material: Airex-Kissen, Wackelkissen, Posturomed, Kippbretter seitlich, Kippbretter vorwärts/rückwärts, „Indo-board“, Tau, Minitrampolin, Bälle (Tennisbälle, Volleybälle, Fußbälle)

**Trainingsplan KW 16-18 post-OP (4.-6. Tr.woche)**
**Studie Muskelregeneration nach vorderer Kreuzbandplastik**

Name:

Sensomotorisches Training

	Präzisionsdruck	Zeitdruck	Organisationsdruck	Komplexitätsdruck	Variabilitätsdruck	Belastungsdruck
Statisch	Laufen über Tau (10m), gelegt in 90° Scheitelpunkt – Gerade, 4x4 Bahnen  <b>1</b>					
Statisch/ dynamisch	Einspringen in Minitrampolin vorwärts, 4x10 Sprünge / Seite  <b>2</b>			Fußgelenksarbeit auf Minitrampolin + Einbeinstand mit variablem Einbeinstand, 4x1 min  <b>3</b>	Einbeinstandparcours (Airex, Sissel, Kippbretter) 4x4 Bahnen, 5 sec Haltedauer / instabiler Unterlage  <b>4</b>	
3dynamisch				Koordinationsleiter vw/rw /sw Laufübungen (siehe Zusatzblatt Koordinationsleiter)  <b>5</b>		

Material: Airex-Kissen, Wackelkissen, Posturomed, Kippbretter seitlich, Kippbretter vorwärts/rückwärts, „Indo-board“, Tau, Minitrampolin, Bälle (Tennisbälle, Volleybälle, Fußbälle)



**Trainingsplan KW 19-21 post-OP (7.-9. Tr.woche)**
**Studie Muskelregeneration nach vorderer Kreuzbandplastik**

Name:

Sensomotorisches Training

	Präzisionsdruck	Zeitdruck	Organisationsdruck	Komplexitätsdruck	Variabilitätsdruck	Belastungsdruck
Statisch	„Indo-board“ im hüft-schulterbreiten Stand, 4x30 sec  <b>1</b>					Laufen über Tau (10m), gelegt in 90° Scheitelpunkt – Gerade, 4x4 Bahnen am Ende der TE  <b>6</b>
Statisch/ dynamisch	Einspringen in Minitrampolin vorwärts + seitwärts, 4x5/5 Sprünge / Seite  <b>3</b>		Fußgelenksarbeit auf Minitrampolin + Einbeinstand mit variablem Einbeinstand auf Ballwurf, 4x1 min  <b>2</b>			
dynamisch		„T-run / T-Drill“ (SAQ's) – Skipping vw/rw + Sidesteps auf Zeit, 4x1 min  <b>4</b>		Koordinationsleiter vw/rw /sw Laufübungen (siehe Zusatzblatt Koordinationsleiter) Lauf ABC (Skipping, Kniehebelauf, Anfersen)  <b>5</b>		

Material: Airex-Kissen, Wackelkissen, Posturomed, Kippelbretter seitlich, Kippelbretter vorwärts/rückwärts, „Indo-board“, Tau, Minitrampolin, Bälle (Tennisbälle, Volleybälle, Fußbälle)

**Trainingsplan KW 22-24 post-OP (10.-12. Tr.woche)**

**Studie Muskelregeneration nach vorderer Kreuzbandplastik**

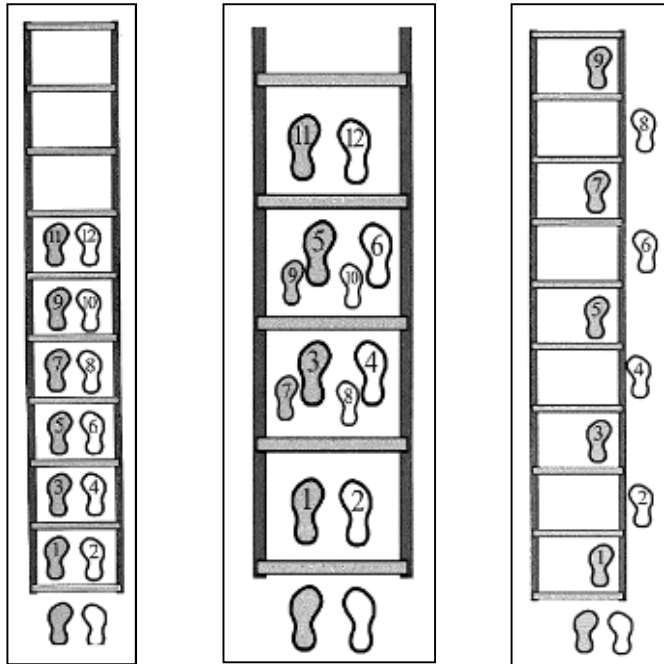
Name:

Sensomotorisches Training

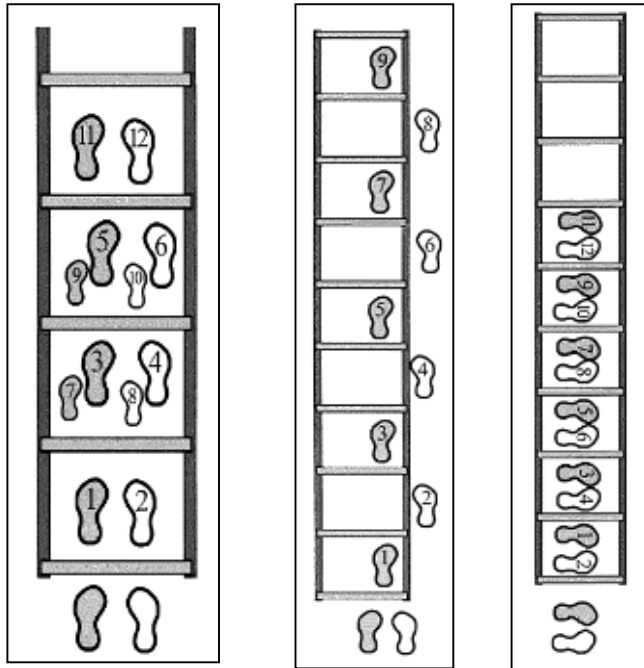
	Präzisionsdruck	Zeitdruck	Organisationsdruck	Komplexitätsdruck	Variabilitätsdruck	Belastungsdruck
Statisch	„Indo-board“ im hüft-schulterbreiten Stand, 4x30 sec (am Ende der TE - +Belastungsdruck) <b>1</b>					
Statisch/ dynamisch	Einspringen in Minitrampolin seitwärts, 4x5/5 Sprünge / Seite (am Ende der TE - + Belastungsdruck) <b>3</b>		Laufen über Tau (10m), gelegt in 90° Scheitelpunkt – Gerade + Ballkreisen um die Hüften, 4x2 Bahnen (am Ende der TE - + Belastungsdruck) <b>6</b>			
dynamisch		„T-run / T-Drill“ (SAQ's) – Skipping vw/rw + Sidesteps auf Zeit, 4x1 min (am Ende der TE - +Belastungsdruck) <b>4</b>	Fußgelenksarbeit auf Minitrampolin + Einbeinstand mit variablem Einbeinstand auf Ballwurf, 4x1 min <b>2</b>	Koordinationsleiter vw/rw /sw Laufübungen (siehe Zusatzblatt Koordinationsleiter) Lauf ABC (Skipping, Kniehebelauf, Anfersen), (am Ende der TE - +Belastungsdruck) <b>5</b>		

Material: Airex-Kissen, Wackelkissen, Posturomed, Kippelbretter seitlich, Kippelbretter vorwärts/rückwärts, „Indo-board“, Tau, Minitrampolin, Bälle (Tennisbälle, Volleybälle, Fußbälle)

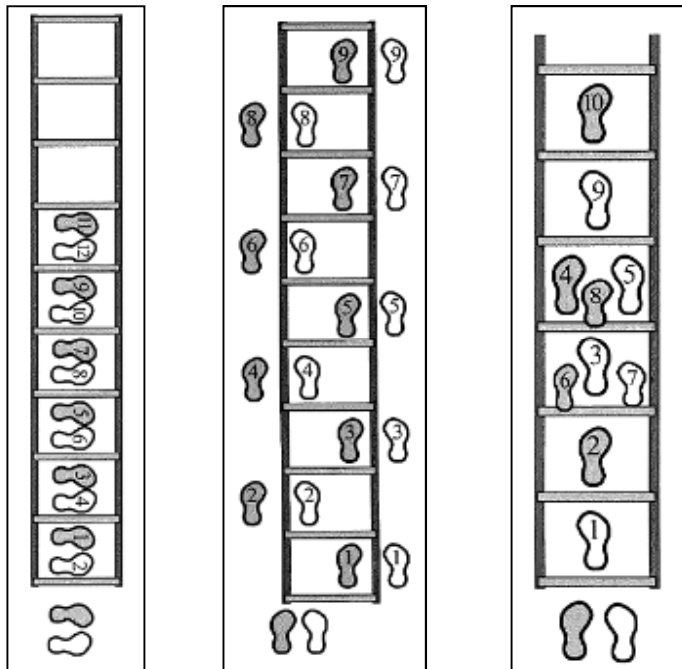
1. Zweierkontakt: jeweils 5 Bahnen mit rechts / links beginnend. Schwerpunkt: saubere Fußgelenksarbeit, Streckung Kniegelenk.
2. Zweierkontakt vorwärts / rückwärts: jeweils 5 Bahnen mit rechts / links beginnend. Schwerpunkt siehe Übung 1.
3. Außenlauf halbes Feld nach vorne: jeweils 5 Bahnen rechts / links in der Leiter. Achtung: noch keine Oberkörperverschiebung rechts / links.



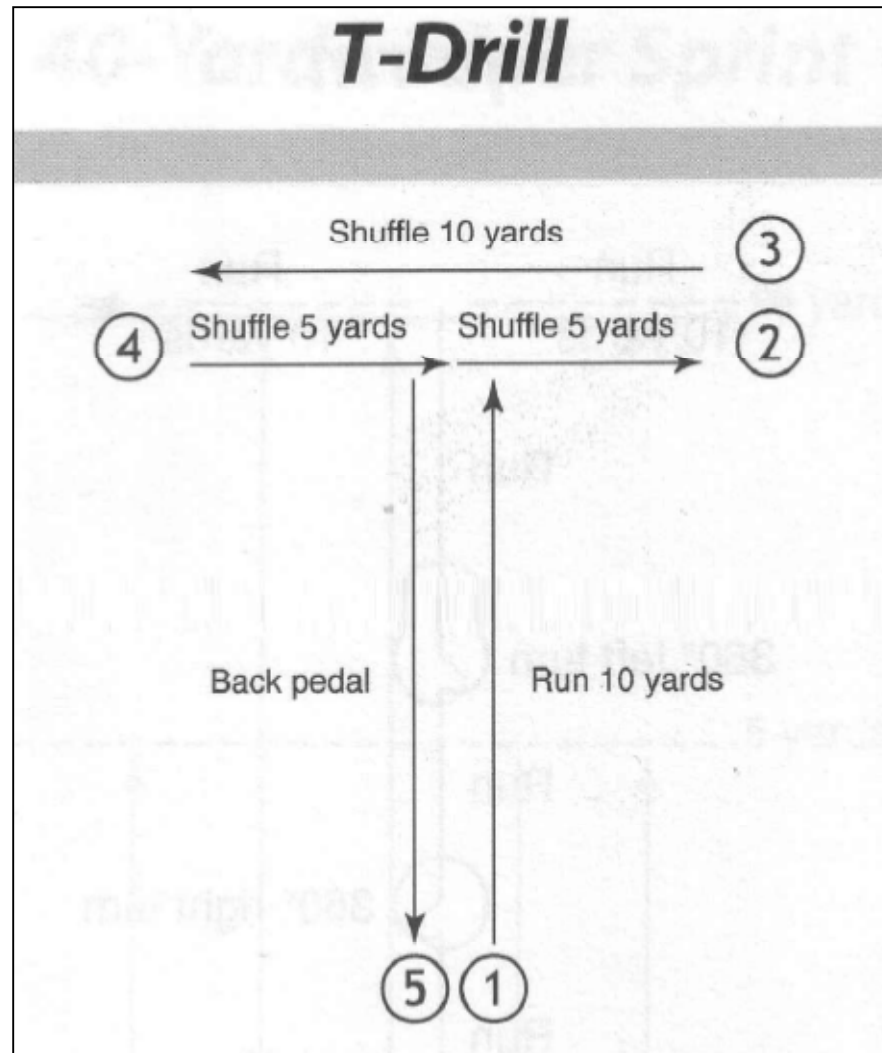
1. Zweierkontakt vorwärts / rückwärts: jeweils 5 Bahnen mit rechts / links beginnend. saubere Fußgelenksarbeit, Streckung Kniegelenk.
2. Außenlauf ganzes Feld nach vorne: jeweils 5 Bahnen rechts / links in der Leiter. Achtung: noch keine Oberkörperverschiebung rechts / links.
3. Skippings seitlich Zweierkontakt: jeweils 5 Bahnen rechts / links beginnend.
4. Seitlicher Lauf, 2 Kontakte im Leiterfeld, 1 Kontakt vor der Leiter, 2 Kontakte im nächsten Leiterfeld, 1 Kontakt hinter der Leiter



1. Skippings seitlich Zweierkontakt mit Richtungswechsel: jeweils 5 Bahnen rechts / links beginnend. 2 Felder vor, 1 zurück, dabei 2er / 3er Rhythmuswechsel.
2. Wedeln / Wechsel aus Innen- und Außenlauf: 5 Bahnen. 2 Kontakte im Feld, 1 Kontakt außen, 2 Kontakte im nächsten Feld, 1 Kontakt andere Seite außen,.....
3. Kombination aus 1er- und 2er-Kontakt mit vorwärts / rückwärts Bewegung. Jeweils 5 Bahnen mit rechts / links beginnend.
4. Lauf ABC auf 10m Strecke (zurück langsam gehen):
  - a. 5 Bahnen Skippings
  - b. 5 Bahnen Kniehebelauf aus Skippings bei jedem 3 Schritt
  - c. 5 Bahnen Anfersen aus lockerem Lauf (individuelle Fersenhubhöhe)



1. 3 Varianten aus den Übungen der 1.-9. Tr.-woche. Jeweils 10 Bahnen / Variante
2. Lauf ABC auf 10m Strecke (zurück langsam gehen):
  - a. 5 Bahnen Skippings
  - b. 5 Bahnen Kniehebelauf aus Skippings bei jedem 3 Schritt
  - c. 5 Bahnen Anfersen aus lockerem Lauf (individuelle Fersenhubhöhe)



## 8 Lebenslauf

**Thomas Gwechenberger**  
**Schloßberg 2**  
**69117 Heidelberg**  
**Tel.: 0176-63485282**  
**thomas.gwechenberger@web.de**

### Lebenslauf

#### Persönliche Daten

---

Name: Thomas Gwechenberger  
Geboren: 17.04.1980, Viernheim  
Staatsangehörigkeit: deutsch  
Familienstand: ledig

#### Beruflicher Werdegang

---

Seit 01.2016 Festanstellung als Reha-/Athletiktrainer am Olympiastützpunkt Metropolregion Rhein-Neckar, Heidelberg

Seit 11.2014 Honorartrainer Bereich Prävention / Rehabilitation Deutsche 15er Rugby Nationalmannschaft männlich

Seit 10.2011 Festanstellung als wissenschaftlicher Mitarbeiter (MISPEX-Network) / Sportbetreuer am Universitätsklinikum Heidelberg, Zentrum für Orthopädie, Unfallchirurgie und Paraplegiologie, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie sowie Reha- / Athletiktrainer am Olympiastützpunkt Metropolregion Rhein Neckar, Heidelberg (Kooperation)

08.2008-11.2012 Konditionstrainer SV Sandhausen (2. und 3. Fußball Bundesliga)

03.2007-05.2013 Fitnesstrainer bei verschiedenen Juniorennationalmannschaften des Deutschen Fußball Bundes (U15-U20), u. a. Teilnahme an der U19 Europameisterschaft 2007 in Österreich

03.2007-09.2011 Festanstellung als Akademischer Sportlehrer bei Sportomed Reha GmbH, Mannheim



	Rehatrainer am Olympiastützpunkt Rhein Neckar, Heidelberg (Kooperation mit Sportomed Reha GmbH)
10.2004-02.2007	Studentische Hilfskraft als Rehatrainer bei Sportomed Reha GmbH, Mannheim
09.1999-07.2000	Zivildienst Johanniter Unfall Hilfe, Viernheim

### **Berufsausbildung / Hochschulstudium**

---

Seit 10.2014	Promotion an der Medizinischen Fakultät der Universität Heidelberg zum Dr. sc. hum
10.2000-02.2007	Studium Ruprecht-Karls Universität Heidelberg am Institut für Sport und Sportwissenschaft, Studiengang Magister: Hauptfach: Sportwissenschaft Nebenfach 1: Sport im Bereich Rehabilitation / Prävention Nebenfach 2: Erziehungswissenschaft

### **Schulischer Werdegang**

---

1990-1999	Albertus-Magnus Schule Gymnasium, Viernheim Abschluß: Abitur
1986-1990	Nibelungenschule Grundschule, Viernheim

### **Zusätzliche Praktika**

---

2006	4-wöchiges Praktikum in der Physiotherapie / Medizinischen Trainingstherapie der orthopädischen Universitätsklinik, Heidelberg-Schlierbach
2005	4-wöchiges Praktikum in der Eden Reha, Donaustauf
2004	4-wöchiges Praktikum bei Sportomed Reha GmbH, Mannheim

## 9 Danksagung

Meiner erster Dank gilt Herrn PD Dr. med. Nikolaus A. Streich für die Überlassung dieses Themas und die hervorragenden Möglichkeiten dieses zu bearbeiten. Stellvertretend für das Team der Sportpaedie Heidelberg in der Klinik St. Elisabeth möchte ich Ihm ebenfalls für die enge Zusammenarbeit während des Studienzeitraums und für die geduldige Hilfsbereitschaft während der Auswertung danken.

Im Besonderen möchte ich mich herzlichst bei Herrn Dr. med. Alexander Barié für seine beständige Hilfsbereitschaft bedanken. Im Laufe der Planung und Durchführung dieser Studie und insbesondere während des Prozesses der Auswertung und Anfertigung der Arbeit waren es die konstruktiven Diskussionen und wertvollen Ratschläge, welche einen entscheidenden Anteil an der Fertigstellung dieser Arbeit haben.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei Frau Prof. Dr. med. Birgit Friedmann-Bette, die mich bei sportmedizinischen und sportwissenschaftlichen Fragen durch angeregte Diskussionen immerfort unterstützte.

Für die bildgebende Diagnostik zur Untermauerung der gewonnenen Ergebnisse und v. a. für die motivierenden Gespräche möchte ich mich ganz herzlich bei Herrn Prof. Dr. Marc-André Weber bedanken.

Ebenso möchte ich mich bei Herrn Jan Flacke, Frau Francesca Profit und Frau Silke Kraushaar bei der organisatorischen Unterstützung dieser Studie bedanken.

Ein weiterer Dank gilt Herrn Daniel Strigel stellvertretend für das gesamte Team des Olympiastützpunktes Metropolregion Rhein-Neckar. Neben den infrastrukturellen Voraussetzungen als technische und organisatorische Grundlagen zur Durchführung der dieser Studie zugrundeliegenden Intervention möchte ich mich v. a. für die stetige Motivation durch die OSP-Leitung und für die Unterstützung durch das OSP-Team bedanken.

Bedanken möchte ich mich des Weiteren bei Bernd Herbeck und Ute Neugebauer stellvertretend für das Team von Sportomed Reha GmbH, Rehabilitationsstätte für Sport- und Unfallverletzte. Während meiner frühen beruflichen Ausbildung haben Sie mich durch beständige Unterstützung, aber auch durch kritisches Hinterfragen entscheidend geprägt und die Leidenschaft für die Rehabilitation geweckt bzw. gefördert.

Ein weiterer Dank gilt meinen Eltern und meiner Familie, die mir das Studium ermöglicht und mich auch im Laufe dieses Projektes stets unterstützt haben.

Zuletzt möchte ich meiner Partnerin, Kathrin Zangerl, herzlichst für die Unterstützung in den letzten 4 Jahren danken. Trotz der zeitlichen Belastungen war Sie es, die durch ihren verständnisvollen, liebevollen und zugleich konstruktiven Beistand maßgeblich am Gelingen dieser Arbeit beteiligt ist.

## 10 Literaturverzeichnis

- ABRAMS, G. D., HARRIS, J. D., GUPTA, A. K., MCCORMICK, F. M., BUSH-JOSEPH, C. A., VERMA, N. N., COLE, B. J. & BACH, B. R., JR. 2014. Functional performance testing after anterior cruciate ligament reconstruction. *The Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2, 1-10.
- ADACHI, N., OCHI, M., UCHIO, Y., SAKAI, Y., KURIWAKA, M. & FUJIHARA, A. 2003. Harvesting hamstring tendons for ACL reconstruction influences postoperative hamstring muscle performance. *Arch Orthop Trauma Surg*, 123, 460-5.
- AGLIETTI, P., GIRON, F., BUZZI, R., BIDDAU, F. & SASSO, F. 2004. Anterior cruciate ligament reconstruction: Bone-patellar tendon-bone compared with double semitendinosus and gracilis tendon grafts. A prospective, randomized clinical trial. *J Bone Joint Surg Am*, 86, 2143-2155.
- AKOTO, R. & HOEHER, J. 2012. Anterior cruciate ligament (acl) reconstruction with quadriceps tendon autograft and press-fit fixation using an anteromedial portal technique. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13, 161-167.
- ALMOSNINO, S., BRANDON, S. C., DAY, A. G., STEVENSON, J. M., DVIR, Z. & BARDANA, D. D. 2014. Principal component modeling of isokinetic moment curves for discriminating between the injured and healthy knees of unilateral ACL deficient patients. *J Electromyogr Kinesiol*, 24, 134-43.
- ASTRAND, P.-O., RODAHL, K., DAHL, H. A. & STROMME, S. B. 2003. *Textbook of Work Physiology - Fourth Edition*, Champaign, Human Kinetics.
- AUNE, A. K., HOLM, I., RISBERG, M. A., JENSEN, H. K. & STEEN, H. 2001. Four-stranded hamstring tendon autograft compared with patellar tendon-bone autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. A randomized study with 2-year follow-up. *Am J Sports Med*, 29, 722-728.
- BALLREICH, R. 1969. *Weg- und Zeit-Merkmale von Sprintbewegungen*, Berlin, Verlag Bartels & Wernitz KG.
- BARATTA, R., SOLOMONOV, M., ZHOU, B. H., LETSON, D., CHUINARD, R. & D'AMBROSIA, R. 1988. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *American Journal of Sports Medicine*, 16, 113-122.
- BARBER-WESTIN, S. D. & NOYES, F. R. 2011. Factors used to determine return to unrestricted sports activities after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 27, 1697-705.
- BARIE, A., KARGUS, S., HUBER, J., SCHMITT, H. & STREICH, N. A. 2010. [Anterior cruciate ligament reconstruction using quadriceps tendon autograft and press-fit fixation]. *Unfallchirurg*, 113, 629-34.
- BEARD, D. J., ANDERSON, J. L., DAVIES, S., PRICE, A. J. & DODD, C. A. F. 2001. Hamstring vs. patella tendon for anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled trial. *Knee* 8, 45-50.
- BLAUTH, W. 1984. Die zweizügelige Ersatzplastik des vorderen Kreuzband mit der Quadrizepssehne. *Unfallheilkunde*, 87, 45-51.
- BUCHBAUER, J. & STEININGER, K. 2001. *Funktionelles Kraftaufbautraining in der Rehabilitation*, München-Jena, Urban & Fischer.
- BÜHRLE, M. 1985. *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings*, Schorndorf, Hofmann.
- CARDINALE, M., NEWTON, R. U. & NOSAKA, K. 2011. *Strength and Conditioning. Biological Principles and Practical Applications*, Chichester, John Wiley & Sons, Ltd.

- CARTER, T. R. & EDINGER, S. 1999. Isokinetic evaluation of anterior cruciate ligament reconstruction: Hamstring versus patellar tendon. *Arthroscopy*, 15, 169-172.
- CHANDRASHEKAR, N., SLAUTERBECK, J. & HASHEMI, J. 2005. Sex-based differences in the anthropometric characteristics of the anterior cruciate ligament and its relation to intercondylar notch geometry: a cadaveric study. *Am J Sports Med*, 33, 1492-8.
- CLAES, S., VERDONK, P., FORSYTH, R. & BELLEMANS, J. 2011. The "ligamentization" process in anterior cruciate ligament reconstruction: what happens to the human graft? A systematic review of the literature. *Am J Sports Med*, 39, 2476-83.
- COOPER, R. L., TAYLOR, N. F. & FELLER, J. A. 2005. A systematic review of the effect of proprioceptive and balance exercises on people with an injured or reconstructed anterior cruciate ligament. *Res Sports Med*, 13, 163-78.
- 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, 221-223.
- DE MARÉES, H. 2003. *Sportphysiologie*, Köln, Sport und Buch Strauss.
- DE MORREE, J. J. 2001. *Dynamik des menschlichen Bindegewebes. Funktion, Schädigung und Wiederherstellung*, München - Jena, Urban & Fischer Verlag.
- DECLINÉ, P. & GHAFIL, D. 2012. Anterior cruciate ligament tears: conservative or surgical treatment? A critical review of the literature. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 20, 48-61.
- DIEMER, S. & SUTOR, V. 2007. *Praxis der medizinischen Trainingstherapie*, Stuttgart - New York, Georg Thieme Verlag.
- DVIR, Z. 2004. *Isokinetics. Muscle Testing, Interpretation and Clinical Applications*, Edinburgh, Churchill Livingstone.
- EGGLI, S., KOHLHOF, H., ZUMSTEIN, M., HENLE, P., HARTEL, M., EVANGELOPOULOS, D. S., BONEL, H. & KOHL, S. 2015. Dynamic intraligamentary stabilization: novel technique for preserving the ruptured acl. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 23, 1215-1221.
- EGGLI, S., RÖDER, C., PERLER, G. & HENLE, P. 2016. Five year results of the first ten acl patients treated with dynamic intraligamentary stabilisation. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 17, 1-5.
- EHLENZ, H., GROSSER, M. & ZIMMERMANN, E. 1998. *Krafttraining. Grundlagen, Methoden, Übungen, Leistungssteuerung, Trainingsprogramme*, München, BLV Verlagsgesellschaft mbH.
- ENGLISH, K. L., LOEHR, J. A., LEE, S. M. C. & SMITH, S. M. 2014. Early-phase musculoskeletal adaptations to different levels of eccentric resistance after 8 weeks of lower body training. *Eur J Appl Physiol*, 114, 2263-2280.
- EVERHART, J. S., FLANIGAN, D. C., SIMON, R. A. & CHAUDHARI, A. M. 2010. Association of noncontact anterior cruciate ligament injury with presence and thickness of a bony ridge on the anteromedial aspect of the femoral intercondylar notch. *Am J Sports Med*, 38, 1667-73.
- FEDBERG, U. & STENGAARD-PEDERSEN, K. 2008. Chronic tendinopathy tissue pathology, pain mechanism and etiology with special focus on inflammation. *Scand J Med Sci Sports*, 18, 3-15.
- FELDER, H. 1999. *Isokinetik in Sport und Therapie*, München-Bad Kissingen-Berlin-Düsseldorf-Heidelberg, Richard Pflaum Verlag GmbH % Co. KG.
- 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, 564-573.

- FERNANDES, T. L., PROTTA, T. R., FREGNI, F., NETO, R. B., PEDRINELLI, A., CAMANHO, G. L. & HERNANDEZ, A. J. 2012. Isokinetic muscle strength and knee function associated with double femoral pin fixation and fixation with interference screw in anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 20, 275-80.
- FINK, C., HOSER, C., HACKL, W., NAVARRO, R. A. & BENEDETTO, K. P. 2001. Long-term Outcome of Operative or Nonoperative Treatment of Anterior Cruciate Ligament Rupture - Is Sports Activity a Determining Variable? *Int J Sports Med*, 22, 304-309.
- FORKEL, P. & PETERSEN, W. 2014. [Anatomic reconstruction of the anterior cruciate ligament with the autologous quadriceps tendon. Primary and revision surgery]. *Oper Orthop Traumatol*, 26, 30-42.
- FRIEDMANN-BETTE, B., BAUER, T., KINSCHERF, R., VORWALD, S., KLUTE, K., BISCHOFF, D., MULLER, H., WEBER, M. A., METZ, J., KAUCZOR, H. U., BARTSCH, P. & BILLETER, R. 2010. Effects of strength training with eccentric overload on muscle adaptation in male athletes. *Eur J Appl Physiol*, 108, 821-36.
- FRIEDMANN-BETTE, B., KINSCHERF, R., VORWALD, S., MÜLLER, H., KUCERA, K., BORISCH, S., RICHTER, G., BÄRTSCH, P. & BILLETER, R. 2004. Muscular adaptations to computer-guided strength training with eccentric overload. *Acta Physiol Scand*, 182, 77-88.
- FROBÖSE, I. 1996. *Isokinetisches Training in Sport und Therapie*, Sankt Augustin, Academia Verlag.
- FROBÖSE, I., HARTMANN, C., MINOW, H.-J., SENF, G., STRUNK, K., WAFFENSCHMIDT, S. & WILKE, C. 2002. *Bewegung und Training*, München - Jena, Urban & Fischer Verlag.
- FROBÖSE, I., NELLESSEN, G. & WILKE, C. 2003. *Training in der Therapie. Grundlagen und Praxis*, München - Jena, Urban & Fischer Verlag.
- FROESE, E. 2010. *Rehabilitation nach Verletzungen im Hochleistungssport. Empfehlungen für die physio- und trainingstherapeutische Praxis*, Stuttgart, Gentner Verlag.
- FU, F. H., BENNETT, C. H., LATTERMANN, C. & MA, C. B. 1999. Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Part 1: Biology and Biomechanics of Reconstruction. *Am J Sports Med*, 27, 821-830.
- FU, F. H., BENNETT, C. H., MA, C. B., MENETREY, J. & LATTERMANN, C. 2000. Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Part 2: Operative Procedures and Clinical Correlations. *Am J Sports Med*, 28, 124-130.
- FUKUDA, T. Y., FINGERHUT, D., MOREIRA, V. C., CAMARINI, P. M. F., SCODELLER, N. F., DUARTE, A. J., MARTINELLI, M. & BRYK, F. F. 2013. Open kinetic chain exercise in a restricted range of motion after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 41, 788-794.
- GEIB, T. M., SHELTON, W. R., PHELPS, R. A. & CLARK, L. 2009. Anterior cruciate ligament reconstruction using quadriceps tendon autograft: intermediate-term outcome. *Arthroscopy*, 25, 1408-14.
- GERBER, J. P., MARCUS, R. L., DIBBLE, L. E., GREIS, P. E., BURKS, R. T. & LASTAYO, P. C. 2009. Effects of early progressive eccentric exercise on muscle size and function after anterior cruciate ligament reconstruction: a 1-year follow-up study of a randomized clinical trial. *Phys Ther*, 89, 51-59.
- GOBBI, A., MAHAJAN, S., ZANAZZO, M. & TUY, B. 2003. Patellar tendon versus quadrupled bone-semitendinosus anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective clinical investigation in athletes. *Arthroscopy*, 19, 592-601.

- GOLLHOFER, A. 1987. Komponenten der Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. In: STARISCHKA, S. (ed.) *Sportwissenschaften und Trainingspraxis*. Erlensee: SFT-Verlag.
- GORSCHEWSKY, O., KLAKOW, A., PÜTZ, A., MAHN, H. & NEUMANN, W. 2007. Clinical comparison of the autologous quadriceps tendon (BQT) and the autologous patella tendon (BPTB) for the reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 15, 1284-1292.
- GOTTLOB, A. 2001. *Differenziertes Krafttraining mit Schwerpunkt Wirbelsäule*, München - Jena, Urban & Fischer Verlag.
- GRANAN, L.-P., FORSSBLAD, M., LIND, M. & ENGBRETSSEN, L. 2009. The Scandinavian ACL registries 2004-2007: baseline epidemiology. *Acta Orthop*, 80, 563-567.
- GRÖGER, A., MANG, A., BURGKART, R. & GRADINGER, R. 2010. Individuelles und funktionsabhängiges Therapiekonzept nach vorderer Kreuzbandruptur. *Sportverletzung Sportschaden*, 24, 85-90.
- GRÜBER, J., WOLTER, D. & LIERSE, W. 1986. Der vordere Kreuzbandreflex (LCA-Reflex). *Unfallchirurgie*, 89, 551-554.
- GULICK, D. T. & YODER, H. N. 2002. ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION: CLINICAL OUTCOMES OF PATELLA TENDON AND HAMSTRING TENDON GRAFTS. *Journal of Sports Science and Medicine*, 1, 63-71.
- HAN, H. S., SEONG, S. C., LEE, S. & LEE, M. C. 2008. Anterior cruciate ligament reconstruction : quadriceps versus patellar autograft. *Clin Orthop Relat Res*, 466, 198-204.
- HARNER, C. D., BAEK, G. H., VOGRIN, T. M., CARLIN, G. J., KASHIWAGUCHI, S. & WOO, S. L. 1999. Quantitative Analysis of human cruciate ligament insertions. *Arthroscopy*, 15, 741-749.
- HARRE, D. 1987. *Trainingslehre*, Berlin.
- HEFTI, F., MÜLLER, W., JAKOB, R. P. & STÄUBLI, H.-U. 1993. Evaluation of knee ligament injuries with the IKDC form. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1, 226-234.
- HEIJNE, A. & WERNER, S. 2007. Early versus late start of open kinetic chain quadriceps exercises after ACL reconstruction with patellar tendon or hamstring grafts: a prospective randomized outcome study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 15, 402-14.
- HIGUCHI, H., TERAUCHI, M., KIMURA, M., SHIRAKURA, K., KATAYAMA, M., KOBAYASHI, F. & TAKAGISHI, K. 2002. Characteristics of anterior tibial translation with active and isokinetic knee extension exercise before and after ACL reconstruction. *J Orthop Sci*, 7, 341-347.
- HILL, A. V. 1970. *First and Last Experiments in Muscle Mechanics*, Cambridge, University Press.
- HIRTZ, P. 1994. Koordinative Fähigkeiten. In: SCHNABEL, G., HARRE, D. & BORDE, A. (eds.) *Trainingswissenschaft - Leistung, Training, Wettkampf*. Berlin: Sportverlag.
- HORN, H.-G. & STEINMANN, H.-J. 2001. *Medizinisches Aufbautraining*, München-Jena, Urban & Fischer.
- HUIJING, P. A. 1994. Das elastische Potential des Muskels. In: KOMI, P. V. (ed.) *Kraft und Schnellkraft im Sport. Eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommission des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- HUXLEY, A. F. 1957. Muscle Structure and Theories of Contraction. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, 7, 255-318.
- HUXLEY, A. F. & NIEDERGERKE, R. 1954. Structural Changes in muscle during Contraction. *Nature*, 971-973.

- JANSSEN, R. P., VAN DER VELDEN, M. J., PASMANS, H. L. & SALA, H. A. 2012. Regeneration of hamstring tendons after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 21, 898-905.
- JENNINGS, A. G. & SEEDHOM, B. B. 1993. Proprioception in the knee and reflex hamstring contraction latency. *J Bone Joint Surg* 76, 491-494.
- JONES, N. L., MCCARTNEY, N. & MCCOMAS, A. J. 1986. *Human muscle power*, Champaign, Human Kinetics.
- JURIST, K. A. & OTIS, J. C. 1985. Anteroposterior tibiofemoral displacements during isometric extension efforts. *Am J Sports Med*, 13, 254-258.
- KAPANDJI, I. A. 2009. *Funktionelle Anatomie der Gelenke*, Stuttgart - New York, Georg Thieme Verlag.
- KARANIKAS, K., ARAMPATZIS, A. & BRÜGGEMANN, G. P. 2006. Einfluss der Patellasehnen- und Semitendinosussehnen- anterior cruciatum ligamentum-Ersatzplastik auf die muskulären Kraftfähigkeiten der unteren Extremität. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 57, 102-108.
- KARTUS, J., MOVIN, T. & KARLSSON, J. 2001. Donor-site morbidity and anterior knee problems after anterior cruciate ligament reconstruction using autografts. *Arthroscopy*, 17, 971-80.
- KENDALL, F. P., MCCREARY, E. K., PROVANCE, P. G., RODGERS, M. M. & ROMANI, W. A. 2005. *Muscles: Testing and Function with Posture and Pain. Fifth Edition*, Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins.
- KJAER, M., LANGBERG, H., HEINEMEIER, K., BAYER, M. L., HANSEN, M., HOLM, L., DOESSING, S., KONGSGAARD, M. R. & MAGNUSSON, S. P. 2009. From mechanical loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon. *Scand J Med Sci Sports*, 19, 500-510.
- KLEIN, S. & SOMMERFELD, P. 2004. *Biomechanik der menschlichen Gelenke – Biomechanik der Wirbelsäule*, München, Urban & Fischer.
- KLINKE, R. & SILBERNAGL, S. 1996. *Lehrbuch der Physiologie*, Stuttgart-New York, Georg Thieme verlag.
- KNEBEL, K.-P. 1985. *Funktionsgymnastik*, Reinbek, Rowolth.
- KNEBEL, K.-P. 2005. *Muskelcoaching. Top in Form mit Stretching*, Reinbek, Rowolth Verlag GmbH.
- KOBAYASHI, A., HIGUCHI, H., TERAUCHI, M., KOBAYASHI, F., KIMURA, M. & TAKAGISHI, K. 2004. Muscle performance after anterior cruciate ligament reconstruction. *Int Orthop*, 28, 48-51.
- KOHL, S., EVANGELOPOULOS, D. S., SCHÄR, M. O., BIERI, K., MULLER, T. & AHMAD, S. S. 2016. Dynamic intraligamentary stabilisation. Initial experience with treatment of acute acl ruptures. *The Bone & Joint Journal*, 98-B, 793-798.
- KONGSGAARD, M. R., KOVANEN, V., AAGAARD, P., DOESSING, S., HANSEN, P., LAURSEN, A. H., KALDAU, N. C., KJAER, M. & MAGNUSSON, S. P. 2009. Corticosteroid injections, eccentric decline squat training and heavy slow resistance training in patellar tendinopathy. *Scand J Med Sci Sports*, 19, 790-802.
- KONISHI, Y., ODA, T., TSUKAZAKI, S., KINUGASA, R., HIROSE, N. & FUKUBAYASHI, T. 2011. Relationship between quadriceps femoris muscle volume and muscle torque after anterior cruciate ligament rupture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 19, 641-5.
- KÖSTERS, C., HERBORT, M., SCHLIEMANN, B., RASCHKE, M. J. & LENSCHOW, S. 2015. Dynamische intraligamentäre Stabilisierung des vorderen Kreuzbandes. *Unfallchirurg*, 4, 364-371.

- KRÖGER, C. & ROTH, K. 2002. *Ballschule. Ein ABC für Spielanfänger*, Schorndorf, Hofmann.
- KUO, A. D. 2001. The action of two-joint muscles: The legacy of W.P.Lombard. In: LATASH, M. & ZATSIORSKY, V. (eds.) *Classics in Movement Science*. Champaign: Human Kinetics.
- 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, 1009-16.
- LEE, J.-C., KIM, J. Y. & PARK, G. D. 2013. Effect of 12 Weeks of Accelerated Rehabilitation Exercise on Muscle Function of Patients with ACL Reconstruction of the Knee Joint. *J. Phys. Ther. Sci.*, 25, 1595-1599.
- LEE, S., SEONG, S. C., JO, H., PARK, Y. K. & LEE, M. C. 2004. Outcome of anterior cruciate ligament reconstruction using quadriceps tendon autograft. *Arthroscopy*, 20, 795-802.
- LIND, M., MENHERT, F. & PEDERSEN, A. B. 2009. The first results from the Danish ACL reconstruction registry: epidemiologic and 2 year follow-up results from 5,818 knee ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 17, 117-124.
- LIPPERT, H. 2000. *Lehrbuch Anatomie*, München - Jena, Urban & Fischer Verlag.
- LUND, B., NIELSEN, T., FAUNO, P., CHRISTIANSEN, S. E. & LIND, M. 2014. Is quadriceps tendon a better graft choice than patellar tendon? A prospective randomized trial. *Arthroscopy*, 30, 593-598.
- MACAULAY, A. A., PERFETTI, D. C. & LEVINE, W. N. 2012. Anterior cruciate ligament graft choices. *Sports Health*, 4, 63-8.
- MAIBAUM, S., BRAUN, M., JAGOMAST, B. & KUCERA, K. 2001. *Therapielexikon der Sportmedizin*, Berlin – Heidelberg, Springer Verlag.
- MAKIHARA, Y., NISHINO, A., FUKUBAYASHI, T. & KANAMORI, A. 2006. Decrease of knee flexion torque in patients with ACL reconstruction: combined analysis of the architecture and function of the knee flexor muscles. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 14, 310-7.
- MALETIS, G. B., CAMERON, S. L., TENGAN, J. J. & BURCHETTE, R. J. 2007. A prospective randomized study of anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 35, 384-394.
- MALL, N. A., CHALMERS, P. N., MORIC, M., TANAKA, M. J., COLE, B. J., BACH, B. R., JR. & PALETTA, G. A., JR. 2014. Incidence and trends of anterior cruciate ligament reconstruction in the United States. *Am J Sports Med*, 42, 2363-70.
- MARCON, M., CIRITSIS, B., LAUX, C., NANZ, D., FISCHER, M. A., ANDREISEK, G. & ULBRICH, E. J. 2015. Quantitative and qualitative MR-imaging assessment of vastus medialis muscle volume in asymptomatic patients after anterior cruciate ligament reconstruction. *J. Magn. Reson. Imaging*, 42, 515-525.
- MARSHALL, J. L. & WARREN, R. F. 1979. The Anterior Cruciate Ligament: A Technique of Repair and Reconstruction. *Clin Orthop Relat Res*, 143, 97-106.
- MARTIN, D., CARL, K. & LEHNERTZ, K. 2001. *Handbuch Trainingslehre*, Schorndorf, Verlag Karl Hofmann.
- MATTACOLA, C. G., PERRIN, D. H., GANSNEDER, B. M., GIECK, J. H., SALIBA, E. N. & MCCUE, F. C. 2002. Strength, Functional Outcome, and Postural Stability After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Athletic Training*, 37, 262-268.



- MAYER, F., SCHLUMBERGER, A., VAN CINGEL, R. E., HENROTIN, Y., LAUBE, W. & SCHMIDTBLEICHER, D. 2003. Training and testing in open versus closed kinetic chain. *Isokinetic and exercise science*, 11, 181-187.
- MEUFFELS, D. E., FAVEJEE, M. M., VISSERS, M. M., HEIJBOER, M. P., REIJMAN, M. & VERHAAR, J. A. 2009. Ten year follow-up study comparing conservative versus operative treatment of anterior cruciate ligament ruptures. A matches-pair analysis of high level athletes. *Br J Sports Med*, 43, 347-351.
- MEUFFELS, D. E., POLDERVAART, M. T., DIERCKS, R. L., FIEVEZ, A. W., PATT, T. W., HART, C. P., HAMMACHER, E. R., MEER, F., GOEDHART, E. A., LENSSEN, A. F., MULLER-PLOEGER, S. B., POLS, M. A. & SARIS, D. B. 2012. Guideline on anterior cruciate ligament injury. *Acta Orthop*, 83, 379-86.
- MOHTADI, N. G. H., CHAN, D. S., DAINTY, K. N. & WHELAN, D. B. 2011. Patellar Tendon Versus Hamstring Tendon Autograft For Anterior Cruciate Ligament Rupture In Adults (Review). *Cochrane Database Of Systematic Reviews*, 1-112.
- MONK, A. P., DAVIES, L. J., HOPEWELL, S., HARRIS, K., BEARD, D. J. & PRICE, A. J. 2016. Surgical versus conservative interventions for treating anterior cruciate ligament injuries. *Cochrane Database Of Systematic Reviews*.
- MORE, R. C., KARRAS, B. T., NEIMAN, R., FRITSCHY, D., WOO, S. L. & DANIEL, D. M. 1993. Hamstrings - an anterior cruciate ligament protagonist. *The American Journal Of Sports Medicine*, 21, 231-237.
- MORRISSEY, M. C., HUDSON, Z. L., DRECHSLER, W. I., COUTTS, F. J., KNIGHT, P. R. & KING, J. B. 2000. Effects of open versus closed kinetic chain laxity in the early period after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 8, 343-348.
- MÜLLER, W. 1982. *Das Knie. Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie*, Berlin-Heidelberg-New York, Springer.
- MÜLLER-WOHLFAHRT, H.-W., UEBLACKER, P. & HÄNSEL, L. 2010. *Muskelerletzungen im Sport*, Stuttgart, Georg Thieme Verlag KG.
- MURRAY, M. M., FLUTIE, B. M., KALISH, L. A., ECKLUND, K., FLEMING, B. C., PROFFEN, B. L. & MICHELI, L. J. 2016. The bridge-enhanced anterior cruciate ligament repair (BEAR) procedure. An early feasibility cohort study. *The Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 4, 1-11.
- MYKLEBUST, G., HOLM, I., MAEHLUM, S., ENGBRETSSEN, L. & BAHR, R. 2003. Clinical, Functional and Radiological Outcome in Team Handball Players 6 to 11 Years after Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am J Sports Med*, 31, 981-989.
- NETT, T. 1969. *Der Sprint*, Berlin, Verlag Bartels & Wernitz KG.
- NEUMAIER, A. & MECHLING, H. 1994. Taugt das Konzept "koordinative Fähigkeiten" als Grundlage für sportartspezifisches Koordinationstraining? In: BLASER, K., WITTE, K. & STUCKE, C. (eds.) *Steuer- und Regelvorgänge der menschlichen Motorik*. St. Augustin: Academia.
- NIETHARD, F. U., PFEIL, J. 2005. *Orthopädie*, Stuttgart, Thieme.
- NIGG, B. M., MACINTOSH, B. R. & MESTER, J. 2000. *Biomechanics and biology of movement*, Champaign, Human Kinetics.
- NIKOLAOU, V. S., EFSTATHOPOULOS, N. & WREDMARK, T. 2007. Hamstring tendons regeneration after ACL reconstruction: an overview. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 15, 153-60.
- NOMURA, Y., KURAMOCHI, R. & FUKUBAYASHI, T. 2014. Evaluation of hamstring muscle strength and morphology after anterior cruciate ligament reconstruction. *Scand J Med Sci Sports*.

- NORRBRAND, L., FLUCKEY, J. D., POZZO, M. & TESCH, P. A. 2008. Resistance training using eccentric overload induces early adaptations in skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol*, 102, 271-81.
- OIESTAD, B. E., ENGBRETTSEN, L., STORHEIM, K. & RISBERG, M. A. 2009. Knee Osteoarthritis After Anterior Cruciate Ligament Injury. A Systematic Review. *Am J Sports Med*, 37, 1434-1443.
- PAMPUS, B. 1995. *Schnellkrafttraining. Theorie - Methoden - Praxis*, Aachen, Meyer & Meyer Verlag.
- PERRINE, J. J. & EDGERTON, R. 1978. Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *medicine and science in sport exercise*, 10, 159-166.
- PETERSEN, W. & ZANTOP, T. 2009. *Das vordere Kreuzband. Grundlagen und aktuelle Praxis der operativen Therapie*, Köln, Deutscher Ärzte-Verlag GmbH.
- PROFFEN, B. L., PERRONE, G. S., ROBERTS, G. & MURRAY, M. M. 2015. Bridge-enhanced acl repair: A review of the science and the pathway through FDA investigational device approach. *Ann Biomed Eng*, 43, 805-818.
- PUA, Y.-H., BRYANT, A. L., STEELE, J. R., NEWTON, R. U. & WRIGLEY, T. V. 2008. Isokinetic Dynamometry in Anterior Cruciate Ligament Injury and Reconstruction. *Ann Acad Med Singapore*, 37, 330-340.
- REBEL, M. 2000. Koordinatives Training nach VKB-Operationen. *Sportverl Sportschad*, 14, 12-19.
- RENSTRÖM, P. & KELM, J. 2007. Vorderes Kreuzband - Operation und Rehabilitation. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 58, 392-394.
- REULEAUX, F. 1875. *Grundzüge einer Theorie des Maschinenwesens*, Braunschweig, Druck und Verlag von Friedrich Vieweg und Sohn.
- RISBERG, M. A. & HOLM, I. 2009. The long-term effect of 2 postoperative rehabilitation programs after anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled clinical trial with 2 years of follow-up. *Am J Sports Med*, 37, 1958-66.
- RISBERG, M. A., HOLM, I., MYKLEBUST, G. & ENGBRETTSEN, L. 2007. Neuromuscular training versus strength training during first 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized clinical trial. *Phys Ther*, 87, 737-50.
- ROTH, K. & WILLIMCZIK, K. 1999. *Bewegungswissenschaft*, Reinbek, Rowolth.
- SASAKI, N., FARRARO, K. F., KIM, K. E. & WOO, S. L. 2014. Biomechanical evaluation of the quadriceps tendon autograft for anterior cruciate ligament reconstruction: a cadaveric study. *Am J Sports Med*, 42, 723-30.
- SATO, N., HIGUCHI, H., TERAUCHI, M., KIMURA, M. & TAKAGISHI, K. 2005. Quantitative evaluation of anterior tibial translation during isokinetic motion in knees with anterior cruciate ligament reconstruction using either patellar or hamstring tendon grafts. *Int Orthop*, 29, 385-9.
- SCHINDLER, O. S. 2012. Surgery for anterior cruciate ligament deficiency: a historical perspective. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 20, 5-47.
- SCHLUMBERGER, A., LAUBE, W., BRUHN, S., HERBECK, B., DAHLINGER, M., FENKART, G., SCHMIDTBLEICHER, D. & MAYER, F. 2006. Muscle imbalances - fact or fiction. *Isokinetics and Exercise Science*, 14, 3-11.
- SCHMIDTBLEICHER, D. 1980. *Maximalkraft und Bewegungsschnelligkeit*, Bad Homburg v.d.H, Limpert Verlag GmbH.
- SCHMIDTBLEICHER, D. 1987. Motorische Beanspruchungsform Kraft. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 38, 356-376.
- SCHMIDTBLEICHER, D. 1994. Training in Schnellkraftsportarten. In: KOMI, P. V. (ed.) *Kraft und Schnellkraft im Sport. Eine Veröffentlichung der Medizinischen*

- Kommission des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.*
- SCHMOLINSKY, G. 1977. *Leichtathletik*, Berlin, Sportverlag Berlin.
- SCHULZ, A. P., LANGE, V., GILLE, J., VOIGT, C., FROHLICH, S., STUHR, M. & JURGENS, C. 2013. Anterior cruciate ligament reconstruction using bone plug-free quadriceps tendon autograft: intermediate-term clinical outcome after 24-36 months. *Open Access J Sports Med*, 4, 243-9.
- SCHÜNKE, M., SCHULTE, E., SCHUMACHER, U., VOLL, M. & WESKER, K. 2005. *Prometheus. Lernatlas der Anatomie. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*, Stuttgart - New York, Georg Thieme Verlag.
- SEGAWA, H., OMORI, G., KOGA, Y., KAMEO, T., IIDA, S. & TANAKA, M. J. 2002. Rotational muscle strength of the limb after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendon. *Arthroscopy*, 18, 177-182.
- SHELBOURNE, K. D. & NITZ, P. 1990. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 18, 292-299.
- SILBERNAGL, S. & DESPOPOULUS, A. 2003. *Taschenatlas der Physiologie*, Stuttgart-New York, Georg Thieme Verlag.
- SMITH, T. O., POSTLE, K., PENNY, F., MCNAMARA, I. & MANN, C. J. V. 2014. Is reconstruction the best management strategy for anterior cruciate ligament rupture? A systematic review and meta-analysis comparing anterior cruciate ligament reconstruction versus non-operative treatment. *The Knee*, 21, 462-470.
- STÄUBLI, H.-U. & JAKOB, R. P. 1997. Letter to the Editor. *The American Journal Of Sports Medicine*, 25, 725-727.
- STÄUBLI, H.-U., SCHATZMANN, L., BRUNNER, P., RINCÓN, L. & NOLTE, L.-P. 1996. Quadriceps tendon and patellar ligament: cryosectional anatomy and structural properties in young adults. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 4, 100-110.
- STÄUBLI, H.-U., SCHATZMANN, L., BRUNNER, P., RINCÓN, L. & NOLTE, L.-P. 1999. Mechanical Tensile Properties of the Quadriceps Tendon and Patellar Ligament in Young Adults. *The American Journal Of Sports Medicine*, 27, 27-34.
- STREICH, N. A., FRIEDRICH, K., GOTTERBARM, T. & SCHMITT, H. 2008. Reconstruction of the ACL with a semitendinosus tendon graft: a prospective randomized single blinded comparison of double-bundle versus single-bundle technique in male athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 16, 232-8.
- STREICH, N. A., ZIMMERMANN, D., BODE, G. & SCHMITT, H. 2011. Reconstructive versus non-reconstructive treatment of anterior cruciate ligament insufficiency. A retrospective matched-pair long-term follow-up. *Int Orthop*, 35, 607-13.
- STURNICK, D. R., VACEK, P. M., DESARNO, M. J., GARDNER-MORSE, M. G., TOURVILLE, T. W., SLAUTERBECK, J. R., JOHNSON, R. J., SHULTZ, S. J. & BEYNNON, B. D. 2015. Combined anatomic factors predicting risk of anterior cruciate ligament injury for males and females. *Am J Sports Med*, 43, 839-47.
- TASHIRO, T., KUROSAWA, H., KAWAKAMI, A., HIKITA, A. & FUKUI, N. 2003. Influence of medial hamstring tendon harvest on knee flexor strength after anterior cruciate ligament reconstruction. A detailed evaluation with comparison of single- and double-tendon harvest. *Am J Sports Med*, 31, 522-529.
- TEGNER, Y. & LYSHOLM, J. 1985. Rating Systems in the Evaluation of Knee Ligament Injuries. *Clin Orthop Relat Res*, 198, 42-49.
- THEWS, G., MUTSCHLER, E. & VAUPEL, P. 1999. *Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen*, Stuttgart, Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH.
- THOMEE, R., KAPLAN, Y., KVIST, J., MYKLEBUST, G., RISBERG, M. A., THEISEN, D., TSEPIS, E., WERNER, S., WONDRASCH, B. & WITVROUW, E. 2011. Muscle strength and

- hop performance criteria prior to return to sports after ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 19, 1798-805.
- TOIGO, M. 2015. *Muskel Revolution*, Berlin-Heidelberg, Springer Verlag.
- TORG, J. S., CONRAD, W. & KALEN, V. 1976. Clinical diagnosis of anterior cruciate ligament instability in the athlete. *Am J Sports Med*, 4, 84-93.
- TORRY, M. R., DECKER, M. J., JOCKEL, J. R., VIOLA, R. W., STERETT, W. I. & STEADMAN, J. R. 2004. Comparison of tibial rotation strength in patients' status after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring versus patellar tendon autograft. *Clin J Sport Med*, 14, 325-331.
- TSOUKAS, D., FOTOPOULOS, V., BASDEKIS, G. & MAKRIDIS, K. G. 2016. No difference in osteoarthritis after surgical and non-surgical treatment of ACL-injured knees after 10 years. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 24, 2953-2959.
- UEDA, Y., MATSUSHITA, T., ARAKI, D., KIDA, A., TAKIGUCHI, K., SHIBATA, Y., ONO, R., MATSUMOTO, T., TAKAYAMA, K., SAKAI, Y., KUROSAKA, M. & KUREDA, R. 2016. Factors affecting quadriceps strength recovery after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring autografts in athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 23.
- VAN DEN BERG, F. 1999. *Angewandte Physiologie 1: Das Bindegewebe des Bewegungsapparates verstehen und beeinflussen*, Stuttgart-New York, Georg Thieme Verlag.
- VAN GRINSVEN, S., VAN CINGEL, R. E., HOLLA, C. J. & VAN LOON, C. J. 2010. Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 18, 1128-44.
- VIIDIK, A. 1973. Functional Properties of Collagenous Tissue. In: HALL, D. A. & JACKSON, D. S. (eds.) *International Review of Connective Tissue Research*. New York-London: Academic Press.
- VIOLA, R. W., STERETT, W. I., NEWFIELD, D., STEADMAN, J. R. & TORRY, M. R. 2000. Internal and external tibial rotation strength after anterior cruciate ligament reconstruction using ipsilateral semitendinosus and gracilis tendon autografts. *Am J Sports Med*, 28, 552-555.
- WALLA, D. J., ALBRIGHT, J. P., MCAULEY, E., MARTIN, R. K., ELDRIDGE, V. & EL-KHOURY, G. 1985. Hamstring control and the unstable anterior cruciate ligament-deficient knee. *American Journal of Sports Medicine*, 13, 34-39.
- WEBER, M. A. 2014. *Magnetic Resonance Imaging of the Skeletal Musculature*, Berlin Heidelberg, Springer-Verlag.
- WEINECK, J. 2003. *Optimales Training*, Balingen, Spitta Verlag GmbH & Co. KG.
- WIEMANN, K. 1991. Präzisierung des LOMBARD'schen Paradoxons in der Funktion der ischiocruralen Muskeln beim Sprint. *Sportwissenschaft*, 21, 413-428.
- WIRTH, K. 2011. *Exzentrisches Krafttraining. Auswirkungen auf unterschiedliche Maximal- und Schnellkraftparameter*, Köln, Sportverlag Strauß.
- WIRTH, K. & SCHMIDTBLEICHER, D. 2004. Auswirkungen eines exzentrischen Krafttrainings mit supramaximalen Lasten auf Maximal-, Schnell- und Explosivkraftverhalten. *BISP-Jahrbuch 2004*. Köln.
- WITVROUW, E., BELLEMANS, J., VERDONK, R., CAMBIER, D., COOREVITS, P. & ALMQUIST, F. 2001. Patellar tendon vs. doubled semitendinosus and gracilis tendon for anterior cruciate ligament reconstruction. *Int Orthop*, 25, 308-311.
- WOJTYS, E. M. & HUSTON, L. J. 1994. Neuromuscular performance in normal and anterior cruciate ligament-deficient lower extremities. *American Journal of Sports Medicine*, 22, 89-104.
- WYKE, B. 1967. The Neurology of Joints. *Royal College of Surgeons of England*, 41, 25-50.

- XERGIA, S. A., MCCLELLAND, J. A., KVIST, J., VASILIADIS, H. S. & GEORGOULIS, A. D. 2011. The influence of graft choice on isokinetic muscle strength 4-24 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 19, 768-80.
- YASUDA, K., TSUJINO, J., OHKOSHI, Y., TANABE, Y. & KANEDA, K. 1995. Graft site morbidity with autogenous semitendinosus and gracilis tendons. *Am J Sports Med*, 23, 706-714.
- YUNES, M., RICHMOND, J. C., ENGELS, E. A. & PINCZEWSKI, L. A. 2001. Patellar versus hamstring tendons in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 17, 248-257.
- ZAZULAK, B. T., PATERNO, M., MYER, G. D., ROMANI, W. A. & HEWETT, T. E. 2006. The Effects of the Menstrual Cycle on Anterior Knee Laxity: A Systematic Review. *Sports Med*, 36, 847-862.