

Institut für Sport und Sportwissenschaft
der Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg

**„Sport und Alltagsfähigkeit nach vorderer
Kreuzbandplastik mittels den Semitendinosus- und
Gracilissehnen versus der Patellarsehne“**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Doktorgrades (Dr. phil.)
an der Fakultät für Verhaltens- und empirische Kulturwissenschaften
der Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg

vorgelegt von

Jan Springer

Dossenheimer Landstraße 48/1

69121 Heidelberg

Heidelberg, Oktober 2005

Gutachter:

1. Prof. Dr. Klaus Roth (Fakultät für Sport und Sportwissenschaft, Ruprecht-Karls-Universität, Heidelberg)
2. Prof. Dr. Hajo Thermann (Zentrum für Knie- und Fußchirurgie der Atos-Klinik, Heidelberg)

Tag der Disputation: 22.06.2006

„Ich habe sozusagen zu leben gelernt, als mir die Einsicht kam, dass ich niemals ewiges Glück oder Frieden finden werde. Aber solange ich weiß, dass die Chancen, dass eine oder andere von Zeit zu Zeit zu erwischen nicht schlecht stehen, gebe ich mein Bestes zwischen den großen Augenblicken.“

(Hunter S. Thompson)

.....für meine Mutter

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt:

Prof. Dr. phil. K. Roth:

Für die jederzeit gewährte fachliche Beratung und Unterstützung, die wesentlich zum Gelingen der Arbeit beitrug.

Prof. Dr. med. H. Thermann:

Für die wissenschaftlich Betreuung dieser Arbeit. Es hat mir großen Spaß gemacht eng mit ihm zusammenzuarbeiten.

Dr. med. Hans H. Pässler (Honorarprofessor für Sporttraumatologie der Kath. Univ. S.A. Murcia, Honorarprofessor für Sportmedizin der Univ. Peking):

Für die Überlassung des Themas, sowie die Ermöglichung der Durchführung dieser Arbeit an seiner Klinik und seinem Patientengut.

Dr. med. R. Kilger:

Für seinen freundschaftlichen Rat, Motivation und die große Unterstützung, die er immer zeigte.

All meinen Freunden, insbesondere **Sven Feil**, für die moralische und tatkräftige Unterstützung während der Anfertigung dieser Arbeit.

Nicht zuletzt meinem Vater, meiner Mutter, Moritz, Rita und Martina, die mir in allen Phasen meines Studiums, meines beruflichen Werdegangs und im Verlauf dieser Arbeit zur Seite standen.

Inhalt

1	Einleitung	1
	1.1 Fragestellung	2
A. Theoretischer Teil		
2	Allgemeine Voraussetzungen	6
	2.1 Geschichte der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands	6
	2.2 Epidemiologie der Kreuzbandverletzung	10
3	Die Anatomie des Kniegelenks	12
	3.1 Die knöchernen Strukturen des Kniegelenks	13
	3.2. Die Weichteilstrukturen des Kniegelenks	16
	3.2.1. Die aktive, muskuläre Stabilisation des Kniegelenks	17
	3.2.2 Die passiven Stabilisatoren des Kniegelenks	21
	3.3 Die propriozeptive, aktive muskuläre Stabilisation	27
	3.3.1 Neurophysiologische Erklärungen	29
	3.3.1.1 Definition	29
	3.3.1.2 Funktion der Propriozeptoren	30

3.3.1.3	Forschungsstand	32
3.4	Die Biomechanik des Kniegelenks	36
3.4.1	Das Modell der überschlagenden Viererkette	39
4.4.2	Biomechanik des kreuzbandinsuffizienten Kniegelenks	41
4	Biologie des verletzten vorderen Kreuzbands	42
5.	Konservative versus operative Therapie	44
5.1	Konservative Behandlungsmöglichkeiten	45
5.2	Operative Behandlungsmöglichkeiten	46
6	Die Wahl des Transplantats	46
6.1	Autografts	47
6.1.1	Die Patellarsehne	48
6.1.2	Die Hamstringsehnen	49
6.1.3	Die Quadricepssehne	50
6.2	Allografts	51
7	Die Morbidität	53
7.1	Die Morbidität der Patellarsehne	54

7.2	Die Morbidität der Hamstringsehnen	56
7.3	„Donor Site Morbidity“ und Unterschiede in der frühen postoperativen Morbidität - Die Patellarsehne und die Hamstrings im Vergleich	60
8	Die korrekte Platzierung und Fixierung des Transplantats	63
8.1	Platzierung des Transplantats	63
8.2	Fixierung des Transplantats	66
9	Einheilung der Sehne in den Knochen	68
10	Darstellung zweier Techniken zum Ersatz des vorderen Kreuzbands nach Pässler	69
10.1	Patellarsehnenplastik nach Pässler	71
10.2	Semitendinosus- und Gracilissehnenplastik nach Pässler	76
11	Beschleunigte Rehabilitation nach Kreuzbandverletzungen	82

B. Empirischer Teil

12	Methodik	84
12.1	Untersuchungsdesign	84
12.2	Zielsetzung und Fragestellung	86
12.3	Beschreibung der Patientenstichprobe	90
13	Darstellung der in der Studie beinhalteten Untersuchungstechniken	93
13.1	Funktionelle Testmethoden	93
13.1.1	Die Messung der „Innenrotationskraft“	93
13.1.2	Die „isokinetische Maximalkraftmessung“	96
13.1.3	Der “Single-legged-hop” Test	99
13.1.4	Der “kneeling” und “knee-walking” Test zur Evaluation des vorderen Knieschmerzes	101
13.2	Scoring-Systeme	103
13.2.1	“Schweiger-Score”	104
13.2.2	“Tegner-Activity-Score”	104
13.2.3	„Lysholm-Score“	105
13.2.4	„IKDC-Score“	105
13.3	Klinische Testmethoden	106
13.3.1	Die Prüfung des medialen und lateralen Seitenapparates	108
13.3.2	Der „Lachman“ Test: Die Beurteilung des ligamentären Anschlags	109

13.3.3	Der „KT 1000 Arthrometer“	111
13.3.4	„a.p.-Translation“ bei Innen- und Außenrotation der Tibia	112
13.1.5	Der „Pivot-shift“ Test (nach Lemaire)	113
13.1.6	Die Messung des Extensions- und „Kniebeugedefizit“	115
14	Beschreibung der statistischen Methode und Definition der Hauptzielkriterien	116
14.1	Statistische Methode	116
14.2	Definition der Haupt- und Nebenzieldkriterien	118
14.2	Hypothesenbildung	119
15	Darstellung der Ergebnisse	120
15.1	Krankenhausaufenthalt und Dauer der Teilbelastung	120
15.2	Funktionelle Testmethoden	121
15.2.1	Hauptzielkriterium: „knee-walking“ Test	121
15.2.2	Hauptzielkriterium: „kneeling“ Test	123
15.2.3	Nebenzieldkriterium: „Single-legged-hop“ Test	125
15.2.4	Nebenzieldkriterium: „Innenrotationskraft“ Test	127
15.2.5	Nebenzieldkriterium: „Isokinetischer Test der Streckmuskulatur“	129
15.2.6	Nebenzieldkriterium: „Isokinetischer Test der Beugemuskulatur“	131

15.3	Scoring-Systeme	133
15.3.1	Nebenzielkriterium „Lysholm-Score“	133
15.3.2	Nebenzielkriterium: „Tegner-Activity-Score“	134
15.3.3	Nebenzielkriterium: „Schweiger-Score“	136
15.3.4	Nebenzielkriterium: „IKDC-Score“	138
15.4	Klinische Testmethoden	139
15.4.1	Hauptzielkriterium: „KT 1000 Arthrometer“ Test	139
15.4.2	Nebenzielkriterium: „Lachman“ Test	141
15.4.3	Nebenzielkriterium: „a.p.- Translations“ Test	142
15.4.4	Nebenzielkriterium: „Pivot-shift“ Test	144
15.4.5	Nebenzielkriterium: „Kniebeugedefizit“	146
15.4.6	Nebenzielkriterium: „Kniestreckdefizit“	148
15.4.7	Nebenzielkriterium: „LCL“ Test	150
15.4.8	Nebenzielkriterium: „MCL“ Test	152
15.5	Zusammenfassung der Ergebnisse	154
16	Diskussion	157
16.1	Diskussion der funktionellen Testmethoden	160
16.2	Diskussion der Scoring-Systeme	172
16.3	Diskussion der klinischen Testmethoden	179
16.4	Sport-und Alltagsfähigkeit	192
16.5	Ausblick	196

17	Zusammenfassung	199
18	Literaturverzeichnis	201
	Anlagen	223
	Anlage 1: Tabellarische Übersicht der derzeit erhältlichen Fixierungsmöglichkeiten	223
	Anlage 2 Rehabilitationsschema nach Pässler	225
	Anlage 3 „Tegner-Activity-Score“	232
	Anlage 4 „Lysholm-Score“	233
	Anlage 5 „IKDC-Score“	234
	Anlage 6 Beispiel für einen Testbogen nach isokinetischer Untersuchung der Maximalkraft der Kniestreck- und -beugemuskulatur	235
	Anlage 7 Beispiel für einen Testbogen nach isometrischen Maximalkrafttest der Knieinnenrotation	237
	Anlage 8 Untersuchungsdesign	238
	Anlage 9 Detaillierte Ausführung der Hypothesen	246
	Abbildungsverzeichnis	257
	Tabellenverzeichnis	262
	Diagrammverzeichnis	265
	Lebenslauf	267
	Eidesstattliche Erklärung	271

1 Einleitung

Aufgrund verschiedenster Einflüsse, wie beispielsweise einer vermehrten Sparsamkeit im Gesundheitswesen, neuer und attraktiver Freizeitangebote oder einfach nur dem Streben nach bestimmten Schönheitsidealen, verändern sich die Freizeitaktivitäten aller Bevölkerungsschichten. Eine verstärkt passive Grundhaltung nach dem Motto Churchills „No Sports“ weicht einer vermehrt sportlichen und gesundheitsorientierten Einstellung. Neben den so genannten Risikosportarten, wie "Para-gliding", "Free-climbing" usw., die den alltäglichen und beruflichen Frust am Wochenende kompensieren sollen, setzen sich zunehmend Sportarten durch, welche ohne große Vorbereitung und möglichst aktionsreich „abends nach einem anstrengenden Arbeitstag“ durchgeführt werden können. Zu diesen Sportarten zählt u.a. das Joggen, "Inlineskaten" oder "Mountainbiken". Trotz vieler Vorteile, die das verstärkt bewegungs- und gesundheitsorientierte Verhalten aufweist, bringt es auch Gefahren mit sich. Gerade die Sportarten, die in einem zumeist ermüdeten Zustand „schnell noch am Abend oder nur in den Ferien“ ohne Vorbereitungszeit und/oder sachgemäße Anleitung ausgeführt werden, bergen ein unkalkulierbares Verletzungsrisiko. Vornehmlich betroffen sind bei falschen und unvorbereiteten Bewegungsabläufen die gelenknahen und muskulären Strukturen des menschlichen Körpers, insbesondere die des Kniegelenks. Die hohe Verletzungsinzidenz dieser Struktur ist in der Regel die Folge einer Kombination von äußeren Kräften und einer unzureichenden muskulösen Absicherung der kniegelenksumgebenden Muskulatur. Im Falle eines starken, akuten Traumas ist vor allem das vordere Kreuzband einem hohen Rupturrisiko ausgesetzt.

Die Inzidenz dieses schweren Traumas wird in der Literatur als sehr hoch eingestuft. Immerhin führt die Kreuzbandruptur am häufigsten aller Sportverletzungen zur Sportinvalidität (Folksam 1994). Obwohl von einer Ruptur des vorderen Kreuzbands in der Regel zumeist Athleten des Breiten- und Leistungssportbereichs betroffen sind, erleiden auch andere Bevölkerungsschichten diese Verletzung. Die Gründe hierfür sollen an dieser Stelle jedoch nicht diskutiert werden. Die hohe Inzidenz führt dazu, dass die Verletzungen

des vorderen Kreuzbands und deren Weiterbehandlung einer der am häufigst diskutierten Themenkomplexe innerhalb der Sporttraumatologie sind (Eriksson 2001). Dies unterstreicht auch die Tatsache, dass eine aktuelle „Medline“-Suche mit dem Stichwort „anterior cruciate ligament“ über 6000 bis heute veröffentlichte wissenschaftliche Artikel aufweist (Juli 2005).

1.1 Fragestellung

Die Folge einer akuten oder chronischen Ruptur des vorderen Kreuzbands ist eine verstärkte intraartikuläre Instabilität des Kniegelenks, da sein wichtigster Stabilisator fehlt (Strobel, Stedtfeld et al. 1995). Die Patienten sind verstärkt der Gefahr von Meniskuläsionen, Knorpelschäden und Gonarthrose ausgesetzt (Gillquist & Messner 1999) (Kannus & Järvinen 1987) (Murrell, Maddali et al. 2001). Allgemein wird angenommen, dass die körpereigene Heilung einer kompletten Ruptur des Kreuzbands unmöglich ist. Aufgrund des daraus resultierenden hohen Arthroserisikos als Langzeitfolgeschaden, gilt zum heutigen Tage die operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands, die sog. vordere Kreuzbandplastik, als die Behandlung mit den besten Therapiechancen und somit als Standard. Studien zeigen, dass 85-90% aller Kreuzbandplastiken langfristig die Stabilität des Kniegelenks wiederherstellen.

Als Ergebnis vieler experimenteller und funktioneller Studien hat sich als Standard der Transplantatwahl die Entnahme einer körpereigenen Sehne erwiesen. Diese wird anstelle des ursprünglichen Kreuzbands in das Kniegelenk mittels unterschiedlicher Techniken transplantiert. Das ideale Transplantat sollte die Festigkeit und die Steifheit ähnlich der des ursprünglichen Transplantates aufweisen. Dabei soll es möglichst schnell einwachsen und nur eine geringe Entnahmestellenmorbidity aufweisen (Peltier, Scioscia et al. 2001). Die am häufigsten verwendeten Kreuzbandtransplantate sind zum einen ein Drittel der Patellarsehne und zum anderen die Semitendinosusehne mit und ohne Kombination der Gracilissehne (die sog.

„Hamstrings“), sowie das mittlere Drittel der Quadricepssehne. Welches Transplantat ist jedoch bei welcher Operationsmethode das Mittel der Wahl?

Das zuletzt genannte Transplantatmaterial außer Acht lassend, unterteilt die seit mehreren Jahrzehnten geführte Diskussion über das optimale Transplantat die Kreuzbandchirurgie in mindestens zwei Lager. Die Patellarsehne ist sicher noch das weltweit am häufigsten verwendete Transplantatmaterial. Es wird daher oftmals als „golden standard“ bezeichnet (Aune, Holm et al. 2001) (Fu, Bennett et al. 1999). Allerdings zeichnet sich in den letzten Jahren ein ständig wachsender Trend zu Gunsten der Hamstringsehnentransplantate ab. Dieses kann mit einer ständig wachsenden Anzahl der Transplantatfixierungstechniken und entsprechenden Veröffentlichungen belegt werden. Für dieses Transplantat spricht auf jeden Fall eine scheinbar geringere Entnahmemorbidität.

Die Entnahmestellenmorbidität stellt sich immer noch als eines der Hauptprobleme innerhalb der modernen Kreuzbandchirurgie dar. Sie führt in der Hauptsache zu folgenden klinischen Symptomen:

1. Verstärkter Schmerz in Bereich der Sehnenentnahme
2. Verstärkter anteriorer (vorderer) Knieschmerz
3. Verringerung des Bewegungsausmaßes, v.a. der Hyperextension
4. Sensibilitätsstörungen im Bereich der jeweiligen Entnahmestelle
5. Inhibitorisch bedingte Kraftdefizite im Bereich der jeweiligen Entnahmestelle.

Doch nicht nur die Transplantatwahl an sich, sondern auch die Fixierungsmethoden, die Art und Weise des verwendeten Fremdmaterials und/oder die Positionierung des Transplantats entscheiden über den Erfolg einer Kreuzbandplastik. Alle diese Parameter beeinflussen das spätere objektive und subjektive Patientenergebnis erheblich.

Eine weitere aktuelle "Medline"-Recherche ergab, dass nur wenige vergleichende Studien hinsichtlich der Transplantatwahl existieren. Nur vier davon sind prospektiv und randomisiert (Feller, Webster et al. 2001). Bei diesen fehlen allerdings kurzfristige und standardisiert erhobene funktionelle

Messungen nahezu gänzlich. Ferner beschränken sich die bisher durchgeführten Studien in der Regel nur auf die Evaluation der Stabilität, der Scoring-Systeme und auf die isokinetische Maximalkraft der Kniestreck- und Beugemuskulatur. Der funktionelle sportmotorische Gedanke wurde bis vor kurzem nahezu vernachlässigt. Daher besteht weiterhin ein hoher Bedarf an prospektiven Studien, welche standardisiert kurz-, mittel- und langfristig transplantatvergleichende Resultate erbringen und somit die oben beschriebene Lücke schließen.

Der Schwerpunkt dieser Untersuchung dient der Beschreibung zweier neuer Operationstechniken. Bisherige Operationsverfahren für den Ersatz des vorderen Kreuzbands benötigen zur Fixierung des Transplantates körperfremde Materialien aus Stahl, Titanium, bio-resorbierbaren Materialien etc. am häufigsten werden so genannte Interferenzschrauben aus Stahl oder Titanium, in jüngster Zeit aber auch Schrauben aus resorbierbaren Materialien zur insertionsnahen Transplantatfixierung benutzt, sofern es sich um die Patellarsehne mit einem bzw. zwei Knochenblöcken oder ein Hamstringsehnentransplantat mit freien Weichteilenden handelt. Davor galt die so genannte "EndoButton-Technik" als einfachster Weg zur Fixierung eines Transplantates mit freien Weichteilenden, also einem Transplantat ohne abschließende Knochenblöcke. Allerdings hat diese Technik u.a. den Nachteil einer insertionsfernen Fixierung.

Damit wird eine weitere Schwäche innerhalb der bisher durchgeführten transplantatvergleichenden Studien deutlich. Die meisten der bisher durchgeführten Studien verglichen die insertionsnah fixierte Patellarsehnen- mit einer bis dato meist insertionsfern fixierten Hamstringsehnenplastik (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Corry, Webb et al. 1999) (Marder, Raskind et al. 1991) (O'Neill 1996). Erst der Einsatz neuer Materialien bei den kürzlich durchgeführten Studien (Aune, Holm et al. 2001) (Feller, Webster et al. 2001) (Eriksson 2001) (Eriksson, Anderberg et al. 2001) (Eriksson, Anderberg et al. 2001) erlaubte den Vergleich zweier insertionsnaher Techniken. Jedoch all diese Techniken, die Fremdmaterial benutzen, seien sie nun insertionsnah oder -fern, haben folgende Nachteile:

1. Bei Versagen des Transplantats und erforderlichen Revisionseingriffen stört gegebenenfalls das verwendete Fremdmaterial und erschwert und verlängert den operativen Eingriff.
2. Die Materialien sind sehr teuer.
3. Postoperative MRT-Untersuchungen werden durch Artefakte oft massiv in ihrer Beurteilbarkeit beeinträchtigt.
4. Fremdmaterialien können bei bestimmten Patientengruppen allergische Reaktionen verursachen.

Daher wurden vom Seniorautor H.H. Pässler sowohl für die Patellarsehnen- als auch für die Hamstringsehnenplastik Fixierungstechniken entwickelt, welche auf der einen Seite insertionsnah und auf der anderen Seite fremdmaterialfrei sind. Beiden Verfahren liegt eine Modifikation der „press-fit“ Technik nach Hertel (Hertel, Lais et al. 1990) zu Grunde. Neben der Vermeidung der oben genannten Nachteile bieten diese Techniken weitere grundlegende Vorteile.

Die Entwicklung und der operative Einsatz beider Techniken bieten nun erstmals die Möglichkeit eines prospektiv randomisierten Transplantatvergleichs, welcher alle Vorteile der insertionsnahen und implantatfreien Techniken sowohl bei der Patellarsehnen- als auch bei der Semitendinosus- und Gracilissehnenplastik in sich vereinigt. Insofern ist eine Studie dieser Art der erste prospektiv randomisierte Transplantatvergleich bei zwei unterschiedlichen insertionsnahen und implantatfreien Techniken weltweit. Zudem liegt der Schwerpunkt innerhalb der Studie nicht ausschließlich auf die Evaluation der Stabilität oder der biomechanischen Transplantateigenschaften, sondern insbesondere auf den funktionellen sportmotorischen Untersuchungen. Mit Hilfe verschiedenster objektiver und subjektiver Parameter werden die Auswirkungen der kurz- und mittelfristigen Morbidität und Entnahmestellenmorbidität infolge der vorderen Kreuzbandplastik mittels der Patellarsehne vs. der Hamstrings direkt miteinander verglichen werden. Später sollen mit diesen Ergebnissen Rückschlüsse auf die Sport- und Alltagsfähigkeit der Patienten gezogen werden. Abschließend werden innerhalb eines

Literaturvergleichs die hierbei gewonnenen Resultate und Erkenntnisse in Relation zu anderen prospektiven Studien gesetzt.

Zusammenfassend ist diese Studie der erste weltweit angestellte Vergleich von zwei verschiedenen Kreuzbandplastiken in insertionsnaher und fremdmaterialfreier „all-press-fit“ Transplantationstechnik. Der Schwerpunkt dieser Studie ist, anders als bei vielen früheren Studien dieser Art, auf funktionelle sportmotorische Parameter gelegt. Absicht ist die Erfassung einzelner Einflussgrößen auf die Alltags- und Sportfähigkeit mit Hilfe der Evaluation der Unterschiede innerhalb der Morbidität und Entnahmestellenmorbidity infolge der vorderen Kreuzbandplastik mittels der Patellarsehnen- versus der Semitendinosus- und Gracilissehnenplastik.

2 Allgemeine Voraussetzungen

2.1 Geschichte der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands

Die erste Erwähnung der Kreuzbänder datiert zurück auf einen Bericht in einer altägyptischen Papyrusrolle rund 3000 v. Chr., in welcher die Anatomie des Kniegelenks beschrieben wird.

Während der griechischen Hochkultur wurde in den hippokratischen Schriften erstmals die Subluxation des Kniegelenks bei verletzten Bändern als eine Krankheitseinheit erwähnt.

Rund 500 Jahre später erklärte der griechisch-römische Arzt von Galen (129-199 n. Chr.), der mit seiner „Säftelehre“ das medizinische Denken bis weit in die Neuzeit mitbestimmte, die gelenkstabilisierende Funktion des vorderen Kreuzbands und benannte die interkondylären Bänder „ligamenta genu cruciata“ (vgl. Abb. 1).

Vom frühen Mittelalter bis weit in die Zeit der industriellen Revolution stagnierte dann die Erforschung der Kniebinnenstrukturen.

Erstmals wieder im Jahre 1836 beschrieben die Gebrüder Weber (Weber 1836) aus Göttingen den Roll- und Gleitmechanismus des Kniegelenks) und die unterschiedliche Spannung der verschiedenen Bündel der Kreuzbänder. Zudem bemerkten sie eine abnormale anteriore und posteriore Bewegung des Schienbeins infolge der

künstlichen Durchtrennung des vorderen Kreuzbands, also das Phänomen der „vorderen Schublade“ .

Kurze Zeit später rückte die Erforschung der Anzeichen einer vorderen Kreuzbandverletzung in den Mittelpunkt des Forscherinteresses.

1845 veröffentlichte der französische Arzt Amedée Bonnet (1809-1858) die erste Leichenstudie über den Mechanismus der Kreuzbandverletzung. Er bemerkte, dass das Hämatom ein wichtiges Zeichen für eine Kreuzbandverletzung sei (Bonnet 1845). Zudem erkannte er, dass das vordere Kreuzband meist an der femoralen Insertion (in Höhe des femoralen Ansatzes), in der Regel von einem lauten Krachen und großen Schmerzen begleitet, reißt (Bonnet 1845). Auch war er nach Hippokrates der erste Wissenschaftler, der das Phänomen der Subluxation, also das des „Pivot-shifts“, infolge der Kreuzbandruptur beschrieb. Für instabile Kniegelenke empfahl er schon damals das Anlegen einer gelenkstabilisierenden Orthese.

Im Jahre 1850 veröffentlichte der Engländer J. Stark zwei detaillierte Fälle, bei welchen nach Immobilisation des Kniegelenks durch eine Gipsschiene anscheinend gute Heilungsergebnisse erzielt wurden (Stark 1850). Neben einer scheinbar endlosen Anzahl weiterer Veröffentlichungen fallen vor allem jene des griechischen Arztes George C. Noulis und des französischen Chirurgen Paul Segond auf.



Abb. 1:
Darstellung des griechischen
Arztes „von Galen“

Noulis (Noulis 1875) beschrieb im Jahre 1875 erstmals einen Test zur Prüfung der Funktion des vorderen Kreuzbands. Dieser Test wird heute als der „Lachman“ Test bezeichnet (in Griechenland wird dieser Test immer noch als „Noulis-Test“ bezeichnet). Segond publizierte die erste detaillierte Auflistung von Symptomen einer vorderen Kreuzbandruptur. Hierbei nannte er vier Anzeichen, welche auch heute bei keiner Anamnese fehlen sollten:

1. Schmerz
2. Krachen
3. Gelenkerguss
4. Schubladenbewegung

Die Behandlung einer vorderen Kreuzbandruptur wurde schon damals kontrovers diskutiert.

1895 führte Mayo Robson die erste Kreuzbandnaht durch, mit welcher er, nach eigenen Angaben, gute klinische Ergebnisse erzielte. Der Berliner Arzt Goetjes empfahl ebenfalls die Augmentation bei einer vorderen Kreuzbandruptur.

Im Gegensatz zu diesen beiden Chirurgen bemerkte Jones (Jones 1916) schon damals aufgrund der kreuzbandspezifischen pathogenethischen Bedingungen die Sinnlosigkeit von Kreuzbandnähten aufgrund fehlender Einheilung. Eine Beobachtung, die jedoch erst 60 Jahre später durch Feagin und Curl (Feagin & Curl 1976) bestätigt wurde.

Schon kurz nach der ersten Kreuzbandnaht wurde autologes, also körpereigenes, Material als Transplantat in Betracht gezogen. Bis zum heutigen Tage wurden viele autologe Materialien sowohl im Tierversuch als auch beim Menschen direkt erforscht. Die Wahl des jeweiligen Transplantates und dessen Fixierung hing damals wie auch heute davon ab, welches Transplantat bzw. Operationsmethode der behandelnde Chirurg bevorzugte (Fu, Bennett et al. 1999). Der Italiener Nicoletti (Nicoletti 1913) berichtete 1913 über erste Kreuzbandtransplantationen bei Hunden mittels der Fascia lata und einem Perioststreifen. Hinsichtlich der Stabilität und der Mobilität erzielte er gute Ergebnisse.

Wie in „Abhandlungen der deutschen Gesellschaft für Chirurgie“ von E. Hesse (Hesse 1914) berichtet, gelang wohl dem Russen Greckow die erste

erfolgreiche Kreuzbandtransplantation am Menschen durch ein Präparat aus der Fascia lata (vgl. Abb. 2).

Mit dem iliotibialen Band wählte der Chirurg Hey Groves (Hey Groves 1917) 1917 ein anderes erfolgreiches Transplantationsmaterial.

Eine auch noch für die heutige Kreuzbandchirurgie sehr wichtige und zu jener Zeit „bahnbrechende“ Arbeit erschien im Jahre 1938 unter dem Titel „Die Verletzungen der Bänder des Kniegelenks“ von Ivar Palmer (Palmer 1938). Neben detaillierten Angaben zur Anatomie, Biomechanik und Behandlung, stellte er ein eigens von ihm entwickeltes Zielgerät, ähnlich einem wie es noch heute verwendet wird, vor (vgl. Abb. 3).

In der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts setzte sich vor allem die Patellarsehne als Transplantationsmaterial durch. Aufgrund ihrer biologischen Eigenschaften stellt die Patellarsehne noch bis zum gegenwärtigen Zeitpunkt den sogenannten „golden standard“ dar (Fu, Bennett et al. 1999). Grundlage hierfür war u.a. die Technik von Brückner, die er im Jahre 1967 beschrieb. Er verwendete schon damals das mediale Drittel der Patellarsehne mit einem distal und einem proximal entnommenen Knochenblock. Um die damals schon guten Transplantationsergebnisse noch zu optimieren, wurde auch mit körperfremden Materialien, den Allografts, experimentiert. Im Jahre 1933 beispielsweise verwendete E. Bircher, bekannt für seine Pionierarbeit

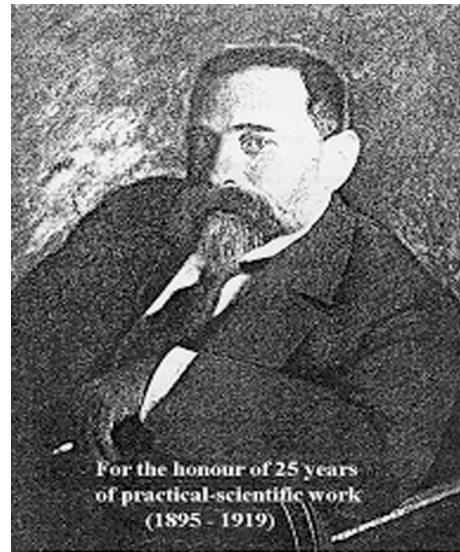


Abb. 2:
Der russische Arzt „Greckow“

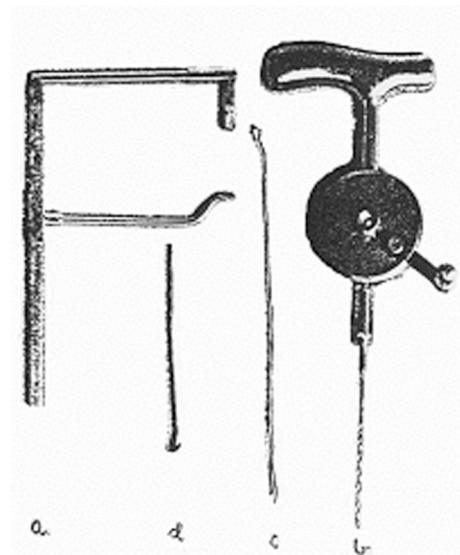


Abb. 3:
Erste Zielhilfen zur Tunnelpositionierung von Ivar Palmer.

innerhalb der Arthroskopie, Kängurusehnen als Kreuzbandersatz und veröffentlichte gute Ergebnisse (Bircher 1933).

Synthetische Ersatzplastiken wurden noch früher in Betracht gezogen. 1907 schlug der Münchener Arzt F. Lange (Lange 1907) Seidenfäden als Ersatz des vorderen Kreuzbands vor. Jedoch setzte sich dieses Verfahren, wie auch alle folgenden, vor allem aufgrund der Abstoßungsreaktionen, nicht durch.

Bis zum heutigen Tage sind über 500 verschiedene Operationsmethoden veröffentlicht worden (Eriksson 2001) und ein Ende ist, wie an dieser Studie erkennbar, nicht absehbar. Die Gründe hierfür sind sicherlich eine immer bessere technische Unterstützung, z.B. in Form der Arthroskopie, sowie ein besseres Verständnis für die funktionelle Anatomie des Menschen, das Bemühen um kürzere Operationszeiten, eine lange Haltbarkeit des Transplantates, sowie eine rasche, komplikationslose und dauerhafte Rehabilitation.

2.2 Epidemiologie der Kreuzbandverletzung

Grundlage für die beschriebene progressive Weiterentwicklung der Kreuzbandchirurgie war und ist ein riesiges Reservoir an epidemiologischen Daten. Erst eine immer genauere Erkenntnis betreffend der Anzahl, Unfallursachen, Auswirkungen, der Verteilung auf einzelne und die Überprüfung der Effizienz einer Operationsmethode, lässt Weiterentwicklungen zu.

Jedoch erweist sich eine möglichst genaue statistische Erfassung als äußerst schwierig. Die Daten vieler kreuzbandinsuffizienter Patienten lassen sich nicht kombinieren. Die Patienten kommen aus verschiedenen Sportarten, werden zu unterschiedlichen Zeitpunkten operiert, oder werden mit völlig unterschiedlichen Operationsmethoden, welche man nicht untereinander vergleichen kann, weiter- und nachbehandelt. So fällt ein Großteil der Patienten durch das „Raster“, d.h. „sie werden bei einem der vielen Punkte in der Kette der Geschehnisse zwischen Unfall und Versorgung nicht ausreichend erfasst“ (Garrick 1994). Immer, wenn ein Fall statistisch verloren geht, fehlt er in der

Gruppe der dokumentierten Fälle und macht diese Stück für Stück unrepräsentativer (Garrick 1994). Neben weiteren Gründen ist eine mögliche Erklärung für die unzureichende statistische Erfassung die sehr hohe Verletzungsrate in der allgemeinen Bevölkerung (Alltags- und Breitensportunfälle). Fu schätzt in diesem Zusammenhang die jährliche Häufigkeit der Verletzung 1:3000 US-Amerikanern (Fu, Bennett et al. 1999). Eine ähnliche Zahl, 31 VKB-Verletzungen auf 100.000 Einwohner pro Jahr, nennt auch Buhl-Nielsen (Buhl-Nielsen 1991). Eine wesentlich höhere Inzidenz gibt Hirshman mit 98 Rissen des vorderen Kreuzbands auf 100.000 Einwohner pro Jahr an (Hirshman, Daniel et al. 1990). Allein bei 100.000 Collegesportlerinnen in den USA wurden 1999 mehr als 2200 VKB-Rupturen gezählt. Die Kosten für VKB-Rekonstruktionen der verletzten Sportlerinnen werden auf über 37 Millionen Dollar pro Jahr geschätzt (Hewett, Lindenfeld et al. 1999). In den USA werden jährlich nahezu 160.000 VKB-Rekonstruktionen durchgeführt (Gottlob & Baker 2000). Nimmt man einen Betrag von 18.000 Dollar (Hewett, Lindenfeld et al. 1999) als Maß für die Rekonstruktion und die Weiterbehandlung von jedem Patienten, so ergibt dies alleine in den USA jährlich eine astronomische Summe. Rüegsegger und Jakob (Rüegsegger & Jakob 1993) stellten in den letzten Jahren eine deutliche Zunahme der Kreuzbandverletzungen fest. Unter den typischen ligamentären Verletzungen ist die Ruptur des vorderen Kreuzbands (VKB) die häufigste mit 47,6%, danach folgen die mediale Seitenbandruptur (MCL) mit 28,8%, die kombinierte „VKB-“ mit „MCL-Ruptur“ mit 12,7%, die hintere Kreuzbandruptur (HKB) mit 3,6%, die Ruptur des lateralen Seitenbandes mit 2,0%, die „MCL-“ und „HKB-Ruptur“ mit 1,6% und letztlich die „VKB-“ mit „LCL-Ruptur“ mit 1,2% (Rüegsegger & Jakob 1993).

Die häufigste Ursache für Knieverletzungen ist eine Sportverletzung (Strobel, Stedtfeld et al. 1995) (Rüegsegger & Jakob 1993). Nach Natri, Jarvinnen und Kannus ist Sport in 54% aller Fälle für eine Verletzung des vorderen Kreuzbands verantwortlich (Natri, Jarvinen et al. 1995). Unter allen Sportarten führt die sehr körperbetonte Spielsportart Fußball mit 29% aller Fälle am häufigsten zu einer VKB-Verletzung (Natri, Jarvinen et al. 1995). Diese ist dicht

gefolgt vom Skiabfahrtslauf mit 20% und Volleyball mit 12% (Natri, Jarvinen et al. 1995).

In diesem Zusammenhang zeigt die Studie der schwedischen „Folksam“ Versicherungsgesellschaft, dass bei Fußballspielern die VKB-Ruptur die häufigste aller Sportverletzungen darstellt, die zu einer Sportinvalidität führt. Dies mag nicht verwundern, wenn man bedenkt, dass im Zeitraum von 1986-1990 von 3735 aufgeführten Verletzungen 25% das Knie betrafen und dass davon über 30% Rupturen des vorderen Kreuzbands waren (Folksam 1994).

Diese Zahlen und bislang nahezu 5000 wissenschaftliche Veröffentlichungen bezüglich der VKB-Verletzungen (Eriksson 2001) belegen, dass trotz intensiver Bemühungen seit Mitte des 19. Jahrhunderts immer noch ein hoher Forschungsbedarf besteht. Die Optimierung von präventiven Maßnahmen und Behandlungsmethoden, beispielsweise die Wahl des Transplantates, stellt immer noch eine große Herausforderung dar (Eriksson 2001).

3 Die Anatomie des Kniegelenks

Um die wesentlichen Unfallursachen und einzelne Überlegungen zu den Techniken der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands besser nachvollziehen zu können, ist es nötig, die Anatomie und Biomechanik des unverletzten Kniegelenks sowie das funktionelle Zusammenspiel der knöchernen und muskulären Strukturen in seinen Grundzügen zu erfassen. Daher soll in diesem Kapitel ein kurzer Überblick über die funktionelle Anatomie und die Biomechanik des unverletzten und des kreuzbandinsuffizienten Kniegelenks erfolgen.

Die Darstellung der Strukturen soll aus einer sportwissenschaftlichen Sichtweise erfolgen. Dies bedeutet, dass nur die für die Bewegungsabläufe anatomischen Grundlagen und Gedanken funktionell beschrieben werden. Andere, speziell medizinische Aspekte werden kurz erwähnt, jedoch nicht ausführlich beschrieben.

Alle Strukturen und Mechanismen werden aus Gründen der Übersichtlichkeit getrennt voneinander erklärt. Es sollte jedoch immer bedacht werden, dass vom dem intraartikulären System des Kniegelenks über die extraartikulären Strukturen der Muskulatur und Sehnen, bis hin zu dem Zentralen Nervensystem (ZNS), alle Strukturen jederzeit komplex miteinander verbunden sind, ihre Funktionen voneinander abhängen und sie nicht unabhängig wirken können. Eine, das Kniegelenk betreffende, extraartikuläre Störung zieht nahezu zwangsläufig eine intraartikuläre Störung mit sich, und umgekehrt. Es handelt sich um ein insgesamt hochkomplexes Geschehen, welches immer nur teilweise erfasst werden kann. Möglicherweise sind hier auch die oftmals widersprüchlichen Behandlungsmethoden und Ergebnisse begründet.

3.1 Die knöchernen Strukturen des Kniegelenks

Zwischen dem Femur (Oberschenkelknochen), mit dem nach innen abgewinkelten Schenkelhals, und der Tibia, dem Schienbein, befindet sich das größte und wohl komplexeste Gelenk des menschlichen Körpers, das Kniegelenk (Appell & Stang-Voss 1996). Das Kniegelenk selbst besteht wiederum aus zwei Gelenken, dem femoro-tibialen Gelenk, zwischen dem Femur und der Tibia, sowie dem femoro-patellaren Gelenk, zwischen dem Femur und der Patellascheibe. Beide Gelenke wirken in unterschiedlicher Art und Weise, jedoch gleichbedeutend und komplex zusammenhängend, auf die Gelenkmechanik ein. Neben dieser Tatsache ist das Kniegelenk insofern einzigartig, da es das einzige „Roll-Gleit-Gelenk“ des menschlichen Körpers ist (Müller 1983). Das bedeutet, dass das Gelenk über keine knöchernen Führung, wie etwa ein Scharniergelenk, verfügt und die Stabilisation des Kniegelenks daher ausschließlich über ligamentäre und muskuläre Strukturen erfolgen muss. Strobel (Strobel, Stedtfeld et al. 1995) unterscheidet hier die „aktiven“ (muskulären) und die „passiven“ (ligamentären) Stabilisatoren.

Der Femur ist an seinem distalen Ende durch zwei rundliche, walzenförmige, mit Gelenkknorpel überzogenen Gelenkknorren, dem Condylus medialis und

lateralis, verbreitert. Zwischen den beiden Condylen befindet sich an der Vorderseite des Gelenks eine flache, ebenfalls mit Knorpel überzogene Rinne, die Facies patellaris. In dieser Rinne verläuft die Kniescheibe. Am distalen Ende der Condylen liegt die Fossa intercondylaris, in deren Innenseite am lateralen Condylus, das vordere Kreuzband entspringt. Die Fossa intercondylaris (Kreuzbandhöhle) wird auch als die „Notch“ bezeichnet. Die Form dieser Notch kann einen großen Einfluss auf eine Verletzung oder Ruptur des vorderen Kreuzbands haben (Strobel, Stedtfeld et al. 1995).

In der sagittalen, der seitlichen Ansicht, besitzen die Walzen der Femurcondylen keinen kreisrunden Querschnitt, sondern ihre Krümmung nimmt von vorne nach hinten zu. Dementsprechend sind die Krümmungsradien der hinteren Anteile geringer (Appell & Stang-Voss 1996). Diese Tatsache hat einen besonderen Einfluss auf die Biomechanik des Kniegelenks und soll später näher erläutert werden.

Zwischen dem Femur und der Tibia liegt der Gelenkspalt, in welchem sich einige der Weichteilstrukturen befinden, welche das Kniegelenk u.a. stabilisieren und zusammenhalten sollen. Ferner werden die beiden Knochen durch die Gelenkkapsel verbunden.

An ihrem proximalen, dem gelenknahen, Ende ist die Tibia ebenfalls zu zwei Condylen verbreitert, welche eine nahezu flache und große Gelenkfläche darstellen. Diese mit einer dicken Knorpelschicht überzogene Gelenkfläche, wird als das Tibiaplateau bezeichnet. Zwischen den beiden Tibiacondylen erhebt sich eine firstartige Erhöhung, die Eminentia intercondylaris. Neben ihrer Funktion als zentraler Drehpfeiler (Müller 1983) zwischen dem Femur und der Tibia, welcher das Tibiaplateau in einen ventralen und dorsalen, sowie in einen medialen und lateralen Komplex unterteilt, setzt an ihr das vordere Kreuzband an.

Stellt man in der sagittalen Ebene die gekrümmten Femurcondylen dem plateauartigen Tibiacondylen gegenüber, wird die Inkongruenz beider Gelenkflächen zueinander deutlich. Ein Kontakt über weite Teile der Gelenkflächen kann nicht zustande kommen. Erst mit Hilfe der oben genannten aktiven und passiven Gelenkstabilisatoren ist es möglich, einen Gelenkkontakt

über eine kleine Fläche, der zu einer hohen Kompression des Gelenkknorpels führen würde, zu vermeiden und somit einen konstanten Druck über das gesamte Bewegungsausmaß zu erhalten (Appell & Stang-Voss 1996).

An der Vorderfläche der Tibia liegt die Tuberositas tibiae, eine knöcherne Erhebung, auf welcher man sich in kniender Stellung abstützt. An dieser knöchernen Struktur setzt die Patellarsehne an.

Die Patella selber ist als das größte aller Sesambeine des menschlichen Körpers in die Quadricepssehne eingelagert (Appell & Stang-Voss 1996). Die Fasern der Sehne, welche die Kniescheibe umfassen, ziehen oberhalb der Patella hinweg, um anschließend direkt in die Patellarsehne einzustrahlen. Die Kniescheibe bildet mit der Vorderfläche der Femurcondylen und der Facies patellaris das „femoro-patellare“ Gelenk. Sie besitzt eine dreieckige Gestalt, wobei die Spitze des Dreiecks nach distal (unten) zeigt. Der proximale, obere Rand der Patella ist breit und wird als „basis patellae“ bezeichnet. Distalwärts läuft das Sesambein in die oben beschriebene abgerundete Spitze, den „apex patellae“ aus. Die den

Femurcondylen zugewandte Hinterfläche der Patella wird von einer dicken, bis zu 0,5 mm dicken Knorpelschicht überzogen, die sich in der Mitte firstförmig erhebt und in die Facies patellaris hineinragt. Die Erhebung fungiert als eine Art passives Gleitlager, welches die Patella bei Beugung und Streckung des Kniegelenks immer zentrieren soll (Müller 1983). Dies bedeutet, dass die Patella bei Beugung des Kniegelenks zum proximalen Anteil und bei Streckung des Kniegelenks zum distalen Anteil der Femurcondylen wandert. In Streckstellung liegt sie der Facies patellaris auf und bei zunehmender Beugung verlagert sie sich mehr und mehr auf die Femurcondylen, wobei die Kontaktfläche bei zunehmender Kompression verringert wird (Appell & Stang-Voss 1996). An dem oberen Pol übernimmt die aktive Verspannung der Patella der M. quadriceps femoris. In horizontaler Ebene übernehmen diese Aufgabe die Mm. vastus medialis und lateralis. Somit ist der komplizierte Patellargleitweg durch längs- und querverlaufende Muskel-Sehnen-Einheiten in nahezu allen Ebenen gesichert (Strobel, Stedtfeld et al. 1995) und es wird eine Medialisierung oder Lateralisierung der Patella aktiv verhindert. Durch ihre

Einlagerung in den Streckapparat wird die Patella bei allen Belastungen gegen die femoralen Gelenkflächen gepresst. Mit zunehmender Beugung und der damit erhöhten Spannung des aktiven Streckapparates nimmt daher der Druck im femoro-patellaren Gelenk rasch zu. Bei einer Schwächung der aktiven und passiven Stabilisatoren ist die exakte Führung der Patella nicht mehr gewährleistet. Der retropatellare Druck kann noch mehr steigen und infolge dessen kann es zu degenerativen Erscheinungen an der Patellarückseite kommen. Klinisch ist dieses Krankheitsbild als „Chondropathia patellae“ bekannt.

3.2 Die Weichteilstrukturen des Kniegelenks

Da das Kniegelenk über keine primäre knöchernen Führung verfügt, wie etwa das Hüftgelenk, ist die Bedeutung der „aktiven“ und „passiven“ Stabilisation schon mehrfach hervorgehoben worden.

Die gebräuchlichste Einteilung der aktiven Kniestabilisatoren stammt von Nicholas (Nicholas 1973), welcher die Kniebinnenstrukturen in verschiedene Komplexe unterteilt. Dennoch soll, aus Gründen der funktionellen Darstellung die Beschreibung der Stabilisation des Gelenkes hauptsächlich über die aktiven und passiven Kniestabilisatoren erfolgen. Erst im Anschluss daran erfolgt aus Gründen der Übersichtlichkeit die Einteilung der Strukturen nach Nicholas.

Zu den „aktiven“ bzw. „dynamischen“ Stabilisatoren werden die Muskel-Sehnen-Einheiten und zu den „passiven“ bzw. „statischen“ Stabilisatoren werden die Bandstrukturen (Ligamente), die Menisken und einzelnen knöchernen Stabilisatoren gezählt (Strobel, Stedtfeld et al. 1995). Jedoch können auch passive Stabilisatoren aktiv stabilisieren. Sie verfügen über Propriozeptoren, welche aktiv Meldungen über die Gelenk- oder Muskelsituation an das Zentrale Nervensystem (ZNS) senden und so die „aktiven“ Strukturen aktivieren (Freiwald, Engelhardt et al. 1997).

Betrachtet man bis hierhin die Bedeutung der „aktiven“ und „passiven“ Stabilisatoren, so wird deutlich, warum diesem hochkomplexen Zusammenspiel

von verschiedensten Strukturen des Kniegelenks in dieser Arbeit über Verletzungen des vorderen Kreuzbands eine so große Beachtung zukommt. Ist die Funktion einer passiven, intraartikulären Struktur gestört, wie bei einer Ruptur des vorderen Kreuzbands, so wirkt sich dies unweigerlich auf alle anderen intra- und extraartikulären, aktiven und passiven Strukturen langfristig aus.

3.2.1 Die aktive, muskuläre Stabilisation des Kniegelenks

Sowohl elektromyographische (Louie, Kuo et al. 1984) als auch isokinetische Studien beweisen den enormen Beitrag, den die Muskulatur zur Stabilisierung des Kniegelenks beiträgt. So kann die Muskulatur der Oberschenkelrückseite im angespannten Zustand die Rotationsinstabilität eines um 90° gebeugten Kniegelenks um ca. 24% reduzieren (Louie & Motte 1987). Eine Koaktivierung der Oberschenkelvorder- und -rückseite ist in der Lage, diese Art der Instabilität nahezu zu beseitigen (Louie & Motte 1987). Weitere Studien belegen, dass auch das kreuzbandinsuffiziente Kniegelenk nur mit Hilfe einer gut ausgebildeten Oberschenkelmuskulatur, sowohl in klinischen Testsituationen, als auch bei Funktionen des alltäglichen Lebens, gut stabilisiert werden kann (Walla, Albright et al. 1985) (Giove, Miller et al. 1983). Jedoch zeigen kreuzbandinsuffiziente Patienten schon während leichter sportlicher Belastungen eine veränderte Kniekinematik (Marans, Jackson et al. 1989) (Reuben, Rovick et al. 1989). Es soll daher kritisch bemerkt werden, dass das Durchschnittsalter bei einer Ruptur des vorderen Kreuzbands bei 33 Jahren für Männer und 39 Jahren für Frauen in einem sportfähigen Alter liegt (Natri, Jarvinen et al. 1995). Es besteht die Frage, ob bei „sportwilligen“ Patienten dieser Altersstruktur das alleinige muskuläre Stabilisationsvermögen ausreichend ist.

Im ventralen Komplex des Kniegelenks, d.h. auf der Oberschenkelvorderseite, liegt der M. quadriceps femoris. Er entwickelt sich beim Menschen parallel mit dem aufrechten Gang und wird deshalb als dessen Grundpfeiler angesehen

(Strobel, Stedtfeld et al. 1995). Mit seinen 5 Anteilen ist er nicht nur der kräftigste aktive Kniestabilisator, sondern zugleich auch der kräftigste Muskel des gesamten menschlichen Körpers (vgl. Abb. 4 a und b) (Appell & Stang-Voss 1996). Seine Hauptfunktion besteht in der Streckung des Beins. Drei seiner Köpfe entspringen direkt vom Femur. Innen liegt der, als deutlicher Wulst unter

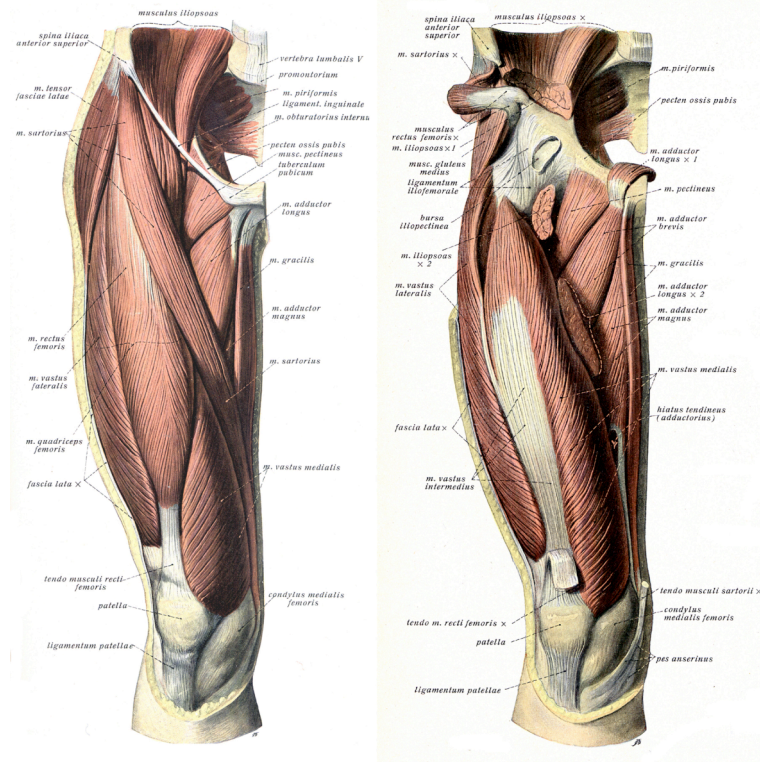


Abb. 4:
Die Muskulatur der Oberschenkelvorderseite
(Sobotta, J. et al. 1957)

der Haut erkennbare, M. vastus medialis. Ihm gegenüber auf der Außenseite verläuft der M. vastus lateralis. Beide setzen über zusätzliche Fasern an der Patella und der Tibia an. Der M. vastus medialis und M. vastus lateralis bilden aufgrund ihrer anatomischen Anordnung eine Art Rotationssicherung, um z.B. Verdrehtraumen zu verhindern (Strobel, Stedtfeld et al. 1995). Zwischen den beiden beschriebenen Muskeln zieht in der Tiefe der M. vastus intermedius. Er wird vom M. rectus femoris überdeckt, welcher neben seiner Funktion als Kniestrecker auch als Hüftbeuger dient, da er ein zweigelenkiger Muskel ist. Neben seiner Hauptfunktion als Kniestrecker, fungiert der M. quadriceps femoris als dynamischer Partner des hinteren Kreuzbands, indem er wesentlich zu einer sagittalen Stabilisierung des Kniegelenks beiträgt (Strobel, Stedtfeld et al. 1995).

Eine Atrophie des M. quadriceps, vor allem des M. vastus medialis, findet sich sehr häufig bei Patienten mit einer Insuffizienz des vorderen Kreuzbands oder einer älteren Meniskusläsion (Baughter, Warren et al. 1984) (Müller 1983). Die

mehr oder weniger ausgeprägte Muskelatrophie ist somit ein wichtiger Hinweis auf eine ernsthafte Schädigung einer dieser Knieinnenstrukturen (Snyder-Mackler, De Luca et al. 1994). Als ein weiterer Muskel des Ventralkomplexes gilt der M. sartorius, der so genannte Schneidermuskel. Er besitzt seinen Ursprung an der Spina iliaca anterior superior und setzt, nachdem er das Kniegelenk hinter der Transversalachse überzogen hat, am medialen Rand der Tuberositas tibiae an. Hier bildet er zusammen mit zwei Muskeln des medialen Komplexes, dem M. semitendinosus und M. gracilis, die Pes anserinus Gruppe. Diese Pes anserinus Gruppe bewirkt, zusammen mit dem M. semimembranosus, eine mediale Stabilisierung und bewirkt eine Kniebeugung und Innenrotation.

Nun folgen die in dem dorsalen Komplex beherbergten Muskeln der Oberschenkelrückseite (vgl. Abb. 5 a und b). Aufgrund ihrer Funktion werden die drei zuvor genannten Muskeln, der M. semitendinosus, der M. semimembranosus und M.

gracilis, ebenfalls hier erläutert. Die an der Oberschenkelrückseite verlaufende ischiocrurale Muskulatur, bestehend aus dem M. biceps femoris, dem M. semitendinosus, dem M. semimembranosus und dem M. gracilis, wird im amerikanischen Sprachraum als die „Hamstrings“ bezeichnet. Da diese Muskelgruppe ein zentraler Bestandteil dieser Arbeit ist, wird ab diesem Zeitpunkt vermehrt

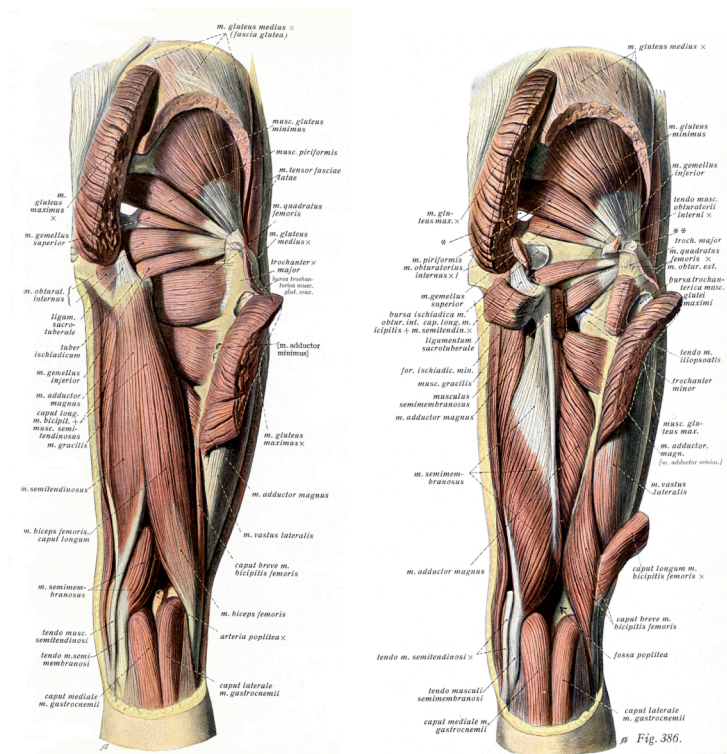


Abb. 5:
Die Muskulatur der Oberschenkelvorderseite
(Sobotta, J. et al. 1957)

diese Bezeichnung verwendet werden. Die Muskulatur der Hamstrings wird im Allgemeinen als der Synergist des vorderen Kreuzbands bezeichnet (Baratta, Solomonov et al. 1988) (Draganich, Jaeger et al. 1989) (Kalund, Sinkiaer et al. 1990) (More, Bryant et al. 1993). Die Hamstrings fördern einen posterioren Schub, um einer anterioren Instabilität entgegenzuwirken (Walla, Albright et al. 1985). More et al. beschrieben in einer in-vitro Studie, dass die anteriore Tibiatranslation nach künstlicher Durchtrennung des vorderen Kreuzbands, aufgrund verstärkter Hamstringaktivität, abnehmen kann (More, Bryant et al. 1993). Somit scheint, dass nach einer Kreuzbandruptur die Atrophie des M. quadriceps, aufgrund verschiedenster neurophysiologischer Vorgänge, mittels einer verstärkten Hamstringaktivität kompensiert werden soll und auch wird (Hagood, Solomonov et al. 1990).

Der M. biceps femoris besitzt, vom Tuber ischiadicum entspringend, einen langen (Caput longum), und einen kurzen Kopf (Caput breve). Seine sehr kräftige, an der lateralen Kniekehle deutlich tastbare Endsehne, setzt am Wadenbeinköpfchen, dem Caput fibulae, an. Der Biceps beugt das Bein im Kniegelenk. Gleichzeitig ist er der einzige Außenrotator und hemmt die Innenrotation. Im Gegensatz dazu rotieren der M. semitendinosus und M. semimembranosus das Kniegelenk nach innen. Auch sie unterstützen die Beugung des Kniegelenks. Beide Muskeln besitzen einen vergleichbaren Verlauf, wobei der M. semitendinosus den darunter liegenden flachen M. semimembranosus überlagert. Der Ursprung beider Muskeln ist am Tuber ischiadicum. Jedoch sind ihre Endsehnen im Gegensatz zu der Bicepssehne medial tastbar. Der zu den Adduktoren zählende M. gracilis zieht ebenfalls medial zur Tuberositas tibiae und unterstützt die Beugung des Kniegelenks und die Innenrotation. Zusätzlich wirken bei der Beugung des Kniegelenks zwei Muskeln mit. Zum einen der zur Unterschenkelmuskulatur gehörende M. gastrocnemius. Zum anderen der M. popliteus, welcher als letzter Muskel des dorsalen Komplexes kurz beschrieben werden soll.

Der M. popliteus ist ein kurzer Muskel, der von der Außenseite des lateralen Femurcondylus zur Hinterseite der Tibia zieht. Neben der Kniebeugung und seiner innenrotatorischen Funktion, fällt ihm eine besondere Bedeutung in der

Entriegelung der Schlussrotation zu, d.h. er sichert das Kniegelenk bei zunehmender Streckung. Bei der Schlussrotation wird in voller Streckung des Kniegelenks eine leichte Außenrotation hervorgerufen, um Spannung von den sich umeinanderwickelnden vorderen und hinteren Kreuzbändern zu nehmen.

3.2.2 Die passiven Stabilisatoren des Kniegelenks

Die Bewegungen des Kniegelenks werden „passiv“ durch zwei Bandsysteme geführt (Strobel, Stedtfeld et al. 1995). Zum einen durch die beiden Seitenbänder und zum anderen durch die im zentralen Komplex liegenden Kreuzbänder (Abb. 6). Unterstützt wird die passive Führung durch die, ebenfalls im zentralen Komplex liegenden, Menisken (Appell & Stang-Voss 1996).

Die faserknorpeligen Menisken haben zwei Aufgaben:

1. Gleichmäßige Verteilung des Drucks auf den Knorpel.
2. Stabilisation (Bremsklotzeffekt).

Die Menisken verbessern funktionell die Kongruenz zwischen dem Femur und der Tibia und vergrößern die Auflagefläche der Femurcondylen. Ferner sind sie entscheidende Stabilisierungselemente des Kniegelenks, zumal sie ca. 45% des Körpergewichts tragen (Strobel, Stedtfeld et al.

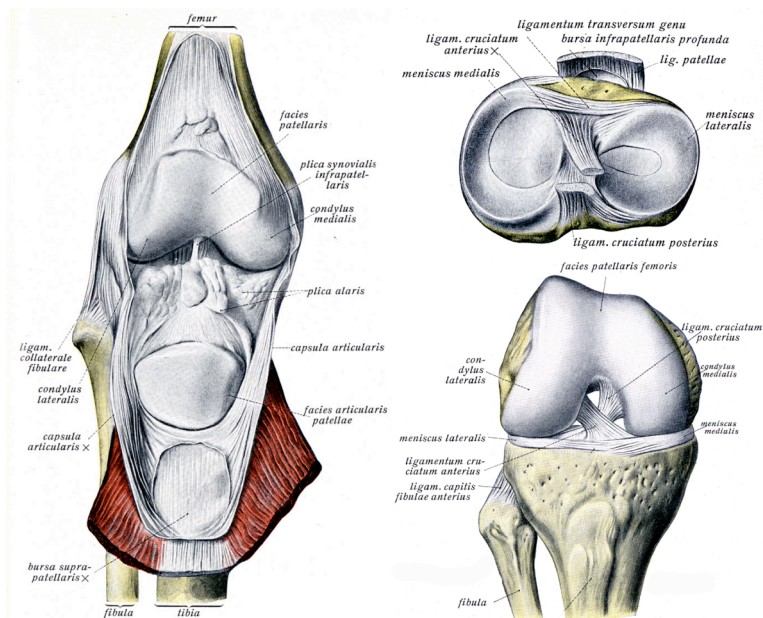


Abb. 6:
Die „passiven“ Kniestabilisatoren (Sobotta, J. et al. 1957)

1995). Das Knie besitzt zwei zueinander offene, halbmond- oder c-förmige Menisci. Einen lateralen und einen medialen Meniskus. Weite Teile, v.a. die der

Meniskusvorder- und -hinterhörner, werden durch Blutgefäße versorgt, so dass sie bei Verletzung eine erhöhte Heilungschance besitzen und zumeist nicht rezidiert werden müssen. Beide Menisci besitzen ein keilförmiges Profil. So umschließen sie jeweils den lateralen und medialen Femurcondylus wie eine Manschette. Sie liegen auf dem Tibiaplateau auf und sind an ihrer Basis mit der Gelenkkapsel verwachsen. Untereinander sind die Meniscii durch Bänder verbunden. Ihre Enden sind an der Tibia angeheftet. Diese 3-Punkte Verankerung sorgt für eine ausreichende Stabilität, da die Meniscii ansonsten beweglich sind und sie sich daher den unterschiedlichen Krümmungen der Femurcondylen bei Beugung und Streckung des Kniegelenks anpassen können. Dabei werden die flexiblen Meniscii bei der vollen Kniebeugung mehr als 1 cm nach hinten gezogen. Wären sie in ihrer vollen Gesamtheit fest auf dem Plateau fixiert, würden sie bei dieser Bewegung abreißen. Auch bei Rotationsbewegungen des Unterschenkels gegen den Oberschenkel werden die Meniscii analog den Bewegungen der Condylen mitbewegt. Je weiter die Bewegungsausschläge führen, desto mehr geraten sie unter Spannung. Je schneller die Bewegungen ausgeführt werden, um so höher ist das Verletzungsrisiko, da die Menisci unter Umständen der Gleitbewegung der Femurcondylen nicht folgen können, somit eingeklemmt werden und sogar reißen können. Dabei ist der mediale Meniskus etwa 20mal stärker gefährdet als der laterale (Appell & Stang-Voss 1996). Diese höhere Gefährdung ist durch die Verbindung des dorsalen Meniskusdrittels zum M. semimembranosus gegeben. Die enge ligamentäre Verbindung erklärt eine geringere Mobilität des medialen im Gegensatz zum lateralen Meniskus und die sich daraus resultierende erhöhte Verletzungshäufigkeit (Appell & Stang-Voss 1996).

Das mediale Seitenband (Lig. collaterale mediale) ist die auffälligste ligamentäre Struktur der Knieinnenseite. Es entspringt vom medialen Femurcondylus und setzt nach seinem 9-10 cm langen Verlauf an der medialen Tibiakante, bedeckt von der Pes anserinus Gruppe, an. Es stellt eine Art der medialen Verstärkung der Gelenkkapsel dar und ist mit ihr verwachsen. In Streckstellung ist das Seitenband straff gespannt. Im Gegensatz zu manch anderen Darstellungen, wie beispielsweise der von Appell (Appell & Stang-Voss

1996), verliert es jedoch nach Strobel bei zunehmender Flexion nicht an Spannung, da sich aufgrund der Anatomie des medialen Seitenbandes seine dorsalen Faserzüge „quasi von selbst nachspannen“ (Strobel, Stedtfeld et al. 1995). Somit liegt die Funktion des medialen Seitenbandes nicht nur in der Stabilisierung des Kniegelenks gegen Valguskraften (Kräfte, die das Kniegelenk nach „innen“ drücken) in Extension, sondern auch in Flexion. Zudem wirkt das mediale Seitenband Außenrotationskräften entgegen.

Das im Querschnitt runde, 5-7 cm lange laterale Seitenband (Ligamentum collaterale laterale) zieht vom lateralen Femurcondylus zum Fibulaköpfchen. Im Gegensatz zu seinem Gegenüber ist es nicht mit der Kapsel verwachsen, sondern es besteht ein ca. 1 cm großer Spalt, durch welchen die Sehne des M. popliteus verläuft. Die Funktion des lateralen Seitenbandes wird in der Literatur unterschiedlich beurteilt (Strobel, Stedtfeld et al. 1995). Einerseits wird es als einer der wichtigsten lateralen „passiven“ Kniestabilisatoren angesehen (Kaplan 1961) (Nicholas 1973) zum anderen wird ihm keine wesentliche stabilisierende Funktion zugeschrieben (Hertel 1980) (James 1978). Diese Stabilisierungsfunktion wird vor allem dem Tractus iliotibialis zugesprochen, ein Band, welches von der Spina iliaca anterior superior entspringt, mit seinen wesentlichen Anteilen über den Kniegelenksspalt zieht und schließlich am Tuberculum Gerdy ansetzt.

Bei zunehmender Beugung des Kniegelenks nimmt die Bedeutung der beiden Kreuzbänder zur „passiven“ Sicherung des Kniegelenks zu. Die Kreuzbänder liegen innerhalb der Fossa intercondylaris. Sie sind die Zentralpfeiler des Kniegelenks. Das Dach der Fossa intercondylaris bzw. der Kreuzbandhöhle, auch „Notch“ genannt, ist zur Femurlängsachse um ca. 40° geneigt (Meschnik 1974) (Meschnik 1975). Die Weite der Fossa intercondylaris variiert individuell. Sie beträgt bei Männern im Mittel 22 mm und bei Frauen im Mittel 20 mm. Die Inzidenz von Kreuzbandverletzungen soll bei einer engen Fossa intercondylaris erhöht sein. Die Kreuzbänder werden im vorderen und seitlichen Anteil von der Membrana synovialis bedeckt. In der Kniekehle fehlt der synoviale Überzug. Hier grenzt das hintere Kreuzband an die Membrana fibrosa der Gelenkkapsel. Da die Gelenkhöhle definitionsgemäß von der Synovialmembran begrenzt wird,

liegen die Kreuzbänder streng genommen außerhalb der Gelenkhöhle, aber innerhalb der fibrösen Gelenkkapsel. Unter klinischen Gesichtspunkten ist es jedoch sinnvoll von einer intraartikulären Lage zu sprechen, da die Kreuzbänder arthroskopisch vom Gelenkinnenraum aus erreichbar sind.

Das vordere Kreuzband, das Lig. cruciatum anterius, entspringt an den hinteren Anteilen in einem ca. 15-20 mm länglich ovalem Ursprungsareal vom dorsalen Bereich an der Innenseite des lateralen Femurcondylus. Es verläuft schräg durch die Fossa intercondylaris und inseriert nach einem 3-4 cm langen Verlauf in der vorderen Hälfte des mittleren Drittels des sagittalen Tibiadurchmessers im Bereich der Eminentia intercondylaris.

Die tibiale Insertion liegt direkt neben der Anheftung des Außenmeniskusvorderhorns. Ausdehnung und Lokalisation von Ursprung und Ansatz variieren individuell (Kohn 2000). Funktionell werden am vorderen Kreuzband zwei Faserbündel unterschieden, ein antero-mediales und ein postero-laterales Bündel (Girgis, Marshall et al. 1975). Histologisch lassen sich die antero-medialen Fasern nicht von den postero-lateralen Fasern abgrenzen. Eigene Befunde haben gezeigt, dass das vordere Kreuzband aus einer Vielzahl kleiner Faserbündel besteht, die von lockerem Bindegewebe unterteilt werden. Die einzelnen Faserbündel spannen sich bei verschiedenen Gelenkstellungen unterschiedlich an. Bei voller Streckung des Kniegelenks sollen alle Bandanteile gleichmäßig angespannt sein (Amis & Dawkins 1991). In dieser Gelenkstellung liegt das vordere Kreuzband dem First der Fossa intercondylaris an und begrenzt damit die Streckung. Bei einer Beugung von ca. 30° kommt es zu einem Spannungsabfall, der in den hinteren Bandanteilen größer ist als in den antero-medialen Bandanteilen. Mit zunehmender Beugung kommt es zu einer „Torquierung der Fasern“ und die Spannung nimmt wieder zu (Amis & Dawkins 1991). Ebenso kommt es bei einer zunehmenden Beugung des Gelenks zu einer Verwindung der Kreuzbandfasern, wobei sich die postero-lateralen unter den antero-medialen Fasern hindurchdrehen. Durch eine Faseranordnung dieser Art ist es möglich, Spannungsunterschiede bei unterschiedlichen Gelenkstellungen besser zu kompensieren (Appell & Gradinger 1989). Kein Faserbündel soll ein isometrisches Spannungsverhalten haben (Amis &

Dawkins 1991). Die maximale Reißkraft des vorderen Kreuzbands wird mit 2160 ± 160 [N] angegeben (Rowden, Sher et al. 1997). Die Reißfestigkeit nimmt mit zunehmendem Alter ab.

Das Wissen um den anatomischen Verlauf des VKB ist speziell bei einer Rekonstruktion des Kreuzbands wichtig. Erst durch eine exakte Bestimmung der femoralen und tibialen Ansatzpunkte, kann ein anatomisches Spannungsverhalten des Kreuzbandtransplantates erzielt werden. Dabei wird von einem „isometrischen Bandverlauf“ gesprochen (Strobel, Stedtfeld et al. 1995). Ein ausreichender isometrischer Bandverlauf wird nach Strobel erst dann erreicht, wenn sich die Distanz zwischen der tibialen und femoralen Insertion beim Flexionsvorgang von 0° auf 90° nicht mehr als 1,5–2 cm ändert. Diese Strecke entspricht der Länge des anatomischen intraartikulären Verlaufs des ursprünglichen Kreuzbands. Erst so kann postoperativ eine physiologische Roll-Gleit-Bewegung erzielt werden.

Die histologische Struktur des vorderen Kreuzbands ist regional unterschiedlich. Der größte Teil des Bandes besteht aus straffem kollagenfaserigem Bindegewebe. Hier entspricht das Kollagen dem Typ-I-Kollagen. Im distalen Abschnitt des vorderen Kreuzbands, ca. 5-10 mm oberhalb der tibialen Insertionszone, fehlt die Umhüllung aus lockerem synovialen Bindegewebe. Das vordere Kreuzband besteht in dieser Region aus Faserknorpel. Immunhistochemisch lässt sich in dieser Zone Typ-I und Typ-II - Kollagen nachweisen. Das Auftreten von Faserknorpel im vorderen Kreuzband ist funktionsbedingt. In Streckstellung liegt der untere vordere Teil des Lig. cruciatum anterius dem Vorderrand der Fossa intercondylaris an. Diese wirkt wie ein Widerlager, so dass es im Kontaktbereich mit dem Hypomochlion zu einer intermittierenden Druck- und Schubbeanspruchung des Bandes kommt. Die biomechanische Situation am vorderen Kreuzband ist mit der Entstehung von Faserknorpel an Gleitsehnen vergleichbar (Kohn 2000). Die Blutgefäßversorgung des vorderen Kreuzbands ist strukturabhängig. Sie erfolgt in den proximalen Anteilen über die Endäste der A. media genus (Kohn 2000). Im distalen Bereich erhält das vordere Kreuzband seinen arteriellen Zufluss aus Endästen der Aa. inferiores medialis und lateralis genus. Die Blutgefäße bilden

jeweils proximal und distal ein periligamentäres Netzwerk, von dem die Blutgefäße horizontal in das vordere Kreuzband eindringen. Innerhalb des Bandes laufen die Gefäße in Richtung der Kollagenfibrillenbündel. Zwischen proximalem und distalem Gefäßgebiet, etwa 5-10 mm oberhalb der tibialen Insertion, fehlt das periligamentäre Gefäßnetz. Das Band hat in diesem Bereich, der aus Faserknorpel besteht, eine avaskuläre Zone (Kohn 2000).

Wie gezeigt, ist also in allen Stellungen des Kniegelenks ein Kreuzband oder ein Teil von ihm gespannt. Die Wirkung der Kreuzbänder ist auf die Innen- und Außenrotation unterschiedlich. Da sich beide Bänder bei zunehmender Innenrotation stärker umeinander wickeln, lassen sie diese Bewegung nur in einem geringeren Ausmaße zu, als das sie es bei der Außenrotation zulassen würden. Hier wickeln sie sich voneinander ab, so dass diese Bewegung nur von der Spannung des medialen Seitenbandes begrenzt wird. Auch bei maximaler Beugung und Streckung geraten die Kreuzbänder unter Spannung. Diese wird bei voller Knieextension dadurch verringert, dass gleichzeitig eine Schlussrotation in Form einer Außenrotation hervorgerufen wird. Hierbei wickeln sich die Kreuzbänder leicht von einander ab und die Spannung wird reduziert.

Außer einer rein mechanischen Funktion wird den Kreuzbändern auch eine propriozeptive Funktion zugeschrieben. Der Verlust propriozeptiver Fähigkeiten nach hinterer und vorderer Kreuzbandruptur soll für die Entstehung degenerativer Veränderungen bei chronischen posterioren und anterioren Instabilitäten eine wichtige Rolle spielen (Kohn 2000).

Das vordere Kreuzband ist also Hauptstabilisator in der Sagittalebene und sekundärer Stabilisator in der Frontalebene. Zusätzlich soll das vordere Kreuzband bei der Kontrolle der Innenrotation mitwirken. Neben einer rein stabilisierenden Funktion spielt das vordere Kreuzband eine wichtige Rolle für die Mechanik des Kniegelenks. Die Kreuzbänder zwingen dem Kniegelenk die Roll-Gleit-Bewegung auf (Meschnik 1974). Bei einem fehlenden vorderen Kreuzband ist die harmonische Roll-Gleit-Bewegung gestört (Müller 1983).

3.3 Die propriozeptive, aktive muskuläre Stabilisation

Es stellt sich die Frage, warum ein solcher Themenbereich im Rahmen dieser Arbeit ausführlich dargestellt werden soll.

In nahezu allen Studien betreffend einer Ruptur des vorderen Kreuzbands wurde festgestellt, dass die Oberschenkelmuskulatur sowohl posttraumatisch als auch postoperativ funktionsgemindert ist. Was hat jedoch eine intraartikuläre Verletzung mit einer extraartikulären Struktur zu tun?

Patienten, welche sich einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands unterziehen, weisen in der Regel einen substanziellen Kraftverlust des M. quadriceps femoris (Engelhard, Reuter et al. 2002) (Seto, Orofino et al. 1988) (Snyder-Mackler, Ladin et al. 1991) (Snyder-Mackler, De Luca et al. 1994) (Tibone & Antich 1988), insbesondere des M. vastus medialis (Dippold 1992), auf. Obwohl viele Studien die körperliche Inaktivität der Patienten für die fortlaufende Muskelatrophie verantwortlich machen, betonen andere (Morrissey 1989), dass die Kraftlosigkeit eine Folge einer physiologischen Unfähigkeit der Muskulatur sei, den Extensormechanismus voll zu aktivieren. Muskuläre Defizite, in Form der Atrophie, wurden auch schon ohne Anzeichen von morphologischen Veränderungen beobachtet (Lorentzon, Elmqvist et al. 1989). Dies führte bei einigen Untersuchern zu der Vermutung, dass eine Ruptur des vorderen Kreuzbands den Muskel-Reflexbogen zwischen dem M. quadriceps femoris und dem zentralen Nervensystem durch eine Veränderung der afferenten Impulse der Gelenkrezeptoren unterbricht (Lorentzon, Elmqvist et al. 1989) (Solomonow, Baratta et al. 1987).

Obwohl Hoffa (Hoffa 1882) bereits im Jahre 1882 mit Hilfe einiger Tierversuche eine enge Beziehung zwischen der Streckmuskulatur über die Gelenknerven zu den Gelenken bewies, wurde bis vor einigen Jahrzehnten die Lehrmeinung vertreten, dass die Kniegelenkbinnenstrukturen und die Gelenkkapsel nur rein biomechanische stabilisierende Funktionen ausüben würden (Freiwald, Engelhardt et al. 1997). Die Beobachtung, dass bei Knie Traumata nicht nur die direkt traumatisierten Gelenkstrukturen geschädigt werden, sondern dass auch die anderen an der Gelenkfunktion beteiligten Systeme, z.B. die

Streckmuskulatur, funktionsgemindert sind, ließen Zweifel an der rein biomechanischen Funktion der Gelenkbinnenstrukturen aufkommen (De Andrade, Grant et al. 1965). In den folgenden Jahren wurde die veraltete rein biomechanisch ausgerichtete Ansicht zu Gunsten einer komplexen Sicht unter Berücksichtigung der funktionellen Zusammenhänge und neurophysiologischer Erkenntnisse erweitert (Engelhardt & Freiwald 1997) (Freiwald, Engelhardt et al. 1997) (Lephart and Fu 1995).

Damit verbunden hat sich die Erkenntnis durchgesetzt, dass eine Bandverletzung des Kniegelenks in Kombination mit einem neuralen Defizit nicht alleine durch eine Operation beheben lässt (Barrack, Skinner et al. 1994) (Bruhn, Gollhofer et al. 2002) (Harter, Osternig et al. 1988) (Howard, Cawley et al. 1995).

Während sich die ligamentären Instabilitäten mittels bildgebender Verfahren (Röntgen; MRT; CT; Szintigraphie) schon früh objektivieren ließen, waren reproduzierbare Messung der muskulären Instabilität schwerer durchführbar (Dippold 1992). Erst mit Hilfe von isokinetischen und elektro-myographischen Messungen konnten objektive Messwerte erstellt werden. Aus einer Vielzahl von funktionellen Versuchen, fasst Dippold u.a. folgende grundlegende Prinzipien zusammen, welche die postoperativen Phasen nach Knieoperationen beeinflussen:

1. Der Ausfall der Oberschenkelmuskulatur ist reflektorisch bedingt.
2. Der Schlüsselmuskel, der Muskel der am schnellsten atrophiert ist der M. vastus medialis.
3. Eine frontale muskuläre Dysbalance zwischen M. vastus med. und lateralis lässt sich durch Muskelbiopsien eindeutig beweisen.

Das komplexe Zusammenspiel von direkt traumatisierten Gelenkstrukturen und anderen an der Gelenkfunktion beteiligten Systemen soll nun im weiteren Verlauf geklärt werden. Warum aber kommt es zu einem reflektorischen Ausfall der stabilisierenden Muskulatur?

3.3.1 Neurophysiologische Erklärungen

In einem der oben genannten Prinzipien nach Dippold (Dippold 1992), wird von einem „reflektorisch bedingten Ausfall der Oberschenkelmuskulatur“ gesprochen. Fu et al. (Fu, Bennett et al. 1999) sprechen in diesem Zusammenhang von einem „funktionellen Defizit“. Was aber genau bedeutet dies und was sind die Gründe hierfür? Diese und weitere Fragen sollen im weiteren Verlauf dieses Kapitels geklärt werden.

3.3.1.1 Definition

Sowohl der Kapsel-Band-Apparat als auch die Muskulatur verfügen über verschiedene Rezeptoren, welche Informationen aufnehmen und an das zentrale Nervensystem (ZNS) weiterleiten (Fu, Bennett et al. 1999) (Biedert, Müller et al. 1998) (Freiwald, Engelhardt et al. 1997). „Unter einem Rezeptor wird eine neurale Struktur, häufig in Verbindung mit spezialisierten Bindegewebs- oder Epithelzellen, verstanden, die der Perzeption von Sinneseindrücken dient“ (Freiwald, Engelhardt et al. 1997).

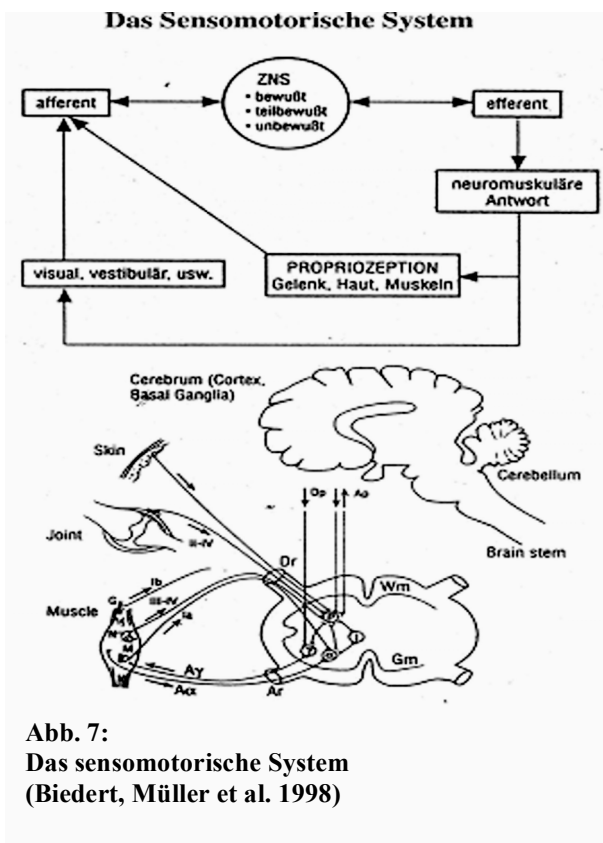
Rezeptoren findet man in den Gelenkkapseln, den ligamentären Strukturen und der Muskulatur. Diese Rezeptoren, die auch als Propriozeptoren bezeichnet werden, geben dem Menschen die Möglichkeit, effektiv und sehr schnell besondere Situationen, z.B. die Verletzungsgefahr, zu erkennen und über eine neuro-muskuläre Antwort zu reagieren, z.B. durch einen Richtungswechsel, Abbremsen, etc. (Biedert, Müller et al. 1998). Freiwald und Engelhardt bezeichnen daher die Muskulatur als „ein in erster Linie symptomatisches Organ, das durch eine direkte nervöse Anbindung an die Gelenkstrukturen in wenigen Millisekunden reagieren kann“ (Engelhardt & Freiwald 1997). Alle Rezeptoren arbeiten eng mit visuellen (Augen), akustischen (Ohren), taktilen (Berührung) und räumlichen Sinnesorganen zusammen (Strobel, Stedtfeld et al. 1995). Verschiedenste Autoren versuchten, den Begriff „Propriozeption“ zu

definieren. Biedert (Biedert, Müller et al. 1998) beschreibt den Begriff „als Fähigkeit zur Wahrnehmung aus dem eigenen Körper“.

Eine wohl genauere Definition der Propriozeption liefert Lephart und Fu (Lephart & Fu 1995). Nachdem sie in der Sinneswahrnehmung eine Unterscheidung in Propriozeption und Kinesthetik treffen, definieren sie die Propriozeption als „..... a specialized variation of the sensory modality of touch that encompass the sensations of joint movement (kinesthesia) and joint position (joint position sense)“.

3.3.1.2 Funktion der Propriozeption

Die Wahrnehmung des Körpers und seiner einzelnen Strukturen wird also mittels dem Phänomen der Sinnesempfindung ermöglicht (Biedert, Müller et al. 1998). Das System der Sinnesempfindung erhält von verschiedensten Rezeptorentypen unzählige Informationen aus der Peripherie, wie der Muskulatur, welche dann über die afferenten Nervenbahnen an übergeordnete Zentren des Zentralen Nervensystems weitergeleitet werden. Durch eine sofortige Verarbeitung der Informationen entsteht eine neuromuskuläre Antwort, welche über efferente Nervenbahnen in die Peripherie zurücktransportiert wird (vgl. Abb. 7) (Biedert, Müller et al. 1998). Dort wird schließlich eine adäquate Aktivität oder Reaktion ausgelöst. Dieser Kreislauf bildet das „senso-motorische System“



(Biedert, Müller et al. 1998) oder den „neuro-muskulären Regelkreis“ (Kennedy, Alexander et al. 1982). Die Mehrheit der sensorischen afferenten Informationen aus der Gelenkkapsel, den ligamentären und den muskulären Strukturen werden in spezifische neurale Signale umgewandelt und als Summation den übergeordneten Zentren zugeführt. Diese Kombination ermöglicht einen hohen Grad an räumlicher Orientierung, welche zur bewussten Wahrnehmung des Positionssinnes der Extremitäten beiträgt (Biedert, Müller et al. 1998).

Zusammenfassend haben die Rezeptoren der Gelenkstrukturen neben weiteren Funktionen zwei besonders bedeutsame:

1. sie vermitteln den Positionssinn oder die bewusste Wahrnehmung der Position eines Gelenkes im Raum
2. sie lösen schützende Reflexe zur dynamischen Gelenkstabilität aus (Biedert, Müller et al. 1998).

Das bedeutet, dass erst die in den „passiven“ Strukturen ansässigen Propriozeptoren eine aktive und muskuläre Stabilisation der Gelenke ermöglichen. Daher stellt sich die Frage: zählen diese als „passiv“ definierte Strukturen mit ihren aktiven Propriozeptoren nicht eher zu den aktiven Strukturen?

Was genau bedeutet dies für den Kreuzbandinsuffizienten oder frisch am Kreuzband operierten Patienten? Nach einem akuten Trauma oder einer frischen Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands treten in der Regel fünf Entzündungszeichen auf. Bei ihnen handelt es sich um Schmerz, Schwellung, Wärme, Rötung und Funktionsstörungen. Die genannten Faktoren hemmen und unterbrechen die propriozeptiven Fähigkeiten des Kniegelenks. Möglicherweise ist dies eine Schutzreaktion auf Bewegungen, die den Körper schädigen könnten. Aufgrund der aktivierungshemmenden Faktoren (Engelhard, Reuter et al. 2002) (Pfeifer 1996) wird also der „neuro-muskuläre Regelkreis“ (Biedert, Müller et al. 1998) durchbrochen. Die Folge ist ein „funktionelles Defizit“ (Fu, Bennett et al. 1999), d.h. eine deutlich reduzierte Krafftähigkeit des Extensormechanismus. Von einer vollständigen

Wiederherstellung dieses Defizits kann erst dann ausgegangen werden, wenn keine der genannten hemmenden Faktoren mehr in Erscheinung tritt.

3.3.1.3 Forschungsstand

Erste Innervationsstudien und die Erforschung der damit verbundenen neuro-muskulären Regelkreise wurden von Stilwell (Stilwell 1957) und vor allem von Palmer (Palmer 1958) durchgeführt. Letzter konnte durch eine Stimulation der unteren Anteile des medialen Seitenbandes eine reflektorische Kontraktion des M. vastus med. hervorrufen (Palmer 1958). Dieser Versuch sollte zeigen, dass Gelenkbänder neben ihrer stabilisierenden Funktion Teil eines neuro-muskulären Regelkreises sind. Erst 25 Jahre später wurde diese Behauptung von Kennedy et al. endgültig bewiesen (Kennedy, Alexander et al. 1982).

In einer bedeutsamen Studie wiesen Schultz et al. im Jahre 1984 mit Hilfe von histologischen Untersuchungen erstmals Mechanorezeptoren im vorderen Kreuzband nach (Schultz, Miller et al. 1984). In den folgenden Jahren war die Identifikation von intra- und extraartikulären Rezeptorenstrukturen im Kniegelenk zentrales Forschungsinteresse zahlreicher Studien, deren Ergebnisse die neuro-sensorische Funktion des VKB sowie des Kapsel-Band-Apparates und der muskulären Strukturen bestätigen konnte (Freiwald, Engelhardt et al. 1997).

Histologische Untersuchungen von Rezeptoren im Kniegelenk wurden zuerst bei Tieren durchgeführt (Freemann & Wyke 1967) (Gardner 1944). Später erfolgten auch beim Menschen detaillierte Analysen der verschiedensten Strukturen (Freemann and Wyke 1967) (Kennedy, Alexander et al. 1982) (Schultz, Miller et al. 1984). Hier sticht vor allem die Arbeit von Freemann und Wyke hervor (Freemann & Wyke 1967). Aufgrund der Ergebnisse dieser Arbeit entstand die am häufigst verwendete Einteilung der Gelenkrezeptoren. Sie beschrieben schon 1967 vier unterschiedliche Mechanorezeptoren (Typ I-IV) im Kniegelenk (Freemann & Wyke 1967). Diese Propriozeptoren werden nach

histologischen Kriterien in freie (marklose) und korpuskuläre Rezeptoren unterschieden.

Je nach Funktion unterscheidet man innerhalb dieser vier Typen in (Strobel, Stedtfeld et al. 1995):

1. Mechanorezeptoren (Berührung; Druck; Dehnung)
2. Chemorezeptoren (PH-Milieu; Hormonkonzentration)
3. Schmerz- oder Nozirezeptoren
4. Thermorezeptoren

Ferner treffen Lephart und Fu eine Unterscheidung der Mechanorezeptoren in langsam und schnell adaptierende Mechanorezeptoren (quick adapting- [QA] (Alfredson, Thorsen et al. 1999) und slow adapting [SA] mechanoreceptors) (Lephart & Fu 1995). Dies bedeutet, dass die verschiedenen Rezeptortypen eine unterschiedlich hohe Reizschwelle besitzen und mit verschiedenen Geschwindigkeiten Informationen aus den afferenten Gebieten zu den übergeordneten Zentren senden (Lephart & Fu 1995).

Wie angedeutet erbrachten sowohl viele Tierstudien (Freemann & Wyke 1967) (Gardner 1944) als auch Studien am Menschen (Schultz, Miller et al. 1984) (Zimny & Wink 1991) einen histologischen Nachweis über die Existenz von Rezeptoren am vorderen Kreuzband.

Die größte Rezeptordichte wurde am proximalen und distalen Ende des vorderen Kreuzbands gefunden (Schutte, Dabezies et al. 1987) (Zimny & Wink 1991). Demgegenüber konnten Cerulli et al. (Cerulli, Ceccarini et al. 1986) die meisten freien Nervenendigungen sowie Ruffini-Körperchen und Vater-Pacini-Körperchen im mittleren Drittel und an der femoralen Insertion nachweisen.

Ein Reflexbogen zwischen diesen Rezeptoren und den Synergisten des vorderen Kreuzbands, der ischiocruralen Muskulatur, wurde erstmals durch Gruber et al. (Grüber 1986) mittels Elektromyographie nachgewiesen. Die scheinbar irreversible Unterbrechung dieses, als LCA-Reflex (vorderer Kreuzbandreflex) bezeichneten Fremdre reflexes bei Ruptur des VKB galt als eine Hauptursache für schlechte Ergebnisse nach einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands. Jedoch zeigten verschiedene Studien, dass spezielle

Trainingsprogramme einen positiven Einfluss auf die Propriozeption eines Kniegelenks nach VKB-Rekonstruktion haben (Brand, Buchgraber et al. 1996) (Ihara & Nakayama 1986). Bei neueren Untersuchungen wurden sowohl im Tierversuch (Tsujimoto, Andrish et al. 1993) (Fromm, Schäfer et al. 1993) als auch bei Menschen Rezeptoren in Kreuzbandtransplantaten nachgewiesen (Denti, Beradi et al. 1993). In den ursprünglichen Transplantatpräparaten sind diese nicht existent und bilden sich erst in einem langwierigen Prozess der Ligamentisierung. Denti et al. konnten auch Mechanorezeptoren in Semitendinosustransplantaten nachweisen (Denti, Beradi et al. 1993).

Alle Untersuchungen zur Propriozeption des vorderen Kreuzbands zeigen, dass das VKB nicht nur eine rein mechanisch stabilisierende Wirkung, sondern auch eine propriozeptive Steuerungsfunktion auf den Roll-Gleit-Mechanismus des Kniegelenks besitzt (Engelhardt & Freiwald 1997).

Zum Abschluss dieses Kapitels soll zusammenfassend dargestellt werden, wie sich die oben beschriebenen propriozeptiven Eigenschaften auf die Krafftähigkeit der Oberschenkelmuskulatur infolge einer Ruptur oder Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands auswirken.

Wie dargestellt, haben zahlreiche isokinetische Kraftmessungen postoperativ ein funktionelles Defizit des Extensormechanismus ermittelt (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Aune, Holm et al. 2001) (Carter & Edinger 1999) (Engelhardt & Freiwald 1997) (Eriksson 2001) (Feller, Webster et al. 2001) (Freiwald, Engelhardt et al. 1997). Die reduzierten Krafftähigkeiten der Oberschenkelvorderseite, insbesondere die des M. vastus medialis (Dippold 1992), gehen oft mit einer nur leicht veränderten oder auch gesteigerten Krafftähigkeit, je nach der Wahl des Kreuzbandtransplantats, der Beugemuskulatur einher. Dies wurde sowohl durch isokinetische (Freiwald, Jager et al. 1992) (Osternig, James et al. 1996) als auch durch elektromyographische (Boerboom, Hof et al. 2001) Kraftmessungen nachgewiesen. Als ein möglicher Grund der Hypertonisierung der Hamstringmuskulatur wird eine Kompensationsfunktion aufgrund des fehlenden vorderen Kreuzbands genannt (Boerboom, Hof et al. 2001).

Die reduzierten Krafftigkeiten nach einer Verletzung oder Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands werden in der Regel auf eine Hemmung der Aktivierbarkeit der Muskulatur des Extensormechanismus zurückgeföhrt. Dies bedeutet, der von Biedert beschriebene „neuro-muskuläre Regelkreis“ (Biedert, Müller et al. 1998) wird unterbrochen und aufgrund mangelnder bzw. fehlender Efferenzen ist eine ausreichende neuro-muskuläre Antwort, in Form einer Muskelkontraktion, nicht mehr möglich. Als die wesentlichen Einflussfaktoren werden die Immobilisation des Gelenks, die Gelenkschwellung und Schmerzen genannt (Engelhard, Reuter et al. 2002) (Pfeifer 1996) (Snyder-Mackler, De Luca et al. 1994). Dennoch konnten Snyder-Mackler et al. (Snyder-Mackler, De Luca et al. 1994) innerhalb einer Studie zur reflektorischen Hemmung des Extensormechanismus nach der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands eine von außen erzeugte volle Aktivierbarkeit des M. quadriceps femoris feststellen. Warum ein intensives rehabilitatives Krafttraining dennoch nicht zu einem Ausgleich des funktionellen Defizits führt, konnten die Autoren nicht erklären (Snyder-Mackler, De Luca et al. 1994). Ein Grund hierfür kann in der im weiteren Verlauf näher beschrieben so genannten „donor site morbidity“ liegen. Fest steht, dass die oben erwähnten Einflussfaktoren eine wesentliche Rolle hinsichtlich neuro-muskulärer Adaptationsmechanismen spielen. Dies wird vor allem bei der Immobilisation deutlich. So konnten Scharf et al. (Scharf, Degenhart et al. 1992) bei 10 Patienten mit einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands nach 6 Wochen Immobilisation ein Absinken der elektrischen Aktivität um 70% gegenüber dem unverletzten Bein nachweisen.

Bei einer heute als unfunktionell angesehenen Immobilisation mittels eines Gipses atrophieren zuerst die langsamen Typ-I Muskelfasern. Im Verlauf einer funktionellen Rehabilitation atrophieren zuerst die schnellen Typ-II Muskelfasern, da aufgrund der eingeschränkten Belastbarkeit die notwendigen Reize nicht durchführbar sind. Am deutlichsten wird dies anhand des M. vastus medialis, welcher sich fast ausschließlich aus Typ-II Fasern zusammensetzt. Bei einem Kniebinnen trauma oder einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands atrophiert dieser Muskel am schnellsten von allen anderen Muskelgruppen der Oberschenkelvorderseite (Dippold 1992).

Aber auch bei den weiteren Einflussfaktoren Schmerz und Erguss konnte der positive Einfluss auf die Hemmung der willkürlichen Aktivierbarkeit der Muskulatur und somit auf die posttraumatische bzw. postoperative Reduzierung der Kraftfähigkeit des Extensormechanismus mittels verschiedener Studien bewiesen werden (Engelhardt & Freiwald 1997) (Stokes & Young 1984). Ein möglicher weiterer Grund für ein posttraumatisches oder postoperatives Kraftdefizit des Extensormechanismus ist der „VKB-Reflexbogen“ oder auch „arthrokinetischer Reflexbogen“ (Fink, Hoser et al. 1994). Wie schon in Kapitel 3.2 beschrieben, bewirkt das synergistische Zusammenspiel des vorderen Kreuzbands und der Muskulatur der Hamstrings eine Verhinderung einer extrem verstärkten anterioren Tibiatranslation. Bei Versuchen am offenen Kniegelenk konnte nachgewiesen werden, dass eine (pathologische) Belastung des vorderen Kreuzbands zu einer Hypertonisierung der ischiocruralen Muskulatur bei einer gleichzeitigen Hemmung des Extensormechanismus führt (Fink, Hoser et al. 1994). Die Aktivierungshemmung des Extensormechanismus dient als Schutzreflex gegen eine übermäßige Tibiatranslation. Für die Auslösung dieses arthrokinetischen Reflexbogens werden die im vorderen Kreuzband angesiedelten Mechanorezeptoren verantwortlich gemacht (Ciccotti, Kerlan et al. 1994) (Ciccotti, Kerlan et al. 1994).

3.4 Die Biomechanik des Kniegelenks

„Lange bevor die Grundlagen der Mechanik und Kinematik als Basis der Biomechanik in den heute noch gültigen Formen bekannt wurden, galt das Interesse einiger Forscher und Gelehrter bereits dem Phänomen des Gehens und Laufens“ (Kohn 2000). Mehrere Arbeiten aus dieser Zeit wie etwa die von Gassendi (1592-1655) „De vi motrice et motionibus animalium“ (Gassendi 1658) hatten im Gegensatz zum „kräftelosen“ Denken des Aristoteles zwar die Kraft als unabdingbaren Bestandteil der Bewegung erkannt, waren jedoch noch nicht in der Lage, diese einer systematischen Analyse zuzuführen, so wie dies erst Newton (1686) zustande brachte.

Galileo Galilei (1564-1642) gilt heute als der erste „Biomechaniker“ (Ascenzi 1993). Er hatte sich jedoch mit der Biomechanik der Gelenke nicht ausdrücklich als Erster befasst. Erst sein Schüler Borelli (1608-1679) veröffentlichte 1679 die Arbeit „De motu animalium“, wobei ihm der Verdienst gebührt, erstmals ein Experiment im Sinne einer Ganganalyse durchgeführt zu haben (Ascenzi 1993) (Kohn 2000). Aufgrund seiner Experimente teilte er den Gang in zwei Phasen ein. Sinngemäß wie wir heute unterschied er in Stand- und Schwungbeinphase. Auch versuchte er die dabei auftretenden Kräfte zu simulieren. Die in der Folge veröffentlichten Arbeiten von Haller und Barthez (1777) haben hierzu keine wesentlich neueren Erkenntnisse hinzufügen können (Haller 1777). Erst die Einführung der Mathematik zur Untersuchung und Beschreibung des menschlichen Ganges durch Poisson (1833), der Bahn und Geschwindigkeit des Schwerpunkts im menschlichen Körper zu berechnen versuchte, brachte wieder neue Anregungen (Poisson 1833).

Obwohl ihnen die Lehre der Kinematik, die erst 1834 von Ampere eingeführt wurde, unbekannt war, haben die Brüder Wilhelm und Eduard Weber (1836) in ihrem Werk „Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge“, neben anatomischen und physiologischen Untersuchungen und Beobachtungen zum menschlichen Gang, erstmals Beschreibungen des Kniegelenks und seiner Bewegung durchgeführt (Weber 1836). So ist u. a. dort zu lesen: „Der Oberschenkel rollt und schleift zugleich bei der Beugung und Streckung auf der Oberfläche der Tibia“. Die Rede ist auch von „einem, nicht frei rollenden Rade, sondern es ist wie bei einem gehemmtten Rade, das mit Schleifen verbunden ist“. Es ist auch nachzulesen, dass diese Hemmung mit dem Bandapparat zu tun hat. Die Brüder Weber fassen ihre gemeinsamen Erkenntnisse zum Kniegelenk in 10 Absätzen zusammen, wo z. B. unter Abschnitt 1 subsumiert wird: „Das Knie kann nicht zu den Scharniergelenken gerechnet werden, denn es hat keine feststehende Achse“. Dieser Satz aus dem Jahre 1836 begründet unsere Vorstellungen von der polyzentrischen Kinematik des Kniegelenks. Unter anderem finden sich in diesem Zusammenhang auch bereits erste Hinweise zum Entstehen der Schlussrotation, der Verriegelung in Streckstellung und der stabilisierenden Funktion der Menisken, damals noch

„halbmondförmiger Knorpel" genannt. Wie bereits erwähnt, war den Brüdern Weber der Begriff, bzw. die Lehre der Kinematik nicht bekannt, weshalb sie wohl auch nicht in der Lage waren, eine „kinematische" Erklärung der von ihnen am Kniegelenk gefundenen Phänomene zu geben.

Langer (Langer 1885), Strasser (Strasser 1917) und Guston (Guston 1917) versuchten vergeblich, die Condylenform als Ausgangsgeometrie für die polyzentrische Achslage vorzugeben. In der Folge wurde von verschiedenen Autoren, insbesondere Braune u. Fischer (Kohn 2000), durch Aufzeichnungen von Gelenkbewegungen bzw. Bewegungsbahnen versucht, diesen Zusammenhang herzustellen, doch auch diese Versuche ergaben keine befriedigende Lösung. Der erst heute bekannte Denkfehler bestand zweifelsohne darin, dass Condylenformen und dazugehörige Bewegungsbahnen allein die Achslage nicht definieren können, sondern dass erst die „Fesselung" durch den Bandapparat diesen polyzentrischen Bewegungsablauf ergibt.

Inzwischen wurden in weit über 200 Arbeiten Erklärungsversuche zum Roll-Gleit-Mechanismus des Kniegelenks abgegeben, die teilweise den Begriff „abenteuerlich" (Kohn 2000) verdienen dürften. Einige Autoren gehen sogar so weit, das Kniegelenk als „biologische Notlösung" zu bezeichnen (Kohn 2000), obwohl es, wie wir heute wissen, „nach genialen mathematischen und geometrischen Gesetzmäßigkeiten konstruiert ist und seine Bewegungen nach zwingenden kinematischen Gesetzen ablaufen" (Meschnik 1974).

Der lebenslang wiederkehrende Bewegungsablauf des Kniegelenks ist nur möglich, wenn definierte, physikalische Gesetzmäßigkeiten existieren, welche die Bewegungen bestimmen (Strobel, Stedtfeld et al. 1995). Werden beispielsweise in-vitro alle Weichteile, bis auf beide Kreuzbänder und Seitenbänder, vom Knie entfernt, so bleibt der Ablauf in diesem System weitestgehend konstant. Entfernt man dagegen beide Kreuzbänder, so tritt das bekannte Schubladenphänomen auf. Daraus kann gefolgert werden, dass die Kreuzbänder entscheidend für die gesamte Biomechanik des Kniegelenks sind (Strobel, Stedtfeld et al. 1995).

Heute ist man sich darüber einig, dass das Hauptprinzip der Bewegung zwischen Ober- und Unterschenkel die Roll-Gleit-Bewegung ist (Müller 1983). Im Detail ist es jedoch schwieriger, das Ausmaß der Vermischung zwischen Rollen und Gleiten in den einzelnen Bewegungsphasen zu analysieren, da die Bewegung der Beugung und der Streckung in der sagittalen Ebene von der automatischen Endrotation und willkürlichen Rotationsbewegungen in der transversalen Achse überlagert werden kann.

Die Biomechanik des Kniegelenks und, wie sich zeigen wird, insbesondere die des Kreuzbands, stellt sich also als äußerst komplexes Gebilde dar. Dieses „Gebilde“ sollte verstanden werden, um über Sinn oder Unsinn einer Kreuzbandoperation zu entscheiden und Folgeschäden und -verletzungen zu verstehen. In dieser Arbeit soll die Biomechanik des Kniegelenks und insbesondere die der Kreuzbänder daher nur im Rahmen der Fragestellung vereinfacht behandelt werden.

3.4.1 Das Modell der überschlagenden Viererkette

Um das Problem „Biomechanik“ zu vereinfachen, schlagen Müller (Müller 1983) und andere Autoren vor, sich erst einmal auf eine einzige Ebene, die Sagittalebene, zu konzentrieren. Auf dieser Ebene hat sich das Prinzip der „sich überschlagenden Viererkette“ als

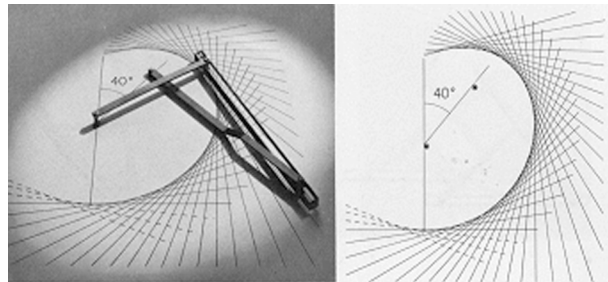


Abb. 8:
Das Modell der „sich überschlagenden Viererkette“ (Müller 1983)

das elementare Bauprinzip in der Kinematik des Kniegelenks durchgesetzt (vgl. Abb. 8). Dieses Prinzip ist von verschiedenen Autoren Anfang der siebziger Jahre beschrieben worden (Meschnik 1974) (Huson 1974) (Kapandji 1970). Bei diesem schematischen Modell sind die beiden Kreuzbänder starre Stangen, welche am Femurcondylus zu einer Senkrechten in einem Winkel von 40° befestigt werden. Dieser Winkel entspricht dem Verlauf des Daches der Fossa

epicondylaris. Die Stange A stellt das vordere und die Stange B das hintere Kreuzband dar. Die vordere der beiden Stangen ist länger als die hintere, so wie in der Regel das vordere länger ist als das hintere Kreuzband. Am Ende beider Stangen setzt eine dritte Stange an, Stange C, welche dem Tibiaplateau entspricht. Durch ziehen einer Geraden entlang der Stange C in jeder beliebigen Position entsteht die so genannte „Hüllkurve“, welche der Krümmung des Femurcondylus entspricht. Fixiert man nun den Oberschenkel und bewegt die Tibia als Ansatzpunkt der beiden Kreuzbänder, so umschwenkt die Tibia den Femur. Dabei wird das bewegte System der Tibia als „Gangsystem“ und das ruhende System des Femur als „Rastsystem bezeichnet. Die Verbindung der Kreuzungspunkte beider Kreuzbänder bei immer größer werdender Kniebeugung wird als die „Rastpolkurve“ (vgl. Abb. 9 a) bezeichnet. Dagegen erhält man bei fixierter Tibia aus der Verbindung der Kreuzungspunkte die „Gangpolkurve“ (vgl. Abb. 9 b). Der Verlauf der Rastpol- und der Gangpolkurve lassen erkennen, dass bei zunehmender Beugung das Drehzentrum nach dorsal, also nach hinten, verlagert wird.

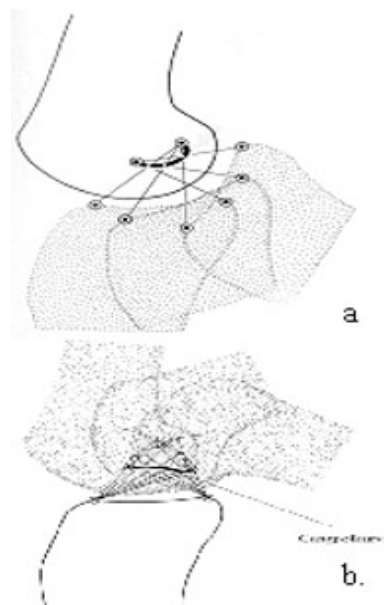


Abb. 9 a+b:
Das Prinzip der a) Rastpol-
und b) Gangpolkurve
(Müller 1983)

Im Zuge der Rückverlagerung des Drehzentrums erfolgt zudem eine Rückverlagerung des Kontaktpunkts zwischen dem Femur und der Tibia. Aufgrund der Aufzeichnung der Kontaktpunkte ergibt sich, dass nicht in jeder Phase der Flexion das Verhältnis des Rollgleitens gleich bleibt. Zu Beginn der Beugung liegt dieses Verhältnis bei 1:2 und liegt erst gegen Ende der Beugung bei 1:4. Erst dieses

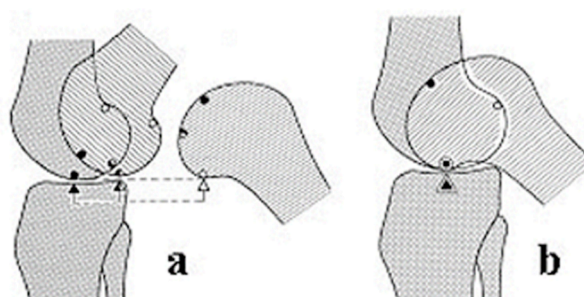


Abb. 10 a+b:
Das Prinzip des Rollgleitens
(Müller 1983)

System ermöglicht eine Roll-Gleit-Bewegung mit einem vollen physiologischen Bewegungsausmaß. Würde es sich bei der Kniebeugung um eine reine Abrollbewegung handeln, so würde der Femur über die Tibia hinausrollen (vgl. Abb. 10 a). Handelte es sich um eine reine Rollbewegung um eine einzige Achse zwischen dem Femur und der Tibia, würde die Femurmetaphyse bei der Flexionsbewegung bei 130° Flexion auf die Tibiakopfante schlagen (vgl. Abb. 10 b). Kreuzbandfunktion und Condylenform sind also untrennbar miteinander verbunden. Ohne Kreuzbänder

gibt es die beschriebene Form der Kinematik nicht (Müller 1983). Erst mit ihnen funktioniert das Roll-Gleit-Gelenk (vgl. Abb. 10 c).

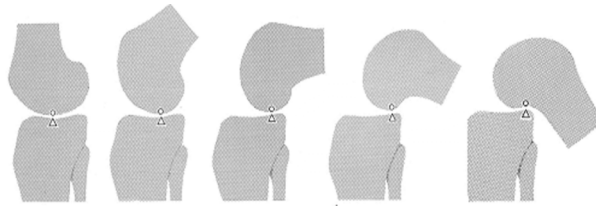


Abb. 10 c: Das Prinzip des Rollgleitens (Müller 1983)

3.4.2 Biomechanik des kreuzbandinsuffizienten Kniegelenks

Wie schon 1974 von Artmann und Wirth erkannt, führt eine Ruptur des vorderen Kreuzbands „zu einem Zerfall des Roll-Gleitens in ein partielles Rollen mit Nachholung des Gleitens“ (Artmann & Wirth 1974). Müller spricht in diesem Zusammenhang von einer „Desintegration der Roll-Gleit-Bewegung“. Dabei rollt der Femur auf den Meniski und dessen Hinterhörnern hinauf und gleitet auf ihnen förmlich zurück. Die Tibia kann bei leicht gebeugtem Knie nach vorne wandern und es kommt zum Phänomen der vorderen Schublade.

Bei einer unbehandelten Kreuzbandruptur und der nicht mehr gegebenen „systemimmanenten Rückverlagerung des Kontaktpunktes“ (Müller 1983) zwischen Femur und Tibia kommt es, wenn un- oder nicht richtig behandelt, oft zu einem zwangsläufig negativen Ablauf einer Krankengeschichte. Diese Pathogenese wird von Chalandre (in Müller (Müller 1983)) 1977 wie folgt beschrieben:

„Zuerst tritt auf der einen Seite eine Meniskussymptomatologie mit späterem Riss auf. Nach der erfolgten Meniskektomie auf dieser Seite kommt es häufig in

der nächsten Phase zur Ausbildung einer Meniskussymptomatologie mit Riss auf der anderen Seite. Schließlich wird auch dieser zweite Meniskus resiziert. Es resultiert daraus der Scherbenhaufen eines Kniegelenks mit beidseitiger Meniskektomie bei vorderer Kreuzbandinsuffizienz und einem sich progredient entwickelnden Knorpelschaden“.

Infolge dieser typischen Pathologie kann es, wie es Olson (Olson, Marschall et al. 1972) schon 1972 am Beispiel des Hundes beschrieb, zu einer Ausbildung von degenerativen Osteophyten kommen. Dieser Teufelskreis endet fast zwangsläufig in der Gonarthrose. Auch aus vielen anderen Arbeiten ist bekannt, dass die unbehandelte Ruptur des vorderen Kreuzbands mittel- bis langfristig zu arthrotischen Veränderungen des Kniegelenks führen kann (Arnold & Coker 1997) (Feagin & Curl 1976) (Gillquist & Messner 1999) (McDaniel & Dameron 1983) (McDaniel & Dameron 1980) (Neyret, Donell et al. 1993) (Neyret, Donell et al. 1993).

Wie im geschichtlichen Ablauf schon kurz erwähnt, ist das Phänomen des „Pivot-shifts“ eng mit der Kreuzbandruptur verbunden. Bei einer vorderen Kreuzbandinsuffizienz gibt es bei einem 30-40° gebeugten Kniegelenk ein deutliches Subluxationsschnappen, wenn das gestreckte Knie unter Valgus- (Druck nach innen) und Innenrotationsstress langsam flektiert wird.

Beobachtet man diesen Vorgang kurz vor dem Schnapppunkt genau, so wird ein zunehmender pathologischer Vorschub der Tibia sichtbar, welcher im Moment des Schnappens verschwindet. Nach der Reposition finden sich Femur und Tibia wieder in einer dem Flexionswinkel entsprechenden normalen Position zueinander (Müller 1983).

4 Biologie des verletzten vorderen Kreuzbands

Um das aus zwei Faserbündeln bestehende vordere Kreuzband zu zerreißen, müssen sehr hohe Kräfte aufgebracht werden. Studien an Leichenknien von jungen, gesunden Menschen haben festgestellt, dass erst bei einer Kraft von

2160±160 [N] das vordere Kreuzband zerreißt (Rowden, Sher et al. 1997). Ist jedoch das vordere Kreuzband erst einmal gerissen, so werden der Heilung auf konservativem Wege keine guten Chancen eingeräumt (Fu, Bennett et al. 1999). Ballmers Studie aus dem Jahre 1988 zeigt, dass die intraartikuläre Ruptur des vorderen Kreuzbands keine so guten Heilungschancen besitzt, wie die Ruptur eines der extraartikulären Bänder, beispielsweise das mediale Seitenband (Ballmer & Jakob 1988). Daher kann infolge einer konservativen Behandlung einer Kreuzbandruptur kein so befriedigendes Ergebnis wie bei einer konservativen Behandlung einer Seitenbandruptur erwartet werden (Fu, Bennett et al. 1999). Aufgrund dieser Tatsache wird angenommen, dass extra- und intraartikuläre Bänder verschiedene biologische Eigenschaften besitzen. Normalerweise führt die Verletzung eines extraartikulären Bandes zu einem lokalen Bluterguss. Innerhalb dieses Netzes aus Fibrinogen läuft die zelluläre Immunreaktion ab, d.h. Fremdstoffe werden mit Hilfe von Makrophagen und Monozyten abtransportiert. Später kann mit Hilfe von Wachstumsfaktoren wieder Gewebe in Form einer Narbe oder einem anderen Gewebe gebildet werden. Dies jedoch ist beim vorderen Kreuzband nicht so, da es nicht wie extraartikuläre Bänder komplett in ein Weichteilgewebe, dem Synovialschlauch, eingebettet ist. Es liegt in einem dünnen, mit Blutgefäßen versorgten, hoch organisierten synovialen Gewebe. Wird dieses Gewebe während einer Verletzung zerrissen, fließt das Blut vom Kreuzband in das Kniegelenk und es kann sich kein fibrinöses Hämatom am Ort der Verletzung bilden. Verschiedene Studien, vor allem bei Tieren, bewiesen diese Tatsache (Lundborg & Rank 1978) (Potenza & Herte 1982). Sie wiesen zwar eine Fibroblastenaktivitt bei einer vollständigen Ruptur des vorderen Kreuzbands nach, jedoch fand diese im synovialen Gewebe und nicht an der Sehne an sich statt. Hierbei wird von einer „extrinsischen“ Heilung gesprochen (Hefti, Kress et al. 1991). Eine Regeneration des Bands im synovialen Gewebe wird als „intrinsische“ Heilung bezeichnet (Hefti, Kress et al. 1991). Somit bleibt zu resümieren, dass am vorderen Kreuzband zwar eine extrinsische, jedoch keine intrinsische Heilung möglich ist (Hefti, Kress et al. 1991). Hierfür sprechen auch arthroskopische Befunde. Einige Monate nach einer unbehandelten kompletten Ruptur des

vorderen Kreuzbands zeigt der arthroskopische Blick, dass sich das vordere Kreuzband entweder total zurückgebildet hat oder sich die Stümpfe an das hintere Kreuzband angeheftet haben (Hefti, Kress et al. 1991). Jedoch bewiesen Tierstudien, dass, sobald das synoviale Gewebe intakt bleibt, wie beispielweise bei einer partiellen Kreuzbandruptur, der partielle Riss narbig ausheilen kann (Hefti, Kress et al. 1991). Auch andere Studien prognostizieren, dass, wenn einmal ein Blutgerinnsel am Ort der Verletzung haften bleibt, die Chancen für eine narbige Ausheilung einer partiellen vorderen Kreuzbandruptur nicht schlecht stehen (Fu, Bennett et al. 1999). Tatsache aber bleibt, dass auch innerhalb dieser Tierstudie eine komplette Ruptur des vorderen Kreuzbands meist ohne Heilungschance ist (Hefti, Kress et al. 1991).

5 Konservative versus operative Therapie

Wie aus den epidemiologischen Zahlen in Kapitel 2.2 ersichtlich, wird, trotz immer besser werdender Sportausrüstung, wie zum Beispiel in der Skibindungstechnik, noch immer ein sehr großer Teil der Bevölkerung jährlich Opfer einer Kreuzbandverletzung. Schnell, nachdem viele Patienten den ersten Schock überwunden haben, besteht für sie die Frage, wie bezüglich des Kniegelenks weiter verfahren werden soll. Schließlich wollen sie möglichst schnell wieder auf der „Piste“ stehen. In dieser Situation muss sich der Patient in der Regel auf den behandelnden Arzt verlassen können.

Nach einer ausreichenden Anamnese sollte eine definitive Diagnose erstellt werden (Strobel, Stedtfeld et al. 1995). Nur aufgrund dieser Diagnose, z.B. partielle oder komplette vordere Kreuzbandruptur, kann die Art und Weise der Weiterbehandlung bestimmt werden. Wie sich in den Kapiteln zuvor gezeigt hat und in den folgenden zwei Abschnitten zeigen wird, bleiben dem Arzt bei einer kompletten vorderen Kreuzbandruptur kaum Behandlungsalternativen.

5.1 Konservative Behandlungsmöglichkeiten

Die Praxis zeigt, dass, trotz heutiger biomechanischer und physiologischer Erkenntnisse, viele Ärzte auch junge Patienten noch konservativ behandeln. Diese Behandlungsmöglichkeit ist jedoch nur für diejenigen Patienten eine akzeptable Alternative, die für eine schnelle und komplikationslose Rehabilitation, ohne operative Maßnahmen, eine andauernde Reduktion ihrer Alltagsaktivitäten in Kauf nehmen (Bonamo, Fay et al. 1990) (Casteleyn & Handelberg 1996) (Eriksson 2001).

In dem Moment, in dem eine Rückkehr zu sportlichen Aktivitäten angestrebt wird, fordern alle Studien eine operative Behandlung (Andersson, Odensten et al. 1991) (Grontvedt, Engebretsen et al. 1996), da ein Großteil der klinischen Studien zu funktionell unakzeptablen Ergebnissen bei der konservativen Therapie gelangt sind (Dragowski, Coran et al. 1994) (Johnson, Beynnon et al. 1992) (Kannus & Järvinen 1987).

Zwar wird die postoperativ unweigerliche auftretende Entnahmestellenmorbidity bei der konservativen Behandlung vermieden (Bonamo, Fay et al. 1990) und daher eine schnellere und komplikationslosere Rehabilitation des Patienten möglich. Jedoch beklagen Patienten nach einer solchen konservativen Behandlung auf lange Sicht Knieinstabilität und –schmerzen. Zudem, wie im Kapitel Biomechanik dargestellt, weisen chronisch kreuzbandinsuffiziente Patienten vermehrt Meniskusverletzungen und Knorpelschäden als Folgeverletzungen und/oder -schäden auf (Müller 1983) (Shoemaker & Markolf 1982) (Thompson & Fu 1993) (Gillquist & Messner 1999) (vgl. Abb. 11). Arthrose als Langzeitschaden ist in den meisten Fällen vorprogrammiert. Trotz der heute einvernehmlichen Forderung nach einer operativen Therapie, ist dennoch zu beachten, dass die Behandlung zielgruppenorientiert sein sollte (Eriksson 2001)

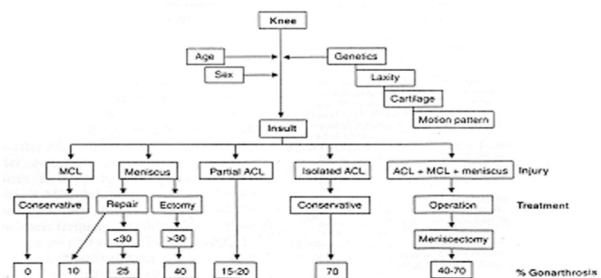


Abb. 11:
Der Gonarthrosealgorithmus nach Gillquist
(Gillquist & Messner 1999)

(Bonamo, Fay et al. 1990). Mit anderen Worten bedeutet dies, dass bei Zielgruppen, die keinen operativen Eingriff, z.B. infolge des hohen Alters, Krankheit, Motivationslosigkeit etc., mehr benötigen, auch keiner vorgenommen werden sollte.

5.2 Operative Behandlungsmöglichkeiten

Aufgrund der schlechten konservativen Behandlungsergebnisse wird die operative Behandlung von den meisten Ärzten, die sich mit dieser klinischen Problematik befassen, vorgezogen (Fu, Bennett et al. 1999).

In der Wahl der Operationsmethode bzw. der Transplantate hat sich, aufgrund schlechter Erfahrungen mit künstlichen Materialien (Frank & Jackson 1997) und Kreuzbandnähten (Grontvedt, Engebretsen et al. 1996) der Einsatz von biologischem Gewebe durchgesetzt. Dieses ist als körpereigenes Gewebe, Autografts, und als körperfremdes Gewebe, Allografts, verfügbar. Beide Materialien besitzen Vor- und Nachteile. Beispielsweise reduzieren Autografts auf der einen Seite das Risiko einer Entzündungsreaktion und der Übertragung von Krankheiten. Auf der anderen Seite ist die Transplantatentnahme mit Zeitaufwand und hoher Morbidität verbunden. Es kann jedoch vorweggenommen werden, dass aufgrund verschiedener Studien ein deutlicher Trend zugunsten der Autografts besteht (Fu, Bennett et al. 1999).

Bei einer Vielzahl von Transplantatmöglichkeiten und Techniken besteht die Frage, welches ist das Transplantat und die Technik der Wahl?

6 Die Wahl des Transplantats

Wie zuvor dargestellt, existiert eine Vielzahl von Transplantatmöglichkeiten, von denen sich manche als funktionell und viele als unfunktionell erwiesen haben. Welches Transplantat gerade den „golden standard“ darstellt, kann in der Regel

aufgrund eines Trends in der Häufigkeit von Veröffentlichungen ersehen werden. Zumeist bevorzugen Chirurgen ein bestimmtes Transplantat und somit eine Operationstechnik. Jedoch verlangt Fu (Fu, Bennett et al. 1999), dass sich der „moderne Kniechirurg“ auf mehrere Transplantate und Techniken einstellen muss, um zielgruppenorientiert und variabel operieren zu können.

Graft Selection (ref.)	Ultimate Strength to Failure (N)	Stiffness (N/mm)
Native ACL ⁹⁸	2160	242
Native PCL ⁷²	1867	
Patellar tendon ²⁵	2977	455
Quadrupled hamstring tendon (semitendinosus and gracilis) ³⁵	4140	807
Quadriceps tendon ⁸⁶	2353	326

Abb. 12:
Festigkeit und Steife des ursprünglichen Kreuzbandes und verschiedener Ersatzplastiken nach Brand et al. (Brand, Weiler et al. 2000)

6.1 Autografts

Wie die Geschichte der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands zeigt, wurden bis zum heutigen Tage viele verschiedene körpereigene Transplantate, zumeist Sehnen, als Kreuzbandersatz verwendet. Aus den verschiedenen Transplantatmöglichkeiten kristallisierten sich vor allem die Patellarsehne, die Semitendinosussehne, alleine oder in Kombination mit der Gracilissehne, und die Quadricepssehne heraus. Nach einer weltweiten Umfrage aus dem Jahre 1998 bei 100 renommierten Zentren für Kreuzbandoperationen ist die Patellarsehne mit zwei Knochenblöcken bei 70 % der Chirurgen das bevorzugte Transplantat, während 25 % die Hamstrings (Semitendinosus- ± Gracilissehne) bevorzugen. Die übrigen 5 % favorisieren die Quadriceps- oder die Achillessehne sowie Allografts. Bartlett (Bartlett, Clatworthy et al. 2001) nennt ähnliche Zahlen bei einer, bei den weltweit führenden Kniechirurgen der „ACL-Study-Group“, durchgeführten Umfrage. Hierbei verwendeten noch im Jahre 1998 73% aller Chirurgen die Patellarsehne, „nur“ 23% die Hamstringsehnen und 4% andere Transplantate (Campbell 1998).

Am häufigsten kommen arthroskopische Techniken zum Einsatz. Manche Chirurgen bevorzugten lange Zeit, zumindest bei Verwendung der

Patellarsehne, eine sog. Miniarthrotomie wegen der vorteilhaften dreidimensionalen Sicht (Pässler 1997). Prospektive Studien stellen jedoch keinen Unterschied im Endergebnis zwischen der arthroskopisch assistierten und der miniarthrotomischen VKB-Ersatzplastik fest. Jedoch im Wandel der technischen Möglichkeiten setzen sich augenblicklich die arthroskopisch assistierten Techniken durch, da sie das Infektionsrisiko noch weiter minimieren und eine geringere postoperative Morbidität sowie kosmetische Vorteile versprechen.

6.1.1 Die Patellarsehne

Die Patellarsehne als Transplantat der Wahl bildete den „golden standard“ über die letzten zwei Jahrzehnte (Eriksson 2001) (Fu, Bennett et al. 1999). Die erste Veröffentlichung erfolgte durch Jones (Jones 1963) im Jahre 1963. Nach über drei Jahrzehnten beständiger Weiterentwicklung hat sich die Entnahme eines 8-

10 cm langen Drittels der Patellarsehne durchgesetzt. Wird dieses Sehnenstück mit zwei Knochenblöcken entnommen, wird es als BPTB-Transplantat (**B**one **P**atellar **T**endon **B**one) bezeichnet (vgl. Abb. 13). Hierbei wird jeweils



Abb. 13:
Das Bone-Patellar-Tendon-Bone Transplantat

ein Knochenblock am distalen Ende des Transplantates aus der Tuberositas tibiae und am proximalen Ende aus der Patellascheibe mit herausgesägt. Die Entnahme des proximalen Knochenblocks kann jedoch die Gefahr der Patellafraktur und einer hohen Entnahmemorbidität mit sich bringen. Daher tendieren einige andere Techniken dazu, nur einen Knochenblock aus der Tuberositas herauszusägen. Dieses Trans-



Abb. 14:
Das Patellar-Tendon-Bone Transplantat

plantat wird PTB-Transplantat (**P**atellar **T**endon **B**one) genannt (vgl. Abb. 14). Im Gegensatz zur genannten Vorgehensweise wird der als Transplantat verwendete 10–12 mm breite Streifen der Patellarsehne nur mit einem Knochenblock statt mit zwei Knochenblöcken entnommen. Die Patella selbst bleibt intakt, womit die postoperative Morbidität (Beschwerden im Entnahmegbiet bis hin zur Patellafraktur) gesenkt werden konnte. Der Vorteil der Knochenblöcke ist, dass das Transplantat auch im „press-fit“ Verfahren, d.h. ohne die Verwendung von Fremdmaterialien, wie z.B. einer Schraube, im Gelenk fixiert werden kann (Fu, Bennett et al. 1999). Der Nachteil ist eine sehr hohe Entnahmestellenmorbidity verbunden mit einem vergrößerten vorderen Knieschmerz (Kartus, Magnusson et al. 1999).

Das Transplantat selber kann, unter experimentellen Bedingungen, mechanischen Zugkräften von 2977 [N] widerstehen und hat mit 455 [N/mm] eine sehr hohe Steifigkeit (Brand, Weiler et al. 2000). Hiermit erzielt ein solches Transplantat stabilere Werte als das ursprüngliche Kreuzband. Die Verwendung des Patellarsehnen-transplantats empfiehlt sich aufgrund seiner Festigkeit und erfolgreichen Langzeitversuchen bei jungen Patienten und Hochleistungssportlern (Fu, Bennett et al. 1999). Die Frage nach dem Zeitraum zwischen Operation und (Leistungs-) Sportfähigkeit ist individuell unterschiedlich und soll erst im Rahmen der Darstellung der Morbidität genauer beantwortet werden.

6.1.2 Die Hamstringsehnen

Die Verwendung der Hamstrings als Alternative zu der Patellarsehne wurde schon 1939 beschrieben (Brown, Steiner et al. 1993). In den letzten Jahren wird dieser Alternative aufgrund ihrer sehr geringen postoperativen



Abb. 15:
Das kombinierte Semitendinosussehnen- und Gracilissehnen-transplantat

Morbidität (Simonian, Harrison et al. 1997) und des Sehnendurchmessers, eine immer größer werdende Bedeutung zuteil. Im Zuge des Bedeutungsanstiegs wurde das ehemals einsträngige Semitendinosussehnentransplantat zu einem viersträngigen Transplantat, kombiniert aus der Semitendinosus- und Gracilissehne, stetig weiterentwickelt und verbessert (vgl. Abb. 15).

Mit einem Durchmesser von ca. 10 mm entspricht das Transplantat der Semitendinosus- und Gracilissehne eher der Anatomie des ursprünglichen Kreuzbands als das Transplantat der Patellarsehne (Woo, Fox et al. 1997). Zudem kann mit dem mehrsträngigen Semitendinosus- und Gracilissehnentransplantat gut das antero-mediale und das postero-laterale Faserbündel des vorderen Kreuzbands nachgeahmt werden (Woo, Fox et al. 1997).

Mit einer Kraft von 4140 [N] ist die Zerreißkraft des kombinierten Hamstringtransplantats sehr hoch, ebenso die Transplantatsteifigkeit mit 805 [N/mm]. Beide Werte liegen weit über denen der Patellarsehne.

Verschiedene Studien haben nach der Entnahme der Hamstrings postoperativ einen geringeren Kraftverlust des M. quadriceps gemessen als nach der Verwendung der Patellarsehne (Harter, Osternig et al. 1990) (Rosenberg, Franklin et al. 1992) (Carter & Edinger 1999). Dies wird im Allgemeinen darauf zurückgeführt, dass durch die Verwendung eines Hamstringtransplantats bei der Entnahme ein direkter Kontakt zum Extensormechanismus vermieden wird (Fu, Bennett et al. 1999) (Spicer, Blagg et al. 2000). Aufgrund der kleinen Inzision (Schnitt) und dem geringen vorderen Knieschmerz eignet sich das Transplantat theoretisch für jede Zielgruppe, vor allem aber für Patienten die oft knien müssen, wie beispielsweise Fliesenleger oder auch Moslems (oftmaliges knien, aufgrund „Betstellung“).

6.1.3 Die Quadricepssehne

Als letzte der drei gebräuchlichsten Autografts soll nun die Quadricepssehne kurz dargestellt werden. Auch dieser Transplantatmöglichkeit wurde aufgrund

der hohen Morbidität der Patellarsehne in den letzten Jahren verstärkte Aufmerksamkeit zu teil (Fulkerson & Langeland 1995) (Kaplan, Howe et al. 1991). Gerade innerhalb der Revisionschirurgie des vorderen Kreuzbands erfreut sich die Quadricepssehne immer größer werdender Beliebtheit (Wirth & Kohn 1996).

Trotzdem hat dieses Transplantat noch nicht die Bedeutung der Hamstrings und schon gar nicht die der Patellarsehne erreicht. Das Transplantat besitzt mit 2353 [N] und 326 [N/mm] (Brand, Weiler et al. 2000) eine sehr gute experimentelle Festigkeit und liegt damit zwischen der der Hamstrings und der Patellarsehne.

Ähnlich dem PTB-Transplantat wird das Quadricepssehnentransplantat mit einem Knochenblock am distalen Ende aus der Kniescheibe entnommen. Dies gibt auf der einen Seite dem Chirurgen die Möglichkeit der „press-fit“ Fixierung, jedoch auf der anderen Seite birgt die Entnahme des Knochenblocks auch hier die Gefahr einer Patellafraktur und erhöht zudem die Morbidität. Daher wurde die Möglichkeit entwickelt, die Quadricepssehne ohne einen Knochenblock zu entnehmen und mittels spezieller Techniken im Gelenk zu fixieren.

6.2 Allografts

Das Allograft ist eine Weichteilstruktur, welche von einer menschlichen Leiche entnommen wurde. Derzeit werden für Bandrekonstruktionen in der Regel auf zwei verschiedene Allografts zurückgegriffen, die Patellar- und die Achillessehne (Fu, Bennett et al. 1999). Aufgrund ihrer Länge

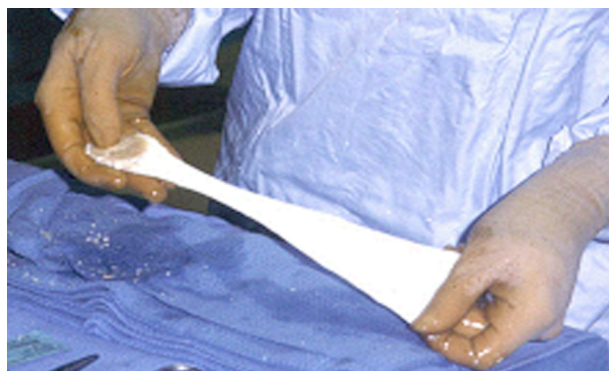


Abb. 16:
Das Achillessehnenallograft

und ihrer Festigkeit bietet sich gerade die Achillessehne für die VKB-Revisionschirurgie an (vgl. Abb. 16). Den auffälligsten Vorteil dieser Allografts

stellt die nicht vorhandene Entnahmestellenmorbidity dar. Zudem muss während der Operation kein Transplantat entnommen werden, so dass Operationszeit gespart wird und die postoperativen Schmerzen geringer sind. Jedoch müssen aufgrund der Entzündungsgefahr und einem hohen Infektionsrisiko die körperfremden Allografts vor der Operation während eines langwierigen Prozesses in Form von Konservierung und Sterilisation erst vorbereitet werden. Dies bedeutet einen hohen Arbeitsaufwand und somit auch hohe Kosten (Fu, Bennett et al. 1999).

Die körperfremden Transplantate werden normalerweise tief- oder trockengefroren konserviert. Während das erste Verfahren keine signifikanten Nachteile birgt, können beim Trockengefrierverfahren aufgrund von Beschädigungen der Zellen und der Matrix mechanische Schwächen festgestellt werden (King, Edwards et al. 1992).

Neben diesen strukturellen Nachteilen sind die biologischen Eigenschaften ebenfalls unterschiedlich zu denen der Autografts. Einige Tierstudien bewiesen, dass bei den Allografts für das Einwachsen in den Bohrkanaal und das „Remodeling“ nach der Transplantation längere Zeit benötigt wird als bei den Autografts (Jackson, Grood et al. 1993). Das Remodeling beschreibt die Begrifflichkeit der Ligamentisierung des Transplantates bzw. die Umwandlung der Sehnenstruktur in ein Band während der postoperativen Phase (ca. 5-6 Monate postoperativ). Ebenso wurde nach der Transplantation eine Verschlechterung des körperfremden Transplantates bezüglich der Festigkeit gemessen (Jackson, Grood et al. 1993) (Drez, Delee et al. 1991).

Basierend auf Studien und den praktischen Erfahrungen kann zusammengefasst werden, dass die Allografts in der primären VKB-Rekonstruktion aufgrund ihrer geringen Verfügbarkeit keine so große Bedeutung erlangen wie die Autografts. Für Revisionen und andere Bandrekonstruktionen ist die Bedeutung jedoch größer. Vor allem in Deutschland ist die Verwendung der Allografts aufgrund ihrer schlechten Verfügbarkeit sehr gering.

7 Die Morbidity

Seit der Einführung der Arthroskopie Ende der achtziger Jahre, hat sich die Morbidity infolge der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands drastisch reduziert (Clancy & Smith 1991). Dennoch existiert sie und ist einer der treibenden Faktoren für die stetige Weiterentwicklung in der Kreuzbandchirurgie.

Für den Fall der vorderen Kreuzbandplastik muss das Problem der Morbidity von zwei Seiten aus betrachtet werden.

Zum einen betrifft die Morbidity die Regeneration des Defektes der Entnahmestelle. Im anglo-amerikanischen Wortschatz spricht man daher auch von der „donor site morbidity“ (Fu, Bennett et al. 1999) (Kartus, Ejerhed et al. 2000) (Yasuda, Tsujino et al. 1995) (Simonian, Harrison et al. 1997). Oft wird im selben Atemzug mit der „donor site morbidity“ von dem anterioren Knieschmerz gesprochen. Dieser vordere Knieschmerz ist bei der Verwendung der Patellarsehne hinlänglich bekannt (Aglietti, Buzzi et al. 1997) (Rosenberg, Franklin et al. 1992) (Bach, Tradonsky et al. 1998) (Breitfuss, Frohlich et al. 1996) (Feller, Webster et al. 2001). Jedoch auch nach der Rekonstruktion mittels der Hamstrings wurden ähnliche Symptome beobachtet (Corry, Webb et al. 1999) (Spicer, Blagg et al. 2000). Man nahm an, dass der vordere Knieschmerz hauptsächlich eine Folge der Entnahme der Patellarsehne sei, doch nachdem er auch bei den Hamstrings auftritt, ist diese Symptomatik nicht mehr so leicht erklärbar. So konnten auch Spicer et al. in einer Studie betreffend der Problematik des vorderen Knieschmerzes aus dem Jahre 2000 keine Erklärung finden (Spicer, Blagg et al. 2000).

Zum anderen betrifft die Morbidity die volle funktionelle Wiederherstellung aller, das Kniegelenk betreffenden intra- und extraartikulären Strukturen. Einige Autoren, wie auch Fu (Fu, Bennett et al. 1999), sprechen in diesem Zusammenhang von einem funktionellen Defizit. Dieses Defizit zeichnet sich am deutlichsten in der atrophierten Muskulatur, insbesondere in der des M. quadriceps, und der damit verbundenen verminderten Krafftähigkeit ab. Zahlreiche isokinetische Krafftmessungen der Quadricepsmuskulatur zeigen

reduzierte Drehmomentmaxima des verletzten bzw. operierten Beins im Seitenvergleich (Carter & Edinger 1999). Die reduzierte Krafftähigkeit wird in der Literatur im Allgemeinen auf eine Hemmung der willkürlichen Aktivierbarkeit zurückgeführt. Als wesentliche Einflussfaktoren der Aktivierungshemmung werden Immobilisation, Schmerz, und Schwellung verantwortlich gemacht (Pfeifer 1996). Aufgrund dieser aktivierungshemmenden Faktoren wird der Kreislauf des senso-motorischen Systems oder des neuro-muskulären Regelkreises (Biedert, Müller et al. 1998) unterbrochen.

Es wird deutlich, dass die „donor site morbidity“ eng mit dem Phänomen des funktionellen Defizits verbunden ist. Das funktionelle Defizit kann eine Konsequenz der Morbidity der Entnahmestelle darstellen. Jedoch auch andere Faktoren, wie eine mögliche Überbelastung, können das funktionelle Defizit beeinflussen.

7.1 Die Morbidity der Patellarsehne

Allein in den USA werden jährlich nahezu 50.000 Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands durch die Transplantation des mittleren Drittels der Patellarsehne erfolgreich durchgeführt (Kartus, Ejerhed et al. 2000). Schwere postoperative Komplikationen, wie die Arthrofibrose (postoperative Verklebungen im Gelenkraum), die Patellafraktur und die Patellarsehnenruptur sind eher selten zu finden (Fu, Bennett et al. 1999). Jedoch scheinen vor allem Patellarsehnen-schmerzen (Fu, Bennett et al. 1999) bzw. Schmerzen an der Entnahmestelle (Kartus, Ejerhed et al. 2000) die eigentlich guten Ergebnisse negativ zu beeinflussen. Zu den zuvor genannten Komplikationen zählen neben der Überempfindlichkeit oder Reizbarkeit der Patellarsehne, infolge von Überbelastung, Störungen der Sensibilität im Bereich der Inzision, die Muskelatrophie und Schmerzen beim Knien, bzw. Laufen auf den Knien (Kartus, Ejerhed et al. 2000) (vgl. Abb. 17).

Nahezu alle Studien bzgl. der Morbidity nach vorderer Kreuzbandplastik mittels der Patellarsehne erkennen diese Problematik. Zwischen 40–60% der

Patienten klagen über eine dieser Komplikationen (Breitfuss, Frohlich et al. 1996) (Kohn & Sander-Beuermann 1994) (Shelbourne & Patel 1996) und zwischen 4–40% klagen implizit über Schmerzen an der Patellarsehne (Fu, Bennett et al. 1999). Es existieren mehrere verschiedene Theorien über das Auftreten des vorderen Knieschmerzes. Einige Studien unterstützen die Theorie, dass der vordere Knieschmerz eine Folge



Abb. 17:
Der „knee-walking“ Test nach Kartus
(Kartus, Ejerhed et al. 2000)

des Verlustes des Bewegungsausmaßes des Kniegelenks darstellt (Breitfuss, Frohlich et al. 1996) (Harner, Irrgang et al. 1992) (Kartus, Magnusson et al. 1999) (Shelbourne & Trumper 1997). Für Shelbourne et al. (Shelbourne & Trumper 1997) ist die sofortige postoperative Rückkehr zur Hyperextension, der Überstreckbarkeit des Kniegelenks, essentiell zur Vermeidung des anterioren Knieschmerzes.

Eine andere mögliche Theorie, die mit Hilfe von Studien jedoch noch nicht bewiesen wurde, ist die Entwicklung der Patella baja, des Patellatiefstandes, als Folge der Entnahme des mittleren Drittels der Patellarsehne (Fu, Bennett et al. 1999). Es zeigt sich, dass sich die Patellarsehne, nach einem Verschluss des Entnahmedefektes, mittels einer Naht, in 73% aller Fälle um ca. 10% verkürzt (Breitfuss, Frohlich et al. 1996) (Dandy & Desai 1994).

Histologische Studien bewiesen, dass sich, mit oder ohne „künstlichem“ Verschluss des Entnahmedefektes, erst nach 6–24 Monaten postoperativ starkes, sehnenartiges Narbengewebe bildet. Dieser ständige Umbauprozess kann auch zu einer Reizung der Patellarsehne führen und somit den Extensormechanismus beeinflussen (Burks, Haut et al. 1990).

Ein Schlüssel in der Reduzierung der Morbidität, speziell des vorderen Knieschmerzes, infolge der Patellarsehnenplastik, scheint in der postoperativen

Betreuung zu liegen. Die Inzidenz des vorderen Knieschmerzes konnte durch eine beschleunigte und aggressive Rehabilitation erheblich gesenkt werden (Shelbourne & Trumper 1997).

Zudem wird empfohlen (Kartus, Ejerhed et al. 2000), auf eine horizontale Inzision bei der Sehnenentnahme zu verzichten, um einer eventuellen Läsion des N. infrapatellaris vorzubeugen. Anstelle der horizontalen Inzision wird eine vertikale Inzision vorgeschlagen (vgl. Abb. 18 a+b). Auch die Entnahme von nur einem Knochenblock bei der Patellarsehnenentnahme scheint die Morbidität zu reduzieren (Vermeidung von knöchernen Defekten). Anhand der Vielzahl dieser unterschiedlichen Theorien wird deutlich, dass die Problematik der hohen „donor site morbidity“, bzw. des großen und lang anhaltenden vorderen Knieschmerzes, der Sensibilitätsstörungen und des funktionellen Defizits nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mittels Patellarsehne noch nicht gelöst ist und somit einen erheblichen Nachteil dieser Operationstechnik bildet. Daher empfehlen viele Autoren verstärkt den Einsatz der Hamstringsehnen, insbesondere die Kombination aus der Semitendinosus- und der Gracilissehne, zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands.

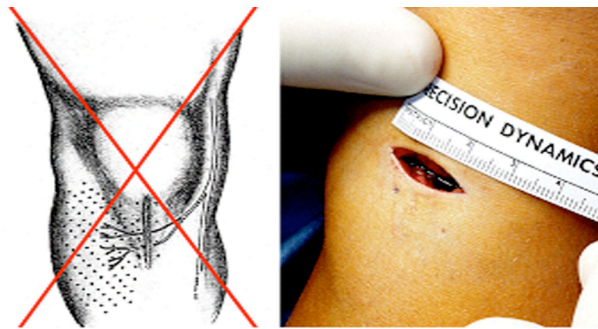


Abb. 18 a+b:
Die horizontale und vertikale Inzision zur Transplantatentnahme (BPT)

7.2 Die Morbidität der Hamstringsehnen

Seit dem kombinierten Einsatz der Semitendinosus- und der Gracilissehne wurden auch bei der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mittels der Hamstrings gute und stabile Ergebnisse erzielt.

Durch eine Entnahme der Hamstringsehnen von der Oberschenkelrückseite sollte theoretisch ein direkter Kontakt mit dem vorderen Bereich des

Kniegelenks und somit auch mit dem Extensormechanismus vermieden werden (Spicer, Blagg et al. 2000) (Simonian, Harrison et al. 1997) (Fu, Bennett et al. 1999). Jedoch wiesen einige Autoren die Symptomatik des vorderen Knieschmerzes auch bei diesem Transplantat nach (s. oben) (Sgaglione and Schwartz 1997) (Karlson, Steiner et al. 1994) (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Marder, Raskind et al. 1991) (Feller, Webster et al. 2001).

Sgaglione konnte in 22,7% aller Fälle, welche sich einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mittels der Hamstrings unterzogen, einen vorderen Knieschmerz nachweisen (Sgaglione and Schwartz 1997).

Karlson (Karlson, Steiner et al. 1994) berichtet von 12% seiner Probanden mit Schmerzen im Bereich des vorderen Kniegelenks. Die Symptome zeigten sich häufiger bei Rekonstruktionen einer akuten als bei einer chronischen Instabilität. Zwar traten bei Aglietti (Aglietti, Buzzi et al. 1994) auch bei 3% seiner „Hamstring-Patienten“ moderate Schmerzen auf, doch war die Inzidenz mit 17% bei den „Patellar-Patienten“ wesentlich höher. Diese Ergebnisse waren jedoch nicht signifikant. Noch bessere Ergebnisse erhielt Corry (Corry, Webb et al. 1999), der ebenfalls Schmerzen beim Knien beobachtete. Er konnte ein Jahr postoperativ bei 56% der Patienten, die mittels der Patellarsehne behandelt wurden, Schmerzen im Bereich des vorderen Knies nachweisen. Ein Jahr später klagten immerhin noch über 31% der Patienten über Schmerzen beim Knien. Im Vergleich dazu war die Inzidenz bei der Hamstringgruppe mit 7% ein Jahr und 6% zwei Jahre postoperativ signifikant geringer. Einzig Marder et al. (Marder, Raskind et al. 1991) konnte 1991 keinen signifikanten Unterschied beim vorderen Knieschmerz zwischen einem BPTB-Transplantat und einem Hamstringsehnen-transplantat feststellen.

Es stellt sich die Frage, ob nach der Semitendinosus- und Gracilissehnenplastik auch im Bereich der Entnahmestelle, also bei der Beinbeugemuskulatur ein funktionelles Defizit nachweisbar ist. Lipscomb (Lipscomb, Johnston et al. 1982) fand schon 1982 keinen signifikanten Unterschied der Hamstringkraft vor und nach der Operation. Ebenso konnten Cross et al. (Cross, Roger et al. 1992) mittels Elektromyographie und Kraftmessungen mit Hilfe eines Dynamometers eine schnelle funktionelle Regeneration der Hamstrings feststellen. Mit Hilfe

einer frühfunktionellen isokinetischen Studie konnten Carter et al. 6 Monate postoperativ nachweisen, dass nach der Verwendung der Hamstrings der Kraftverlust der Oberschenkelvorderseite mit 21,9% signifikant geringer war, als der nach der Verwendung der Patellarsehne mit 31,7% (Carter and Edinger 1999). Zu ähnlichen Ergebnissen gelangen auch Aune (Aune, Holm et al. 2001) und Feller (Feller, Webster et al. 2001). Zwar zeigten ihre Studien deutlich, dass die Kraft des M. quadriceps postoperativ nicht beeinflusst wird, jedoch dass die Kraft der Hamstrings isokinetisch bis zu einem Jahr signifikant reduziert wird. Auf der anderen Seite berichtete Simonian (Simonian, Harrison et al. 1997) erst 3 Jahre nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands durch die Hamstrings von einer 95 prozentigen Wiederherstellung der Hamstringkraft. Auch Yasuda (Yasuda, Tsujino et al. 1995) konnte die sehr guten Ergebnisse der vorher genannten Studien nicht bestätigen.

Im Rahmen einer zunehmenden Verwendung der Hamstringsehnen zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands erfolgte auch eine verstärkt kritische histologische und bildgebende Untersuchung der „donor site morbidity“ dieser Sehnen. Bis zu diesem Zeitpunkt erschien eine komplette Regeneration der Semitendinosussehne in ihrer vollständigen Länge und ihrem vollen Durchmesser spekulativ und es herrschten Zweifel über die histologischen Eigenschaften der Sehne (Eriksson 2001). Im Jahre 1992 untersuchten Cross et al (Cross, Roger et al. 1992) drei ausgewählte Patienten mit Hilfe von Magnetresonanztomographie (MRT) und erkannte auf diesen Bildern eine Regeneration sowohl der Semitendinosus- als auch der Gracilissehne nach der Entnahme. Die Ergebnisse von Simonian et al. (Simonian, Harrison et al. 1997) unterstützten diese Ansicht. Aufgrund der Ergebnisse vermuteten beide Autoren den Ansatz der Sehnen mehr proximal als den originalen Insertionspunkt am Pes anserinus (Eriksson 2001). Eine verstärkt proximale Insertion in der Höhe des Gelenkspalts und in der Region der Kniebeugerfascie wiesen auch Papandrea et al. (Papandrea, Vulpiani et al. 2000) mittels wiederholten Ultraschalluntersuchungen nach.

In allen drei genannten Studien wurden sowohl die Semitendinosus- als auch die Gracilissehne zur Rekonstruktion verwendet. Eriksson vermutet, dass bei

einer gleichzeitigen Entnahme die Gracilissehne als eine Art Baugerüst für den distalen Anteil der neu geformten Semitendinosussehne dient, welcher sich mit der Gracilissehne zu einem Sehnenansatz vereinigt (Eriksson, Larsson et al. 1999). Zwei von Eriksson durchgeführte Studien ergaben, dass bei 74% der Patienten die Insertion unterhalb des Gelenkspalts lag (Eriksson 1997) (Eriksson, Larsson et al. 1999). Bei 15% der Patienten konnte eine Verbindung der Gracilissehne mit der Semitendinosussehne beobachtet werden und bei 11% der Patienten erfolgte keine Neubildung der Sehne (Eriksson, Larsson et al. 1999). Beide neu gebildeten Sehnen, sowohl die Semitendinosus- als auch die Gracilissehne, konnten unzweifelhaft mittels visueller Kontrolle und Palpation definiert werden (Eriksson 2001) (Eriksson, Larsson et al. 1999). Dabei wiesen sie einen anatomisch korrekten Verlauf auf (Eriksson, Larsson et al. 1999). Papandrea et al. (Papandrea, Vulpiani et al. 2000) berichteten aufgrund ihrer Ultraschallstudie bei 38 von 40 getesteten Patienten von einer Regeneration der Sehne nach 6 Monaten. Im Gegensatz zu Papandreas und Erikssons (Eriksson 2001) Ergebnissen, konnten Simonian et al. (Simonian, Harrison et al. 1997) bei nur 67% der getesteten Patienten eine Regeneration der Semitendinosussehne feststellen.

Innerhalb von drei durchgeführten Studien konnte Eriksson (Eriksson 1997; Eriksson, Larsson et al. 1999; Eriksson 2001) bei den Regeneraten einen vergrößerten Sehnenquerschnitt im Vergleich zu der kontralateralen Semitendinosussehne feststellen. Jedoch nahm die anfängliche Vergrößerung mit der Zeit wieder bis zum normalen Maß ab. Hiermit bestätigten er durch seine Ergebnisse die von Papandrea et al. (Papandrea, Vulpiani et al. 2000) vollständig. Die Vergrößerung der Sehnen scheint in der einem anfänglichen Ödem und in einem vorerst unorganisiertem Sehngewebe begründet zu sein (Eriksson 2001).

Bis jetzt erscheinen die Gründe für die Regeneration der Semitendinosussehne noch unklar. Bei einem Patientenvergleich der drei von Eriksson durchgeführten Studien (Eriksson 1997; Eriksson, Larsson et al. 1999; Eriksson 2001) konnte kein bestimmter Schlüssel erkannt werden. Ein möglicher Weg für die Bestimmung der Faktoren für die Regeneration der Sehnen führt über die

Bestimmung der extrinsischen und intrinsischen Mechanismen, wie von Hefti et al. (Hefti and Stoll 1995) 1995 beschrieben. Ein anderer möglicher Lösungsweg basiert nur auf intrinsischen Faktoren (Eriksson 2001), wobei angenommen wird, dass die Stammzellen des Mesenchyms für die Fibroblastenproduktion programmiert werden. Bei beiden Modellen ist es möglich, dass eine mechanische Zugkraft das neu gebildete Gewebe ausrichtet und die Gewebeeigenschaften sowie den intrinsischen Heilungsprozess beeinflusst (Eriksson 2001). Jedoch werden die Gründe für eine Nicht-Wiederherstellung der Hamstringsehnen bei bestimmten Patienten und die Wiederherstellung bei den anderen Patienten von den Autoren nicht genannt und sind somit spekulativ. Alles in allem wird davon ausgegangen, dass bis zur endgültigen Regeneration der Semitendinosussehne ein Zeitraum von zwei Jahren vergeht. So sollten erst ab diesem Zeitpunkt die Hamstringsehnen wieder für eine VKB-Plastik bei einer möglichen Reruptur in Betracht gezogen werden (Eriksson 2001).

7.3 „Donor Site Morbidity“ und Unterschiede in der frühen postoperativen Morbidität - Die Patellarsehne und die Hamstrings im Vergleich

Egal welches autologe Transplantat verwendet wird, die Sehnenentnahme ist immer mit einer mehr oder weniger großen Morbidität verbunden. Wie in Kap. 7 festgestellt, äußert sich diese Morbidität zumeist in einem funktionellen Defizit, vor allem des Extensormechanismus, und dem vorderen Knieschmerz (Fu, Bennett et al. 1999).

Muneta et al. (Muneta, Sekiya et al. 1998) untersuchten, inwiefern objektive Faktoren mit der subjektiven Erwartungshaltung und der subjektiven Patientenzufriedenheit korrelieren. Sowohl nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mittels der Patellarsehne als auch mittels der Hamstringsehnen stellten sie eine gute Wiederherstellung der Quadrizepskraft, des vollen Bewegungsausmaßes und der Funktion des femoro-patellaren Gelenks fest.

Die drei genannten Eigenschaften gelten als valide Faktoren für eine subjektive Wiederherstellung des allgemeinen Wohlbefindens bei Patienten mit einem hohen Aktivitätslevel, wie beispielsweise Leistungssportler (Muneta, Sekiya et al. 1998).

Wie in den Kapiteln vorher gezeigt, werden dem Semitendinosus- und Gracilissehnentransplantat betreffend der postoperativen Morbidität mehrere Vorteile zugesprochen. Diese enthalten einen deutlich seltener auftretenden und geringeren vorderen Knieschmerz (Rosenberg & Deffner 1997) (Shino, Nakagawa et al. 1993) (Aune, Holm et al. 2001) (Feller, Webster et al. 2001), ein kleineres Kraftdefizit des M. quadriceps (Lipscomb, Johnston et al. 1982) (Harter, Osternig et al. 1990) (Rosenberg, Franklin et al. 1992) (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Feller, Webster et al. 2001) (Aune, Holm et al. 2001) sowie einen geringeren Verlust der physiologischen Hyperextension des Kniegelenks. Hierbei muss noch einmal betont werden, dass verschiedene Autoren die Bedeutung einer sofortigen Hyperextensionsfähigkeit fordern, um dem vorderen Knieschmerz vorzubeugen (Bach, Jones et al. 1994) (Berg 1992) (Kartus, Magnusson et al. 1999) (Kartus, Ejerhed et al. 2000) (Sachs, Daniel et al. 1989) (Shelbourne & Trumper 1997). Das Ausbleiben der drei genannten Komplikationen bedeutet für den Patienten in der Regel eine schnellere Rekonvaleszenzzeit aufgrund weniger inhibitorischer Faktoren (Biedert, Müller et al. 1998) (Engelhardt & Freiwald 1997) (Fu, Bennett et al. 1999) (Lephart & Fu 1995). Zudem werden die Patienten mit einer größeren Zufriedenheit reagieren. Die so gewonnene größere Compliance des Patienten kann möglicherweise den Rehabilitationsprozess beschleunigen.

Ebenso wie Aglietti et al. (Aglietti, Buzzi et al. 1994) fand auch Eriksson (Eriksson, Anderberg et al. 2001) in seiner Studie aus dem Jahre 2001 eine signifikant höhere Inzidenz des retropatellaren Crepitus nach dem Ersatz des vorderen Kreuzbands mittels der Patellarsehne vor. Dieses Anzeichen ist zwar nach Eriksson ohne Verbindung von definierten Schmerzen ohne Aussagekraft (Eriksson 2001), jedoch stellten Muneta et al. (Muneta, Sekiya et al. 1998) in ihrer vergleichenden Studie fest, dass die allgemeine Zufriedenheit innerhalb der Patellarsehnengruppe aufgrund dieses Crepitus und eines verstärkten

„Extensionsdefizites“ geringer als im Vergleich zur Hamstringsehnenengruppe ausfiel. Mehrere, die Wahl der Kreuzbandplastik betreffende prospektive Studien (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Feller, Webster et al. 2001) (Aune, Holm et al. 2001) (Eriksson, Anderberg et al. 2001) besagen, dass die postoperative Entwicklung der Sprungleistung beim „Single-legged-hop“ Test innerhalb der Hamstringsehnenengruppen besser ist als bei den Patellarsehnenengruppen. Im Allgemeinen wird dies auf ein geringeres funktionelles Kraftdefizit und/oder einer effektiveren Bewahrung der propriozeptiven Fähigkeiten zurückgeführt. In diesem Zusammenhang ermittelten mehrere Studien eine positive Korrelation zwischen dem „Single-legged-hop“ Test und der isokinetisch gemessenen durchschnittlichen Maximalkraft (Sachs, Daniel et al. 1989) (Wilk, Romaniello et al. 1994). Zudem stellte Barrett (Barrett 1991) innerhalb einer postoperativen Studie nach der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands eine positive Korrelation zwischen den propriozeptiven Fähigkeiten und dem subjektiven Stabilitätssinn fest.

Bei nahezu allen bisher durchgeführten vergleichenden Studien zwischen der Patellarsehnen- und der Hamstringsehnenplastik bestand der wesentliche Unterschied in der Fähigkeit zu knien, also in der Inzidenz des vorderen Knieschmerzes. Als ein valides Messinstrumentarium für den vorderen Knieschmerz wurde ab dem Jahre 1997 der „kneeling“ und „knee-walking“ Test von Kartus et al. entwickelt (Kartus, Stener et al. 1997) und seitdem von vielen Autoren weiterverwendet. Die sehr hohe Inzidenz des vorderen Knieschmerzes nach der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mittels der Patellarsehne ist heute hinlänglich bekannt (Kartus, Ejerhed et al. 2000) (Feller, Webster et al. 2001) (Aune, Holm et al. 2001) (Breitfuss, Frohlich et al. 1996) und liegt zwischen 40-60%. Das Auftreten des Knieschmerzes bedeutet in der Regel für den Patienten selber eine Verlangsamung der Rehabilitation (Breitfuss, Frohlich et al. 1996), u.a. aufgrund der Unterbrechung des neuro-muskulären Regelkreises (Biedert, Müller et al. 1998) (Freiwald, Engelhardt et al. 1997) (Lephart & Fu 1995) (Snyder-Mackler, Ladin et al. 1991) (Snyder-Mackler, De Luca et al. 1994) und einer möglichen Verringerung der Compliance des Patienten. Trotz der Vermeidung eines direkten Kontaktes zum

Extensormechanismus durch eine Verwendung der Hamstringsehnen zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands (Fu, Bennett et al. 1999) (Spicer, Blagg et al. 2000) tritt auch hier der vordere Knieschmerz auf. Die Inzidenz ist jedoch weitaus geringer und liegt zwischen 3-12% (Karlson, Steiner et al. 1994) (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Corry, Webb et al. 1999) (Feller, Webster et al. 2001) (Aune, Holm et al. 2001).

8 Die korrekte Platzierung und Fixierung des Transplantats

8.1 Platzierung des Transplantats

Eine Fehlplatzierung der Bohrkanäle bzw. der –tunnel, zur Fixierung des Kreuzbandtransplantates ist der am häufigst auftretende Fehler bei einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands. Dabei steht heute fest, dass eine korrekte Platzierung des femoralen und tibialen Bohrkanals im Bereich des anatomischen Ursprungs über den weiteren Verlauf der Krankheitsgeschichte des Kniegelenks entscheidet.

Der häufigste Fehler ist ein femoral und/oder tibial zu weit vorne inserierter Kreuzbandersatz. Mögliche Folgen einer solchen Fehlplatzierung ist ein permanentes Ausdehnen des Transplantates, der so gennante „bungee-effect“ (Höher, Moller et al. 1998), ein Transplantatimpingement (Howell & Taylor 1993) oder eine Drucküberlastung („overconstrained“) des Kniegelenks mit einer Bewegungseinschränkung (Fu, Bennett et al. 1999). So führt beispielsweise eine künstlich hergestellte 3 mm betragende Distanzveränderung zwischen Ursprungs- und Insertionsstelle des VKB-Ersatztransplantats bei einem passiven Durchbewegen zu einem Anwachsen der Grundspannung auf das 3,5-fache. Damit wird bereits die Ausreißfestigkeit einiger herkömmlicher Transplantatfixierungen erreicht. Schon Palmer erkannte 1939 (Palmer 1938) die große Bedeutung der korrekten Platzierung der

Bohrkanäle und entwickelte hierzu ein spezielles Zielgerät. Jedoch erst in den achtziger Jahren wurden die biomechanischen Grundlagen für eine möglichst exakte Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands geschaffen. Es wurde der Begriff der Isometrie geprägt (Strobel, Stedtfeld et al. 1995), mit dem zum Ausdruck gebracht werden sollte, dass das rekonstruierte Kreuzband möglichst keine Längenveränderung

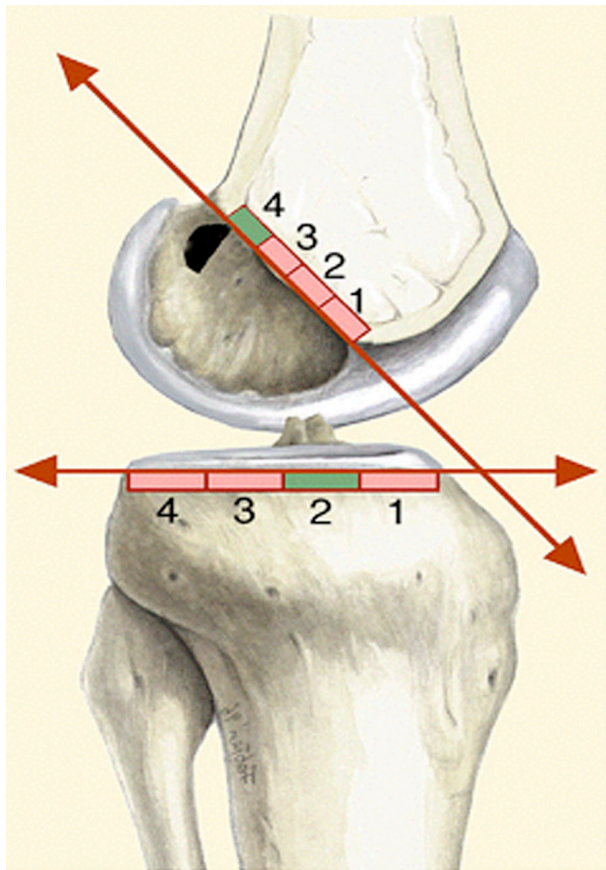


Abb. 19:
Platzierung der Bohrkanäle nach Harner
(Harner, Marks et al. 1994)

zwischen den neuen Insertionspunkten bei einem vollen Bewegungsausmaß erfahren darf. Neuere Untersuchungen stellten fest, dass kein völlig isometrischer Punkt existiert. Hingegen ermittelten sie ein Insertionsarial, innerhalb welchem sich die hier ansetzenden Kreuzbänder nicht mehr als 2 mm in ihrer Länge verändern dürfen. Der femorale Tunnel sollte in der sagittalen Schnittebene unmittelbar vor der „over-the-top Position“ unter Belassung einer 1 bis 2 mm breiten hinteren Kortikalisschicht befinden. Der femorale Tunnel sollte in der von Harner entwickelten Schablone in der Zone 4 liegen (vgl. Abb. 19) (Harner, Marks et al. 1994). In der a.p.-Schnittebene sollte der femorale Tunnel beim rechten Kniegelenk bei ca. 10:00 Uhr und beim linken Kniegelenk bei ca. 14:00 Uhr liegen.

Eine sehr beliebte, weil technisch einfache, Methode um den femoralen Bohrkanal zu platzieren, ist die so genannte „Single-incision“ Technik. Hierbei wird durch den vorher gebohrten tibialen Bohrkanal der femorale Tunnel gebohrt. Jedoch wiesen verschiedene Studien nach, dass mittels dieser

Technik das eigentliche anatomische femorale Insertionsareal, wenn überhaupt, nur am Rande erreicht wird (Arnold M.A. 2001). Zudem berichtet Wredmark innerhalb einer prospektiven Studie, dass diejenigen Transplantate mit einer zu hohen Insertion im Notchdach (11:00–12:00 Uhr) weniger stabil sind als jene mit einer tieferen anatomischen Position (Wredmark 1999, persönliche Mitteilung, nicht publiziert). Fazit dieser Studien sollte sein, dass die von der Mehrzahl der Kreuzbandchirurgen favorisierte „Single-incision“ Technik zugunsten einer Bohrtechnik durch die antero-mediale Porta hindurch bei 120–130° gebeugten Kniegelenk ersetzt werden sollte.

Auch eine tibiale Fehllage des Tunnels führt in der Regel über ein Impingement, zum Transplantatversagen. Daher sollte in der sagittalen Schnittebene die Position des tibialen Tunnels nach Harner (Harner, Marks et al. 1994) im Quadranten 2-3 liegen (vgl. Abb. 19) Während früher eine Platzierung im vorderen Anteil des ehemaligen anatomischen Ansatzes bevorzugt wurde, hat u.a. eine Studie von Howell gezeigt, dass eine Platzierung im hinteren Drittel von Vorteil ist und ein Impingement mit dem Notchdach verhindert (Howell, Clark et al. 1991). Morgan (Morgan, Kalman et al. 1995) hat auf Grund anatomischer Dissektionen als definitive Landmarke für die tibiale Tunnellokalisation auf der Tibia einen zentralen Insertionspunkt in der Sagittalebene 7 mm vor der vorderen Begrenzung des hinteren Kreuzbands festgestellt. Als Landmarken bei der arthroskopischen durchgeführten tibialen Tunnelplatzierung haben sich der Innenrand des Außenmeniskusvorderhorns und die Spitze des medialen Kreuzbandhöckers bewährt. Das Zentrum des tibialen Tunnels liegt geringfügig medial der Mitte des Zentrums der Interkondylarregion auf einer gedachten Verbindungslinie zwischen diesen beiden Landmarken (vgl. Abb. 20). Der tibiale Tunnel sollte in sagittaler Richtung in einem Winkel

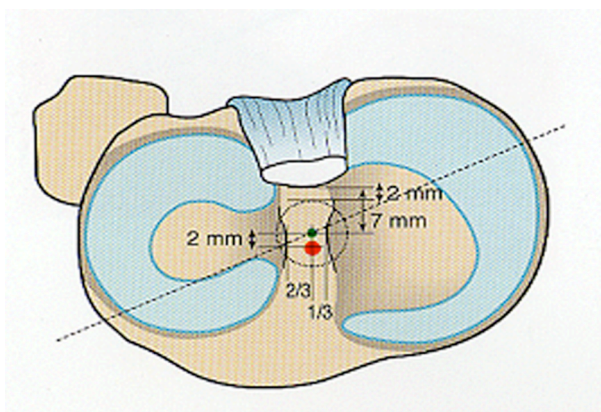


Abb. 20:
Positionierung des tibialen Bohrkanals

von 35° bis 40° zur Tibiaachse in Richtung des hinteren Anteils des anatomischen Ansatzes gebohrt werden. In Frontalebene sollte der Winkel 20° zur Tibiaachse bzw. 70° zum Tibiaplateau betragen (Howell 1998).

8.2 Fixierung des Transplantats

Neben der Wahl des für den Patienten optimalen Transplantates und der genauen Positionierung des Transplantats, ist die korrekte Transplantatfixierung entscheidend für das Gelingen einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands, sowie für das kurz- und mittelfristige Ergebnis verantwortlich (Fu, Bennett et al. 1999) (Brand, Weiler et al. 2000). Die Bedeutung einer sicheren Fixierung des Transplantates hat sich in den letzten zwei Jahrzehnten enorm gesteigert. Ein Grund hierfür ist in den derzeit geläufigen, postoperativen Rehabilitationsprotokollen zu finden (Brand, Weiler et al. 2000). Diese Protokolle fordern ein sofortiges, volles postoperatives Bewegungsausmaß und die sofortige Rückkehr zur normalen neuro-muskulären Funktion und Vollbelastung (Brand, Weiler et al. 2000). Jedoch sind die heute üblichen Fixierungsmethoden, gerade in der frühen postoperativen Phase, im Vergleich zum normalen Kreuzband, zumeist der Schwachpunkt bei der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands (Rodeo, Arnoczky et al. 1993) (Brand, Weiler et al. 2000). Innerhalb der derzeit verfügbaren Literatur werden viele Möglichkeiten zur Fixierung eines Kreuzbandtransplantates vorgeschlagen und empfohlen (vgl. Anl. 1). Unter diesen Fixierungstechniken befinden sich Klammern, Tapebefestigungen, Schrauben aus Titan oder bioresorbierbaren Materialien (Interferenzschrauben) und die so genannte „press-fit“ Fixierung, die auf jegliches Fremdmaterial verzichtet. Das Ziel all dieser Techniken ist es, eine starke bzw. feste Verbindung zwischen Transplantat und Knochen zu erzeugen und dabei, bis zum Zeitpunkt der vollständigen Einheilung, verschiedensten äußeren Kräften entgegenzuwirken. Bei einer Überprüfung der verschiedenen Fixierungen für ein Patellarsehnentransplantat, zeigte Kurosaka (Kurosaka, Yoshiya et al. 1987), dass die stärkste Befestigung mit Hilfe einer 9 mm starken

Interferenzschraube (475 N) erzielt werden kann. Steiner et al. (Steiner, Hecker et al. 1994) wiesen nach, dass mit Hilfe von „Weichteilwashers“ vergleichbar hohe Ausrisswerte bei einem Hamstringtransplantat experimentell festgestellt werden können. Innerhalb eines biomechanischen Versuches errechneten Noyes et al. (Noyes, Butler et al. 1984) Kräfte von ca. 20-440 [N] denen das vordere Kreuzband während alltäglicher Belastungen ausgesetzt ist. Bei ca. 445 [N] ruptiert das vordere Kreuzband, zumeist an der femoralen Insertion. In der Regel werden alle Patienten u.a. daher angewiesen, innerhalb der ersten postoperativen Phase ihre Aktivitäten dem Zustand ihres operierten Kniegelenks anzupassen und möglicherweise bis zum Zeitpunkt der vollständigen Einheilung zu reduzieren. Bezüglich der Fixierungen erzielen die Mehrzahl aller klinischen Studien daher exzellente oder gute Ergebnisse. Sowohl für das Patellar- als auch für das Hamstringsehnentransplantat beinhaltet unsere Fixierungstechnik eine Kombination der „press-fit“ Technik an der femoralen Insertion und der „press-fit“ Technik plus einer distalen 10 mm breiten Knorchenbrücke („locking-loop“ Technik) an der tibialen Insertion. Die „press-fit“ Technik wurde erstmals von Hertel beschrieben (Hertel, Widjaja et al. 1999). In einer biomechanischen Studie untersuchte Brown (Brown, Pena et al. 1996) die femorale „press-fit“ Technik mittels Knochenblocks. Der Ausriss des Blocks erfolgte bei ca. 350 [N]. Im Vergleich zur Interferenzschraube, zum „EndoButton CL“ (Smith & Nephew) und dem Mitek-Ankersystem stellte er keine signifikanten Unterschiede fest. Auch klinisch erweist sich also die modifizierte „press-fit“ Technik als sicher. In einem „Kurzzeit“ Follow-up beschreibt Boszotta (Boszotta 1997) zufriedenstellende Ergebnisse mit der „press-fit“ Technik. Hertel et al. (Hertel, Widjaja et al. 1999) beschreiben in einem 10-Jahres Follow-up exzellente subjektive und objektive Ergebnisse. Bezüglich der von uns verwendeten zusätzlichen Knochenbrücke wiesen Krackow et al. (Krackow, Thomas et al. 1988) mit der von ihnen beschriebenen Nahttechnik gute Ergebnisse nach. Basierend auf diesen Ergebnissen entwickelte Pässler (Paessler & Mastrokalos 2003) sowohl für das Patellar- als auch für das Hamstringsehnentransplantat eine zusätzliche „dreifach-Naht“, deren Enden über einer speziellen Knochenbrücke verknotet werden.

Shellbourne et al. (Shellbourne & Nitz 1990) berichteten über eine 94 prozentige Erfolgsquote bei einer tibialen Fixierung eines Patellarsehnentransplantates mit Hilfe einer vergleichbaren Nahttechnik. In einer experimentellen Studie verglichen Boszotta et al. (Boszotta & Anderl 2001) die tibiale Fixierung mit einer Interferenzschraube, mit einer Titanklammer und einer Nahtbefestigung über eine Knochenbrücke mit und ohne einem Wiederauffüllen des tibialen Kanals mit Spongiosablöcken. Dabei zeigte sich die Nahtbefestigung über eine Knochenbrücke mit einem Wiederauffüllen des tibialen Kanals bei Ausrisskräften von 758 [N] als die stärkste Fixierung (Interferenzschraube 572 [N]; Klammer 608 [N]; Nahtbefestigung über eine Knochenbrücke ohne einem Wiederauffüllen des tibialen Kanals 304 [N]).

9 Einheilung der Sehne in den Knochen

Es wird angenommen, dass die Einheilung eines Knochenblocks in den, für das Transplantat gebohrten, Tunnel, wie beispielsweise für ein BPTB-Transplantat, ähnlich verläuft, wie die Heilung eines Knochenbruchs (Fu, Bennett et al. 1999). Der zumeist im „press-fit“ Verfahren oder mittels Schraube fixierte Knochenblock hält sofort nach der Operation, so dass sich der Einheilungsverlauf in der Regel komplikationslos darstellt. Bei der Verwendung von Fremdmaterialien kann jedoch der Einheilungsprozess verzögert werden. So zeigte eine bisher noch nicht veröffentlichte Studie einer Innsbrucker Studiengruppe, dass eine zu starke tibiale Arminierung (Sicherung des Transplantats mit Hilfe spezieller Haltenähte) des Hamstringtransplantats die Einheilung in den tibialen Kanal verhindert (Golzer et al., Vortrag auf der GOTS-Jahrestagung, 2001).

Die Einheilung von Sehnengewebe in den knöchernen Tunnel, wie etwa beim Semitendinosus- und Gracilissehnentransplantat, verläuft anders (Rodeo, Arnoczky et al. 1993). In einer Tierstudie an Kniegelenken von Hasen aus dem Jahre 1993 zeigte sich, dass sich die strukturellen Eigenschaften in der

Verbindung zwischen der Sehne und den Knochen zwar mit der Zeit erheblich verbesserten, jedoch diese Verbindung anfangs nur etwa 25% der Belastbarkeit gegenüber einem ursprünglichen Transplantat besitzt. Die Verbindung zwischen Sehne und Knochen wird in 4 lichtmikroskopische Zonen unterteilt. Die Distanz zwischen Zone 1 und Zone 4 beträgt weniger als 1 mm (Eriksson 2001). Ferner wird die Verbindung in eine direkte und eine indirekte Verbindung unterschieden (Eriksson 2001), wobei die direkte Verbindung von den 4 beschriebenen Zonen dargestellt wird. Die indirekte Verbindung sind Fasern des Bandes oder der Sehne, die tief im Knochen liegen.

Bis heute jedoch basiert das Wissen um die Einheilung von Sehnengewebe in den Knochen nur auf Tierstudien. Daher kann nur vermutet werden, dass die „Sehnen-Knochen Verbindung“ langsamer abläuft und schwächer ist als die „Knochenblock-Knochen Verbindung“ (Fu, Bennett et al. 1999).

10 Darstellung zweier Techniken zum Ersatz des vorderen Kreuzbands nach Pässler

Als Hey Groves (Hey Groves 1917) 1919 in der ersten Veröffentlichung einer Kreuzbandersatzplastik über technische Einzelheiten der Implantationstechnik schrieb, zeugten bereits seine Zeichnungen von der Zielvorstellung, die anatomischen Insertionen des vorderen Kreuzbands zu respektieren. Erst Palmer (Palmer 1938) wies 1939 direkt auf die Bedeutung der Position der Bohrkanäle hin und stellte hierzu ein eigens entwickeltes Bohrzielgerät vor. Dennoch wurden erst in den letzten 10 Jahren die biomechanischen Grundlagen für eine möglichst exakte Rekonstruktion der Kreuzbänder geschaffen. Es wurde der Begriff der Isometrie geprägt, mit dem zum Ausdruck gebracht werden sollte, dass die rekonstruierten Kreuzbänder möglichst keine Längenänderungen zwischen den neuen Insertionspunkten bei einer vollen Bewegungsexkursion erfahren. In der Praxis ist allerdings die ideale Isometrie nicht zu realisieren, so dass heute Längenänderungen bis zu 2 mm als

akzeptabel gelten. Vorderes und hinteres Kreuzband bestehen aus jeweils mehreren Bündeln: Hefzy und Mitarbeiter haben untersucht, welche Faktoren die Region der am meisten isometrischen femoralen Ansatzpunkte des vorderen Kreuzbands beeinflussen. Dabei haben sie zunächst festgestellt, dass kein völlig isometrischer Punkt existiert. Hingegen ermittelten sie eine Fläche, innerhalb der die hier ansetzenden Kreuzbandfasern sich nicht mehr als 2 mm in Ihrer Länge veränderten. Diese "2-mm Region" der am meisten isometrisch gelegenen Punkte entspricht in ihrer Längsachse der anatomischen Längsachse des Kreuzbandansatzes, wie sie von Girgis und Mitarbeitern sowie Odensten und Gillquist ermittelt wurde. Diese Achse bildet einen nach distal offenen Winkel von 25° zur Femurlängsachse. Hefzy und Mitarbeiter folgerten aus diesen Ergebnissen, dass bei Verwendung von bandartigen Sehnen als Kreuzbandersatz, z. B. der Patellarsehne, die anatomische Insertionslängsachse des in den Femur eingebrachten Knochenblocks so gedreht werden sollte, dass seine Kortikalisquerachse dieser "2-mm Region" entspricht. Der Knochenblock sollte mit der Interkondylenwand abschließen, wodurch erreicht wird, dass alle Transplantatfasern auf der theoretischen Fläche der meist isometrischen Punkte aufliegen. Das Transplantat sollte dann auf der tibialen Seite so gedreht werden, dass ein antero-mediales und postero-laterales Bündel entsteht. Dies ließe sich durch eine a.p. Ausrichtung des Knochenkanals an der tibialen Insertionsseite erreichen. Im Gegensatz zum anatomischen vorderen Kreuzband, das am Ansatz und Ursprung knöchern verwachsen ist, erfolgt beim Ersatz des vorderen Kreuzbands die Platzierung des Transplantats in Knochenkanälen, wobei diese zumindest teilweise, von der eigentlichen Insertionsstelle des VKB mehr oder weniger weit entfernt ist. Die Folge dieses Vorgehens ist die Elongation des Bandes („bungee-effect“) in Zusammenhang mit der frühfunktionellen Behandlung und der sog. Scheibenwischer-Effekt („windshield-wiper-effect“). Zusätzlich kommt es durch die zumeist verwendeten Fixierungsmaterialien wie Interferenzschrauben (Rupp, Krauss et al. 1997) zu schwerwiegenden Problemen bei Revisionen. Durch Artefakte wird die MRT-Untersuchung unmöglich. Darüber hinaus werden mit den üblichen Bohrern durch Hitzeentwicklung Nekrosen der

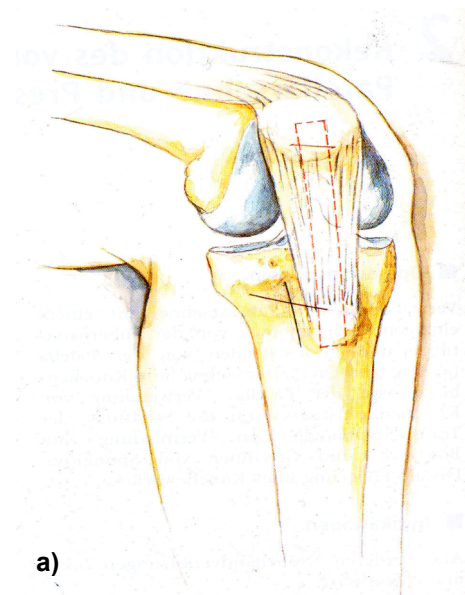
Knochenzellen der Tunnelwände induziert (Matthews and Hirsch 1972), die das Einwachsen des Transplantates verzögern können. Unter Verwendung konventioneller Operationsschritte wurden für den Ersatz des Kreuzbands sowohl mittels der Patellarsehne als auch mittels der Hamstringsehnen zwei ähnliche Techniken entwickelt, bei der diese Nachteile der herkömmlichen vorderen Kreuzbandrekonstruktion vermieden werden. Zudem weist sie gegenüber anderen Techniken einige grundlegende Vorteile auf.

10.1 Patellarsehnenplastik nach Pässler

Die von Hertel (Hertel, Lais et al. 1990) ursprünglich vorgeschlagene femorale „press-fit“ Fixierung kann entweder über eine Miniarthrotomie oder arthroskopisch assistiert erfolgen. Bevorzugt wird eine Patellarsehne mit lediglich einem Knochenblock (BPT), der von der Tuberositas entnommen wird, während die Patella intakt bleibt. Die Vorteile der Entnahme von nur einem Knochenblock wurden schon ausführlich beschrieben.

Transplantatentnahme:

Zur Vermeidung einer intraoperativen Verletzung des N. infrapatellaris, wird die Transplantatentnahme mit Hilfe einer doppelten vertikalen Inzision durchgeführt (vgl. Abb. 21 a). Bei einem ca. 90° gebeugten Kniegelenk, wird eine 25 mm lange vertikale erste Inzision knapp oberhalb der Tuberositas durchgeführt. Die mediale und laterale Grenze der Patellarsehne wird dargestellt, indem die Haut in die entsprechende



a)

Abb. 21 a:
Patellarsehnenplastik nach Pässler. Zugänge zur Entnahme der Sehne.

Richtung gezogen wird. Die Sehnenhülle wird geteilt. Anschließend wird die Patellarsehne bis zum unteren Patellapol präpariert.

Bei dieser Operationstechnik wird das laterale oder mediale Sehnendrittel bevorzugt, obwohl einige Autoren über gute Ergebnisse nach der Verwendung des mittleren Drittels berichten. Jedoch weisen Matarazzo et al. nach der Entnahme des zentralen Sehnendrittels eine signifikant höhere Entnahmestellenmorbidity nach, als nach der Entnahme des lateralen oder medialen Drittels. Zudem sind die äußeren Anteile der Patellarsehne länger als der mittlere. Der jeweilige Anteil der Sehne wird längs mit Hilfe zweier paralleler Inzisionen tief eingeschnitten, um ein 11 mm breites Transplantat zu schaffen. An der Tuberositas wird anschließend ein ca. 30 mm langer Knochenblock mit einer oszillierenden Säge ausgesägt. Dieser Knochenblock besitzt einen Durchmesser von 8-10 mm. Eine zweite 20 mm lange vertikale Hautinzision (vgl. Abb. 21 b) wird unterhalb der Patella durchgeführt. Durch die obere Inzision wird eine scharfe Klemme unterhalb der Haut bis zur distalen Inzision durchgeführt. Der Knochenblock wird nun mit dem Klemmchen gefasst und unterhalb der Haut bis zur oberen Inzision gezogen (vgl. Abb. 21 c). Anschließend wird sie, unter Mitnahme eines ca. 25 mm Perioststreifens der Patella, durch die Inzision nach draußen gezogen und abgeschnitten.

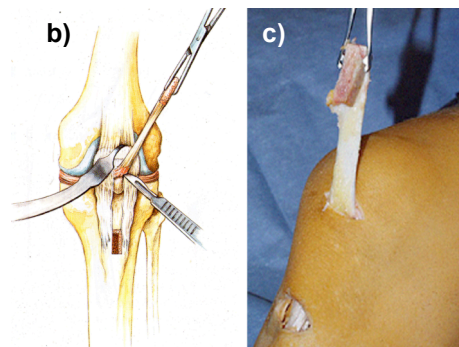


Abb. 21 b+c:
Patellarsehnenplastik nach
Pässler. Entnahme der Sehne.

Transplantatpräparation:

An einer Werkbank wird der Knochenblock mit Hilfe einer Säge zylindrisch getrimmt. Normalerweise beträgt dann der Durchmesser des Knochenblocks 9-10 mm. Dann wird ein Bohrloch durch den Knochenblock gebohrt und durch dieses Haltefäden (Mersilene Nr.3) durchgeführt. Das knochenblockfreie Ende des Transplantates wird mit drei Krackow-Nähten versehen. Abschließend wird der Durchmesser des gesamten Transplantates, d.h. des Knochenblocks und

der Sehne, mit Hilfe einer Messschablone ermittelt (vgl. Abb. 22 a+b).

Präparation des femoralen Tunnels:

Nach der arthroskopischen Entfernung aller Überreste des ruptierten Kreuzbands, wird der femorale Tunnel in der 10:00 Uhr-Position geschaffen. Ein femorales „over-the-top“-Zielgerät, mit einer 6 mm Stufe, wird durch das mediale Portal in das Gelenk eingeführt, um einen Zieldraht genau innerhalb der Notch in der 10:00 Uhr-Position zu platzieren (vgl. Abb. 23 a). Dies erfolgt unter radiologischer Kontrolle. Bei ca. 120° gebeugtem Kniegelenk wird ein Kirschnerdraht in dieser beschriebenen Position durch den femoralen Kondylus gebohrt, bis er an der Haut des Oberschenkels oberhalb des Kniegelenks wieder austritt. Mittels eines atraumatischen kannulierten Bohrers, welcher über dem vorher gesetzten Zieldraht platziert wird, wird nur die mediale Kortikalis durchbohrt (vgl. Abb. 23 b). Der Durchmesser des Bohrers entspricht dem Durchmesser des Knochenblocks des Transplantates. Der spongiöse Knochen wird anschließend mit einer Hohlstanze, die einen um 1 mm geringeren Durchmesser aufweist als der Knochenblock, entfernt (vgl. Abb. 23 c). Ein Kirschnerdraht mit Öffnungen an beiden Enden wird durch das antero-mediale Portal in das Gelenk eingeführt und durch den

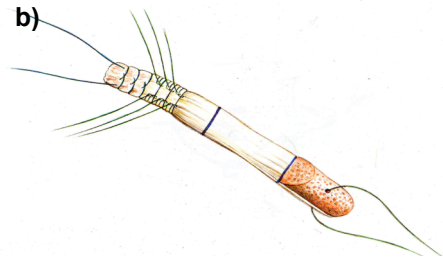
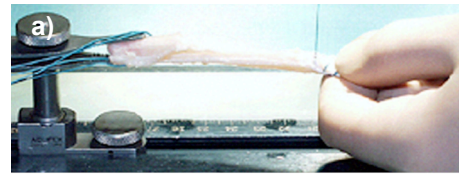


Abb. 22 a+b:
Patellarsehnenplastik nach Pässler.
Arminierung der Sehne.

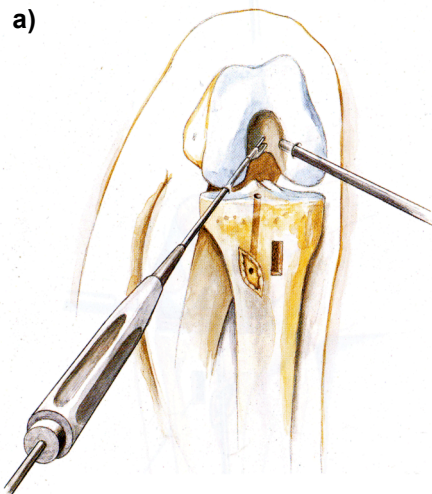


Abb. 23 a:
Patellarsehnenplastik nach Pässler.
Femorales Zielgerät.

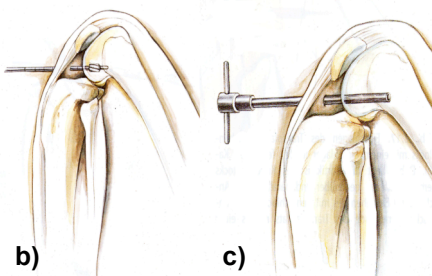
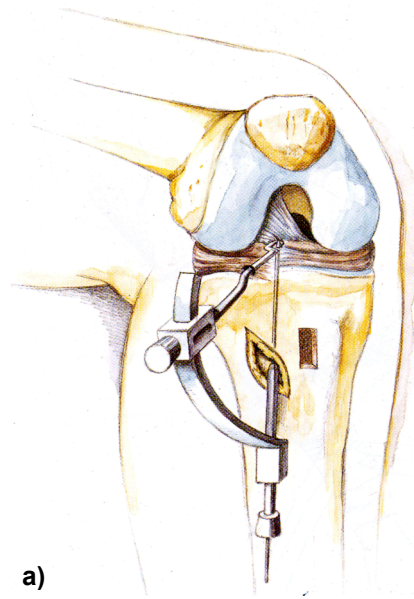


Abb. 23 b+c:
Patellarsehnenplastik nach Pässler.
23 b) Überbohren des Zieldrahtes.
23 c) Einsetzen der Hohlstanze.

femorale Tunnel und den antero-lateralen Kortex gebohrt. Mit Hilfe dieses Drahtes wird der Faden, welcher dem Einzug des Knochenblocks in den femoralen Kanal dient, später von innen nach außen durch den Tunnel gezogen.

Präparation des tibialen Tunnels:

Ein tibiales Zielgerät wird bei 90° gebeugtem Kniegelenk über den antero-medialen Zugang in das Gelenk eingeführt (vgl. Abb. 24 a). Wie in Kapitel 9 erwähnt, dient als Bezugspunkt für eine exakte Platzierung des Zielgerätes der innere Rand des Außenmeniskusvorderhorns. Bei ebenfalls 90° gebeugtem Kniegelenk wird mit Hilfe des Zielgerätes Kirschnerdraht durch die distale Hautinzision, medial des Tuberkels, von innen nach außen in das Gelenk gebohrt. Der Zieldraht liegt nun genau im Zentrum des tibialen Kreuzbandansatzes. Um das

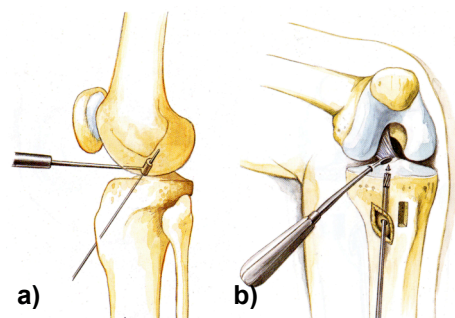


a)

Abb. 24 a:
Patellarsehnenplastik nach Pässler.
Einsetzen des tibialen Zielgerätes.

Transplantat vor einem späteren „Transplantatimpingement“ zu schützen, wird eine spezielle Impingementprobe durch das antero-mediale Portal in das Gelenk eingeführt und anschließend über dem Zieldraht platziert (vgl. Abb. 24

b). Unter radiologischer Ansicht wird nun kontrolliert, dass bei gestrecktem Kniegelenk zwischen der Probe und der Blumensaat'schen Linie eine Strecke von mindestens 3 mm liegt. Nach der radiologischen Kontrolle wird der Zieldraht mit einem 7 mm Bohrer überbohrt und die tibiale Kortikalis am Punkt des ursprünglichen Kreuzbandansatzes perforiert (vgl. Abb. 24 c). Abschließend werden die Wände des



a)

b)

Abb. 24 b+c
Patellarsehnenplastik nach Pässler.
24 b) Impingementprobe.
24 c) Durchbohren der Kortikalis.

tibialen Tunnels mit Hilfe spezieller Impaktoren verdichtet und glatte Tunnelwände werden geschaffen, wodurch die Einwachsgeschwindigkeit des Transplantates in den Knochen beschleunigen sollen.

Einzug des Transplantates:

Der am Knochenblock des Transplantates befestigte Haltefaden wird mittels des K-Drahts (vgl. Platzierung des femoralen Tunnels) durch den femoralen Bohrkanal gezogen. Mit dem Knochenblock zuerst wird das Transplantat durch das antero-mediale Portal von außen in das Gelenk gezogen. Unter nun starkem Zug wird anschließend der Knochenblock in den femoralen Kanal gezogen (vgl. Abb. 25 a). Bei 120° gebeugtem Kniegelenk wird der Knochenblock mit Hilfe eines Impaktors mit zwei Dornen „press-fit“ in den Bohrkanal eingeschlagen (vgl. Abb. 25 b). Der Winkel zwischen Knochenblock und der Längsachse des Femurs sollte 25° betragen. Anschließend werden die Haltefäden, die am knochenblockfreien Ende des Transplantates befestigt sind, durch den tibialen Kanal gezogen. Dies erfolgt mittels eines kleinen Klemmchens, welches von außen durch den tibialen Tunnel in den intraartikulären Raum geführt wird. Unter starkem Zug auf die Haltefäden kann nun das distale knochenblockfreie Ende des Transplantates in den tibialen Kanal eingezogen werden.

Das Transplantat wird nun konditioniert bzw. vorgespannt, indem das Kniegelenk 20mal unter maximalem Zug am Transplantatende

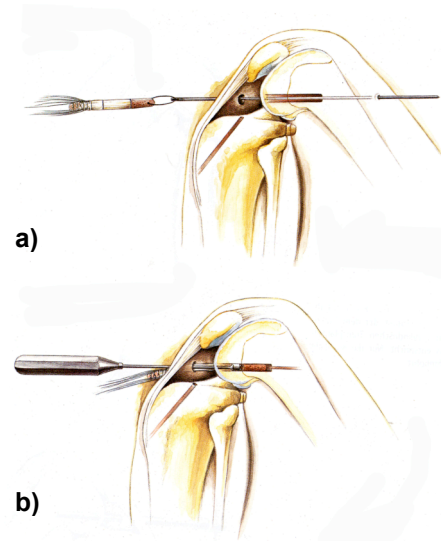


Abb. 25 a+b:
Patellarsehnenplastik nach Pässler.
25 a) Einzug des Tranplantates.
25 b) Einschlag des Transplantat-
kochens.

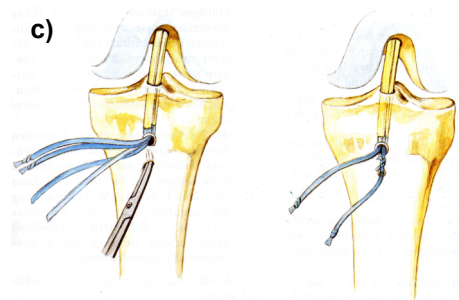


Abb. 25 c:
Patellarsehnenplastik nach Pässler.
Herstellen einer Knochenbrücke
und Verknoten des distalen
Transplantatendes.

mit ca. 200 [N] bei vollem Bewegungsausmaß durchbewegt wird. Anschließend werden die Haltefäden des Transplantates über einer zuvor geschaffenen Knochenbrücke in voller Kniestreckung fest verknötet (vgl. Abb. 25 c). Die Knochenbrücke wird ca. 0,5 cm distal des tibialen Tunnelausganges mit Hilfe eines speziellen Instrumentariums (einer speziellen „Dechamps-Klemme“) geschaffen. Abschließend werden mit Hilfe von Hohlstanzen die beiden Spongiosazylinder in den tibialen Kanal eingeschlagen. Das Transplantat ist nun in Position (vgl. Abb. 25 d). Dabei pressen die beiden Spongiosazylinder das Transplantat gegen die hintere tibiale Tunnelwand. Im Querschnitt wird die breite Kontaktfläche des Transplantates mit der tibialen Tunnelwand und den beiden Spongiosazylindern deutlich. Dies verspricht eine raschere und unkompliziertere Einheilung der Kreuzbandplastik.

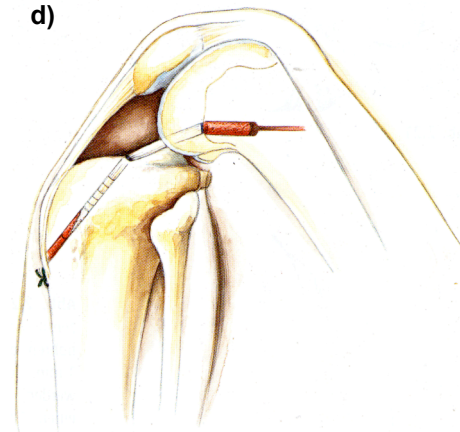


Abb. 25 d:
Patellarsehnenplastik nach Pässler.
Das Transplant in Position.
Auffüllen des tibialen Kanals mit Sponiosa.

10.2 Semitendinosus- und Gracilissehnenplastik nach Pässler

Der vordere Kreuzbandersatz unter Verwendung der Semitendinosussehne hat in letzter Zeit ein zunehmendes Interesse erfahren. Die Fixierung mit "EndoButton" ist die am weitesten verbreitete Technik. Wie schon dargestellt ist der Nachteil dieser insertionsfernen Fixierung in erster Linie die Gefahr der Tunnelerweiterung (Höher, Moller et al. 1998). Jedoch kann es auch zu einem so genannten „Creep“ am Sehnen-Tape-Übergang kommen, mit einem ständigem Nachgeben des Sehnenkonstrukts und progressiver Transplantatelongation (Höher, Moller et al. 1998). Man spricht in diesem Zusammenhang vom auch von einem "bungee-effect" (Höher, Moller et al.

1998). Aufgrund dessen werden insertionsnahe Fixierungen vorgeschlagen und erfolgreich eingesetzt. Jedoch sind diese Techniken zum einen aufgrund des hohen Zeitaufwandes und zum anderen wegen der verwendeten Fremdmaterialien sehr teuer. Auch kann es zu Problemen bei Revisionen kommen, beispielsweise die Entnahme des Querstabes bei der Transfix-Operationstechnik. Zusammenfassend sind die drei genannten Techniken sehr umständlich und somit zeitaufwendig (zitiert nach Pässler, bisher nicht veröffentlichtes Poster, 1998).

Mit der Vorgabe von 3 wesentlichen Eigenschaften:

1. Insertionsnahe Fixierung
2. Vermeidung von Implantaten („press-fit“ Technik)
3. Einfache Transplantatzurichtung

wurde daher eine neue und alternative Technik entwickelt.

Transplantatentnahme:

Bei 90° gebeugtem Kniegelenk erfolgt eine ca. 2 cm lange Inzision 3 cm medial und distal der Tuberositas. Wie bei der Entnahme der Patellarsehne erfolgt diese vertikal und entlang der Hautfalten, da eine Verletzung des N. infrapatellaris auf jeden Fall zu vermeiden ist. Die Ansätze der Gracilis- und der Semitendinosussehne werden freipräpariert und anschließend mobilisiert (vgl. Abb. 26 a). Mit Hilfe einer gebogenen Klemme wird nun zuerst die Gracilissehne gefasst und in einen „offenen Stripper“ gelegt (vgl. Abb. 26 b). Dieser Stripper wird dem Sehnenverlauf entsprechend ca. 25 cm weit bis zum Muskelbauch vorangetrieben und die Sehne somit von der Faszie bzw. Sehnenhülle gelöst. Am Muskelbauch wird die

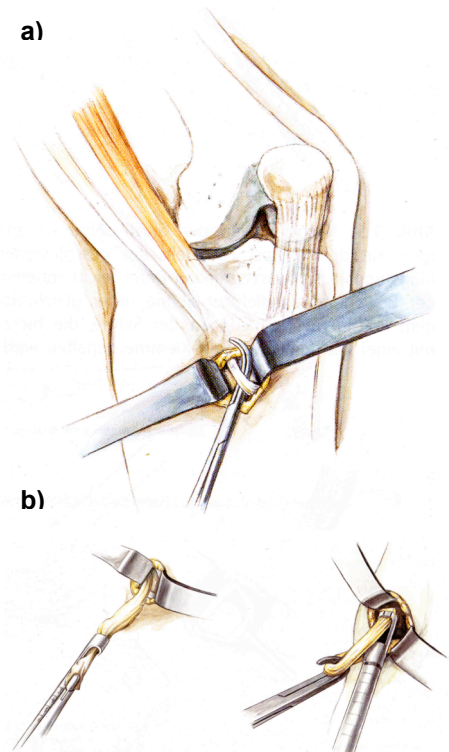


Abb. 26 a+b:
Hamstringsehnenplastik nach Pässler.
26 a) Freistellen der Sehnen.
26 b) Entnahme mit einem offenen Stripper.

Sehne durch ein einfaches Schließen des „Strippers“ abgeschnitten und sie kann anschließend herausgezogen werden. Im folgenden Schritt wird die Semitendinosusehne in gleicher Art und Weise entnommen. Abschließend werden die beiden Sehnen zusammen kräftig nach distal gezogen und mit einem ca. 20 mm langen Perioststreifen von der Tibia zusammen entnommen.

Transplantatpräparation:

Auf der Werkbank werden beide Sehnen gründlich von Muskelgewebe gesäubert. Nach Reinigung werden die Enden der jeweiligen Sehne in einem einfachen Knoten verknötet. Anschließend wird der Durchmesser des gesamten Transplantates, d.h. der Knoten und der Sehnen, mit Hilfe einer speziellen Messschablone ermittelt (vgl. Abb. 27 a). Der Durchmesser des Knotens sollte ca. vier Millimeter mehr betragen als der Durchmesser der Sehne. Beide Knoten werden mit vier divergierenden U-förmigen Ethibond Nr. 2 Nähten versehen und gesichert (vgl. Abb. 27 b). Das jeweils knotenfreie Ende einer Sehne wird mittels drei Krackow-Nähten arminiert. Die Länge der Semitendinosusehne beträgt nun ca. 7,5 cm und die der Gracilissehne ca. 8,5 cm. Die Gracilissehne muss länger sein, da später ihr Knoten proximal dem der Semitendinosusehne liegt (vgl. Abb. 27 c).

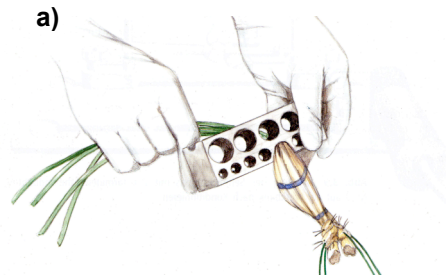


Abb. 27 a:
Hamstringsehnenplastik nach Pässler.
Messen des Sehnendurchmessers.

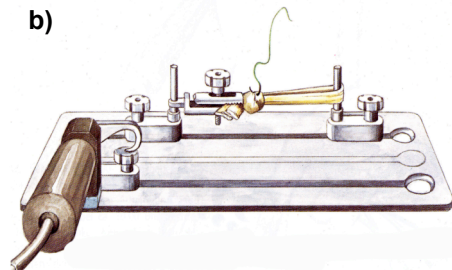


Abb.27 b+c:
Hamstringsehnenplastik nach Pässler.
Präparation der Sehnen.

Präparation des femoralen Tunnels:

Ein femorales „offset“-Zielgerät, mit einer 4 mm Stufe, wird durch das antero-mediale Portal in das Gelenk eingeführt. Mittels dieses Zielgerätes wird die

Spitze eines Kirschnerdrahtes ca. 1-2 mm tief in die Kortikalis gebohrt (vgl. Abb. 28 a). Die Spitze des Drahtes liegt exakt im Zentrum der ursprünglichen Insertion des vorderen Kreuzbands in der 10:00 Uhr-Position. Nach radiologischer Kontrolle der Position wird der Draht ca. 5 mm tiefer in die Kortikalis eingetrieben. Das Zielgerät wird entnommen und der Kirschnerdraht wird nun mit einem kannulierten Bohrer überbohrt (vgl. Abb. 28 b). Der Durchmesser des Bohrers entspricht dem der beiden Sehnen. Der Bohrer wird vorsichtig etwa 5-7 mm vorangetrieben bis er den spongiösen Knochen erreicht. Eine entsprechende Hohlstanze wird ausgewählt und ca. 30 mm tief, bis genau hinter die laterale Kortikalis vorangetrieben. Nach Entnahme der Hohlstanze werden mit einem 7,0 mm Impaktor die Tunnelwände verdichtet. Der Impaktor verbleibt vorerst im femoralen Tunnel und dient in einem späterem Arbeitsschritt als „Stopper“ beim Bohrvorgang von „außen nach innen“.

Anschließend wird ein Kirschnerdraht durch den femoralen Tunnel von innen nach außen eingeführt und durch den spongiösen Knochen gebohrt, bis er an der lateralen Oberschenkelaußenseite ca. 5 cm oberhalb der proximalen Patellakante wieder austritt (vgl. Abb. 28 c). In Höhe des Hautdurchtritts erfolgt eine ca. 12 mm lange Hautinzision. Von außen nach innen wird der Kirschnerdraht mit einem Bohrer, dessen Kopf genau dem Durchmesser des Dickeren der beiden Transplantatknoten entspricht, überbohrt (vgl. Abb. 28 d). In den soeben geschaffenen femoralen Kanal wird ein gestufter Impaktor zur Verdichtung der verbliebenen Spongiosa eingebracht. Dieser Impaktor wird soweit vorangetrieben bis die „Nase“ auf den im intraartikulären

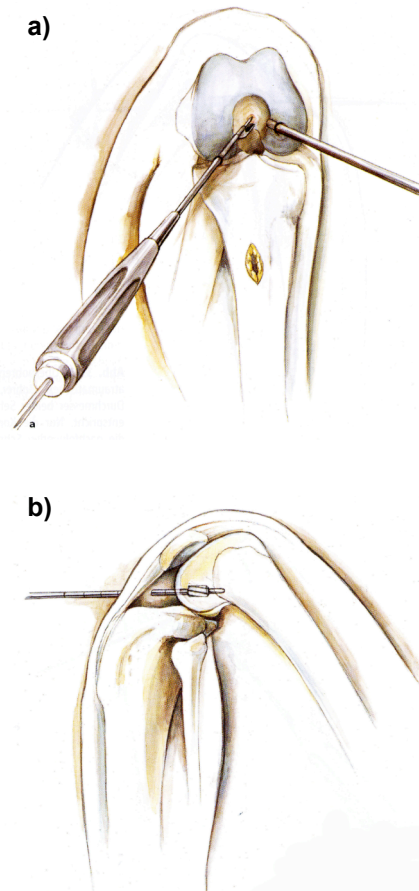


Abb. 28 a+b:
Hamstringsehnenplastik nach Pässler
 28 a) Einbringen des femoralen Zielgerätes über das antero-mediale Portal.
 28 b) Überbohren des Kirschnerdrahtes.

Raum verbliebenen Impaktor trifft und diesen zurückstößt (vgl. Abb. 28 e). Hiermit wird sichergestellt, dass die Kortikalis von außen genau getroffen und dabei nicht durchbrochen wird. Nach dem „Flaschenhalsprinzip“ wird somit der stufenförmige femorale Tunnel fertig gestellt.

Präparation des tibialen Tunnels:

Analog zur Patellarsehnentechnik wird zur Schaffung des tibialen Kanals ein tibiales Zielgerät so positioniert, dass der „Fühler“ des Zielgerätes auf der tibialen Insertion des vorderen Kreuzbands aufliegt. Nach der standardisierten radiologischen Impingementprobe über einen Kirschnerdraht (vgl. oben) wird der exakt positionierte Draht mit einem 7 mm Bohrer überbohrt und die tibiale Kortikalis am Punkt des ursprünglichen Kreuzbandansatzes somit perforiert. Abschließend werden die Wände des tibialen Tunnels mit Hilfe spezieller Impaktoren komprimiert (vgl. Abb. 24 a-c).

Einzug des Transplantates:

Anschliessend werden beide Sehenschlingen mit Hilfe von Spezialklammern und den am Ende der Schlingen befestigten Fäden von lateral durch den femoralen in den tibialen Tunnel eingezogen (vgl. Abb. 29 a). Die längere Gracilissehne folgt der Semitendinosussehne. Ein spürbarer Ruck

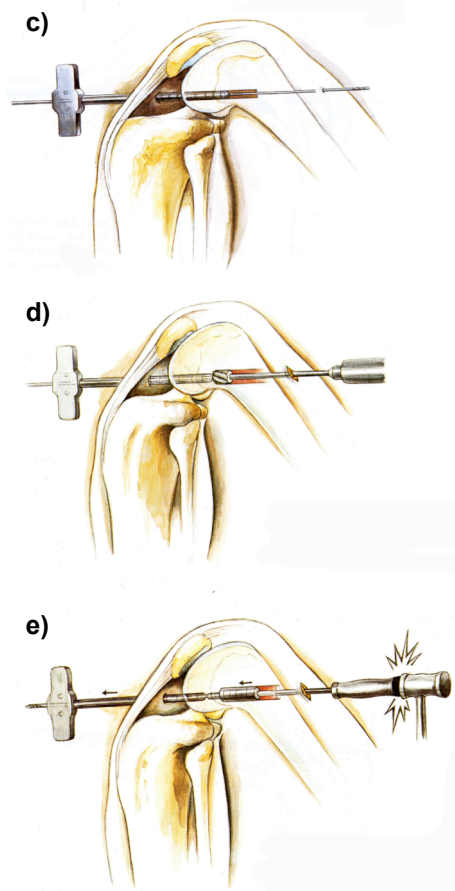


Abb. 28 c-e:
Hamstringsehnenplastik nach Pässler.
 28 c) Einführen des Impaktors in den femoralen Tunnel.
 28 d) Überbohren des Drahtes von außen.
 28 e) Einschlag des Impaktors.

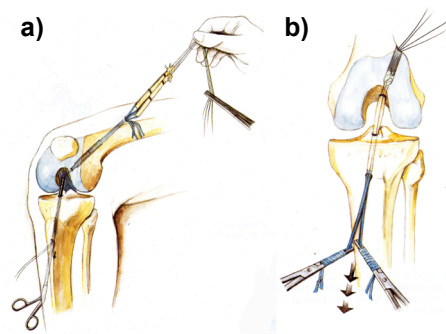


Abb. 29 a+b:
Hamstringsehnenplastik nach Pässler.
 29 a) Einzug des Transplantates.
 29 b) Konditionierung der Sehnen

zeigt das Aufsetzen der Knoten auf der Stufe des „flaschenhalsartigen“ femoralen Tunnels. Anschließend erfolgt die Konditionierung beider Schlingen unter maximalem manuellem Zug (ca. 200 N pro Schlinge) durch zwanzigfaches Beugen und Strecken des Kniegelenks über sein volles Bewegungsausmaß (vgl. Abb. 29 b).

Auch bei dieser Technik erfolgt die distale Fixierung des Transplantates über die zuvor geschaffene knöchernen Brücke (vgl. Abb. 25 c). Zur zusätzlichen Sicherung des Transplantates und für eine schnellere Einheilung wird der aus dem femoralen Bohrtunnel stammende Spongiosazylinder mit Hilfe einer Hohlstanze ventral der Transplantatschlinge Fixierung „press-fit“ in femoralen Tunnel eingeschlagen (vgl. Abb. 29 c). Das Transplantat ist nun in Position.

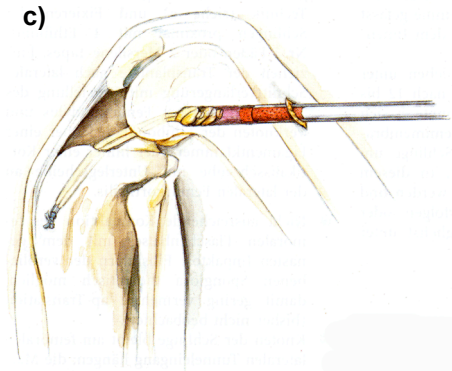


Abb. 29 c:
Hamstringsehnenplastik nach Pässler.
Das Transplantat in Position.
Auffüllen des femoralen Tunnels

Die Art und Weise der vorderen Kreuzbandoperation mit der Semitendinosus- und Gracilissehne in einer implantatfreien „press-fit“ Technik vereint mehrere wesentliche Vorteile in sich. Durch die Verwendung der Hohlstanzen und der somit ausbleibenden Bohrritze bleiben die Zellen (Osteozythen) in den Tunnel vital. Aufgrund der glatten Tunnelwände und des ebenfalls glattwandigen Spongiosazylinders kommt es zu einer vergrößerten Kontaktfläche zwischen Transplantatfasern und Knochen im tibialen Kanal. Hierdurch kommt es zu einem langstreckigen Kontakt zwischen Transplantat und dem Knochen. Durch die Verwendung der „press-fit“ Tunnelfixation wird der Eintritt von Synovialflüssigkeit in die Knochenkanäle verhindert. Die implantatfreie, insertionsnahe femorale Fixierung verhindert zum einen den „windshield-wiper“ (Scheibenwischer)-Effekt, bzw. eine Erweiterung des Tunnels, und zum anderen eine Längsbewegung im Tunnel und somit eine Verlängerung des Transplantates („bungee-Effekt“). Da während der Operation kein Bohrmehlabbfall oder ein intraartikuläres Implantat anfällt, kann eine Synovitis, eine Entzündung der Gelenksinnenhaut, in der Regel verhindert werden. Dies

verspricht eine bessere und komplette Transplantateinheilung. Schließlich erleichtert die Vermeidung von Fixationsmaterial die Revisionschirurgie und mindert die Gesamtkosten.

11 Beschleunigte Rehabilitation nach Kreuzbandverletzungen

Für beide Operationstechniken wird die gleiche Art der Rehabilitation angewendet. Nur leichte Modifikationen dieser „accelerated rehabilitation“ bzw. beschleunigten Rehabilitation sind im postoperativen Trainingsbereich infolge einer Kreuzbandplastik mittels der Hamstringsehnen vorzunehmen.

Dieses, in vier Phasen unterteilte, Rehabilitationschema wird sofort nach Beendigung der Operation begonnen, um arthrofibrotische Veränderungen und eine exzessive Quadricepsatrophie zu vermeiden.

Die erste Phase umfasst die Op-Vorbereitung, in welcher durch Physiotherapie eine vollständige Abschwellung und Herstellung der Beweglichkeit erzielt werden soll. Zudem sollte mittels eines Muskelaufbautrainings die nach dem Unfall atrophierte Muskulatur des verletzten Beines wieder auftrainiert werden. Durch ein vorbereitendes mentales Training sollte versucht werden, die Einstellung zur Operation positiv zu gestalten und dadurch einen Abbau von Ängsten und eine Steigerung der „Compliance“ zu erzielen.

Primäre Patientenziele in der zweiten postoperativen Phase, welche eine Zeitspanne von drei Wochen umfasst, sind eine Verringerung von muskulären Hemmungen, insbesondere der Quadricepsmuskulatur, eine Verbesserung der Beweglichkeit, eine Reduzierung von Schwellung- und Hämatombildung sowie eine Verringerung von Wundheilungsproblematiken. Die erste therapeutische Maßnahme ist die Applikation des speziellen Kühl- und Kompressionssystems „CryoCuff“ der Firma AIRCAST. Das Erreichen einer möglichst schnellen Hyperextensionsfähigkeit dient der Vermeidung von Arthrofibrose. Bis zur dritten Woche sollte der Patient eine aktive Beugung von 90° durchführen

können. Vorsichtige aktive Quadricepsübungen können schon früh begonnen werden. Diese Übungen wirken einerseits einer Hemmung der Quadricepsmuskulatur und einer damit verbundenen Atrophie entgegen, andererseits dienen sie der Patellamobilisation. Bis einschließlich der dritten postoperativen Woche sollten konsequent Unterarmgehstützen benutzt werden um mögliche Reizzustände des Kniegelenks aufgrund einer Überbelastung zu vermeiden. Unterstützt werden die Patientenziele durch, zuerst tägliche und im weiteren Verlauf halbwochentliche, krankengymnastische Übungseinheiten sowie physikalischer Therapie.

Ergänzend zur Physiotherapie wird ab der sechsten Woche vorsichtig ein Muskelaufbautraining der unteren Extremitäten begonnen. Dieses sollte im weiteren Verlauf der Rehabilitation individuell erweitert und intensiviert werden. Das zuerst begonnene Training in der „geschlossenen Kette“ wird ab dem zweiten Monat mit Übungen in der „offenen Kette“ ergänzt.

Ab dem zweiten Monat kann zudem ein „Walking“-Training auf dem Laufband in Angriff genommen werden. In der Folgezeit sollte das Gangtraining gesteigert und über ein Lauftraining vorsichtig bis hin zum Jogging erweitert werden.

Erst ab dem sechsten Monat sollte nach einem komplikationslosen Verlauf der Rehabilitation mit einem sportartspezifischen Training begonnen werden. Eine Rückkehr in den Wettkampfsport sollte nicht vor dem neunten Monat erfolgen. So genannte „high impact“ Sportarten sollten nicht vor einem Jahr begonnen werden (vgl. Anl. 2).

12 Methodik

12.1 Untersuchungsdesign

Als Untersuchungsdesign ist eine typische prospektiv, randomisierte Follow-up Studie, wie es auch von Autoren ähnlicher Studien, mit einer gleichen oder einer ähnlichen Fragestellung, gewählt wurde (Carter & Edinger 1999) (Marder, Raskind et al. 1991) (Lipscomb, Johnston et al. 1982) (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Feller, Webster et al. 2001). Dies bedeutet, einer Voruntersuchung folgt die Eingangsuntersuchung der gewählten Personenstichprobe. Diese Patientenstichprobe wird später zu einem oder mehreren fest definierten Untersuchungszeitpunkten mit den gleichen Testverfahren der Eingangsuntersuchung nachuntersucht und die Ergebnisse werden anschließend miteinander verglichen (vgl. Anl. 8).

Auf eine Voruntersuchung konnte in diesem Fall verzichtet werden, da die meisten der hier verwendeten Testmethoden in ähnlicher Art und Weise schon bei anderen Studien genutzt und hierbei auf ihre Reliabilität und Validität überprüft wurden. Eine Ausnahme bildet der von uns entwickelte Test zur Überprüfung der Innenrotationskraft. Um die Reliabilität und Validität dieses Tests zu überprüfen, wurde der Test mit Hilfe einer kleinen Personenstichprobe voruntersucht. Die Ergebnisse dieser Untersuchung werden im Diagramm des Tests angesprochen und diskutiert.

Nach ihrer Auswahl mussten sich die, an der Studie beteiligten, Patienten einen Tag präoperativ zu einer Eingangsuntersuchung (V.U.I) einfinden. Im Rahmen der Eingangsuntersuchung wurden alle in Kapitel 14 beschriebenen Testmethoden durchgeführt. Die Testmethoden wurden bei allen Patienten in derselben chronologischen Reihenfolge durchgeführt. Ferner wurde den Patienten das Ziel der Studie genau erklärt, um alle Teilnehmer auf die gleiche Art und Weise zu motivieren. Nach der Erhebung der Scores und den klinischen Tests wurde jeder Patient vor den funktionellen Tests angewiesen, sich mittels eines Fahrradergometers 15 Minuten aufzuwärmen und mit Hilfe von speziellen

Übungen zu dehnen, um somit einem eventuellen Verletzungsrisiko vorzubeugen. Nach Abschluss der gesamten Testbatterie wurden mit jedem Patienten die Inhalte und zeitlichen Abläufe der postoperativen Nachversorgung genauestens abgesprochen. Mit Hilfe dieser standardisierten Absprache, sowie eines speziellen, ebenso standardisierten Rehabilitationsschemas für den Patienten und den weiterbehandelnden Therapeuten (vgl. Anl. 2), sollten Trainingsunterschiede und eventuelle Komplikationen vermieden werden. Die Dauer des Eingangstests betrug in der Regel zwischen 2,5 und 3 Stunden.

Nach einem Zeitraum von drei Monaten wurden die Teilnehmer der Studie zum ersten Mal nachuntersucht (N.U.I). Mit Ausnahme von zwei funktionellen Tests, dem isokinetischen Test und dem „Single-legged-hop“ Test, welche unserer Auffassung nach das Kniegelenk zu diesem frühen Untersuchungszeitpunkt bei einem vollen Bewegungsausmaß und bei der gewählten Winkelgeschwindigkeit überlasten würden (Maitland, Ajemian et al. 1999), wurden wiederum alle Untersuchungen mit den Patienten durchgeführt. Abschließend wurden die Ergebnisse mit den Teilnehmern besprochen. Dieser erste Nachuntersuchungstermin umfasste einen Zeitraum von ca. 1,5 – 2 Stunden.

Sechs Monate postoperativ erfolgte die zweite Nachuntersuchung (N.U.II). Diese Untersuchung unterlag dem gleichen chronologischen Ablauf wie die Voruntersuchung und die erste Nachuntersuchung. Jedoch wurden, im Rahmen eines sich progressiv verbessertem Zustandes des Kniegelenks, wieder alle funktionellen Testmethoden in die Untersuchung miteinbezogen. Von möglichen Überlastungserscheinungen des Gelenkes infolge der isokinetischen Untersuchung und des „Single-legged-hop“ Tests konnte zu diesem Zeitpunkt nicht mehr ausgegangen werden.

Auch zu diesem Untersuchungszeitpunkt wurden abschließend die Ergebnisse mit den Teilnehmern besprochen. Aufgrund der zwei wieder integrierten Testverfahren wurde zu diesem Nachuntersuchungstermin mehr Zeit benötigt und er umfasste daher einen Zeitraum von ca. 2 und 2,5 Stunden.

Den Abschluss der Testreihe bildete eine Nachuntersuchung genau zwölf Monate nach dem Eingangstest (N.U.III). Dieser Test war identisch zur Eingangsuntersuchung und zu der zweiten Nachuntersuchung, d.h. alle Testmethoden wurden komplett mit den Patienten durchgeführt. Auch hier wurden mit den Patienten die Ergebnisse und ein mögliches weiteres Vorgehen bezüglich der Rehabilitation besprochen.

Ferner wurden alle Patienten angewiesen, sich fünf Jahre postoperativ noch einmal zu einer Untersuchung einzufinden, um die klinische Langzeitstabilität des entsprechenden Transplantates zu überprüfen. Diese Überprüfung wird jedoch außerhalb dieser Studie durchgeführt werden. Der Zeitaufwand dieser Abschlussuntersuchung lag etwa im selben zeitlichen Rahmen wie der der Eingangsuntersuchung und der zweiten Nachuntersuchung.

12.2 Zielsetzung und Fragestellung

Unter Einbeziehung der im ersten Teil der Arbeit abgehandelten Theorie sollen mit Hilfe der Studie bzw. des speziellen Studiendesigns mehrere Ziele bzw. genau definierte Fragestellungen verfolgt werden. Um die Komplexität des Untersuchungsdesigns zu vereinfachen, soll hierfür eine Klassifikation des Designs in drei Schwerpunktbereiche, Scoring Systeme, sowie klinische Testverfahren erfolgen.

Sportmotorische Testverfahren

Den ersten Themenbereich decken die sportmotorischen Test- oder auch funktionellen Testmethoden ab. Unter einem sportmotorischen Test wird ein „Verfahren zur Beurteilung der sportlichen Eignung oder des sportlichen Leistungsniveaus verstanden. Sportmotorische Tests werden einzeln oder innerhalb einer Testbatterie angewendet und sind wesentlicher Bestandteil einer Trainingssteuerung. Letztendlich versuchen diese Art von Testmethoden die leistungsentscheidenden Merkmale einer Sportart oder Disziplin quantitativ

zu erfassen“ (Jonath 1988). Da der Rehabilitationssport ein Training zur Wiederherstellung der allgemeinen Leistungsfähigkeit darstellt (Hess 1985) (Hinrichs 1986), kann die Begrifflichkeit des sportmotorischen Tests ohne Bedenken vom Leistungssport in den Bereich der Rehabilitation übernommen werden. Bezüglich dieser Studie wurden sportmotorische Tests verwendet, welche die Kraft und Funktion der kniegelenkumspannenden Muskulatur sowie die Inzidenz des vorderen Knieschmerzes erfassen. Neben den schon in der Literatur bekannten, wurde eine neue funktionelle Testmethode etabliert. Die funktionellen Testmethoden dieser Studie umfassen:

1. „knee-walking“ Test
2. „kneeling“ Test
3. Evaluation der „Innenrotationskraft“
4. Sprung aus dem Einbeistand („Single-legged-hop“ Test)
5. „Isokinetische Maximalkraftmessung“ der Knieextensoren
6. Isokinetische Maximalkraftmessung“ der Knieflexoren

Scoring Systeme

Der zweite Themenbereich umfasst die so genannten Scores bzw. Scoring-Systeme, die in der Regel ein numerisches Bewertungssystem bilden, das den Zustand eines Patienten anhand von Punktwerten für ausgewählte Untersuchungskriterien und einer daraus resultierenden Gesamtpunktzahl zu einem bestimmten Zeitpunkt beschreibt. Die Scores können sowohl subjektive als auch objektive Messparameter umfassen. Sie werden in nahezu allen Fällen als Fragebogen evaluiert. Die hier verwendeten Scores sind:

1. „Schweiger-Score“
2. „Tegner-Activity-Score“
3. „Lysholm-Score“
4. „IKDC-Score“

Klinische Testverfahren

Den dritten Bereich bildet die klinische Evaluation der Gelenkfunktion. Diese sind in der Regel palpatorisch durchgeführte Überprüfungen von verschiedenen Bereichen des Kniegelenks. Neben einer Überprüfung der Gelenkbeweglichkeit, eines möglichen Kniegelenkergusses, sowie eines palpatorisch auslösbaaren Schmerzes, sind hierbei natürlich die Instabilitätstests von großer Bedeutung. Diese vom Arzt oder Therapeuten im Rahmen der klinischen Untersuchung durchgeführten Tests sind jedoch subjektiv und daher bestenfalls semiquantitativ (Kohn 2000). Daher wurde die Evaluation der Gelenkfunktion von mindestens zwei unabhängigen Untersuchern durchgeführt.

Der dritte und somit letzte Schwerpunkt der Studie umfasst:

1. „Streckdefizit“ (verletzt/unverletzt)
2. „Beugedefizit“ (verletzt/unverletzt)
3. „MCL“ Test (verletzt im Vergleich unverletzt)
4. „LCL“ Test (verletzt im Vergleich unverletzt)
5. „Lachman“ Test (verletzt im Vergleich unverletzt)
6. „a.p.-Translation“ (verletzt im Vergleich unverletzt)
7. „Pivot-shift“ Test (verletzt im Vergleich unverletzt)
8. Anschlag
9. apparativer „KT 1000“ Test

Eine ähnliche Unterteilung eines Studiendesigns in die drei genannten Themenschwerpunkte wählte auch Eriksson (Eriksson 2001) bei einer vergleichenden Studie. Hieraus ergibt sich der Vorteil einer übersichtlicheren Veranschaulichung der Ergebnisdiagramme. Des Weiteren birgt die Einteilung des Designs in drei gleich gewichtete Themenbereiche den Vorteil einer genaueren Überprüfung der Arbeitshypothesen.

Die zentrale Fragestellung dieser Studie ist, welche Unterschiede sich nach einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mittels zweier unterschiedlicher Transplantate und neuer Fixierungstechniken hinsichtlich der klinischen Ergebnisse im postoperativen Verlauf kurz- und mittelfristig ergeben. Die

Erhebungen umfassen sowohl die objektiv gemessene Stabilität, Kraft und Funktion des Kniegelenks und der umgebenen Muskulatur, als auch wichtige subjektive Parameter, wie beispielsweise das eigene Wohlbefinden.

Obwohl einige Studien dieser Art schon vorher durchgeführt wurden (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Aune, Holm et al. 2001) (Eriksson, Anderberg et al. 2001) (Feller, Webster et al. 2001), die gute Einblicke in ähnliche klinische Ergebnisse erbringen, sind weitere prospektiv randomisierte Studien nötig, welche beide Transplantattypen bei unterschiedlichsten Fixierungsmethoden vergleichen. Diese Studie ist insofern die erste ihrer Art, als dass sie mehrere noch nicht beschriebene Messparameter beinhaltet und zudem zwei insertionsnahe Transplantatfixierungen untersucht, die in ihrer Art noch nie zuvor in der Literatur beschrieben wurden. Als ein weiteres Ziel sollen mit Hilfe der gewonnenen Ergebnisse die Auswirkungen der Entnahmestellenmorbidity auf die Sport- und Alltagsfähigkeit der Probanden untersucht werden. Auch bis zum jetzigen Zeitpunkt existiert noch keine allgemeine Empfehlung, wann mit Sport bzw. Leistungssport nach einer Operation begonnen werden kann. Aufgrund unterschiedlicher Operateure, verschiedener Operationsmethoden und Rehabilitationsmethoden, sowie unterschiedlichster Compliance von Seiten der Patienten, kann der Zeitpunkt des Einstiegs in die sportliche Belastung sehr unterschiedlich ausfallen. Daher gilt immer noch, erst wenn die ursprüngliche Kraft, Stabilität, Mobilität, Propriozeption, Selbstvertrauen und technischen Fertigkeiten vollständig wiederhergestellt sind, sollte der Wettkampfsport wieder begonnen werden (Bartlett, Clatworthy et al. 2001). Aufgrund der hohen Morbidity bei der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mittels der Patellarsehne (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Aune, Holm et al. 2001) (Eriksson, Anderberg et al. 2001) (Feller, Webster et al. 2001) und einer daraus resultierenden längeren Unterbrechung des neuro-muskulären Regelkreises (Biedert, Müller et al. 1998) (Freiwald, Engelhardt et al. 1997) (Lephart & Fu 1995) sollte eine schnellere Sportaufnahme nach der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mittels der Hamstringsehnen möglich sein. Auf der anderen Seite kann auch der Einsatz der Hamstringsehnen zu einem funktionellen Defizit der Hamstringmuskulatur führen (Hiemstra, Webber et al.

2000) (Marder, Raskind et al. 1991). Es besteht also die Frage, welches dieser beiden Defizite, das des Extensormechanismus oder das des Flexormechanismus, einen größeren Einfluss auf die Sportfähigkeit besitzt.

12.3 Beschreibung der Patientenstichprobe

In der Sprechstunde des „Zentrums für Knie- und Fußchirurgie“ der Atos-Klinik in Heidelberg, wurden 71 kreuzbandinsuffiziente Patienten per Münzwurfverfahren für die Teilnahme an dieser Studie ausgewählt. Zuvor wurden diese, nach der endgültigen Diagnose einer vorderen Kreuzbandruptur, über die Studie aufgeklärt und erst nach der Unterzeichnung einer Einverständniserklärung mit in die Zufallsstichprobe (Bös 1986) aufgenommen. Für alle teilnehmenden Patienten galt das Ausschlusskriterium einer isolierten vorderen Kreuzbandruptur ohne sonstige Zusatzverletzungen und Folgeschäden. Das Teilnahmealter wurde zwischen 16 und 56 Jahren festgelegt.

Trotz gleicher Motivation der Patienten von Seiten des Untersuchers reduzierte sich das Teilnehmerfeld aufgrund unterschiedlichster Gründe, bis zum Zeitpunkt der dritten Nachuntersuchung um 17,3% auf insgesamt 62 Patienten. Gründe für eine Aufgabe der Studienteilnahme waren Umzug (81%), Wiederverletzung (8%), Unzufriedenheit (3%) oder waren teilweise auch unbekannt (8%).

Diese verbleibenden 62 Patienten setzten sich aus 33 männlichen und 29 weiblichen Teilnehmern zusammen (vgl. Tab. 1). Das Durchschnittsalter der Gesamtpopulation lag

bei $32,05 \pm 0,04$ Jahren.

Der Altersrange reichte von 16 bis 55 Jahren.

Bei 37 Patienten war das linke und bei den übrigen 25 das rechte Bein verletzt. 11 der

	Gesamtpopulation	Gruppe A	Gruppe B
Geschlecht	33 Männer/ 29 Frauen	18 Männer/ 13 Frauen	15 Männer/ 16 Frauen
Alter	32,05 Jahre \pm 9,04 (range: 16 - 55 Jahre)	29,87 Jahre \pm 10,74 (range: 16 - 46 Jahre)	34,23 Jahre \pm 8,92 (range: 16 - 55 Jahre)
verletzte Seite	37 links/ 25 rechts	19 links/ 12 rechts	19 links/ 12 rechts
Zeitspanne nach Verletzung und Operation	78,18 Wochen \pm 2,33	78,71 Wochen \pm 108,59	77,65 Wochen \pm 103,92

Tabelle 1:
Demographische Daten der Gesamtpopulation.

insgesamt 37 linkseitig kreuzbandinsuffizienten Patienten verletzten nach eigenen Angaben ihr dominantes, stärkeres Bein. Von den übrigen 25 rechtsseitig verletzten Patienten war 15 mal die dominante Seite betroffen.

Die überwiegende Mehrheit aller Kreuzbandverletzungen war das Ergebnis eines Sportunfalls ohne Fremdeinwirkung, d.h. ohne eine direkte Beteiligung eines Gegners oder Mitspielers. Insgesamt 48 (77,4%) der 62 Patienten verletzten sich das vordere Kreuzband während eines Sportunfalls ohne Fremdeinwirkung. Der größte Teil dieser Verletzungen ohne Fremdeinwirkung fand während eines Feststell-Verdreh-Traumas (FVT) beim Skifahren statt. Nur bei 8 Patienten (13,8%) war die Ruptur des vorderen Kreuzbands die Folge eines Sportunfalls infolge einer Fremdeinwirkung. Die Hauptursache für eine Verletzung dieser Art stellte ein Foul bei der Kontaktsportart Fußball dar. Bei Unfällen im alltäglichen Leben verletzten sich 5 Patienten das vordere Kreuzband und stellten somit mit 8,1% die Minderheit der Gesamtgruppe dar. Insgesamt betrieben alle Probanden regelmäßig eine Sportart, überwiegend im Breitensportbereich. Nur 3 der Probanden gingen keiner regelmäßigen Sportart nach.

Nach der Randomisierung der Gesamtgruppe mittels Münzwurfverfahren in zwei Untersuchungsgruppen, setzten sich beide Gruppen aus jeweils 31 Probanden zusammen.

Die erste Gruppe, Gruppe A, umfasste 18 männliche und 13 weibliche Probanden, welche sich einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mit Hilfe des mittleren Drittels der Patellarsehne unterzogen. Der Altersdurchschnitt dieser Gruppe betrug einen Tag präoperativ $29,87 \text{ Jahre} \pm 10,74$. Die Altersspanne umfasste Probanden von 16 bis 46 Jahren. Die Verteilung der Gründe für eine Ruptur des vorderen Kreuzbands entsprach der Verteilung der Gesamtgruppe. Von den 31 Probanden der Gruppe A verletzten sich 12 Probanden das Kreuzband des rechten Beins und 19 das des linken Beins. Bei 24 Untersuchungsteilnehmern stellte das rechte Bein die dominante und bei den übrigen 7 Teilnehmern das linke Bein die dominante Seite dar. Somit entsprach in genau 32,3% der Fälle, d.h. bei 10 Probanden, die verletzte auch zugleich der dominanten Seite. Innerhalb der ersten Gruppe betrug die Dauer

vom Zeitpunkt der Verletzung bis zum Tag der Operation, bei einem Range von 4 – 540 Wochen, durchschnittlich 78,71 Wochen \pm 108,59. Wie schon oben angedeutet, gingen bei der Gruppe A alle Probanden regelmäßig einer sportlichen Betätigung nach. Nur ein Teilnehmer dieser Gruppe ging bis zum Zeitpunkt der Operation keiner regelmäßigen sportlichen Betätigung nach (vgl. Diagramm

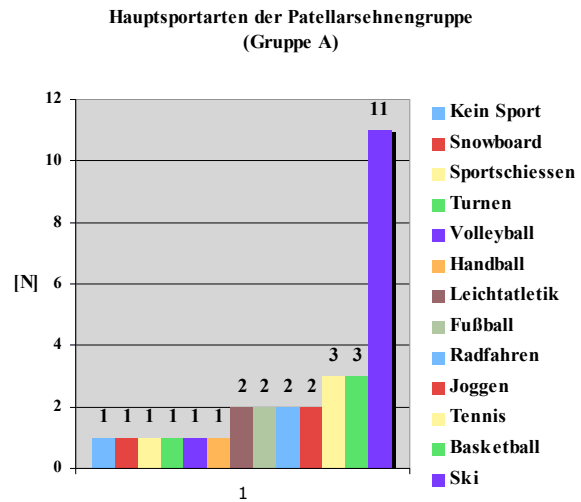


Diagramm 1:
Sportaktivität der Patellarsehnengruppe

1). Grund hierfür waren Schmerzen im Bereich des Kniegelenks nach sportlicher Belastung.

Auch die zweite Untersuchungsgruppe, Gruppe B, umfasste 31 Probanden, welche sich aus 15 männlichen und 16 weiblichen Teilnehmern zusammensetzte. Alle Probanden dieser Gruppe wurden mit einem kombinierten Semitendinosus- und Gracilissehnentransplantat versorgt. Das durchschnittliche Alter der Gruppe B betrug 34,23 Jahre \pm 8,92 zum Zeitpunkt der Operation (16-55 Jahre). Mit einem p-Wert von $p = 0,088$ unterschied sich die Gruppe B nicht statistisch signifikant zur Gruppe A betreffend des Altersdurchschnitts (t-Test).

Die Verteilung der Gründe für die Ruptur des Kreuzbands waren verteilt, wie bei Gruppe A. 12 Probanden der Gruppe B verletzten sich das Kreuzband des rechten Beins und 19 das des linken Beins. Bei 17 Untersuchungsteilnehmern stellte das rechte Bein die dominante und bei den übrigen 14 Teilnehmern das linke Bein die dominante Seite dar. Somit entsprach in genau 38,7% der Fälle, d.h. bei 12 Probanden, die verletzte auch zugleich der dominanten Seite. Innerhalb der mit den Hamstringtransplantat versorgten Gruppe B betrug die Dauer vom Zeitpunkt der Verletzung bis zum Tag der Operation durchschnittlich 77,65 Wochen \pm 103,92 (4– 344 Wochen). Bei einem p-Wert von $p = 0,969$

unterschied sich die Gruppe B nicht statistisch signifikant zur Gruppe A betreffend der Dauer vom Zeitpunkt der Verletzung bis zur Operation. Wie innerhalb der Gruppe A gingen auch bei der Gruppe B nahezu alle Patienten regelmäßig einer sportlichen Betätigung nach. Nur zwei Teilnehmer dieser Gruppe gingen bis zum Zeitpunkt der Operation nicht regelmäßig einer sportlichen Aktivität nach (vgl. Diagramm 2).

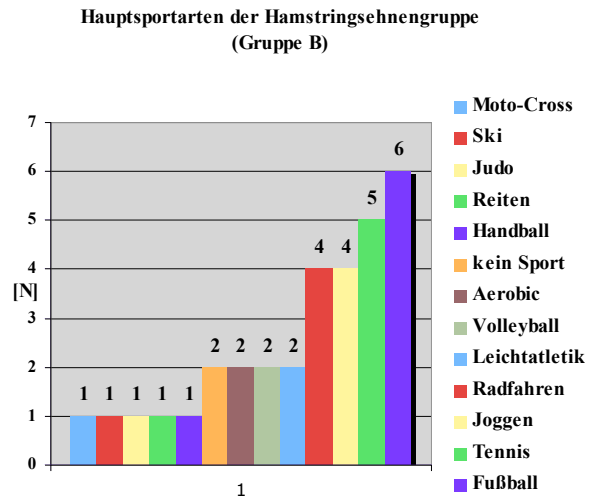


Diagramm 2:
Sportaktivität der Hamstringschnengruppe

13 Darstellung der in der Studie beinhalteten Untersuchungstechniken

In dem nun folgenden Kapitel sollen die im Untersuchungsdesign eingesetzten Testmethoden beschrieben werden. Aufgrund systematischer und funktioneller Überlegungen werden die Untersuchungen in drei Kategorien eingeteilt.

13.1 Funktionelle Testmethoden

13.1.1 Die Messung der „Innenrotationskraft“

In den Kapiteln zuvor wurde schon hinlänglich die Problematik der postoperativen Morbidität nach der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands beschrieben. Die objektive postoperative Messung des funktionellen muskulären Defizits (Fu, Bennett et al. 1999) infolge der Morbidität erfolgte bis

zum heutigen Tage fast ausnahmslos mit Hilfe der Isokinetik bzw. der Elektromyographie. Hierbei wird in der Regel nur die Kraft der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur gemessen. Da sich bei der Entnahme der Patellarsehne das funktionelle Defizit in erster Linie auf den Kniestreckapparat auswirkt, war diese Form der isokinetischen Messung zumeist ausreichend, um die Kraftentwicklung einer direkt betroffenen Muskelgruppe zu erfassen und somit Rückschlüsse auf die Regeneration der Patellarsehne zu ziehen.

Heute jedoch hat sich die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mittels der Beugesehnen als zweithäufigste Methode der VKB-Rekonstruktion durchgesetzt. Den Konsequenzen der Entnahme der Patellarsehne folgend, müsste sich nach der Entnahme der Semitendinosus- und der Gracilissehne das funktionelle Defizit infolge der postoperativen Morbidität auf die Pes anserinus Muskelgruppe auswirken. Zu den Funktionen der Pes anserinus Gruppe zählt, neben der Extension im Hüftgelenk und der aktiven Flexion des Kniegelenks, vor allem die aktive Innenrotation des Unterschenkels

Diese Innenrotation ließ sich lange Zeit nicht mit Hilfe von isokinetischen Systemen erfassen. Daher beschränkten sich die funktionellen Untersuchungen nach der Entnahme der Beugesehnen bislang auf die Wiederherstellung der Flexionskraft im Kniegelenk. Yasuda et al. (Yasuda, Ohkoshi et al. 1991) wiesen eine initiale Schwächung der isometrischen und isokinetischen Beugekraft bis einschließlich 9 Monate postoperativ nach. Das Defizit war jedoch 1 Jahr postoperativ nicht mehr nachweisbar. Simonian et al. (Simonian, Harrison et al. 1997) konnten anhand einer kleinen Population von nur 9 Patienten nach 3 Jahren keine signifikanten Beugekraftdefizite mehr nachweisen. Carter et al. (Carter & Edinger 1999) verglichen verschiedene Transplantate aus der Patellarsehne, der Semitendinosussehne und der Kombination Semitendinosus- und Gracilissehne mit Hilfe eines isokinetischen Systems und fanden 6 Monate postoperativ keine signifikanten Beugekraftdefizite im Vergleich zum präoperativen Eingangstest. Einzig Marder et al. (Marder, Raskind et al. 1991) fanden in einer prospektiven, randomisierten Studie bei einem Vergleich eines 4-strängigen ST/G Transplantates mit dem

Patellarsehnentransplantat nach 2,5 Jahren noch signifikant erniedrigte, isokinetische Kraft in Flexion bei 60°/sek. Winkelgeschwindigkeit.

Neuere isokinetische Systeme erlauben zwar nun eine Kraftmessung der Innenrotation bzw. der Muskelgruppe des Pes anserinus, jedoch war und ist der Nachteil aller alten und neuen isokinetischen Systeme noch immer die frühe postoperative Kraftmessung rund um das Kniegelenk, da der Einsatz dieser Geräte in der Regel eine zu hohe Belastung für das frisch operierte Kniegelenk bedeutet (Maitland, Ajemian et al. 1999). Zudem sind die Kosten für ein solches modernes System sehr hoch (ca. 60.000,- Euro). Aus diesem Grund wurde von uns eine Testmethode entwickelt, welche zum einen die Anschaffung eines neuen und teureren isokinetischen Systems vermeiden kann und zum anderen frühzeitig nach einer Operation, ohne eine hohe Belastung für die Strukturen des Kniegelenks, einsetzbar ist. Die Messung der isometrischen Innenrotationskraft der Tibia erfolgte zu allen vier Testzeitpunkten, einen Tag vor und 3, 6 und 12 Monate postoperativ. Die Probanden wurden standardisiert auf einer höhenverstellbaren Sitzbank in jeweils 100° Hüft- und Kniebeugung positioniert (vgl. Abb. 30). Während das nicht zu testende Bein festen Bodenkontakt haben sollte, wurde der Fuß des zu messenden Beines mit einer knöchelübergreifenden, schuhartigen Orthese auf einer rotierenden Plattform festgeschnallt, welche über eine starre Kette mit einem in der Rehabilitation herkömmlichen Seilzugapparates verbunden war. Die Gewichte des Seilzugapparates wurden so schwer eingestellt, dass sie während des Tests unbeweglich blieben. Zwischen dem Seilzugapparat und der Rotationsplattform wurde ein Kraftaufnehmer vom Typ Digimax® der Firma Hamm-Tronic zwischengeschaltet. Zur Stabilisierung der Position wurden die Patienten angewiesen, während der statischen Innenrotation den Oberkörper aufrecht zu halten und die Position der Hüfte durch Zuhilfenahme der Arme zu stabilisieren. Ein Testdurchgang dauerte 10 Sekunden,

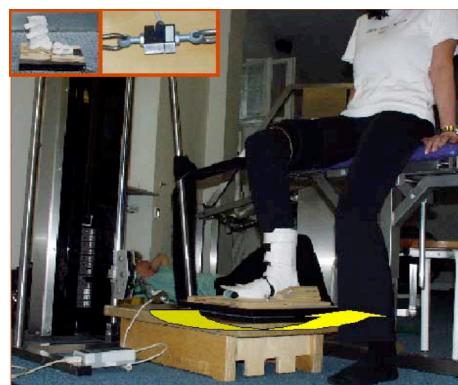


Abb. 30:
Darstellung des isometrischen
„Innenrotationskrafttestes“

wobei jede Seite pro Untersuchung nur einmal getestet wurde. Die Aufzeichnung der Messwerte erfolgte auf einem handelsüblichen Notebook-Computer mit der Software Windigi[®], entwickelt von der Firma Hamm-Tronic (vgl. Anl. 7).

Gegen Ende unserer Untersuchung wurden die Studien zweier weiterer Arbeitsgruppen veröffentlicht, welche sich mit der Entwicklung der Innenrotationskraft infolge der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mittels der Beugesehnen beschäftigten. Viola et al. adressierten 2000 erstmals in einer retrospektiven Studie die Innenrotationskraftkomponente des Pes anserinus als Problem der Kreuzbandchirurgie (Viola, Sterett et al. 2000). Sie untersuchten 23 Patienten durchschnittlich 51 Monate nach Kreuzbandrekonstruktion mittels ipsilateraler Semitendinosus- und Gracilissehne und stellten im Vergleich zur nicht betroffenen Gegenseite eine verminderte Innenrotationskraft fest. Als Messinstrumentarium diente ein isokinetisches System. Aglietti et al. (noch nicht veröffentlicht) verglichen jeweils 38 Kniegelenke nach Kreuzbandrekonstruktion entweder mit der ipsilateralen Patellarsehne oder der doppelsträngigen Semitendinosus- und Gracilissehne. Wie in der zuvor genannten Studie benutzten sie ebenfalls die isokinetische Messmethode bei einer Winkelgeschwindigkeit von 30°/sek. Danach errechneten sie das prozentuale Defizit im Vergleich zur nicht operierten Seite. Im Gegensatz zu der Arbeitsgruppe um Viola et al. (Viola, Sterett et al. 2000) fanden sie 12 Monate postoperativ mit 23% Kraftdefizit in der ST/G-Gruppe zu 14% in der BPTB-Gruppe keinen signifikanten Unterschied.

13.1.2 Die „isokinetische Maximalkraftmessung“

Bevor der im Untersuchungsdesign enthaltende isokinetische Test beschrieben wird, sollen kurz die Besonderheiten des isokinetischen Kraftgerätes, d.h. seine spezielle Mechanik und die jeweiligen Einsatzmöglichkeiten, erläutert werden.

Der aus der griechischen Sprache stammende Begriff der „Isokinetik“ bedeutet übersetzt soviel, wie „die gleiche Bewegung“ (Froböse & Lagerstroem 1991)

(Froböse 1993). In Bezug auf das isokinetische Trainings- und Diagnostikgerät heißt dies, dass die Geschwindigkeit der Bewegung immer konstant bleibt. Am Beispiel der Kniegelenksstreckung und –beugung soll dies näher erklärt werden.

In einem normalen auxotonischen Kraftgerät, etwa einem Kniestrecker (offene Kette), kann bei einer Beugung über 70° oder einer Streckung über 20° nur ein relativ geringer Teil der Gesamtkraft vom Extensormechanismus aufgebracht werden. Dies hat nach Stoboy (Stoboy 1991) folgenden Grund: Die vom Muskel erzeugte Spannung ist von der Zahl der möglichen Brückenbindungen zwischen den kontraktilen Filamenten Aktin und Myosin abhängig. So kann bei weit auseinandergezogenen Proteinfilamenten, also bei einer großen Muskellänge bzw. einem großen Gelenkwinkel, oder bei ineinandergeschobenen kontraktilen Proteinen, d.h. bei einem kleinen Gelenkwinkel oder einer kleinen Muskellänge, nur eine kleinere Anzahl von Brückenbindungen zustande kommen als beispielsweise bei einer mittleren Muskellänge. Somit wird, je endgradiger die Gelenkstellung ist, die Spannungsentwicklung oder der effektive Krafteinsatz geringer (Stoboy 1991). Der gesamte Krafteinsatz einer Kniestreckung oder –beugung wird also durch die jeweilige Anfangs- oder Endposition, d.h. durch schlechte Hebelverhältnisse oder einer zu geringen Anzahl von Brückenverbindungen, limitiert (Froböse 1993). Die Muskulatur kann also nur in der Mittelposition submaximal bis maximal belastet werden, da der Krafteinsatz durch die Endposition begrenzt wird (Froböse 1993).

Der isokinetische Krafttest unterscheidet sich vom eben geschilderten auxotonischen Test dadurch, dass er nicht durch unterschiedliche Gewichtsbelastungen, sondern von der Einstellung des Gerätes, d.h. den vorgegebenen Winkelgeschwindigkeiten, definiert wird. Die Spanne der möglichen Winkelgeschwindigkeiten bei einem isokinetischen System ist gerätebedingt und liegt in der Regel zwischen 0° und 400° pro Sekunde. Bei einer apparativ gesteuerten isokinetischen Untersuchung passt sich der Widerstand des Kraftarms an die von den jeweiligen Probanden aufgewendete Kraft fortlaufend an. Währenddessen bleibt die vorgegebene Winkelgeschwindigkeit immer gleich. Dieser Weg erlaubt es, die Muskulatur von

Anfang bis Ende einer Bewegung optimal zu belasten, da sich der Widerstand parallel zu der sich verändernden Spannungskapazität und den sich ändernden Hebelverhältnissen in jedem Punkt der Bewegung verändert und anpasst (Froböse 1993).

Die zurzeit bedeutsamste Funktion der Isokinetik liegt in der Bestimmung der allgemeinen und speziellen Leistungsfähigkeit in der Rehabilitation und im Leistungssport (Mayer 1994). Die isokinetische Untersuchung zweier Muskeln oder einer gesamten kinetischen Kette liefert Informationen über:

- Absoluter zu relativer Kraft
- Agonist zu Antagonist
- Bilateralen Muskelkräften
- Dominanter zu nicht dominanter Extremität

Die isokinetischen Kraftmessungen erfolgten mit dem Multigelenksystem „Lido-active®“ der Firma LOREDAN. Dieses Gerät kann in den Bereichen des Leistungstests, der Rehabilitation und dem sportlichen Training eingesetzt werden. Somit ist dieses System sowohl in der klinischen Anwendung als auch in der Forschung ein valides Instrumentarium zur Messung und Verbesserung der Muskelfunktion. Bei jedem Test wurde über eine Schwerkraftkorrektur die Schwerkraft über den gesamten Bewegungsbereich ausgeglichen und somit die tatsächlich erbrachte Kraft gemessen. Der Test der Oberschenkelextensoren und –flexoren wurde in sitzender Position ausgeführt (vgl. Abb. 31). Dabei wurde die Rückenlehne des Systems so eingestellt, dass der Patient zum einen in einer aufrechten Position saß und zum anderen die Kniebeugen genau am Abschluss der



Abb. 31:
„Isokinetischer Maximalkrafttest“
der Oberschenkelextensoren und –
flexoren.

Sitzfläche positioniert waren. Der Drehpunkt des Lastarms wurde genau in Höhe des Kniegelenkspalts des zu testenden Beins angebracht. Die Manschette, mit welcher der Patient am Lastarm fixiert wurde, wurde distal, etwa 5 cm oberhalb des oberen Sprunggelenks, angebracht. Ferner wurde der Patient so am Oberschenkel und der Hüfte fixiert, dass die Extensions- und Flexionsbewegung nur isoliert durch den Einsatz der Oberschenkelmuskulatur, ohne die Hilfe von anderen Muskelgruppen, ausgeführt werden konnte. Bei allen Probanden wurde zu den Untersuchungsterminen sowohl das verletzte als auch das kontralaterale Bein getestet. Dabei wurde immer mit der nicht-verletzten Seite begonnen. Vor jedem Test wurde dem Patienten gestattet 5-7 Wiederholungsbewegungen mit geringem Kraftaufwand auszuprobieren, um sich auf die Gegebenheiten des Systems einstellen zu können. Der Test erfolgte bei jedem Patienten unter genau den gleichen standardisierten Bedingungen, d.h. Positionierung, Fixierung, Testgeschwindigkeit und Bewegungsausmaß waren gleich, um Messfehler zu vermeiden. Die Untersuchung des jeweiligen Beins umfasste jeweils 10 konzentrische Wiederholungen bei einer Winkelgeschwindigkeit von 60°/sek. Eine Wiederholung bestand aus einer Extensions- und anschließender Flexionsbewegung des Unterschenkels bis jeweils zum maschinellen Endpunkt. Dieser war bei 0° Extensions- und 90° Flexionsstellung gewählt (vgl. Anl. 6).

13.1.3 Der “Single-legged-hop” Test

Im Abschnitt zuvor wurde verdeutlicht, dass die isokinetische Methode, neben weiteren Nachteilen, einen, für die Leistungsdiagnostik des Kniegelenks sehr entscheidenden Nachteil aufweist: Isokinetische Belastungsformen sind nicht alltagsspezifisch.

Es können bei einer Untersuchung nur zwei Muskelgruppen -in der Regel der Agonist (M. quadriceps femoris) und der Antagonist (M. biceps femoris)-innerviert bzw. getestet werden. Neben weiteren Formen einer funktionelleren, aber nicht so validen Krafttestung wie die Isokinetik, bieten

Sprungkraftmessungen die Möglichkeit, die vorhandene Gesamtkraft der unteren Extremitäten komplex zu erfassen. Der Ausdruck der „Komplexität“ bedeutet in diesem Zusammenhang die Erfassung der intermuskulären Koordination der gesamten kinetischen Beinkette.

In diesem Zusammenhang werden Sprünge aus dem Einbeinstand im Allgemeinen dazu verwendet, Patienten mit einem fehlenden vorderen Kreuzband oder einer vorderen Kreuzbandplastik hinsichtlich ihrer Kniefunktion klinisch zu testen (Rudolph, Axe et al. 2000).

Die Knieinstabilität bei kreuzbandinsuffizienten Patienten wurde traditionell mit Hilfe statischer Testverfahren, wie dem „Lachman“ Test, „Pivot-shift“ Test etc., erhoben (Rudolph, Axe et al. 2000). Jedoch kann die Knieinstabilität während einer dynamischen Belastung nicht mit Hilfe dieser statischen Messungen ermittelt werden (Eastlack, Axe et al. 1999). Die Notwendigkeit zur Entwicklung eines dynamischen Testverfahrens veranlasste Noyes et al. (Noyes, Matthews et al. 1983) (Noyes, Mooar et al. 1983) dazu, eine Testreihe in Form von Sprungtests zu entwickeln. Diese erlauben es, das verletzte mit dem unverletzten Bein bei Patienten mit einer Insuffizienz des vorderen Kreuzbands oder einer Rekonstruktion dieser intraartikulären Struktur klinisch zu vergleichen. Sie berichteten, dass bei einer Seit zu Seit Differenz von weniger als 85% eine Schwächung des Extensormechanismus und Schwierigkeiten bei Drehbewegungen bestehen (Noyes, Matthews et al. 1983) (Noyes, Mooar et al. 1983). Seit diesem Zeitpunkt gehört der Seit zu Seit Vergleich bei kreuzbandinsuffizienten Patienten zur Standardtestmethode (Hefti, W. et al. 1993). Somit wird der „Single-legged-hop“ Test als ein valides Instrumentarium zur Erfassung der Kniegelenkfunktion, einschließlich der neuro-muskulären Funktion (Gauffin, Pettersson et al. 1990) und der Kraft des Extensormechanismus (Andersson, Odensten et al. 1991) (Barber, Noyes et al. 1990) (Engstrom, Gornitzka et al. 1993) (Wilk, Romaniello et al. 1994) betrachtet.

Zudem repräsentiert der „Single-legged-hop“ Test eine Aktivität, welche höhere Anforderungen an die Testperson stellt, als das Gehen oder auch das Joggen (Rudolph, Axe et al. 2000). Gründe dafür liegen zum einen in den hohen

physischen Anforderungen, die das Kniegelenk während eines Landevorgangs, bei sehr hohen auf das Gelenk treffenden exzentrischen Kräften, in allen Ebenen (transversal, sagittal, frontal und rotatorisch) zu stabilisieren hat. Zum anderen liegt dies in den hohen psychologischen Anforderungen, sich zu dieser Art der Belastung zu motivieren und zu überwinden.

Der für diese Studie durchgeführte „Single-legged-hop“ Test wurde wie folgt durchgeführt. Alle Patienten wurden zu den vier verschiedenen Untersuchungszeitpunkten gleichermaßen motiviert. Sie wurden angewiesen, sich in eine standardisierte Startposition zu begeben. Auf dem jeweiligen Testbein stehend sollten sie die Hände auf dem Rücken verschränken (vgl. Abb. 32). Der Start und die Landung erfolgten jeweils auf demselben Bein. Nach der Landung wurde die Sprungweite gemessen. Begonnen wurde mit dem Test des unverletzten Beins, welches dreimal hintereinander getestet wurde. Nach der Ermittlung der Mittelsumme aus den drei Versuchen wurde das verletzte Bein gemessen. Auch aus diesen drei Versuchen wurde die Mittelsumme gebildet und schließlich der Quotient zwischen den Mittelsummen der verletzten und der unverletzten Seite berechnet. Der Test wurde zu allen Testzeitpunkten, ausgenommen dem ersten Nachuntersuchungstermin, erhoben. Grund für das Auslassen des Tests nach drei Monaten ist die noch mangelnde neuromuskuläre Fähigkeit des Patienten das Kniegelenk „schützend“ zu stabilisieren.



Abb. 32:
Der „single-legged-hop“ Test
Beachte: Die Hände bleiben bei
Start und Landung auf dem Rücken
verschränkt

13.1.4 „kneeling„ und „knee-walking“ Test“ zur Evaluation des vorderen Knieschmerzes

Die drei zuvor geschilderten funktionellen Testsituationen beschäftigen sich mit der Evaluation der Morbidität infolge der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands. Jedoch, wie ausführlich beschrieben, übernehmen diese Tests

ausschließlich die Aufgabe der Evaluation eines „funktionellen Defizits“ (Fu, Bennett et al. 1999). Sie dienen also der Untersuchung einer muskulären Schwäche infolge des Einflusses verschiedener inhibitorischer Faktoren.

Die nun folgende Untersuchungsmethode unterscheidet sich von den drei geschilderten Testsituationen hinsichtlich des Untersuchungsziels. Zwar wird mit ihrer Hilfe auch die postoperative Morbidität untersucht, jedoch wird nicht die postoperative muskuläre Situation der unteren Extremitäten evaluiert, sondern die subjektive Stärke des vorderen Knieschmerzes infolge der Sehnenentnahme bzw. der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands.

Die Dauer des vorderen Knieschmerzes und seiner neuro-muskulären Konsequenzen kann über die Länge der Rehabilitation entscheiden. Je länger ein Schmerz im vorderen Bereich des Kniegelenks vorhanden ist, umso länger ist auch der neuro-muskuläre Regelkreis unterbrochen und ein mögliches muskuläres Defizit ist nicht ausgleichbar. Der Zeitraum zwischen Operation und völliger Schmerzfreiheit unterscheidet sich von Patient zu Patient, da viele verschiedene Faktoren den Heilungsprozess beeinflussen, wie etwa die Leistung des Operateurs und der Therapeuten oder die Compliance des Patienten selber. Jedoch scheint die Rückkehr zur vollständigen Schmerzfreiheit nach der Verwendung der Hamstrings viel schneller zu erfolgen als nach der Verwendung der Patellarsehne (Feller, Webster et al. 2001) (Breitfuss, Frohlich et al. 1996) (Eriksson, Larsson et al. 1999) (Eriksson 2001; Eriksson, Anderberg et al. 2001) (Eriksson, Hamberg et al. 2001) (Eriksson, Kindblom et al. 2001) (Kartus, Stener et al. 1997) (Karlson, Steiner et al. 1994).

Die beiden zurzeit bedeutsamsten Testarten zur Evaluation des vorderen Knieschmerzes sind der „kneeling“ Test und der „knee-walking“ Test (Aune, Holm et al. 2001) (Feller, Webster et al. 2001) (Eriksson, Anderberg et al. 2001) (Kartus, Ejerhed et al. 2000). Erstmals wurden sie von Kartus et al. (Kartus, Stener et al. 1997) genannt. Der große Vorteil dieser beiden Testmethoden ist, dass sie jeder Zeit sehr schnell und preiswert durchführbar sind. Nachteilig jedoch ist, dass die Evaluation des Schmerzes rein subjektiv und somit nicht objektiv beurteilbar ist.

Das Verlaufsprotokoll dieser Studie sah es vor, dass zunächst der „kneeling“ und anschließend der „knee-walking“ Test durchgeführt wurde. Zur Durchführung der beiden Testverfahren wurden alle Probanden in die gleiche und standardisierte Testposition gebracht. Hierzu mussten sich die Probanden auf einen harten Teppichuntergrund knien. Die Kniegelenke sollten sie in einem Winkel

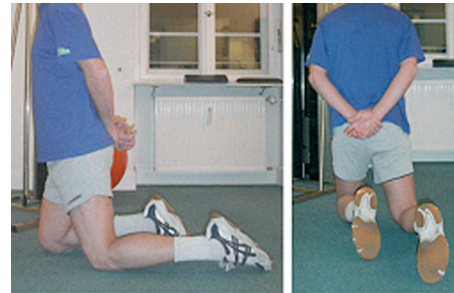


Abb. 33:
Der „kneeling“ und der „knee-walking“ Test nach Kartus
(Kartus, Magnusson et al. 1999)

von ca. 90° beugen und zugleich die Hüfte ganz strecken (vgl. Abb. 33). Durch ein Verschränken der Arme auf dem Rücken wurde eine gleichzeitige Vollbelastung des vorderen Anteils beider Kniegelenke, bzw. der Tuberositas tibiae, herbeigeführt. Nach einer kurzen Verweildauer sollten die Patienten subjektiv auf einer Skala von I-IV bewerten, wie hoch sie den vorderen Knieschmerz einschätzen.

Im Anschluss an die subjektive Bewertung erfolgte der dynamisch ausgeführte „knee-walking“ Test. Hierzu mussten die Probanden aus derselben standardisierten Ausgangsposition, wie beim „kneeling“ Test beschrieben, eine fest definierte Strecke von 5 Metern auf den Knien, bei einer Vollbelastung beider Kniegelenke, nach vorne laufen. Während dieser Testsituation wurden die Probanden wiederum aufgefordert die Hände verschränkt auf dem Rücken zu belassen. Auch nach diesem Test erfolgte eine Einschätzung des subjektiven vorderen Knieschmerzes auf der oben beschriebenen Skala.

13.2 Scoring-Systeme

Um die beiden Operationsmethoden zu vergleichen, wurden neben den klinischen Untersuchungsmethoden auch sogenannte Scores angewendet.

„Unter einem Score wird ein numerisches Bewertungssystem verstanden, das den Zustand eines Patienten anhand von Punktwerten für ausgewählte

Untersuchungskriterien und einer daraus resultierenden Gesamtpunktzahl zu einem bestimmten Zeitpunkt beschreibt“ (Tegner & Lysholm 1985).

Durch das Scoring-System werden vergleichende Beurteilungen verschiedener Behandlungsmethoden vereinfacht. Alle Scores unterscheiden sich in den verschiedenen Untersuchungskriterien und der Gewichtung der Einzelkriterien. Hierbei sind objektive Kriterien (z.B. Bewegungsumfang, Beinumfang, etc.) von subjektiven Kriterien (z.B. Schmerzen) zu unterscheiden. Des Weiteren werden in diversen Scores Punkte für bestimmte Fähigkeiten (z.B. Treppensteigen, Kniebeugen, etc.) vergeben.

Für das Kniegelenk existieren viele unterschiedliche Scoring-Systeme, welche nahezu ausschließlich zur Evaluation von Knieinstabilitäten entwickelt wurden. In der vorliegenden Untersuchung fanden neben dem nur in Deutschland bekannten „Schweiger-Score“ die drei am weitest verbreitetsten Knie-Scores („Tegner-Activity-Score“, „Lysholm-Score“ und „IKDC-Score“) ihre Anwendung.

13.2.1 „Schweiger-Score“

Der von Grad A–D reichende „Schweiger-Score“ ermittelt das aktuelle subjektive Aktivitätsniveau eines Patienten. Während die erste der vier Stufen, Grad A, die volle Aktivität ohne Beschwerden im Kniegelenk beschreibt, formuliert die letzte der vier Stufen, Grad D, die Inaktivität eines Patienten aufgrund anhaltender Knieschmerzen. Zur besseren Auswertung wurden die vier Klassifikationen A-D in 1, 2, 3, 4 numerisch umgewandelt. Die Umwandlung erfolgte aufsteigend, d.h. das beste Ergebnis wurde mit 1 und das schlechteste mit 4 bewertet.

13.2.2 „Tegner-Activity-Score“

Die von Grad 1 bis Grad 10 reichende Aktivitätsskala nach Tegner (vgl. Anl. 3) deckt sowohl Bereiche des Alltagslebens als auch die Bereiche der körperlichen

Wiederherstellung und die des Sports, bzw. Wettkampfsports ab (Tegner & Lysholm 1985). Die Aktivitätslevel von 10 bis einschließlich 6 können nur dann erreicht werden, wenn der Patient an einem Wettkampfsport, auch im Breitensportbereich, teilnimmt (vgl. Anl. 3).

13.2.3 „Lysholm-Score“

Der weltweit am häufigsten angewandte Knie-Score ist der Score nach Lysholm und Gillquist aus dem Jahre 1982 (vgl. Anl. 4). Er gilt als Richtlinie für die konservative Behandlung sowie für postoperative Ergebnisse (Tegner & Lysholm 1985). Der Score beruht zu 95% auf subjektiven und zu 5% auf objektiven Kriterien. Er zeichnet sich durch eine einfache Handhabung und Auswertung aus. Die maximal zu erzielende Gesamtpunktzahl des Scores beträgt 100 Punkte. Viele Autoren betrachten eine Gesamtpunktzahl von 94-84 Punkten als ein gutes und 95-100 Punkten als exzellentes Ergebnis. Dagegen werden Punktzahlen von 65-83 als ein mittelmäßiges und weniger als 65 Punkte als ein schlechtes Ergebnis erachtet (Andersson, Odensten et al. 1991) (Corry, Webb et al. 1999) (Grontvedt, Engebretsen et al. 1996) (Kartus, Magnusson et al. 1999) (vgl. Anl. 4).

13.2.4 „IKDC-Score“

Ein anderer für Studien dieser Art sehr bedeutsamer Score ist der des „IKDC“ (International Knee Documentation Committee) (vgl. Anl. 5). Auch er dient zur Untersuchung von Kniebandverletzungen (Benedetto, K. 1992). Er wurde unter Zusammenarbeit der AOSSM (American Orthopaedic Society for Sports Medicine) und der ESSKA (European Society for Sports Medicine Knee Surgery and Arthroscopy) konzipiert und entwickelt. Der „IKDC-Score“ soll die Basisdokumentation für wissenschaftliche Untersuchungen darstellen und

vergleichende Studien vereinfachen. Hierbei berücksichtigt er klinische, funktionelle und radiologische Kriterien. Aufgrund des Auswertungsmodus, in dem das schlechteste Gruppenergebnis das Gesamtergebnis bestimmt, werden tendenziell schlechtere Ergebnisse erzielt als bei anderen vergleichbaren Scores (Kohn 2000).

Der Score wurde erstmals 1993 von Hefti et al. in wissenschaftliche Untersuchungen miteinbezogen (Hefti, W. et al. 1993). Insgesamt umfasst die Evaluation vier Problemfelder:

- subjektive Beurteilung
- Symptome
- Bewegungsumfang
- Banduntersuchung.

In jeder einzelnen Untergruppe werden die verschiedenen Kriterien immer nach demselben Schema bewertet:

- „A= Normal“
- „B= nahezu Normal“
- „C= Abnormal“
- „D= schwer Abnormal“.

Wie schon oben erwähnt, bestimmt das schlechteste Gruppenergebnis das Gesamtergebnis des Scores (vgl. Anl. 5).

13.3 Klinische Testmethoden

Wie in Kapitel 3 dargestellt, wird die Stabilität des Kniegelenks durch Bänder, Menisken und Muskulatur und nicht ausschließlich durch die Form des Gelenks selber bestimmt und limitiert. Primär die Bänder und sekundär die das Kniegelenk umspannende Muskulatur limitieren und steuern das Bewegungsausmaß zwischen Tibia und Femur und garantieren die funktionelle Kongruenz. Bei einem Verlust der primären Bandfunktion wird die

Bewegungsfreiheit des Kniegelenks, d.h. die Grenzen des Bewegungsumfangs werden verändert und als Folge sind Subluxationsstellungen sowie vermehrte seitliche Aufklappbarkeiten und Rotationen möglich (Rüegsegger & Jakob 1993). In der Diagnostik der Knieinstabilität gilt es, diese neuen Bewegungslimiten mittels einer genauen Befundung zu ermitteln und den diagnostischen Schluss zu ziehen. Als Maß für die Größe einer Knieinstabilität gilt in der Regel die Stabilität des unverletzten Beins, d.h. „bei einem einseitigen Krankheitsbefall entspricht die nicht befallene Seite den für den Patienten repräsentativen Normbereich“ (Mayer 1994). Bei dem Untersuchungsdesign dieser Studie wird die Bandlaxität des verletzten zum unverletzten Bein wie folgt unterschieden:

- - (0)= gleich stabil
- + (1)= leicht instabiler
- ++ (2)= instabiler
- +++ (3)= viel instabiler als im Vergleich zur Gegenseite.

Zum Verständnis der einzelnen Instabilitätstypen ist die Kenntnis einer Klassifikation unumgänglich. Sie beschreibt die pathologische Bewegungsexkursion zwischen Tibia und Femur und lässt sich in drei Kategorien einteilen:

- direkte, in eine Ebene gerichtete Instabilität (beispielsweise die anteriore-posteriore Tibiatranslation)
- rotatorische (Innen- und Außenrotation) Instabilität
- kombinierte rotatorische Instabilität (aus den zuvor genannten Beispielen kombinierte Bewegungen).

Neben den pathologischen Freiheitsgraden des Gelenks, bilden die funktionellen und anatomischen Kenntnisse die Voraussetzung zur korrekten Diagnostik.

Als ein zusätzliches Untersuchungsprinzip nennen Rüegsegger und Jakob (Rüegsegger & Jakob 1993) neben dem Instabilitätstypus und den anatomischen Kenntnissen das Konzept der primären und sekundären

Verteidigungslinie. Jede Instabilität, sei es eine Hyperextension, Flexion, Translation oder Rotation, wird durch den primären Stabilisator in Form eines Ligamentes, eines Meniskus oder einer Gelenkkontur gebremst. Wirkt nach Ruptur des primären Stabilisators weiterhin Kraft in dieselbe Richtung, so widersetzt sich die Struktur des sekundären Stabilisators, der 2. Verteidigungslinie, dieser Kraft.

Werden die genannten Untersuchungsprinzipien, d.h. Instabilitätstyp, anatomische Kenntnisse und die primäre und sekundäre Verteidigungslinie, kombiniert angewandt, so ist in Verbindung mit den entsprechenden Instabilitätstests eine genaue Diagnose möglich (Rüeggsegger & Jakob 1993).

13.3.1 Die Prüfung des medialen und lateralen Seitenapparates

Weitere Synonyme für die Prüfung der medialen oder lateralen Aufklappbarkeit sind der „MCL“ und „LCL“ Test oder Valgus- bzw. Varustest. Er dient nicht allein dem Ausschluss einer Seitenbandläsion, sondern bei Untersuchung in Extensions- und leichter Flexionsstellung (10-20°) auch der Beurteilung dorso-medialen bzw. dorso-lateralen Kapsel-Band-Strukturen und der Kreuzbänder. Bei der Untersuchung der medialen und lateralen Aufklappbarkeit übt der Untersucher eine Kraft (Valgus bzw. Varusstress) auf das ca. 20° gebeugte Kniegelenk aus. Währenddessen liegt der Patient entspannt auf dem Rücken. Der Untersucher umfasst mit einer Hand den Unterschenkel in Höhe des oberen Sprunggelenks, wodurch eine leichte gewünschte Außenrotation des Unterschenkels erreicht wird. Die leichte Außenrotation des Unterschenkels bewirkt, dass sich die Kreuz-

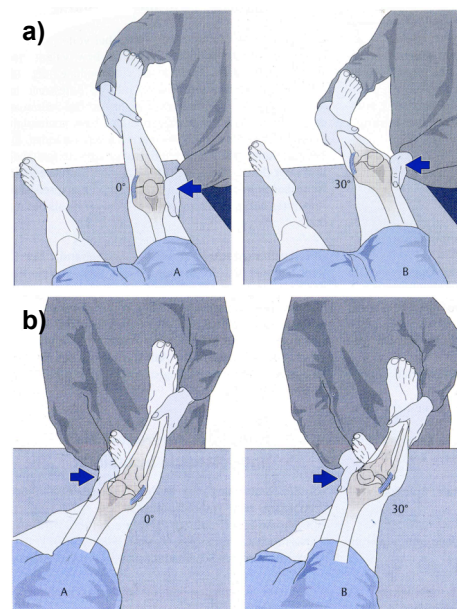


Abb. 34a+b:
Test des seitlichen Banapparates
(Kohn 2000)
34 a) Der „MCL“ Test
34 b) Der „LCL“ Tets

bänder, sofern noch vorhanden, voneinander entwirren und sich die Seitenbänder anspannen. Somit kann differenzierter untersucht werden (Strobel, Stedtfeld et al. 1995). Die andere Hand umfasst das Kniegelenk von medial bzw. lateral und dient als eine Art Widerlager in Höhe des Kniegelenkspalts (vgl. Abb. 34). Wie oben beschrieben, wurde innerhalb dieser Studie immer die Laxität der verletzten mit der kontralateralen Seite verglichen und die Instabilität auf einer Skala von I-IV bewertet.

13.3.2 Der „Lachman“ Test: Die Beurteilung des ligamentären Anschlags

Bei allen Ligamenten, insbesondere dem vorderen Kreuzband, werden die passiven Stabilitätstests mittels der Prüfung der Anschlaghärte beurteilt. Sind die Bandstrukturen, die in der entsprechenden Position untersucht werden, zerrissen, übernehmen die sekundären Stabilisatoren ihre Funktion und spannen sich an (sekundäre Verteidigungslinie n. Rüegsegger (Rüegsegger & Jakob 1993)). Es findet sich ein weicher Anschlag. Sind die zu prüfenden Strukturen nur teiltrüpiert oder intakt, können sie noch ihre stabilisierende Funktion übernehmen. Die intakten Fasern des Kreuzbands spannen sich bei einwirkenden Kräften an und begrenzen mit einem harten Anschlag die Tibiaverschiebung.

Die heute als „Lachman“ Test bekannte Beurteilung der vorderen Schublade als ein Zeichen einer vorderen Instabilität aufgrund einer Kreuzbandruptur, wurde erstmals im Jahre 1875 durch den griechischen Arzt C. Noulis (Noulis 1875) beschrieben. Die extensionsnahe Prüfung der vorderen Schublade wurde später auch von Ritchey et

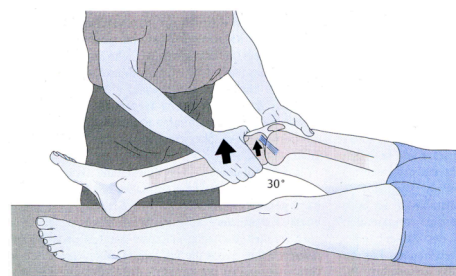


Abb. 35:
Darstellung des „Lachman“ Tests
(Kohn 2000)

al. und dem amerikanischen Chirurgen Lachman genannt. Daher wird dieser Test seit der Publikation von Torg et al. (Torg, Conrad et al. 1976) auch als

„Ritchey-Lachman“ Test bezeichnet. Seit dieser Zeit sind zahlreiche Vorteile dieses Tests deutlich geworden. Ein bedeutender Vorteil des „Lachman“ Tests ist die Prüfung in der funktionellen Knieposition von 30°. Gerade in dieser Stellung ist die Stabilisationsfunktion durch das vordere Kreuzband bei Richtungswechseln und Abbremsvorgängen essentiell (Kohn 2000). In den weniger funktionellen Kniepositionen von beispielsweise 90° benötigt man dagegen keine besondere Stabilisierung des vorderen Kreuzbands mehr, so dass die Schubladenprüfung in dieser Position aus funktioneller Sichtweise als nicht aussagekräftig erscheint (Kohn 2000). Die klinische Prüfung des „Lachman“ Tests bietet für den Untersucher jedoch auch einige Probleme, u.a. bereitet der klassische „Lachman“ Test nicht nur kleinhändigen Untersuchern Schwierigkeiten. Auch bei adipösen oder sehr muskelkräftigen Patienten wird die gleichzeitige Fixierung von Ober- und Unterschenkel schwierig (Strobel, Stedtfeld et al. 1995). Als ein einfaches Hilfsmittel bietet sich beim stabilen „Lachman“ Test der eigene Oberschenkel an, der als „Kniebank“ für das zu untersuchende Kniegelenk dient (Strobel, Stedtfeld et al. 1995) (vgl. Abb. 35). Gegen diese stabile Unterlage wird der Oberschenkel des Patienten mit einer Hand fixiert. Mit der anderen Hand übt der Untersucher den anterioren Schubladenstress aus. Selbst sehr adipöse oder muskelkräftige Patienten sind mit dieser Technik sicher zu untersuchen. Der Charakter des Anschlages ist in dieser Position leicht zu beurteilen (Kohn 2000). Bei der Auslösung des „Lachman“ Tests ist besonders die Haltung der Hand, welche am Unterschenkel liegt, zu beachten. Diese Hand sollte keinesfalls von vorne auf den Unterschenkel fassen, um diesen dann nach anterior zu ziehen. Dieses wird in der Regel vom Patient als unangenehm empfunden, daher würde er anspannen und mit Hilfe der Oberschenkelmuskulatur gegen diese Bewegung arbeiten. Anzustreben ist eine lockere, den Unterschenkel in Höhe des Tibiakopfes umspannende Handhaltung.

In dieser Position zieht der Untersucher den Tibiakopf nach ventral, also nach oben zu sich heran. Auch bei diesem Test wird die Laxität der verletzten mit der kontralateralen Seite verglichen und die Instabilität auf einer Skala von I-IV bewertet.

13.3.3 Der „KT 1000 Arthrometer“

Als weiteres Messinstrumentarium zur Erfassung der Stabilität des Kniegelenks wurde während der Studie der „KT 1000“ Arthrometer der Firma Medmedic® eingesetzt. Die sonstigen von nur einem Untersucher durchgeführten Stabilitätsbestimmungen des Kniegelenks „im Rahmen der klinischen Untersuchung sind subjektiv und daher bestenfalls semiquantitativ“ (Kohn 2000). Gründe hierfür sind u.a. die nicht kontrollierbare und reproduzierbare Lagerung des Beines und die Erzeugung von undefinierbaren und individuellen Translationskräften.

Daher wurde für eine objektive Bestimmung der „a.p.-Translation“, der vorderen Schublade, von Daniel 1982 der sogenannte „KT 1000 Arthrometer“ entwickelt (vgl. Abb. 36). Dieses relativ handliche Messgerät wird durch Klettverschlüsse am Unterschenkel fixiert. Mitgelieferte Lagerungshilfen kontrollieren bei der Positionierung des Beines und bei der Ausführung der Messung die objektive und standardisierte Beinposition.

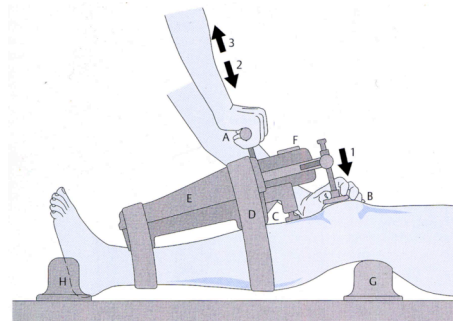


Abb. 36:
Darstellung des „KT 1000
Arthrometer“ Tests (Kohn 2000)

Die Position der Tibia zum Femur wird über ein speziell entwickeltes Fühlersystem über der Tuberositas und der Patella erfasst. Zur Einleitung der definierten Translationskraft dient ein Handgriff, welcher mit einem Kraftsensor verbunden ist. Vier verschiedene Kraftstufen sind möglich. Drei von diesen Stufen (67 [N]; 89 [N]; 134 [N]) werden akustisch angezeigt, die vierte, das sogenannte „Manual Maximum“ wird nicht akustisch untermalt. Beim Manual Max. ist die vom Untersucher ausgeführte Translationskraft nicht definiert. Dies bedeutet, der Untersucher wirkt mit all seiner Kraft und einer anderen Griffposition, welcher dem „Lachman“ Test näher ist, auf das „KT 1000 Arthrometer“ ein. Die hierdurch ausgelöste Translationskraft wird in Millimetern auf einer Anzeige abgelesen. Es ist dringend erforderlich, diese Messung sowohl an der verletzten als auch an der unverletzten Seite durchzuführen, da die alleinigen Absolutwerte des

verletzten Beines nicht aussagekräftig sind. Grund hierfür ist die individuelle Laxität des Kapsel-Band- Apparates. Da in der Normalpopulation (unverletzte Probanden) Seitendifferenzen von bis zu 3 mm gefunden wurden, wird eine Seitendifferenz von mehr als 3 mm als pathologisch bezeichnet (Kohn 2000).

Um während der klinischen Untersuchung gut reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten, ist es entscheidend, dass die Muskulatur des Patienten entspannt ist und das Gerät korrekt positioniert ist. Jedoch gerade der erste Punkt erweist sich in der Praxis als schwer durchführbar. In der Regel verspannt der Patient aus Angst vor bevorstehenden Schmerzen und hält unbewusst mit einer Aktivierung des Antagonisten gegen die vom Untersucher ausgelöste Translationsbewegung. Daher ist es nicht verwunderlich, dass bei einer „KT 1000“ Messung im narkotisiertem Zustand direkt vor einer Operation die Seit zu Seit Differenz zumeist wesentlich größer ist als die, die während der klinischen Untersuchung gemessen wird. Die instrumentelle Messung der vorderen Knieinstabilität sollte keinesfalls die Basis der Diagnostik stellen, sondern allenfalls eine objektivierbare Ergänzung darstellen. Entscheidend für eine komplette Diagnose ist die Kombination aus den oben genannten subjektiven und objektiven Testmethoden, sowie objektiven bildgebenden Verfahren, wie dem Röntgen oder der Kernspintomographie (Kohn 2000).

Wie bei allen anderen klinischen Testmethoden kam während der Studie der „KT 1000“ Arthrometer zu allen Untersuchungsterminen zum Einsatz. Gemessen wurden immer beide Beine mit Hilfe der „Manual-Max.-Methode“. Die Messungen wurden von mehreren erfahrenen Untersuchern durchgeführt.

13.3.4 „a.p.-Translation“ bei Innen- und Außenrotation der Tibia

Seit der Beschreibung der Rotations-instabilität, d.h. Knieinstabilität bei Innen- bzw. Außenrotation des Unterschenkels, werden die Schubladebewegungen nicht nur in Neutralstellung, wie etwa beim „Lachman“ Test, geprüft. Um die translatorischen a.p.-Bewegungen noch zu verstärken, wird der Schubladeentest auch bei Innen- und Außenrotation des Unterschenkels durchgeführt (Strobel,

Stedtfeld et al. 1995), da die Unterschenkelrotation eine An- bzw. Entspannung der noch intakten intra- und extraartikulären Bandstrukturen bewirkt. Bei der Messung der Rotationsinstabilität liegt der Patient in Rückenlage (vgl. Abb. 37). Optimaler Weise ist seine Muskulatur, insbesondere die des Oberschenkels, in einem entspannten Zustand. Das zu testende Bein ist in einer um ca. 45° im Hüftgelenk und 90° im Kniegelenk gebeugten Position gelagert. Mit dem Gesäß sichert der Untersucher den in Innen- bzw. Außenrotation positionierten Fuß. Beide Hände des Untersuchers umfassen das Kniegelenk in Höhe des Gelenkspalts, wobei die Daumen ventral der Femurkondylen liegen. Mit dieser Handstellung kann der Untersucher prüfen, ob sich die Muskulatur der Oberschenkelrückseite in einem entspannten Zustand befindet, und ob sich der Tibiakopf unter der einwirkenden Kraft wirklich nach anterior ziehen lässt. Zusätzlich ermöglicht die Haltung der Hände eine Beurteilung der medialen und lateralen Translation des Tibiakopfes.

Die Bewertung dieses Tests erfolgt nach demselben Prinzip, welches schon zuvor bei der Prüfung des „Lachman“ Tests, des „MCL“ Tests und des „LCL“ Tests angewendet wurde. Dies bedeutet, dass die Laxität des verletzten Beins mit der des kontralateralen Beins direkt verglichen und auf einer Skala von I-IV bewertet wird.

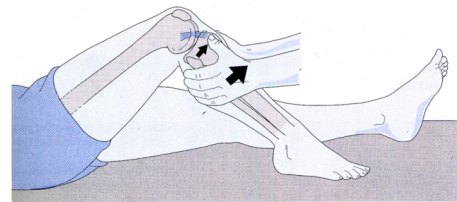


Abb. 37:
Darstellung des „a.p.-Translations“
Tests (Kohn 2000)

13.3.5 Der „Pivot-shift“ Test (nach Lemaire)

Als ein typisches Anzeichen auf eine Insuffizienz des vorderen Kreuzbands gilt das Unsicherheitsgefühl, wenn der Patient Bewegungen unkontrolliert abbrems (Hey Groves 1917). Die Folge ist oftmals eine Subluxation des Kniegelenks, welche mit hohen intraartikulären Scherkräften verbunden ist. Wird dieses Subluxationsphänomen im alltäglichen oder sportlichen Alltag des Patienten zu häufig ausgelöst, so kann dies Knorpelläsionen im Bereich der Femur- und Tibiakondylen verursachen (Müller 1983).

Der „Pivot-shift“ Test nach Lemaire beschreibt eine gewollte Auslösung dieses Subluxationsphänomens bei der Untersuchung eines Kreuzbandinsuffizienten Kniegelenks. Der positive Ausfall ist „pathognomonisch“ für die Insuffizienz des vorderen Kreuzbands (Kohn 2000). Beim positiven „Pivot-shift“ Test kommt es zu einer schmerzhaften vorderen Subluxation der Tibia, wenn das gestreckte Kniegelenk unter Ausübung einer Valguskraft, leichter Innenrotation und axialem Druck schnell und ruckartig gebeugt wird. Das Kniegelenk subluxiert vor allem im lateralen Kompartiment, dessen ligamentäre Führung infolge der Konvexität des Tibiaplateaus physiologischer weniger straff ist als im medialen Kompartiment. Die Subluxation erreicht ihr Maximum bei ca. 20-30° Beugung. Übersteigt die Flexion 30°, so kommt es zu einer ruckartigen und spürbaren Reposition des Kniegelenks. Der Grad des „Pivot-shifts“ wird entscheidend vom Ausmaß der vorderen Instabilität, also der Translation, bestimmt. Je größer die vordere Translation des medialen Kompartiments ist, umso ausgeprägter wird das Subluxations- und Repositionsphänomen. Die Graduierung oder Intensität des „Pivot-shifts“ basiert auf dem klinischen Eindruck während der Untersuchung. Für das Untersuchungsdesign dieser Studie bedeutet dies, dass, ebenso wie bei den Untersuchungen zuvor, der Grad der Auslösung des „Pivot-shifts“ beim verletzten Bein mit dem des kontralateralen Beins direkt verglichen und auf einer Skala von I-IV bewertet wird.

Der „Pivot-shift“ Test nach Lemaire wird in Rückenlage durchgeführt, wobei sich die gesamte Muskulatur des Patienten in einem entspannten Zustand befindet. Der Fuß des zu testenden Beines wird vom Untersucher aktiv nach innen rotiert und das Kniegelenk ist in Extension (0°-Stellung). Bei völliger Entspannung der Oberschenkelmuskulatur werden unter leichtem Valgusdruck proximal des lateralen Femurkondylus und bei beibehaltender Innenrotation der Tibia vom Untersucher vorsichtige Flexions- und Extensionsbewegungen durchgeführt. Je nach dem Grad der Laxität des Kapsel-Band-Apparates und dem Zustand der Muskulatur ist hierbei

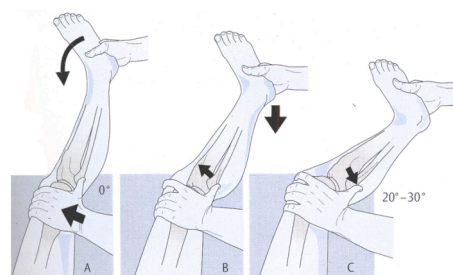


Abb. 38:
Darstellung des „Pivot-shift“ Tests
(Kohn 2000)

eine mehr oder weniger spürbare Subluxation und Reposition des lateralen Tibiaanteils bei einem Kreuzbandinsuffizienten Kniegelenk spürbar.

13.3.6 Die Messung des „Kniestreck-“ bzw. „Kniebeugedefizits“

Verglichen mit dem Patellarsehnentransplantat werden betreffend der postoperativen Morbidität dem Semitendinosus- und Gracilissehnentransplantat mehrere Vorteile zugesprochen. Diese umfassen u.a. einen geringeren Verlust der physiologischen Hyperextension des Kniegelenks. Verschiedene Autoren fordern jedoch eine sofortigen Hyperextensionsfähigkeit, um dem vorderen Knieschmerz und retropatellarem Crepitus vorzubeugen (Bach, Jones et al. 1994) (Berg 1992) (Kartus, Magnusson et al. 1999) (Kartus, Ejerhed et al. 2000) (Sachs, Daniel et al. 1989) (Shelbourne & Trumper 1997). Das Ausbleiben der genannten Komplikationen bedeutet für den Patienten in der Regel weniger Schmerzen und eine schnellere Rekonvaleszenz, infolge weniger inhibitorisch wirkender Faktoren (Biedert, Müller et al. 1998) (Fu, Bennett et al. 1999). Zudem reagieren die Patienten mit einer größeren inneren Zufriedenheit (Muneta, Sekiya et al. 1998). Die damit gewonnene größere Compliance von Seiten des Patienten wird den Rehabilitationsprozess zudem beschleunigen (Eriksson, Anderberg et al. 2001).

Die Messung des Bewegungsumfanges des Kniegelenks erfolgte nach der Neutral-Null-Methode, mit Hilfe eines handelsüblichen Goniometers bzw. Winkelmessers. Der Mittelpunkt des Goniometers wird hierbei im Zentrum des Kniegelenks in Höhe des lateralen Gelenkspaltes fixiert. Anschließend beugt der Untersucher zur Messung der Flexion bei völliger Schmerzfreiheit das Bein soweit wie möglich. Nach erfolgter Messung überstreckt er zur Messung der Hyperextension das Kniegelenk soweit wie möglich. Auch diese Messung erfolgt nur bei absoluter Schmerzfreiheit. Die messbare Beweglichkeit des Kniegelenks ist aufgrund verschiedener Abhängigkeiten individuell unterschiedlich (Rüeggsegger & Jakob 1993).

Die Hyperextension liegt je nach der physiologischen Form der Femur- und Tibiakondylen, der Laxität des Kapsel-Band-Apparates und dem Dehnungszustand der Muskulatur der Oberschenkelrückseite, bei etwa -5° . Anschließend wird geprüft, ob der Patient die neutrale Streckstellung, die bei 0° liegt, erreicht. Abschließend wird die Flexionsfähigkeit evaluiert. Diese liegt, wiederum in Abhängigkeit zur Form der Kondylen, der Laxität des Kapsel-Band-Apparates und dem Dehnungszustand der Muskulatur der Oberschenkelvorderseite, bei etwa 145° . Der vollständige physiologische Bewegungsumfang ist dann erreicht, wenn die Messung einen Bewegungsumfang von ca. $5^\circ/0^\circ/145^\circ$ beträgt.

Bei dem Untersuchungsdesign ging die Messung der Neutralstellung nicht in die Evaluation mit ein. Die Erhebung des Hyperextensions- bzw. „Flexionsdefizits“ richtete sich nach den Werten des unverletzten kontralateralen Kniegelenks, mit seinem jeweiligen physiologischen Bewegungsumfang. Die Differenz zwischen der Extensions- bzw. Flexionsfähigkeit vom unverletzten zum verletzten Kniegelenk bildete das in innerhalb dieser Studie evaluierte „Extensions-, bzw. „Flexionsdefizit“.

14 Beschreibung der statistischen Methode und Definition der Hauptzielkriterien

14.1 Statistische Methode

Im Rahmen dieser explorativen Studie wurden ungerichtete Unterschiedshypothesen geprüft. Als Maße der zentralen Tendenz und der Dispersion wurden innerhalb der deskriptiven Analyse für jeden Outcomeparameter getrennt nach Zeitpunkt (Untersuchungszeitpunkt) und Gruppenzugehörigkeit (Operationsmethode) der arithmetische Mittelwert und die Standardabweichung berechnet. In einem weiteren Analyseschritt wurde

mittels Diagrammen optisch bestätigt, dass die Outcomeparameter –also die Operationsergebnisse- innerhalb der Gruppen normal verteilt sind.

Die weitere statistische Analyse innerhalb dieser Arbeit verlief in vier Schritten:

1. Zunächst wurden die Patientencharakteristika univariat getrennt nach Treatment (Operationsverfahren) dargestellt (vgl. dazu Tabelle 2-19). Die Zuweisung zu einem der Operationsverfahren erfolgte über eine Randomisierung (Münzwurfverfahren). Um den Erfolg des Randomisierungsverfahrens zu überprüfen, wurden wichtige Patientencharakteristika auf Unterschiedlichkeit zwischen den beiden Gruppen mittels unverbundener t-Tests überprüft.

2. In einem zweiten Schritt wurden ebenfalls univariat alle einbezogenen Outcomeparameter deskriptiv getrennt nach Operationsverfahren und Untersuchungszeitpunkt tabellarisch dargestellt (vgl. dazu Tabellen 2-19).

3. In einem dritten Schritt wurde mittels der zweifaktoriellen Varianzanalyse der Einfluss des Faktors „Operationsmethode“ (Gruppen) sowie simultan der Einfluss des Faktors „Untersuchungszeitpunkt“ (Messwiederholungsfaktor „Zeit“) überprüft. Dies wurde separat zunächst für die drei Hauptzielkriterien „Kniestabilität“ mittels des „KT 1000“ Tests sowie „Entnahmestellenmorbidity“ mittels des „kneeling“ sowie des „knee-walking“ Test konfirmatorisch überprüft. Um das multiple Testen zu modellieren, wurde dazu das Signifikanzniveau von $p=0,05$ gemäß der Anzahl der Tests auf $p=0,05/3$ nach Bonferroni adjustiert. Das Bonferroni-Verfahren wurde deshalb gewählt, weil es als das konservativste Testverfahren gilt. Per definitionem ist demnach eines der beiden Operationsverfahren dann dem anderen überlegen, wenn dieses in jedem der drei oben genannten Beurteilungskriterien ausgewählten Hauptzielkriterien mit einem p-Wert von $p < 0,017$ besser ist als das Alternativverfahren. Alle weiteren Tests, so auch die post hoc durchgeführten Einzelgruppen und Einzelzeitvergleiche, wurden explorativ durchgeführt. In den Varianzanalysen wurden zunächst der Messwiederholungsfaktor „Untersuchungszeitpunkt“ und der Treatmentfaktor (Gruppe „Operationsmethode“) simultan einbezogen.

4. Im Anschluss an diesen Globaltest wurden nur dann standardmäßig explorative t-Tests durchgeführt, wenn einer der beiden Faktoren (Zeit – Gruppe) einen signifikanten Einfluss auf das untersuchte Outcome aufzeigte. Das verwendete Statistikprogramm (SPSS in der Version 11.5.1; SPSS Inc. Chicago, Illinois, USA) ermöglicht keine automatisierten post hoc Tests für die einzelnen Stufen des Messwiederholungsfaktors. Dies gilt bis dato auch für spätere Versionen. Alternativ wurden daher nichtadjustierte t-Tests durchgeführt. Um die Veränderung des Outcomes zwischen den Messzeitpunkten (Faktorstufen der Zeit = Untersuchungszeitpunkte) zu überprüfen, wurden t-Tests für gepaarte Stichproben durchgeführt. Zur weiteren Analyse wurden explorativ die Outcome-Parameter getrennt zu den einzelnen Testzeitpunkten auf Unterschiedlichkeit zwischen den einzelnen Gruppen analysiert. Um die Veränderung des Outcomes zwischen den beiden Gruppen zu überprüfen wurden t-Tests für unverbundene Stichproben durchgeführt.

14.2 Definition der Haupt- und Nebenzielkriterien

Aus den aufgezählten Parametern wurden drei Parameter ausgewählt, welche die Hauptzielkriterien darstellen. Bei diesen Parametern handelt es sich um den „kneeling“ Test, den „knee-walking“ Test und den „KT 1000“ Test. Die verbleibenden 14 Testverfahren stellen sogenannte Nebenzielkriterien dar. Zwar wird allen Testverfahren eine hohe Bedeutung zugesprochen, jedoch erscheinen die drei genannten Testverfahren dem Autor als besonders wichtig. Daher werden sie innerhalb der statistischen Untersuchung post hoc durchgeführt. Wie die Darstellung der theoretischen Grundlagen zeigt, erweisen sich vor allem zwei Parameter bei einer funktionellen Studie dieser Art für den behandelten Patienten als besonders bedeutungsvoll. Es handelt sich hierbei um den Schmerz, insbesondere den femoro-patellaren und den vorderen Knieschmerz, sowie die Wiederherstellung der biomechanischen Kniegelenkstabilität. Der körperliche Schmerz ist aus zweierlei Hinsicht besonders bedeutungsvoll. Zum einen entscheidet er maßgeblich über den Grad der

Patientenzufriedenheit. Zum anderen, wie in Kapitel 3 und 7 dargestellt, beeinflusst der Grad der körperlichen Schmerzen die Funktion des neuro-muskulären Regelkreises. Schmerzfreiheit ist nach einer Verletzung oder Operation die Grundvoraussetzung für die Regeneration von koordinativen, konditionellen und motorischen Eigenschaften. Erst bei Schmerzfreiheit im kniegelenknahen Bereich können neuro-muskuläre Hemmungen vermieden werden und die vollständige Regeneration der genannten Eigenschaften begonnen werden. Im Bereich der Kreuzbandchirurgie hat sich zur Erfassung des vorderen Knieschmerzes der von Kartus entwickelte „kneeling“ Test, und der „knee-walking“ Test durchgesetzt. Aus diesem Grunde erscheinen gerade diese Testverfahren so bedeutungsvoll, um jeweils ein Hauptzielkriterium darzustellen.

Als drittes Hauptzielkriterium wurde der „KT 1000 Arthrometer“ Test ausgewählt. Die primäre Aufgabe der Kreuzbandrekonstruktion, nach einem zumeist posttraumatischen Verlust des vorderen Kreuzbands, ist die Unterbindung von anterioren und posterioren Schubladenbewegungen, um degenerativen Prozessen entgegenzuwirken. Dieses Testverfahren ermöglicht es, das biomechanische Ergebnis einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands zu objektivieren. Es zeigt, ob die primäre Aufgabe des chirurgischen Eingriffs erfüllt wird oder nicht. Ein positives Operationsergebnis bezüglich beider Hauptzielkriterien ist somit Grundlage für den weiteren kurz-, mittel- und langfristigen Operationserfolg.

14.3 Hypothesenbildung

Die Hypothesen sind der besseren Lesbarkeit dieser Arbeit wegen im Anhang detailliert expliziert (vgl. Anl. 9). Da wir ungerichtete Tests verwenden, sind die Hypothesen korrekterweise ebenfalls bezüglich der Richtung des Unterschiedes unspezifisch formuliert. Zusammenfassend lässt sich sagen: Wir vermuten bezüglich der postoperativen Resultate eine signifikante Überlegenheit der Semitendinosus- und Gracilissehnenplastik.

15 Darstellung der Ergebnisse

15.1 Krankenhausaufenthalt und Dauer der Teilbelastung

Die 31 mit einer Patellarsehnenplastik (Gruppe A) versorgten Patienten weisen einen durchschnittlichen Krankenhausaufenthalt von $8,84 \pm 1,88$ Tagen auf (Range= 4–12 Tage).

Krankenhausaufenthalt und Dauer der Teilbelastung		
	Gruppe A	Gruppe B
Krankenhausaufenthalt	8,44 Tage \pm 1,88 (range: 4 - 12 Tage)	8,90 Tage \pm 1,79 (range: 3 - 12 Tage)
Teilbelastungsdauer	20,97 Tage \pm 8,21 (range: 6 - 42 Tage)	19,65 Tage \pm 6,39 (range: 9 - 42 Tage)

Tabelle 2:
Krankenhausaufenthalt und Teilbelastung der Patienten.

Der stationäre Aufenthalt der Gruppe B, also der mit einer Semitendinosus- und Gracilissehne behandelten Patienten, beträgt im Mittelwert $8,90 \pm 1,79$ Tage (Range= 3–12 Tage). Bei einem errechneten p-Value von $p= 0.89$ unterscheiden sich beide Gruppen hinsichtlich der Dauer des stationären Aufenthalts statistisch nicht voneinander (vgl. Tab. 2).

Trotz der im Rehabilitationsprotokoll festgelegten sofortigen, schmerzfreien Vollbelastung, wurden die Patienten beider Gruppen angewiesen während längerer Belastungsphasen Unterarmgehstützen zu benutzen, um das operierte Kniegelenk nicht überzubelasten und weiteren Reizzuständen auszusetzen. Die Patienten der Gruppe A kommen dieser Aufforderung im Mittel bis zu $20,97 \pm 8,21$ Tagen nach (Range= 6 – 42 Tage). Auch die Patienten der Gruppe B befolgen diese ärztliche Anweisung bei einer durchschnittlichen Benutzungsdauer von $19,65 \pm 6,39$ Tagen. Der Range beträgt in dieser Gruppe 9–42 Tage. Der statistische Vergleich mittels dem studentischen t-Test ergibt einen errechneten P-Wert von $p= 0,46$. Dies bedeutet, dass sich beide Gruppen bezüglich der Dauer der Benutzung der Unterarmgehstützen nicht signifikant voneinander unterscheiden (vgl. Tab. 2).

15.1 Funktionelle Testmethoden

15.2.1 Hauptzielkriterium: „knee-walking“ Test

Es wird zunächst das erste Hauptzielkriterium analysiert. Dabei fällt auf, dass beide Gruppen vergleichbare präoperative Schmerzwerte aufweisen ($2,00 \pm 1,24$ und $1,84 \pm 1,10$). Dies spricht für den Erfolg der Randomisierung und wird kann als Beleg dafür gewertet, dass beide Gruppen vor der

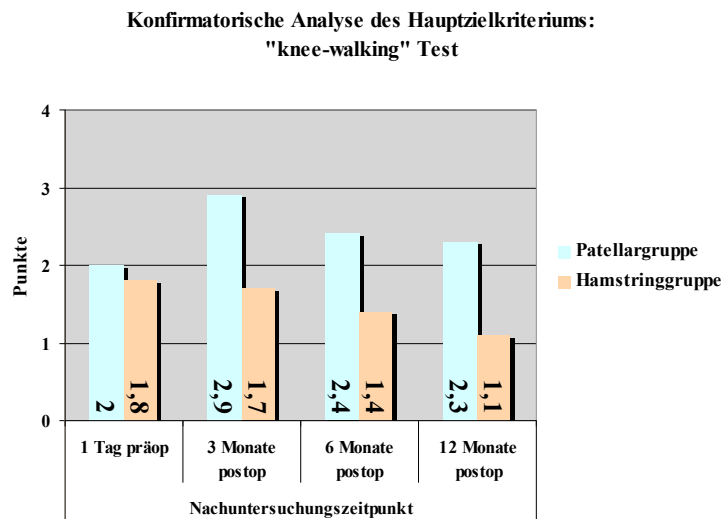


Diagramm 3:
Graphischer Verlauf des Hauptzielkriteriums „knee-walking“ Test.

eigentlichen Behandlung als homogen angesehen werden können. Jedoch postoperativ zeigen sich unterschiedliche Auswirkungen der Operation. Während die Patellargruppe postoperativ einen deutlichen Anstieg des durch den „knee-walking“ Test provozierten Schmerzes aufweist, nimmt der vordere Knieschmerz bei der Hamstringgruppe sofort progressiv postoperativ ab.

Diese erste graphische Analyse wird durch die Ergebnisse der zweifaktoriellen Varianzanalyse statistisch bestätigt. Die Analyse des Zwischensubjekteffekts zeigt einen signifikanten Gruppenunterschied zwischen beiden Gruppen. Ergänzend zu Diagramm 3 zeigt Tabelle 3 einen p-Wert von $p < 0,001$ bei einem F-Wert von $F = 43,26$. Die aufgrund des signifikanten F-Wertes alternativ durchgeführten adjustierten t-Tests im Sinne einer post hoc-Überprüfung nach Bonferroni ($p > 0,05/3$) ergeben, dass zu jedem postoperativen Untersuchungszeitpunkt signifikant unterschiedliche Schmerzintensitäten zwischen beiden Treatmentgruppen nachweisbar sind (vgl. Tab. 3). Innerhalb der Hamstringsehngengruppe können post hoc über den gesamten

postoperativen Studienverlauf signifikant geringere Schmerzen mit Hilfe des „knee-walking“ Tests nachgewiesen werden ($p < 0,017$). Es tritt die Hypothese H_{1-1-1} ein, d.h. bezüglich des vorderen Knieschmerzes ist infolge des „knee-walking“ Tests bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

Eine signifikante Veränderung im Sinne einer Reduktion der Schmerzintensität im Gesamtstudienverlauf zeigt die Auswertung der Pillai-Spur. Es können hypothesenkonform ein Zeiteffekt bei einem p-Wert von $p < 0,001$ und einem F-Wert von $F = 8,02$ nachgewiesen werden. Die aufgrund des signifikanten F-Wertes durchgeführte post hoc-Überprüfung nach Bonferroni bezüglich signifikanter Veränderungen des Outcomes von einem zum anderen Untersuchungszeitpunkt, ergeben signifikante Verbesserungen der Gesamtpopulation von der zweiten zur dritten und von der zweiten zur vierten Nachuntersuchung ($p < 0,017$). Es tritt die Hypothese H_{1-1-2} ein. Die Intensität des vorderen Knieschmerzes ist infolge des „knee-walking“ Tests bei beiden Treatmentgruppen am Ende der Untersuchung insgesamt signifikant verändert (reduziert).

Die unterschiedliche Wirkung der beiden Operationsverfahren wird über den Interaktionseffekt ermittelt. Letztendlich können auch gruppenspezifische Schmerzverläufe mittels eines signifikanten Interaktionseffekts ermittelt werden. In Addition zu dem in Diagramm 3 optisch ersichtlichen postoperativen Gruppenunterschied, zeigt die Tabelle 3 einen signifikanten p-Wert von $p < 0,001$ bei einem F-Wert von $F = 6,74$. Folglich tritt die

Analyse des Hauptzielkriteriums „knee-walking“ Test							
Messzeitpunkt			1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	
Operationsverfahren		n	Arithmetisches Mittel ± Standardabweichung				Zeitunterschiede ³⁾
	Patellar-sehne	31	2,00±1,24	2,87±0,81	2,35±0,80	2,29±0,74	
	Hamstring-sehnen	31	1,84±1,10	1,65±0,88	1,35±0,55	1,10±0,30	
Gruppenvergleich ³⁾			0,54 / 60 / $p=0,161$	5,73 / 60 / $p < 0,001^{***}$	5,74 / 60 / $p < 0,001^{***}$	8,33 / 60 / $p < 0,001^{***}$	A vs B: -1,87 / 61 / $p = 0,066$ A vs C: 0,39 / 61 / $p = 0,698$ A vs D: 1,32 / 61 / $p = 0,192$
Varianzanalyse ¹⁾	Zeiteffekt ²⁾		8,02 / 3 / $p < 0,001^{***}$				B vs C: 4,08 / 61 / $p < 0,001^{***}$
	Operationsverfahren:		43,26 / 1 / $p < 0,001^{***}$				B vs D: 4,85 / 61 / $p < 0,001^{***}$
	Interaktionseffekt:		6,74 / 3 / $p < 0,001^{***}$				C vs D: 1,74 / 61 / $p = 0,086$

Anmerkungen:

n) = Fallzahl

1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert

2) = Pillai-Spur

3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert,

Tabelle 3:

Analyse des Hauptzielkriteriums „knee-walking“ Test

Hypothese H_{1-1-3} ein. Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der Intensität des vorderen Knieschmerzes sind infolge des „knee-walking“ Tests über den Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich. Konkret zeigt dies, eine signifikante Überlegenheit der Hamstringsehnen-Gruppe.

Abschließend lässt sich sagen, dass neben dem erwarteten Schmerzverlauf auch ein deutlicher signifikanter Gruppenunterschied zwischen der Patellar- und der Hamstringgruppe zu verzeichnen ist. Dies ist nicht verwunderlich, wenn die Lokalisationen der Entnahmestellen in Betracht gezogen werden. Sehr viel interessanter scheint deswegen in der Folge die Betrachtung der weiteren Outcomegrößen.

15.2.2 Hauptzielkriterium: „kneeling“ Test

Auch bei der Analyse des zweiten Hauptzielkriteriums, der Intensität der Entnahmestellenmorbidity infolge des „kneeling“ Tests, weisen beide Gruppen einen identischen Schmerzmittelwert auf ($1,61 \pm 0,96$ und $1,61 \pm 1,09$, vgl. Tab. 4). Dieses lässt auf eine homogene Gruppenver-

teilung schließen. Die postoperativen Schmerzverläufe beider Gruppen entsprechen denen, die schon bei der Überprüfung des ersten Hauptzielkriteriums festgestellt werden konnten. Einer sofortigen und deutlichen Schmerzreduktion innerhalb der Hamstringsehnen-Gruppe steht innerhalb der Patellarsehnen-Gruppe ein zunächst deutlicher Schmerzanstieg mit einer anschließenden nur langsamen Abnahme des Schmerzes gegenüber.

Konfirmatorische Analyse des Hauptzielkriteriums:
"kneeling" Test

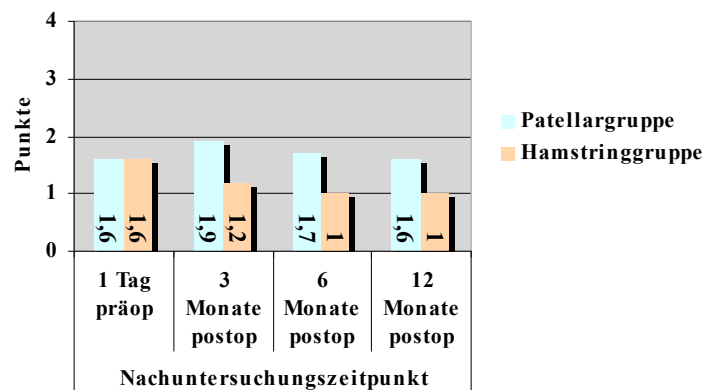


Diagramm 4:
Graphischer Verlauf des Hauptzielkriteriums „kneeling“ Test“.

Die graphische Analyse wird abermals durch die Ergebnisse der zweifaktoriellen Varianzanalyse statistisch bestätigt. Erneut zeigt die Auswertung des Zwischensubjekteffekts einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen. Tabelle 4 zeigt einen p-Wert von $p < 0,001$ bei einem F-Wert von $F = 24,39$. Die aufgrund des signifikanten F-Wertes alternativ durchgeführten adjustierten t-Tests nach Bonferroni ($p > 0,05/3$) ergeben, dass, wie auch zuvor beim „kneeling“ Test, zu jedem postoperativen Untersuchungszeitpunkt signifikant unterschiedliche Schmerzintensitäten zwischen beiden Treatmentgruppen nachweisbar sind (vgl. Tab. 4). Es tritt die Hypothese H_{1-2-1} ein, d.h. bezüglich des vorderen Knieschmerzes ist infolge des „kneeling“ Tests bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

Eine signifikante generelle Verringerung der Schmerzintensität infolge des „kneeling“ Tests im Gesamtstudienverlauf zeigt die Auswertung der Pillai-Spur. Es können wiederum hypothesenkonform bei einem p-Wert von $p < 0,005$ und einem F-Wert von $F = 4,67$ ein Zeiteffekt nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass im postoperativen Zeitverlauf, dass die experimentell ausgelöste Schmerzintensität unter Berücksichtigung beider Verfahren insgesamt signifikant nachlässt.

Die aufgrund des signifikanten F-Wertes durchgeführte post hoc-Überprüfung nach Bonferroni ergibt signifikante Verbesserungen der Gesamtpopulation von der ersten zur zweiten und von der ersten zur dritten Nachuntersuchung ($p < 0,017$). Es

Analyse des Hauptzielkriteriums „kneeling“ Test							
Messzeitpunkt		n	1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	
Operationsverfahren	Patellarsehne	31	1,61±0,96	1,94±0,51	1,74±0,44	1,58±0,5	
	Hamstringsehnen	31	1,61±1,09	1,19±0,4	1,03±0,18	1,00±0,00	
Gruppenvergleich ³⁾			0,00 / 60 / $p=1,00$	6,35 / 60 / $p < 0,001^{***}$	8,24 / 60 / $p < 0,001^{***}$	6,45 / 60 / $p < 0,001^{***}$	
Varianzanalyse ¹⁾	Zeiteffekt ²⁾		4,67 / 3 / $p = 0,01^{**}$				B vs C: 2,64 / 61 / $p < 0,01^{**}$
	Operationsverfahren:		24,39 / 1 / $p < 0,001^{***}$				B vs D: 3,74 / 61 / $p < 0,001^{***}$
	Interaktionseffekt:		5,39 / 3 / $p < 0,001^{***}$				C vs D: 1,63 / 61 / $p = 1,11$

Anmerkungen:

n) = Fallzahl

1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert

2) = Pillai-Spur

3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert.

Tabelle 4:
Analyse des Hauptzielkriteriums „kneeling“ Test nach Testzeitpunkt und Operationsmethode

tritt die Hypothese H_{1-2-2} ein. Die Intensität des Knieschmerzes ist infolge des „kneeling“ Tests bei beiden Treatmentgruppen am Ende der Untersuchung signifikant verändert.

Die Auswertung der unterschiedlichen Wirkung beider Operationsverfahren über den Interaktionseffekt zeigt erneut gruppenspezifische Schmerzverläufe mittels eines signifikanten Interaktionseffekts. In Addition zu dem in Diagramm 4 optisch ersichtlichen postoperativen Unterschied, zeigt die Tabelle 4 einen signifikanten p-Wert von $p < 0,001$ bei einem F-Wert von $F = 5,39$. Folglich tritt die Hypothese H_{1-2-3} ein. Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der Intensität des vorderen Knieschmerzes sind infolge des „kneeling“ Tests über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich. Es zeigt sich wiederum konkret eine signifikante Überlegenheit der Hamstring-sehnengruppe.

Abschließend lässt sich ein vergleichbares Resumée zum ersten Hauptzielkriterium ziehen. Der mit Hilfe des „kneeling“ Tests experimentell ausgelöste vordere Knieschmerz ist wiederum innerhalb beider Treatmentgruppen signifikant unterschiedlich.

15.2.3 Nebenzielkriterium: „Single-legged-hop“ Test

Die deskriptive Analyse dieses ersten Nebenzielkriteriums zeigt, dass die Patienten der Hamstringgruppe präoperativ bessere Ergebnisse aufweisen ($76,28 \pm 42,64$ vs. $78,82 \pm 31,96$, vgl. Diagramm 5). Die Gründe für diese Differenz sollen erst in der sich anschließenden Diskussion besprochen werden. Diagramm 5 veranschaulicht ausgehend von der ersten Untersuchung im weiteren Verlauf den progressiven Anstieg der relativen Sprungleistung beider Gruppen.

Diese erste optische Analyse kann nur teilweise durch die Ergebnisse der zweifaktoriellen Varianzanalyse statistisch bestätigt werden. Bei der Analyse des Zwischensubjekteffekts ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen ($p = 0,27$ / $F = 1,23$). Aufgrund des fehlenden signifikanten

F-Wertes kann auf eine post hoc-Überprüfung nach Bonferroni verzichtet werden. Es tritt daher die Hypothese H_{0-3-1} ein, d.h. bezüglich der beim „Single-legged-hop“ Test gemessenen relativen Sprungweite ist bei beiden Treatmentgruppen kein Unterschied erkennbar. Dies bedeutet jedoch nicht, dass beide Treatmentgruppen als gleichwertig anzusehen sind. Eine signifikante Verbesserung der Sprungleistung in Prozent über den gesamten Verlauf der Studie zeigt die Auswertung der Pillai-Spur. Es kann hypothesenkonform bei einem p-Wert von $p < 0,005$ und einem F-Wert von $F = 21,62$ ein Zeiteffekt nachgewiesen werden. Dies zeigt, dass im postoperativen Zeitverlauf der überprüfte Parameter „Inter-muskuläre Koordination“ unter Berücksichtigung beider Operationstechniken im Verlauf der Studie insgesamt signifikant ansteigt. Die aufgrund des signifikanten F-Wertes durchgeführte post hoc-Überprüfung ergibt eine signifikante Verbesserung der Gesamt-

Konfirmatorische Analyse des Nebenzielkriteriums: „single-legged-hop“ Test

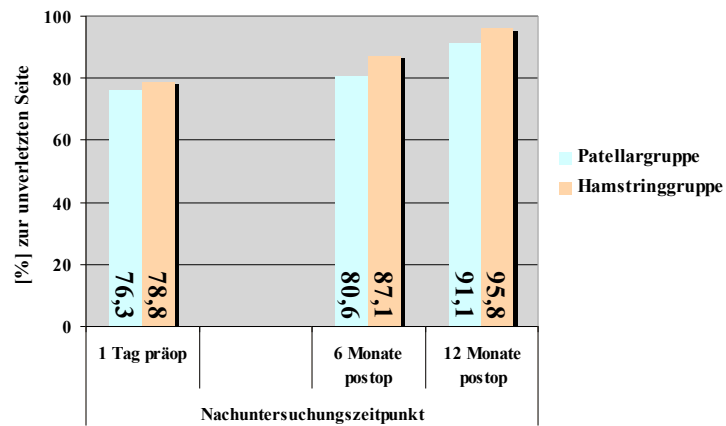


Diagramm 5: Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Single-legged-hop“ Test“.

Analyse des Hauptzielkriteriums „Single-legged-hop“ Test							
Messzeitpunkt		1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	Zeitunterschiede ³⁾	
Operationsverfahren	n	Arithmetisches Mittel ± Standardabweichung					A vs B:
	Patellar-sehne	31	76,28±42,64		80,62±13,16		
	Hamstring-sehnen	31	78,82±31,96		87,06±14,11	95,75±5,99	
Gruppenvergleich ³⁾			0,266 / 60 / p= 0,791		1,86 / 60 / p= 0,007	2,58 / 60 / p< 0,001***	A vs C: -1,44 / 61 / p= 0,156 A vs D: -3,54 / 61 / p< 0,001***
Varianzanalyse ³⁾	Zeiteffekt ²⁾	21,62 / 2 / p< 0,001***				B vs C:	
	Operationsverfahren:	1,23 / 1 / p= 0,27				B vs D:	
	Interaktionseffekt:	0,136 / 2 / p= 0,873				C vs D: -6,32 / 61 / p< 0,05*	

Anmerkungen:
 n) = Fallzahl
 1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert
 2) = Pillai-Spur
 3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert,

Tabelle 5: Analyse des Nebenzielkriterium „Single-legged-hop“ Tests im prozentualen Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode

population von der ersten zur dritten und von der dritten zur vierten Nachuntersuchung ($p < 0,05$). Es tritt die Hypothese **N-H₁₋₃₋₂** ein. Die erzielte relative Sprungweite beim „Single-legged-hop“ Test ist bei beiden Treatmentgruppen über den Zeitraum der gesamten Untersuchung signifikant verändert .

Die unterschiedliche Wirkung der beiden Operationstechniken, die über den Interaktionseffekt ermittelt werden, zeigen keine gruppenspezifischen Verläufe bei den erzielten Sprungweiten. Die Tabelle 5 weist keinen signifikanten p-Wert von $p = 0,873$ bei einem F-Wert von $F = 0,136$ auf. Folglich tritt die Hypothese **N-H₁₋₂₋₃** ein. Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der erzielten relativen Sprungweite beim „Single-legged-hop“ Test sind über den Untersuchungszeitraum vergleichbar. Dies bedeutet, dass kein Verfahren dem anderen als überlegen zu bewerten ist.

15.2.4. Nebenzielkriterium: „Innenrotationskraft“ Test

Wie schon zuvor, erfolgt auch bei diesem Parameter zunächst eine rein deskriptive Analyse des gesamten Studienverlaufes. Es fällt hierbei auf, dass sich die präoperativ erhobenen Werte deutlich zu Gunsten der Patellar-sehnengruppe unterscheiden ($100,96 \pm 31,51$ und $89,38 \pm 28,48$ vgl. Tab. 6). Im weiteren postoperativen Studienverlauf ver-schiebt sich dieses Verhältnis leicht. Während die post-operativen Mittelwerte der Hamstringgruppe kontinuierlich steigen, verbleiben die Mittelwerte der Patellar-sehnengruppe konstant. Eine Verschlechterung

Konfirmatorische Analyse des Nebenzielkriteriums:
"Innenrotationskraft" Test

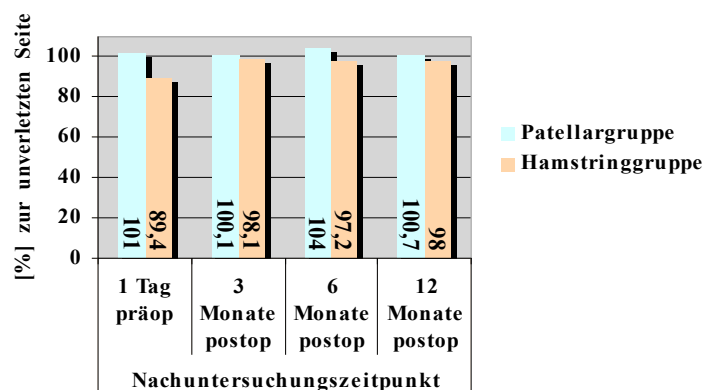


Diagramm 6:
Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Innen-rotationskraft“ Test.

hinsichtlich der Innenrotationskraftwerte ist bei beiden Gruppen jedoch während des Studienverlaufes nicht festzustellen.

Bei der Analyse des Zwischensubjekteffekts ergibt sich dennoch kein signifikanter Gruppenunterschied (vgl. Tab. 6). Die Tabelle 6 zeigt einen p-Wert von $p=0,077$ bei einem F-Wert von $F=3,23$. Aufgrund einer fehlenden Signifikanz im F-Wert kann auf eine post hoc-Überprüfung nach Bonferroni verzichtet werden. Es tritt daher die Hypothese $N-H_{0-4-1}$ ein, d.h. bezüglich des „Innenrotationskraft“ Tests ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

Es können keine signifikanten Veränderungen hinsichtlich der maximalen statischen Innenrotationskraft im Gesamtstudienverlauf mit Hilfe der Auswertung der Pillai-Spur ermittelt werden. Hypothesenkonform kann bei einem p-Wert von $p=0,629$ und einem F-Wert von $F=0,582$ kein Zeiteffekt nachgewiesen werden. Aufgrund des fehlenden signifikanten F-Wertes kann wiederum auf eine post hoc-Überprüfung nach Bonferroni verzichtet werden. Es tritt die Hypothese $N-H_{0-4-2}$ ein. Die Innenrotationskraft verbleibt bei beiden Treatmentgruppen über den Untersuchungszeitraum insgesamt konstant.

Der Interaktionseffekt, welcher die unterschiedliche Wirkung der beiden Operationsverfahren untersucht, zeigt auch bei diesem Test keine gruppen-spezifischen Kraftverläufe. Tabelle 6 zeigt keinen signifikanten p-Wert von $p=0,403$ bei einem F-Wert von $F=0,980$. Folglich tritt die Hypothese $N-H_{1-2-3}$ ein.

Analyse des Nebenzielkriteriums „Innenrotationskraft“ Test						
Messzeitpunkt		1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	Zeitunterschiede ³⁾
Operationsverfahren	n	Arithmetisches Mittel ± Standardabweichung				
	Patellar-sehne	31	100,96±31,51	100,10±18,99	104,03±21,52	
Hamstring-sehnen	31	89,36±28,48	98,09±14,69	97,16±11,09	90,33±7,97	A vs C: -1,28 / 61 / $p=0,205$ A vs D: -1,14 / 61 / $p=0,259$
Gruppenvergleich ³⁾		1,51 / 60 / $p=0,136$	0,465 / 60 / $p=0,643$	1,58 / 60 / $p=0,119$	1,09 / 60 / $p=0,278$	
Varianzanalyse ³⁾	Zeiteffekt ²⁾	0,582 / 3 / $p=0,629$				B vs C: -0,750 / 61 / $p=0,456$
	Operationsverfahren:	3,23 / 1 / $p=0,077$				B vs D: -0,167 / 61 / $p=0,868$
	Interaktionseffekt:	0,980 / 3 / $p=0,403$				C vs D: 0,589 / 61 / $p=0,558$

Anmerkungen:

n) = Fallzahl

1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert

2) = Pillai-Spur

3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert,

Tabelle 6:

Analyse des Nebenzielkriteriums „Innenrotationskraft“ der Beugemuskulatur im prozentualen Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode

Konkret zeigt sich keine signifikante Überlegenheit innerhalb der einen oder der anderen Gruppen.

15.2.5 Nebenzielkriterium: „Isokinetischer Test der Streckmuskulatur“

Wie auch bei den Parametern zuvor, erfolgt auch bei diesem Parameter zunächst die deskriptive Analyse des gesamten Studienverlaufes. Es fällt hier erneut auf, dass die relativen Maximalkraftmittelwerte der Streck-

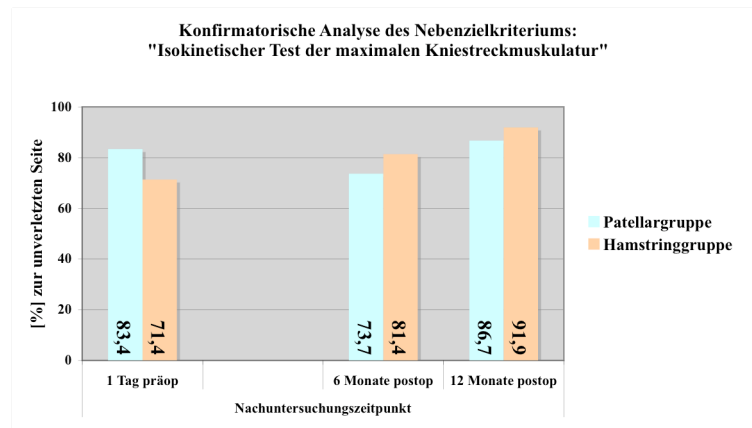


Diagramm 7:
Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Isokinetischer Test der Kniestreckmuskulatur“.

muskulatur, gemessen in Prozent zu der Gegenseite, schon präoperativ bei beiden Treatmentgruppen deutlich unterschiedlich ist ($83,43 \pm 44,43$ und $71,39 \pm 25,27$, vgl. Tab. 7). Der präoperativ ermittelte Kraftmittelwert der Patellarsehnengruppe liegt deutlich höher. Im postoperativen Verlauf dreht sich dieses Verhältnis jedoch. Ein Jahr postoperativ weist die Hamstringsehnengruppe einen höheren Kraftmittelwert hinsichtlich der maximalen Kniestreckerkraftwerte auf.

Bei der Analyse des Zwischensubjekteffekts ergibt sich jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen (vgl. Tab. 7). Ergänzend zu Diagramm 7 zeigt Tabelle 7 einen p-Wert von $p = 0,944$ und einem F-Wert von $F = 0,0005$. Aufgrund der fehlenden Signifikanz wird auf eine post hoc-Überprüfung nach Bonferroni verzichtet. Es tritt daher die Hypothese $N-H_{0.5-2}$ ein, d.h. hinsichtlich der maximalen isokinetischen relativen Kraft der Kniestreckmuskulatur ist insgesamt bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied

erkennbar. Dies bedeutet jedoch nicht, dass beide Operationsverfahren als gleichwertig anzusehen sind.

Eine signifikante Verbesserung der prozentualen Kniestreckerkraft im Gesamtstudienverlauf zeigt die Auswertung der Pillai-Spur. Es kann hypothesenkonform bei einem p-Wert von $p=0,001$ und einem F-Wert von $F=15,77$ ein Zeiteffekt ($p < 0,05$) nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass im postoperativen Zeitverlauf der überprüfte Parameter „Intramuskuläre Koordination des M. quadriceps“ für beide Operationstechniken zusammengenommen signifikant ansteigend ist. Die aufgrund der Signifikanz durchgeführte post hoc-Überprüfung nach Bonferroni ergibt signifikante Verbesserungen der Gesamtpopulation von der ersten zur dritten und von der dritten zur vierten Nachuntersuchung ($p < 0,05$). Es tritt die Hypothese **N-H₁₋₃₋₂** ein. Die maximale isokinetische Kraft der Kniestreckmuskulatur ist über den gesamten Zeitraum der Untersuchung signifikant verändert (vergrößert).

Die Wirkung der zwei Techniken wird über den Interaktionseffekt ermittelt. In der Addition zu dem in Diagramm 7 ersichtlichen postoperativen Gruppenunterschied, zeigt die Tabelle 7 einen signifikanten p-Wert von $p=0,034$ bei einem F-Wert von $F=3,48$. Folglich tritt die Hypothese **N-H₁₋₅₋₃** ein. Die

Kurvenverläufe der beiden Treatmentgruppen sind hinsichtlich der isokinetischen Kraft der Kniestreckmuskulatur signifikant unterschiedlich. Da das präoperative Ausgangsniveau innerhalb beider Treatmentgruppen unterschiedlich ist (vgl. Diagramm 7), kann eine unterschiedliche Wirkung der

Analyse des Nebenzielkriteriums „isokinetischer Test der Kniestreckmuskulatur“							
Messzeitpunkt			1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	
Operationsverfahren		n	Arithmetisches Mittel ± Standardabweichung				Zeitunterschiede ³⁾
	Patellarsehne	31	83,44±44,42		73,64±16,85	86,67±10,49	
	Hamstringsehnen	31	71,39±25,27		81,35±24,50	91,90±12,82	
Gruppenvergleich ³⁾			1,31 / 60 / p= 0,195		1,44 / 60 / p= 0,154	1,76 / 60 / p= 0,084	A vs B: A vs C: -0,02 / 61 / p= 0,986 A vs D: -2,45 / 61 / p= 0,002
Varianzanalyse ¹⁾	Zeiteffekt ²⁾		15,77 / 2 / p< 0,001***				B vs C:
	Operationsverfahren:		0,005 / 1 / p= 0,944				B vs D:
	Interaktionseffekt:		3,48 / 2 / p= 0,034				C vs D: -5,52 / 61 / p< 0,05*

Anmerkungen:

n) = Fallzahl

1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert

2) = Pillai-Spur

3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert,

Tabelle 7:
Analyse des Nebenzielkriteriums isokinetischer Test der Streckmuskulatur im prozentualen Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode

angewendeten Verfahren nur über einen signifikanten Interaktionseffekt nachgewiesen werden. In der Tat zeigt der p-Wert von $p=0,034$ die Überlegenheit eines der beiden Verfahren. Dies heißt konkret, dass sich im Verlauf der Studie eine signifikante Überlegenheit der Hamstringsehngengruppe zeigt.

15.2.6 Nebenzielkriterium: „Isokinetischer Test der Beugemuskulatur“

Die optische Analyse der relativen Maximalkraft der Kniebeugemuskulatur weist präoperativ wieder einen deutlich höheren Kraftmittelwert innerhalb der Patellargruppe auf ($92,28 \pm 32,99$ vs. $80,66 \pm 23,23$, vgl. Tab. 8). Die Kraftmittelwerte von beiden Versuchs-

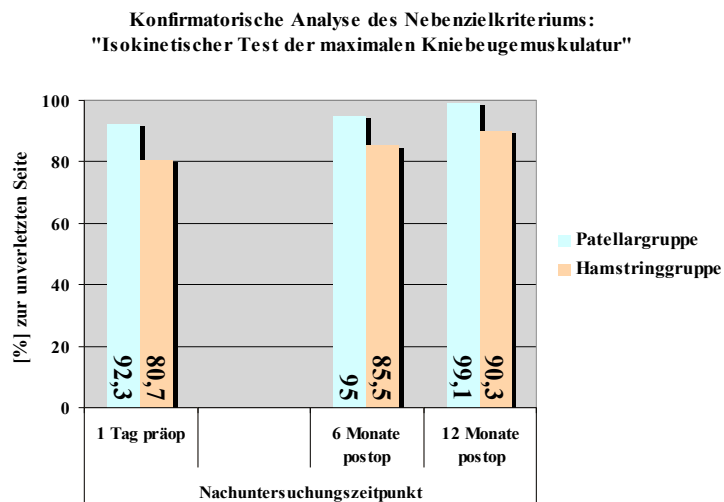


Diagramm 8:
Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Isokinetischer Test der Kniebeugemuskulatur“.

gruppen steigen bis zum Ende der Untersuchung progressiv an.

Dies belegen auch die Resultate der Varianzanalyse. Die Analyse des Zwischensubjekteffekts zeigt in Ergänzung einen signifikanten Gruppenunterschied bei einem p-Wert von $p=0,009$ und einem F-Wert von $F=7,257$. Die aufgrund des signifikanten Wertes alternativ durchgeführten adjustierten t-Tests im Sinne einer post hoc-Überprüfung nach Bonferroni ($p > 0,05$) ergeben, dass bei den postoperativen Untersuchungen signifikant unterschiedliche Kraftmittelwerte bei beiden Treatmentgruppen nachweisbar sind (vgl. Tab. 8). Innerhalb der Hamstringsehngengruppe können post hoc über den gesamten postoperativen Studienverlauf signifikant geringere Kraftwerte der

Beugemuskulatur nachgewiesen werden ($p < 0,05$). Es trifft daher die Hypothese **N-H₁₋₆₋₁** zu, d.h. hinsichtlich der maximalen isokinetischen relativen Kraft der Kniebeugemuskulatur ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

Eine Steigerung der maximalen Kraft der Beinbeugemuskulatur innerhalb der Gesamtpopulation zeigt die Auswertung der Pillai-Spur. Der Zeiteffekt kann wiederum hypothesenkonform bei einem p-Wert von $p = 0,002$ und einem F-Wert von $F = 4,17$ nachgewiesen werden. Die durchgeführte post hoc-Überprüfung nach Bonferroni bezüglich signifikanter Veränderungen des Outcomes von einem zum anderen Untersuchungszeitpunkt ergeben signifikante Verbesserungen der Gesamtpopulation von der ersten zur vierten und von der dritten zur vierten Nachuntersuchung ($p < 0,05$). Es tritt die Hypothese **N-H₁₋₆₋₂** ein. Die maximale Kraft der Kniebeugemuskulatur ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum insgesamt signifikant verändert.

Wiederum zeigt sich ein nicht signifikanter Interaktionseffekt bei einem p-Wert von $p = 0,8971$ bei einem F-Wert von $F = 0,109$. Daher tritt die Hypothese **N-H₀₋₅₋₃** ein. Konkret ist keine

Gruppe der anderen als überlegen anzusehen. Die Kurvenverläufe der beiden Treatmentgruppen unterscheiden sich bezüglich der max. isokinetischen Kraft der Kniebeugemuskulatur über den gesamten Zeitraum der Untersuchung nicht. Keines der beiden Operationsverfahren ist dem anderen überlegen.

Analyse des Nebenzieldkriteriums „isokinetischer Test der Kniebeugemuskulatur“								
Messzeitpunkt		1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	Zeitunterschiede ³⁾		
Operationsverfahren	n	Arithmetisches Mittel ± Standardabweichung					A vs B: A vs C: -1,06 / 61 / $p = 0,292$ A vs D: -2,27 / 61 / $p = 0,027$	
	Patellarsehne	31	92,28±32,99		94,99±19,96			99,14±15,95
	Hamstringsehnen	31	80,66±23,23		85,45±12,33			90,33±7,97
Gruppenvergleich ³⁾		1,31 / 60 / $p = 0,195$		1,44 / 60 / $p = 0,154$	1,76 / 60 / $p = 0,084$	B vs C: B vs D: C vs D: -2,48 / 61 / $p = 0,016$		
Varianzanalyse ¹⁾	Zeiteffekt ²⁾	4,17 / 2 / $p < 0,020$						
	Operationsverfahren:	7,257 / 1 / $p = 0,009$						
	Interaktionseffekt:	0,109 / 2 / $p = 0,897$						

- Anmerkungen:
 n) = Fallzahl
 1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert
 2) = Pillai-Spur
 3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert,

Tabelle 8:
Analyse des Nebenzieldkriteriums „isokinetischer Test der Beugemuskulatur“ im prozentualen Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein.

15.3 Scoring-Systeme

15.3.1 Nebenzielkriterium „Lysholm-Score“

Die deskriptive Auswertung dieses ersten Scoring-Systems erbringt, wie auch bei den meisten anderen Parametern zuvor, ein vergleichbares Ausgangsniveau zwischen beiden Treatmentgruppen. Zu allen drei weiteren postoperativen Untersuchungszeitpunkten erfolgt

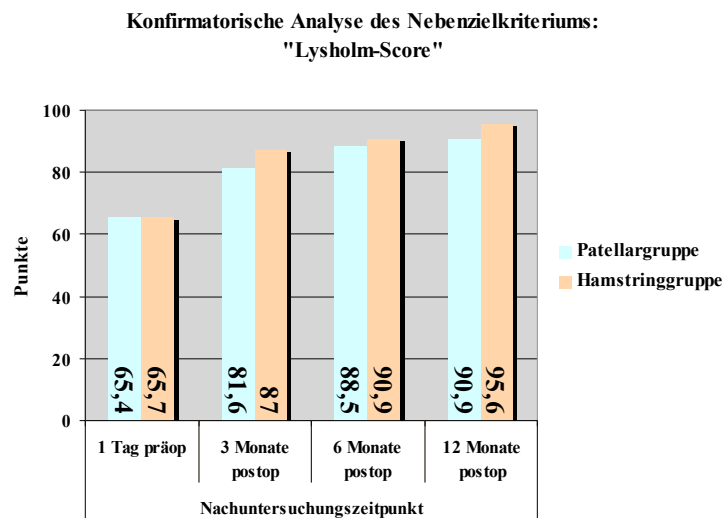


Diagramm 9:
Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Lysholm-Score“.

bei den Gruppen eine progressive Verbesserung des subjektiven Operationserfolges.

Bei der Analyse des Zwischensubjekteffekts ergibt sich bei einem p-Wert von $p=0,081$ und einem F-Wert von $F=3,153$ kein signifikanter Gruppenunterschied (vgl. Tab. 9). Aufgrund der fehlenden Signifikanz wird erneut auf eine post hoc-Überprüfung nach Bonferroni verzichtet. Es tritt daher die Hypothese $N-H_{0-7-1}$ ein, d.h. hinsichtlich des Gesamtergebnisses des „Lysholm-Scores“ ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

Aufgrund der progressiven Steigerung über den gesamten Untersuchungszeitraum kann innerhalb der Gesamtpopulation jedoch insgesamt eine signifikante Verbesserung des „Lysholm-Scores“ mit Hilfe der Auswertung der Pillai-Spur ermittelt werden. Hypothesenkonform kann bei einem p-Wert von $p < 0,005$ und einem F-Wert von $F=55,085$ ein Zeiteffekt nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass im postoperativen Verlauf das Ergebnis des Scores bei beiden Gruppen insgesamt signifikant ansteigt. Die post hoc-Überprüfung nach Bonferroni ergibt signifikante Verbesserungen der Gesamtpopulation zu allen

postoperativen Zeitpunkten ($p < 0,05$) (vgl. Tab. 9). Es tritt daher die Hypothese $N-H_{1-7-2}$ ein. Das Gesamtergebnis des „Lysholm-Scores“ ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

Mit Hilfe des Interaktionseffektes, der die unterschiedliche Wirkung der beiden Operationsverfahren überprüft, können keine spezifischen Kurvenverläufe mittels ermittelt werden.

Die Tabelle 9 zeigt keine Signifikanz bei einem p-Wert von $p = 0,5444$ und einem F-Wert von $F = 0,715$. Folglich tritt die Hypothese $N-H_{0-7-3}$ ein. Insgesamt ist keine Gruppe der anderen überlegen. Die Kurvenverläufe der beiden Treatmentgruppen sind vergleichbar.

Analyse des Nebenzielkriteriums „Lysholm Score“							
Messzeitpunkt		1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	Zeitunterschiede ³⁾	
Operationsverfahren	n	Arithmetisches Mittel \pm Standardabweichung					
	Patellarsehne	31	65,35 \pm 18,45	81,58 \pm 10,95	88,45 \pm 7,56		90,87 \pm 10,15
	Hamstringsehnen	31	65,74 \pm 17,38	87,03 \pm 11,53	90,87 \pm 6,24		95,61 \pm 3,52
Gruppenvergleich ³⁾		0,085 / 60 / $p = 0,933$	1,908 / 60 / $p = 0,061$	1,374 / 60 / $p = 0,175$	2,457 / 60 / $p = 0,017$	A vs B: -7,179 / 61 / $p < 0,05^*$ A vs C: -10,381 / 61 / $p < 0,05^*$ A vs D: -12,239 / 61 / $p < 0,05^*$	
Varianzanalyse ¹⁾	Zeiteffekt ²⁾	55,085 / 3 / $p < 0,01^{**}$				B vs C: -4,020 / 61 / $p < 0,05^*$	
	Operationsverfahren:	3,153 / 1 / $p = 0,081$				B vs D: -5,786 / 61 / $p < 0,05^*$	
	Interaktionseffekt:	0,715 / 3 / $p = 0,544$				C vs D: -4,224 / 61 / $p < 0,05^*$	

Anmerkungen:
 n) = Fallzahl
 1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert
 2) = Pillai-Spur
 3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert,

Tabelle 9:
Analyse des Nebenzielkriteriums Lysholm-Score im Vergleich nach Testzeitpunkt und Operationsmethode

15.3.2 Nebenzielkriterium: „Tegner-Activity-Score“

Der Gesamtverlauf des „Tegner-Activity-Scores“ ist vergleichbar mit dem zuvor beschriebenen „Lysholm-Score“. Ausgehend von einem nahezu identischen Ausgangsniveau beider Treatmentgruppen, ist bei der ersten Nachuntersuchung eine Verringerung des mittleren objektiven Aktivitätsniveaus feststellbar. Zu den folgenden Nachuntersuchungen steigt jedoch der Level der Aktivität bei beiden Gruppen progressiv an, so dass ein Jahr postoperativ die Mittelwerte der Aktivität weit über denen der ersten präoperativen Untersuchung liegen (vgl. Diagramm 10). Bei allen Untersuchungen liegt der Mittelwert der Hamstringsehnenengruppe über dem der Patellarsehnenengruppe.

Bei der Analyse des Zwischensubjekteffekts ergibt sich zum wiederholten Male kein signifikanter Gruppenunterschied (vgl. Tab. 10). Ergänzend zu Diagramm 10 zeigt die Tabelle 10 einen p-Wert von $p=0,317$ und einem F-Wert von $F=3,391$. Aufgrund der fehlenden

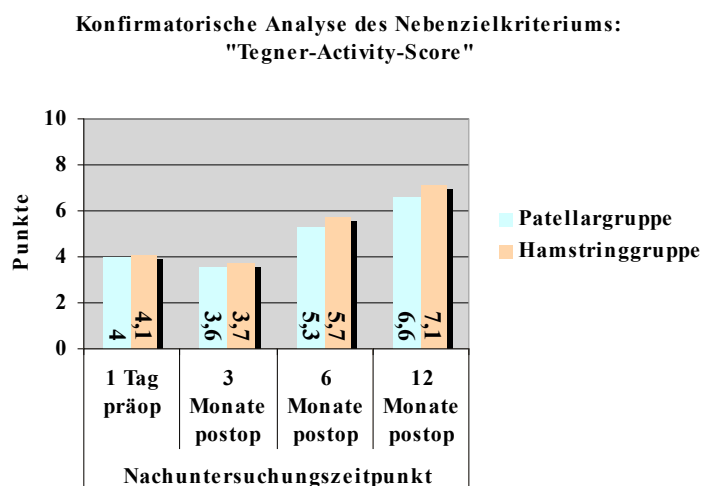


Diagramm 10:
Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Tegner-Activity-Score“.

Signifikanz wurde, wie auch in den vergleichbaren Analysen zuvor, auf eine post hoc-Überprüfung nach Bonferroni verzichtet. Es tritt daher die Hypothese **N-H₀₋₈₋₁** ein. Hinsichtlich des Ergebnisses des „Tegner-Activity-Scores“ ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar. Dies zeigt jedoch nicht die Gleichwertigkeit beider Operationsverfahren.

Die erste optische Analyse von Diagramm 10 wird durch die Auswertung der Pillai-Spur bestätigt. Es kann hypothesenkonform bei einem p-Wert von $p < 0,005$ und einem errechneten F-Wert von $F=95,501$ ein Zeiteffekt nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass im postoperativen Zeitverlauf das Gesamtergebnis dieses Scores bei beiden Gruppen insgesamt signifikant ansteigt. Die durchgeführte post hoc-Überprüfung nach Bonferroni ergibt signifikante Verbesserungen der Gesamtpopulation zu allen Untersuchungszeitpunkten ($p < 0,05$) (vgl. Tab. 10), mit Ausnahme von der ersten zur zweiten Kontrolluntersuchung. Es tritt die Hypothese **N-H₁₋₈₋₂** ein. Das Ergebnis des „Tegner-Activity-Scores“ ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum insgesamt signifikant verändert.

Mit Hilfe des Interaktionseffektes, der eine unterschiedliche Wirkung der beiden Operationsverfahren ermittelt, können erneut keine gruppenspezifischen Entwicklungen des Aktivitätsniveaus mit Hilfe eines signifikanten Interaktionseffektes ermittelt werden. Die Tabelle 10 zeigt keine Signifikanz bei

einem p-Wert von $p=0,572$ und einem F-Wert von $F=0,404$. Folglich tritt die Hypothese $N-H_0$ 7.3 ein. Die Ergebnisse beider Treatmentgruppen sind bezüglich des „Tegner-Activity-Scores“ über den gesamten Studienverlauf vergleichbar. Keine der Gruppen ist der anderen überlegen.

Analyse des Nebenzielkriteriums „Tegner-activity Score“							
Messzeitpunkt		1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	Zeitunterschiede ³⁾	
Operationsverfahren	n	Arithmetisches Mittel ± Standardabweichung					
	Patellarsehne	31	4,00±1,77	3,61±0,92	5,32±1,54		6,61±1,49
	Hamstringsehnen	31	4,07±1,87	3,68±0,79	5,68±1,35		7,06±1,12
Gruppenvergleich ³⁾		0,139 / 60 / $p=0,890$	0,296 / 60 / $p=0,768$	0,966 / 60 / $p=0,338$	1,343 / 60 / $p=0,184$	A vs B: 1,672 / 61 / $p=0,100$ A vs C: -5,479 / 61 / $p<0,05^*$ A vs D: -10,836 / 61 / $p<0,05^*$	
Varianzanalyse ³⁾	Zeiteffekt ²⁾	95,501 / 3 / $p<0,005^*$				B vs C: -9,865 / 61 / $p<0,05^*$	
	Operationsverfahren:	3,391 / 1 / $p=0,317$				B vs D: -16,987 / 61 / $p<0,05^*$	
	Interaktionseffekt:	0,404 / 3 / $p=0,572$				C vs D: -7,783 / 61 / $p<0,05^*$	

Anmerkungen:

- n) = Fallzahl
- 1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert
- 2) = Pillai-Spur
- 3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert,

Tabelle 10:
Analyse des Nebenzielkriteriums „Tegner-Activity-Score“ im Vergleich nach Testzeitpunkt und Operationsmethode

15.3.3 Nebenzielkriterium: „Schweiger-Score“

Die rein deskriptive Auswertung dieses Scoring-Systems erbringt wie bei den beiden Scores zuvor ein vergleichbares Ausgangsniveau beider Treatmentgruppen. Infolge der anscheinend operativ bedingten Reduktion der Aktivität zur ersten postoperativen Kontrolle, erfolgt im weiteren Verlauf bei beiden Gruppen jeweils eine progressive Steigerung der Aktivität. Hierbei ist die jeweilige Verbesserung innerhalb der

Konfirmatorische Analyse des Nebenzielkriteriums: „Schweiger-Score“

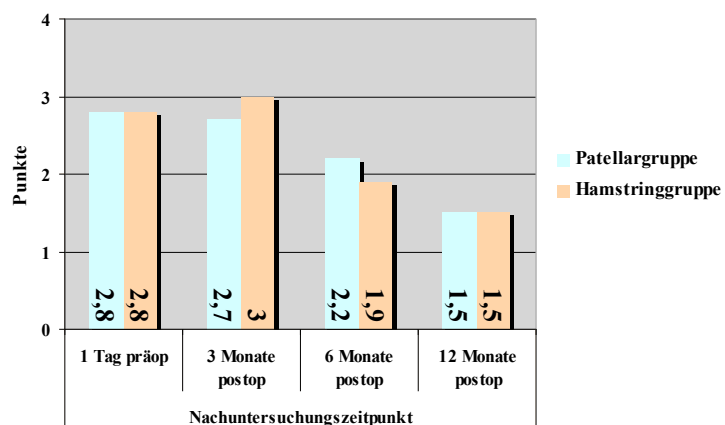


Diagramm 11:
Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Schweiger-Score“.

Patellarsehnengruppe zu den jeweiligen postoperativen Zeitpunkten deutlicher. Bei der Analyse des Zwischensubjekteffekts ergibt sich bei einem p-Wert von $p= 0,864$ und einem F-Wert von $F= 0,0301$ zum wiederholten Male kein signifikanter Gruppenunterschied (vgl. Tab. 11). Aufgrund der fehlenden Signifikanz wurde daher auch beim Schweiger-Score auf eine post hoc-Überprüfung nach Bonferroni verzichtet. Es tritt daher die Hypothese **N-H_{0.9-1}** ein. Hinsichtlich des Ergebnisses des „Schweiger-Scores“ ist bezüglich beider Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

Es kann durch die Auswertung der Pillai-Spur die erste optische Analyse der Abbildung bestätigt werden. Hypothesenkonform kann bei einem p-Wert von $p< 0,005$ und einem F-Wert von $F= 40,403$ ein Zeiteffekt nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass sich im postoperativen Zeitverlauf das Ergebnis dieses Scores innerhalb der Gesamtpopulation insgesamt signifikant verändert. Die aufgrund der vorliegenden Signifikanz durchgeführte post hoc-Überprüfung nach Bonferroni ergibt signifikante Verringerungen des Scores innerhalb der Gesamtpopulation zu allen Untersuchungszeitpunkten ($p< 0,05$) (vgl. Tab. 11), mit Ausnahme vom ersten zum zweiten Untersuchungen. Es tritt die Hypothese **N-H_{1.9-2}** ein, d.h. der „Schweiger-Score“ ist innerhalb der Gesamtpopulation über den gesamten Zeitraum der Untersuchung signifikant verändert. Bei einem p-Wert von $p= 0,121$ und

einem F-Wert von $F= 1,964$ können mit Hilfe des Interaktionseffektes, der die unterschiedliche Wirkung der beiden Verfahren analysiert, wieder keine gruppen-spezifischen Entwicklungen ermittelt werden. Folglich tritt die Hypothese **N-H_{0.9-3}** ein. Die Kurvenverläufe der

Analyse des Nebenzieldkriteriums „Schweiger Score“							
Messzeitpunkt		1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	Zeitunterschiede ³⁾	
Operationsverfahren	n	Arithmetisches Mittel ± Standardabweichung					
	Patellar-sehne	31	2,83±0,68	2,74±0,63	2,23±0,72		1,48±0,63
	Hamstring-sehnen	31	2,77±0,81	2,97±0,31	1,90±1,04		1,55±1,17
Gruppenvergleich ³⁾		0,339 / 60 / p= 0,736	1,784 / 60 / p= 0,080	1,418 / 60 / p= 0,161	0,269 / 60 / p= 0,789	A vs B: -0,455 / 61 / p= 0,651 A vs C: 6,335 / 61 / p< 0,05* A vs D: 9,569 / 61 / p< 0,05*	
Varianzanalyse ¹⁾	Zeiteffekt ²⁾	40,403 / 3 / p<0,005*				B vs C: 6,479 / 61 / p< 0,05*	
	Operationsverfahren:	0,030 / 1 / p= 0,864				B vs D: 10,821 / 61 / p< 0,05*	
	Interaktionseffekt:	1,964 / 3 / p= 0,121				C vs D: 5,518 / 61 / p< 0,05*	

- Anmerkungen:
 n) = Fallzahl
 1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert
 2) = Pillai-Spur
 3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert.

Tabelle 11:
Analyse des Nebenzieldkriteriums „Schweiger-Score“ im Vergleich nach Testzeitpunkt und Operationsmethode

beiden Treatmentgruppen bezüglich des Ergebnisses des „Schweiger-Scores“ sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

15.3.4 Nebenzielkriterium: „IKDC-Score“

In diesem Score war die präoperative Beurteilung beider Gruppen vergleichbar (vgl. Tab. 12). Jeweils über 90% der Patienten beurteilten die Funktion ihres Kniegelenks als unzureichend oder schlecht.

IKDC-Score: Gesamtergebnis ein Jahr postoperativ					
		1 Tag präop.	3 Monate postop.	6 Monate postop.	12 Monate postop.
Patellar- sehnen- gruppe (BPT) N= 32	A	N= 1 (3,2%)	N= 2 (6,5%)	N= 4 (12,9%)	N= 14 (45,2%)
	B	N= 0	N= 7 (22,6%)	N= 0 (32,3%)	N= 10 (32,3%)
	C	N= 18 (58,1%)	N= 16 (51,6%)	N= 14 (45,2%)	N= 6 (19,4%)
	D	N= 12 (38,8%)	N= 6 (19,4%)	N= 3 (9,7%)	N= 1 (3,2%)
Hamstring- sehnen- gruppe (ST/G) N= 32	A	N= 1 (3,2%)	N= 1 (3,2%)	N= 3 (9,7%)	N= 14 (45,2%)
	B	N= 1 (3,2%)	N= 10 (32,3%)	N= 18 (58,1%)	N= 16 (51,6%)
	C	N= 15 (48,8%)	N= 12 (38,7%)	N= 9 (29,0%)	N= 0
	D	N= 14 (45,2%)	N= 8 (25,8%)	N= 1 (3,2%)	N= 1 (3,2%)

Tabelle 12:
Analyse des Nebenzielkriteriums „IKDC-Score“ im Vergleich.

Auch die Verteilung innerhalb der vier Kategorien war zu dem Zeitpunkt der Eingangsuntersuchung vergleichbar. Innerhalb beider Gruppen war im weiteren Verlauf der Untersuchung eine progressive Verbesserung des Scoreergebnisses feststellbar. Zur ersten Nachuntersuchung war die Anzahl der Patienten, welche eine gute oder sehr gute Funktion des Kniegelenks aufwiesen, in etwa gleich hoch. Jedoch 6 Monate postoperativ konnten insgesamt 21,6% mehr der Patienten, die mit einem Hamstringtransplantat versorgt wurden, den Kategorien A oder B zugeordnet werden, als in der Patellarsehnen-Gruppe. Es zeigt sich kurzfristig ein deutlich subjektiver Trend zu Gunsten des Hamstringsehnentransplantates. Auch ein Jahr postoperativ setzt sich dieser Trend fort. Während innerhalb der Hamstringsehnengruppe nur noch ein Patient (3,2 %) den Kategorien C oder D zugeordnet werden können, sind dieses innerhalb der anderen Gruppe immerhin noch bei 7 Patienten der Fall (22,6 %).

15.4 Klinische Testmethoden

15.4.1 Hauptzielkriterium: „KT 1000 Arthrometer“ Test

An dieser Stelle erfolgt nun die Auswertung des dritten und somit letzten Hauptzielkriteriums, die instrumentelle Kniestabilitätsmessung mit Hilfe des „KT 1000“ Tests. Auch bei diesem Messparameter sind präoperativ bei beiden Gruppen vergleichbare

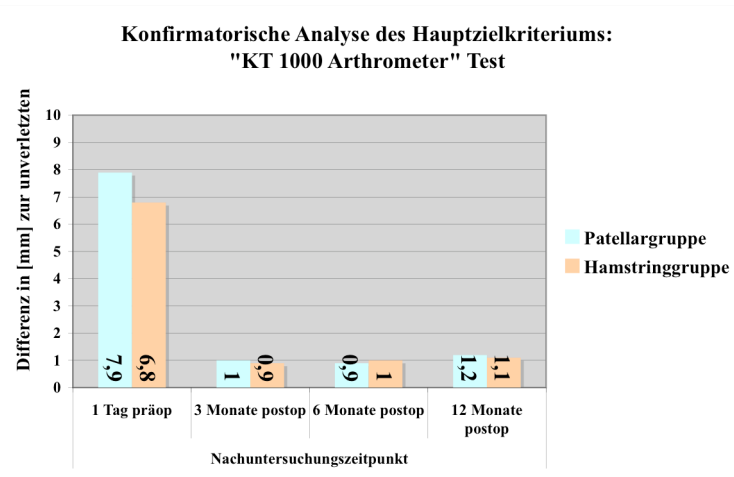


Diagramm 12:
Graphischer Verlauf des Hauptzielkriteriums „KT 1000 Arthrometer“ Test.

Ausgangswerte feststellbar. Infolge der operativen Stabilisation der „a.p.-Instabilität“ ist postoperativ bei beiden Gruppen eine sofortige deutliche Reduktion der Instabilität zu erkennen. Die evaluierten „KT 1000“ Testwerte sind bei beiden Treatmentgruppen zu allen drei postoperativen Untersuchungen vergleichbar und verbleiben über den gesamten postoperativen Zeitraum kontinuierlich stabil.

Diese erste optische Analyse der Grafik wird auch durch die Ergebnisse der zweifaktoriellen Varianzanalyse statistisch bestätigt. Abermals zeigt der Zwischensubjekteffekt keinen signifikanten Gruppenunterschied zwischen den beiden Gruppen. Ergänzend zu Diagramm 12 zeigt die Tabelle 13 einen p-Wert von $p = 0,148$ und einem F-Wert von $F = 2,143$. Daher kann auf eine post hoc-Überprüfung nach Bonferroni verzichtet werden. Es tritt die Hypothese $H-H_{0-10-1}$ ein. Hinsichtlich des Ergebnisses der instrumentell assistierten Messung der anterioren-posterioren Kniestabilität ist zwischen beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar. Dies bedeutet jedoch nicht, dass beide Operationsverfahren als gleichwertig anzusehen sind.

Eine signifikante Veränderung der a.-p. Translation beider Gruppen zusammen zeigt die Auswertung der Pillai-Spur. Es kann hypothesenkonform ein signifikanter Zeiteffekt bei einem p-Wert von $p < 0,005$ und einem F-Wert von $F = 121,181$ nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass im postoperativen Verlauf

ein positiver Operationseffekt festgestellt werden kann. Die aufgrund der vorliegenden Signifikanz durchgeführten post hoc Tests nach Bonferroni ergeben eine signifikante Reduktion von der ersten zur zweiten, der ersten zur dritten und der ersten zur vierten Untersuchung ($p < 0,0017$). Es tritt die Hypothese $H-H_{1-10-2}$ ein. Das Ergebnis der instrumentell assistierten Messung der anterioren-posterioren Kniestabilität ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

Mit Hilfe des Interaktionseffektes, der die unterschiedliche Wirkung der beiden Operationsverfahren untersucht, können zum wiederholten Male keine gruppenspezifischen Verläufe mit Hilfe eines signifikanten Interaktionseffektes ermittelt werden. Die Tabelle 13 zeigt keine Signifikanz bei einem p-Wert von $p = 0,119$ und einem F-Wert von $F = 1,977$. Folglich tritt die Hypothese $H-H_{0-10-3}$ ein. Die bedeutet konkret, dass keine der beiden Treatmentgruppen der jeweils anderen überlegen ist.

Analyse des Hauptzielkriteriums „KT 1000 Arthrometer“ Test							
Messzeitpunkt		1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	Zeitunterschiede ³⁾	
Operationsverfahren	n	Arithmetisches Mittel ± Standardabweichung					
	Patellarsehne	31	7,83±2,72	1,00±0,89	0,94±0,85		1,16±0,89
	Hamstringsehnen	31	6,81±2,27	0,90±0,75	1,00±0,73		1,06±0,81
Gruppenvergleich ³⁾		1,621 / 60 / $p = 0,110$	0,463 / 60 / $p = 0,645$	0,320 / 60 / $p = 0,750$	0,445 / 60 / $p = 0,658$	A vs B: 19,153 / 61 / $p < 0,05^*$ A vs C: 18,38 / 61 / $p < 0,05^*$ A vs D: 17,84 / 61 / $p < 0,05^*$	
Varianzanalyse ¹⁾	Zeiteffekt ²⁾	121,181 / 3 / $p < 0,005^*$				B vs C: -0,148 / 61 / $p = 0,883$	
	Operationsverfahren:	2,143 / 1 / $p = 0,148$				B vs D: -1,345 / 61 / $p = 0,184$	
	Interaktionseffekt:	1,977 / 3 / $p = 0,119$				C vs D: -1,586 / 61 / $p = 0,118$	

Anmerkungen:

- n) = Fallzahl
- 1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert
- 2) = Pillai-Spur
- 3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert,

Tabelle 13:
Analyse des Hauptzielkriteriums „KT 1000 Arthrometer Test“ in Millimetern im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode

15.4.2 Nebenzielkriterium: „Lachman“ Test

Schon die deskriptive Auswertung dieses Stabilitätstests erbringt durchaus vergleichbare Ergebnisse wie die des dritten Hauptzielkriteriums. Präoperativ unterscheiden sich die Ausgangswerte beider Treatmentgruppen voneinander. Jedoch erfolgt postoperativ über den

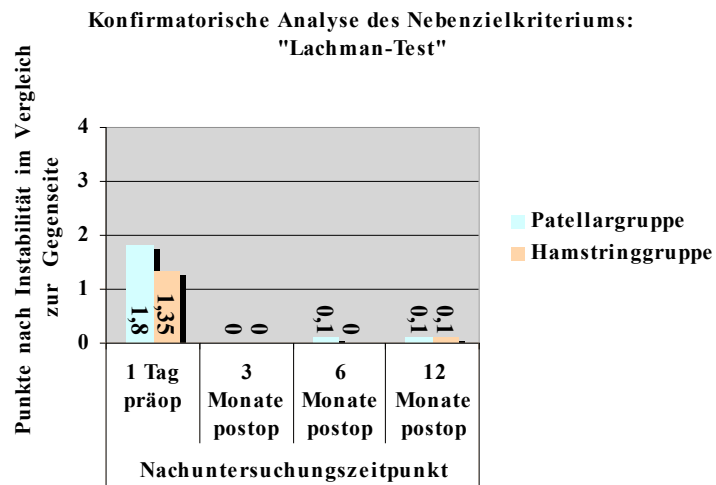


Diagramm 13:
Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Lachman“ Test.

gesamten Untersuchungszeitraum eine operativ bedingte Reduktion der manuell ausgelösten Translation. Die Stabilitätswerte der beiden Gruppen verbleiben zu allen drei postoperativen Untersuchungen konstant stabil.

Bei der Analyse des Zwischensubjekteffekts ergibt sich bei einem p-Wert von $p = 0,864$ und einem F-Wert von $F = 0,0301$ aufgrund der operativen Stabilisation der vorderen Schublade zwischen den beiden Gruppen kein signifikanter Unterschied (vgl. Tab. 14). Aufgrund der fehlenden Signifikanz wird, wie auch zuvor, auf eine post hoc-Überprüfung verzichtet. Es tritt daher die Hypothese $N-H_{0-11-1}$ ein. Hinsichtlich des Ergebnisses des „Lachman“ Test ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

Die erste optische Analyse des Diagramms 13 wird auch durch die Auswertung der Pillai-Spur bestätigt. Hypothesenkonform kann bei einem p-Wert von $p < 0,005$ und einem F-Wert von $F = 194,46$ ein Zeiteffekt nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass sich im postoperativen Zeitverlauf die vordere Instabilität bei beiden Gruppen insgesamt signifikant verringert. Die aufgrund der vorliegenden Signifikanz durchgeführte post hoc-Überprüfung nach Bonferroni ergibt signifikante Verbesserungen der Gesamtpopulation von der ersten zur zweiten, sowie von der ersten zur dritten und zur letzten Untersuchung ($p <$

0,05) (vgl. Tab. 14). Es tritt die Hypothese **N-H₁₋₁₁₋₂** ein. Das Ergebnis des „Lachman“ Tests ist bei der Population über den gesamten Zeitraum signifikant verändert. Die Auswertung des Interaktionseffekts, der die unterschiedliche Wirkung der beiden Techniken ermittelt, zeigt jedoch hier eine

Analyse des Nebenzieldkriteriums „Lachman Test“							
Messzeitpunkt		1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	Zeitunterschiede ³⁾	
Operationsverfahren	n	Arithmetisches Mittel ± Standardabweichung					
	Patellarsehne	31	1,84±0,52	0,03±0,18	0,09±0,30		0,12±0,34
	Hamstringsehnen	31	1,35±0,49	0,03±0,18	0,03±0,18		0,06±0,25
Gruppenvergleich ³⁾		3,774 / 60 / p< 0,05****	0,00 / 60 / p= 1,000	1,026 / 60 / p= 0,309	0,850 / 60 / p= 0,399	A vs B: 20,88 / 61 / p< 0,05* A vs C: 22,57 / 61 / p< 0,05* A vs D: 20,89 / 61 / p< 0,05*	
Varianzanalyse ³⁾	Zeiteffekt ²⁾	194,46 / 3 / p< 0,05*				B vs C: -1,000 / 61 / p= 0,321	
	Operationsverfahren:	2,143 / 1 / p= 0,148				B vs D: -1,656 / 61 / p= 0,103	
	Interaktionseffekt:	9,121 / 3 / p< 0,05*				C vs D: -1,426 / 61 / p= 0,159	

- Anmerkungen:
 n) = Fallzahl
 1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert
 2) = Pillai-Spur
 3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert,

Tabelle 14:
Analyse des Nebenzieldkriteriums „Lachman Test“ im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode.

gruppenspezifische Entwicklung der beiden Versuchsgruppen. Bei einem p-Wert von $p < 0,05$ und einem F-Wert von $F = 9,121$ (vgl. Tab. 14) tritt die Hypothese **N-H₁₋₁₁₋₃** ein. Die Kurvenverläufe beider Gruppen sind bezüglich des „Lachman“ Tests über den gesamten Zeitraum der Studie signifikant unterschiedlich. Konkret bedeutet dieses, eine Überlegenheit einer der beiden Gruppen.

15.4.3 Nebenzieldkriterium: „a.p.-Translations“ Test

Wie auch schon beim Lachman-Test zuvor, ist bei der deskriptiven Analyse der manuell ausgelösbaren „a.p.-Translation“ optisch eine verstärkte Kniegelenksinstabilität in der Patellarsehnenengruppe zu beobachten. Durch die operativ bedingte Stabilisation der vorderen Instabilität ist bei beiden Gruppen 3 Monate postoperativ eine sofortige Stabilisation der „a.p.-Translationswerte“ zu beobachten. Infolge der operativen Stabilisation der Kniegelenke sind diese Werte innerhalb beider Gruppen über den verbleibenden Untersuchungszeitraum konstant.

Der Zwischensubjekteffekt zeigt einen signifikanten Unterschied bei einem p-Wert von $p = 0,018$ bei einem F-Wert von $F = 5,931$ (vgl. Tab. 15). Die aufgrund des signifikanten F-Wertes alternativ durchgeführten adjustierten t-Tests im Sinne einer post hoc-Überprüfung nach Bonferroni ($p > 0,05$) ergeben, dass nur zum

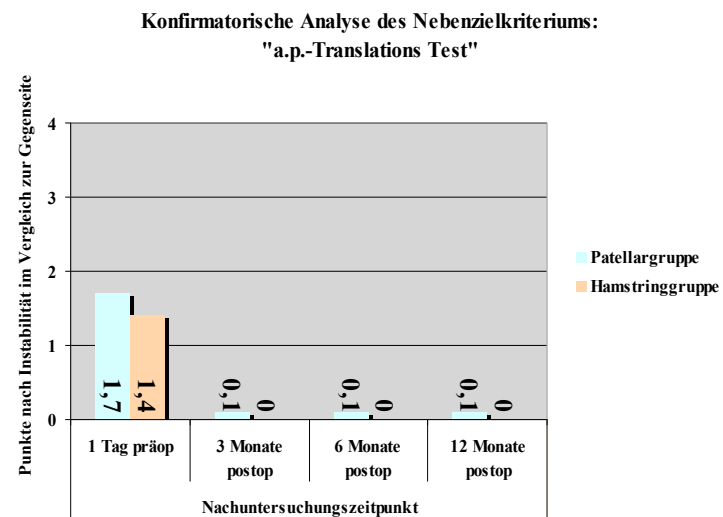


Diagramm 14:
Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „a.p.-Translations“ Test.

ersten der insgesamt vier Untersuchungszeitpunkte signifikant unterschiedliche „a.p.-Translationswerte“ zwischen beiden Treatmentgruppen nachweisbar sind (vgl. Tab. 15). Es tritt die Hypothese $N-H_{1-12-1}$ ein, d.h. hinsichtlich des Ergebnisses des „a.p.-Translations“ Tests ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

Im Gegensatz zum Zwischensubjekteffekt gelangt jedoch die Auswertung der Pillai-Spur zu ähnlichen Werten wie die bei den Stabilitätsparametern zuvor. Erneut kann hypothesenkonform bei einem p-Wert von $p < 0,005$ und einem F-Wert von $F = 0,900$ ein signifikanter Zeiteffekt nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass im postoperativen Zeitverlauf, wie schon bei den beiden ersten Stabilitätstests, ein insgesamt positiver postoperativer Operationseffekt bei beiden Gruppen festgestellt werden kann. Die aufgrund der vorliegenden Signifikanz durchgeführte post hoc-Überprüfung nach Bonferroni bezüglich signifikanter Veränderungen der a.p.-Translation von einem zum anderen Untersuchungszeitpunkt ergibt signifikante Verringerungen von der ersten zur zweiten, der ersten zur dritten und der ersten zur vierten Untersuchung ($p < 0,005$). Es tritt die Arbeitshypothese $N-H_{1-12-2}$ ein. Das Ergebnis des „a.p.-Translations“ Tests ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

Wie auch zuvor beim „Lachman“ Test ergab die Auswertung des Interaktionseffekts des „a.p.-Translations“ Test spezifische Kurvenverläufe. Dies bedeutet eine unterschiedliche Wirkung eines der beiden Verfahren. Die Tabelle 15 zeigt eine Signifikanz bei einem p-Wert von $p=0,005$ und einem F-Wert von $F=4,425$. Folglich

Analyse des Nebenzielkriteriums „a.p.-Translations Test“						
Messzeitpunkt		1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	Zeitunterschiede ³⁾
Operationsverfahren	n	Arithmetisches Mittel \pm Standardabweichung				
	Patellarsehne	31	1,74 \pm 0,51	0,07 \pm 0,25	0,07 \pm 0,25	
	Hamstringsehnen	31	1,39 \pm 0,49	0,03 \pm 0,17	0,03 \pm 0,17	
Gruppenvergleich ³⁾		2,77 / 60 / $p=0,008$	0,58 / 60 / $p=0,561$	0,58 / 60 / $p=0,561$	1,03 / 60 / $p=0,309$	A vs B: 20,16 / 61 / $p<0,05^*$ A vs C: 22,99 / 61 / $p<0,05^*$ A vs D: 22,05 / 61 / $p<0,05^*$
Varianzanalyse ³⁾	Zeiteffekt ²⁾	121,226 / 3 / $p<0,05^*$				B vs C: 0,00 / 61 / $p=1,000$
	Operationsverfahren:	9,417 / 1 / $p=0,003$				B vs D: -0,444 / 61 / $p=0,658$
	Interaktionseffekt:	11,08 / 3 / $p<0,05^*$				C vs D: -1,000 / 61 / $p=0,321$

Anmerkungen:

n) = Fallzahl

1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert

2) = Pillai-Spur

3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert,

Tabelle 15:

Analyse des Nebenzielkriteriums „a.p.-Translation“ im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode.

tritt die Hypothese **N-H₁₋₁₂₋₃** ein. Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des Ergebnisses des „a.p.-Translations“ Tests sind über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich. Welche Gruppe konkret überlegen ist und stabilere Werte aufweist, kann nicht genau bestimmt werden. Eine mögliche Erklärung für den signifikanten Interaktionseffekt soll, wie auch beim Lachman Test, in der Diskussion gegeben werden.

15.4.4 Nebenzielkriterium: „Pivot-shift“ Test

Wie auch bei den klinischen Tests zuvor, ist bei der des „Pivot-shift“ Tests beim Vergleich beider Gruppen eine scheinbar verstärkte Instabilität innerhalb der Patellarsehnengruppe zu beobachten. Doch auch bei diesem klinischen Test ist infolge der operativen Stabilisation der vorderen Instabilität bei beiden Gruppen 3 Monate postoperativ eine sofortige Reduktion der manuell ausgelösten Subluxation des Kniegelenks zu beobachten. Ab diesem Zeitpunkt bis hin zum

Ende der Untersuchung verbleiben die Werte der beiden Treatmentgruppen konstant stabil. Die optische Analyse von Diagramm 15 kann durch die Auswertung des Zwischensubjekt-effekts abermals überraschend nicht bestätigt werden, da eine Signifikanz bei einem p-

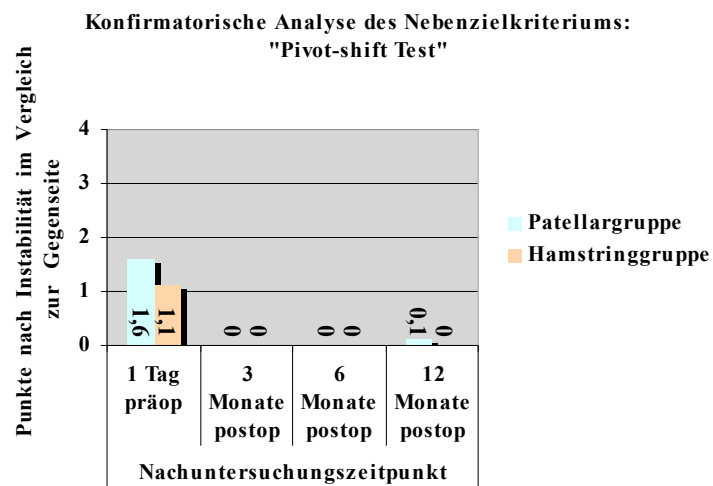


Diagramm 15:
Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Pivot-shift“ Test.

Wert von $p = 0,003$ und einem F-Wert von $F = 9,417$ vorliegt. Die aufgrund des dieser Werte alternativ durchgeführten adjustierten t-Tests im Sinne einer post hoc-Überprüfung nach Bonferroni ($p > 0,05$) ergeben wiederum, dass jedoch nur zum ersten der vier Untersuchungszeitpunkte signifikant unterschiedliche Stabilitätswerte zwischen beiden Treatmentgruppen nachweisbar sind (vgl. Tab. 16). Es tritt die Hypothese $N-H_{1-13-1}$ ein, d.h. bei den Ergebnissen des „Pivot-shift“ Tests ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

Entsprechend der anderen klinischen Stabilitätsuntersuchungen zuvor, kann erneut hypothesenkonform bei einem p-Wert von $p < 0,005$ und einem F-Wert von $F = 121,226$ ein signifikanter Zeiteffekt und somit insgesamt ein positiver postoperativer Operationseffekt nachgewiesen werden. Die aufgrund der vorliegenden Signifikanz durchgeführte post hoc-Überprüfung nach Bonferroni bezüglich signifikanter Veränderungen der klinisch ausgelösten Subluxation des Kniegelenks ergibt erneut signifikante Verringerungen von der ersten zur zweiten, der ersten zur dritten und der ersten zur vierten Nachuntersuchung ($p < 0,005$). Es tritt die Hypothese $N-H_{1-13-2}$ ein. Das Ergebnis des „Pivot-shift“ Tests ist bei der Gesamtpopulation über den Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

Die Wirkung der zwei Techniken wird über den Interaktionseffekt ermittelt. Zum wiederholten Male können auch bei der Auswertung dieses klinischen Tests spezifische Kurvenverläufe aufgrund eines signifikanten Interaktionseffekts ermittelt werden. Dies ist zwar in Diagramm 15 optisch nicht ersichtlich, wird

Analyse des Nebenzielkriteriums „Pivot-shift Test“							
Messzeitpunkt		1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	Zeitunterschiede ³⁾	
Operationsverfahren	n	Arithmetisches Mittel ± Standardabweichung					
	Patellarsehne	31	1,58±0,51	0,03±0,18	0,03±0,18		0,07±0,25
	Hamstringsehnen	31	1,06±0,57	0,03±0,18	0,00±0,00		0,00±0,00
Gruppenvergleich ³⁾		3,57 / 60 / p= 0,01***	0,00 / 60 / p= 1,000	1,00 / 60 / p= 0,321	1,44 / 60 / p= 0,156	A vs B: 16,63 / 61 / p< 0,05* A vs C: 17,46 / 61 / p< 0,05* A vs D: 16,63 / 61 / p< 0,05*	
Varianzanalyse ³⁾	Zeiteffekt ²⁾	121,226 / 3 / p< 0,05*				B vs C: 1,000 / 61 / p= 0,321	
	Operationsverfahren:	9,417 / 1 / p= 0,003				B vs D: 0,000 / 61 / p= 1,000	
	Interaktionseffekt:	11,08 / 3 / p< 0,05*				C vs D: -1,000 / 61 / p= 0,321	

Anmerkungen:

- n) = Fallzahl
- 1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert
- 2) = Pillai-Spur
- 3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert,

Tabelle 16:
Analyse des Nebenzielkriteriums „Pivot-shift Test“ im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode.

jedoch durch signifikante Werte von $p < 0,005$ und $F = 11,08$ nachgewiesen. Es tritt die Hypothese $N-H_{1-13-3}$ ein. Die Kurvenverläufe der beiden Gruppen sind bezüglich dieses Teilergebnisses über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich. Auch hier ist nicht eindeutig zu bestimmen, welche Gruppe konkret überlegen ist und stabilere Werte aufweist. Eine mögliche Erklärung für den signifikanten Interaktionseffekt soll, wie auch beim Lachman-Test, in der Diskussion gegeben werden.

15.4.5 Nebenzielkriterium: „Kniebeugedefizit“

Da eine Kreuzbandoperation nur bei maximaler Beweglichkeit des Kniegelenks ausgeführt werden sollte, um ein möglichst hohes postoperatives Ergebnis zu erzielen, kann auch bei dieser Studienpopulation davon ausgegangen werden, dass das Beugedefizit einen Tag vor der Operation sehr gering ist. In der Tat weisen beide Gruppen zu diesem Zeitpunkt ein vergleichbares sehr geringes Beugedefizit auf ($6,74 \pm 10,84$ und $7,58 \pm 8,45$, vgl. Tab. 17). Im weiteren Verlauf der Studie ist eine progressive Abnahme dieses Defizits zeitgleich in beiden

Gruppen zu vermerken. Drei Monate postoperativ ist noch ein verstärkt operationsbedingtes Auftreten des Defizits feststellbar, jedoch schon 6 bzw. 12 Monate postoperativ ist dieses kaum noch wahrnehmbar.

Die optische Analyse von Diagramm 16 kann durch den Zwischensubjekt-

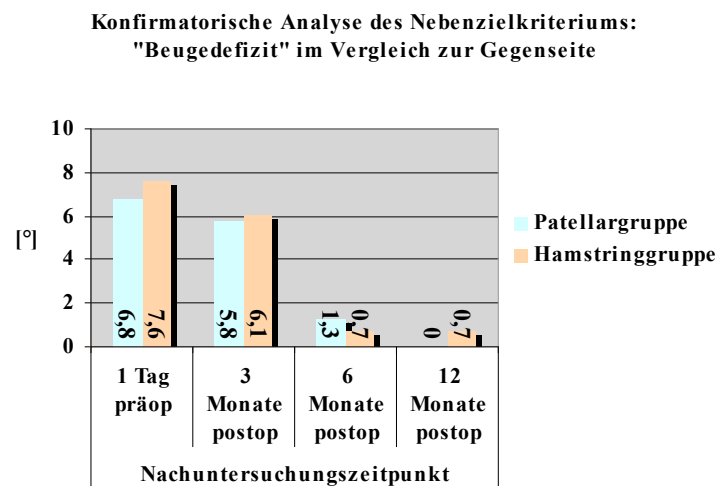


Diagramm 16:
Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums
„Kniebeugedefizit“.

effekt bestätigt werden. Bei der Analyse des Zwischensubjekteffekts ergibt sich aufgrund der komplikationslosen Wundheilung innerhalb beider Gruppen kein signifikanter Gruppenunterschied bei einem p-Wert von $p = 0,785$ bei einem F-Wert von $F = 0,0075$ (vgl. Tab. 17). Wiederum kann daher auf eine post hoc-Überprüfung nach Bonferroni verzichtet werden. Es tritt daher die Hypothese $N-H_{0-14-1}$ ein. Hinsichtlich des „Kniebeugedefizits“ des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei beiden Gruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

Es kann hypothesenkonform bei einem p-Wert von $p < 0,005$ und einem F-Wert von $F = 18,28$ ein signifikanter Zeiteffekt nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass im postoperativen Zeitverlauf insgesamt bei beiden Gruppen ein positiver Operationseffekt, im Sinne einer Reduktion, festgestellt werden kann. Die aufgrund der vorliegenden Signifikanz durchgeführten post hoc-Tests nach Bonferroni ergeben signifikante Verringerungen von der ersten zur dritten, der ersten zur vierten, der zweiten zur dritten und schließlich der dritten zur vierten Untersuchung ($p < 0,005$). Es tritt die Hypothese $N-H_{1-14-2}$ ein. Das „Kniebeugedefizit“ des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei der Gesamtpopulation über die gesamte Untersuchung signifikant verändert.

Im Gegensatz zu der Auswertung der klinischen Tests zuvor, konnten hier keine gruppenspezifischen Kurvenverläufe aufgrund eines signifikanten Interaktionseffekts ermittelt werden. Tabelle 17 zeigt einen p-Wert von $p = 0,906$ bei einem

F-Wert von $F = 6,552$. Folglich tritt die Hypothese $N-H_{0-14-3}$ ein. Die Kurvenverläufe der beiden Gruppen sind bezüglich des „Kniebeugedefizits“ des verletzten Beins zur Gegenseite über den gesamten Zeitraum der Untersuchung vergleichbar. Konkret heißt dies, dass keine der beiden Gruppen der jeweils anderen überlegen ist.

Analyse des Nebenzieldkriteriums „Kniebeugedefizit“							
Messzeitpunkt		1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	Zeitunterschiede ³⁾	
Operationsverfahren	n	Arithmetisches Mittel ± Standardabweichung					
	Patellarsehne	31	6,74±10,84	5,81±7,65	1,29±3,41		0,00±0,00
	Hamstringsehnen	31	7,58±8,45	6,13±7,61	0,65±3,59		0,65±3,59
Gruppenvergleich ³⁾		0,327 / 60 / p= 0,745	0,167 / 60 / p= 0,868	0,725 / 60 / p= 0,471	1,000 / 60 / p= 0,321	A vs B: 0,917 / 61 / p=0,363 A vs C: 4,817 / 61 / p< 0,05* A vs D: 5,653 / 61 / p< 0,05*	
Varianzanalyse ³⁾	Zeiteffekt ²⁾	18,28 / 3 / p< 0,05*				B vs C: 5,313 / 61 / p< 0,05*	
	Operationsverfahren:	0,075 / 1 / p= 0,785				B vs D: 6,021 / 61 / p< 0,05*	
	Interaktionseffekt:	6,552 / 3 / p= 0,906				C vs D: 2,051 / 61 / p= 0,045*	

Anmerkungen:

- n) = Fallzahl
- 1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert
- 2) = Pillai-Spur
- 3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert,

Tabelle 17:
Analyse des Nebenzieldkriteriums „Kniebeugedefizit“ im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode:

15.4.6 Nebenzieldkriterium: „Kniestreckdefizit“

Wie zuvor erwähnt, soll präoperativ die volle Beweglichkeit des verletzten Kniegelenks erreicht werden, um ein hohes postoperatives Ergebnis zu erzielen. In der Tat ist präoperativ innerhalb beider Treatmentgruppen nur ein kaum wahrnehmbares Streckdefizit zu verzeichnen. Innerhalb der Hamstringgruppe liegt es zu diesem Zeitpunkt leicht

Konfirmatorische Analyse des Nebenzieldkriteriums: „Streckdefizit“ im Vergleich zur Gegenseite

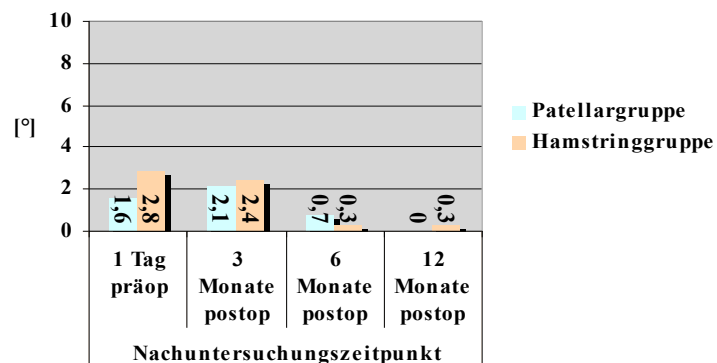


Diagramm 17:
Graphischer Verlauf des Nebenzieldkriteriums „Kniestreckdefizit“.

höher (2,81±3,01 und 1,61±2,38; vgl. Tab. 18). Im weiteren Verlauf der Studie ist auch hier eine progressive Abnahme dieses Defizits zeitgleich in beiden Treatmentgruppen ab dem dritten postoperativen Monat zu vermerken.

Wie auch beim „Beinbeugedefizit“ ergibt sich bei der Analyse des Zwischensubjekteffekts aufgrund der komplikationslosen Wundheilung innerhalb beider Gruppen bei einem p-Wert von $p=0,257$ und einem F-Wert von $F=1,312$ kein signifikanter Gruppenunterschied (vgl. Tab. 18). Aufgrund der fehlenden Signifikanz wird von einer post hoc-Überprüfung nach Bonferroni abgesehen. Es tritt die Hypothese $N-H_{0-15-1}$ ein. Hinsichtlich des „Kniestreckdefizits“ des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

Entsprechend der ersten optischen Interpretation dieses Parameters kann hypothesenkonform bei einem p-Wert von $p<0,005$ und einem F-Wert von $F=17,712$ ein signifikanter Zeiteffekt nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass im postoperativen Zeitverlauf insgesamt ein positiver postoperativer Operationseffekt feststellbar ist. Die aufgrund der vorliegenden Signifikanz durchgeführte post hoc-Überprüfung nach Bonferroni ergibt signifikante Verringerungen von der ersten zur dritten, der ersten zur vierten, der zweiten zur dritten und schließlich der dritten

zur vierten Untersuchung ($p<0,005$). Es tritt die Arbeitshypothese $N-H_{1-15-2}$ ein. Das „Kniestreckdefizit“ des verletzten Beins zur Gegenseite ist innerhalb der Gesamtpopulation über den gesamten Zeitraum der Untersuchung signifikant verändert. Wiederholt können bei

Analyse des Nebenzieldkriteriums „Kniestreckdefizit“							
Messzeitpunkt		n	1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	
Operationsverfahren			Arithmetisches Mittel ± Standardabweichung				Zeitunterschiede ³⁾
	Patellarsehne	31	1,61±2,38	2,09±2,51	0,65±1,70	0,00±0,00	
	Hamstringsehnen	31	2,81 ±3,08	2,39±2,77	0,16±0,89	0,32±1,24	
Gruppenvergleich ³⁾			1,708 / 60 / p= 0,093	0,432 / 60 / p= 0,667	1,399 / 60 / p= 0,167	1,438 / 60 / p= 0,156	A vs B: -0,071 / 61 / p= 0,943 A vs C: 4,529 / 61 / p< 0,05* A vs D: 5,282 / 61 / p< 0,05*
Varianzanalyse ¹⁾	Zeiteffekt ²⁾		17,712 / 3 / p< 0,05*				B vs C: 5,065 / 61 / p< 0,05*
	Operationsverfahren:		1,312 / 1 / p= 0,257				B vs D: 6,284 / 61 / p< 0,05*
	Interaktionseffekt:		1,851 / 3 / p= 0,146				C vs D: 1,351 / 61 / p= 0,182

Anmerkungen:
 n) = Fallzahl
 1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert
 2) = Pillai-Spur
 3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert,

Tabelle 18:
Analyse des Nebenzieldkriteriums „Kniestreckdefizit“ in Grad im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode

der Varianzanalyse keine unterschiedlichen Kurvenverläufe aufgrund eines signifikanten Interaktionseffekts bei einem p-Wert von $p=0,146$ und bei einem F-Wert von $F=1,851$ ermittelt werden. Folglich tritt die Hypothese $N-H_{0-15-3}$ ein. Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des „Kniestreckdefizits“ des verletzten Beins zur Gegenseite sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar. Keine der beiden Gruppen ist überlegen.

15.4.7 Nebenzielkriterium: „LCL“ Test

Zum wiederholten Male ist auch bei diesem Test präoperativ eine leicht verstärkte Instabilität innerhalb der Patellarsehnengruppe feststellbar. Jedoch ist bei den beiden Gruppen eine sofortige, durch die Operation hervorgerufene Stabilisation der lateralen Instabilitäten zu beobachten. Sowohl 3 als auch 6 Monate postoperativ, ist bei keinem der 62 Patienten eine laterale Instabilität gegenüber der Gegenseite erkennbar.

Wie aufgrund der ersten optischen Analyse zu erwarten, ergibt sich bei der Auswertung des Zwischensubjekteffekts innerhalb beider Gruppen bei einem p-Wert von $p=0,633$ und einem F-Wert von $F=0,201$ kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen (vgl. Tab. 19). Daher kann auch in diesem Falle aufgrund der fehlenden Signifikanz auf eine post hoc-Überprüfung nach Bonferroni verzichtet werden. Es tritt die Hypothese $N-H_{0-16-1}$ ein.

Hinsichtlich der lateralen Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite ist zwischen den beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

Entsprechend der ersten

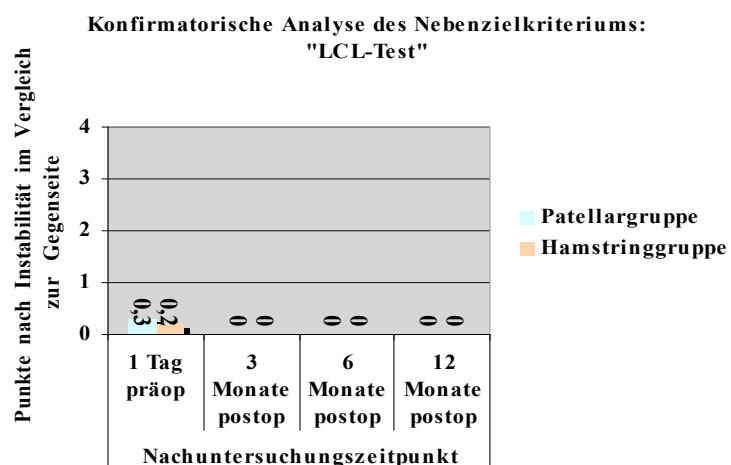


Diagramm 18:
Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „LCL“ Test.

optischen Interpretation und dem Wissen um die operative Stabilisation kann hypothesenkonform bei einem p-Wert von $p = 0,006$ und einem F-Wert von $F = 5,614$ ein signifikanter Zeiteffekt nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass im postoperativen Zeitverlauf insgesamt bei beiden Gruppen ein positiver Operations-

Analyse des Nebenzielkriteriums „LCL Test“							
Messzeitpunkt		1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)	Zeitunterschiede ³⁾	
Operationsverfahren	n	Arithmetisches Mittel ± Standardabweichung					A vs B: 3,196 / 61 / $p < 0,05^*$
	Patellarsehne	31	0,26±0,63	0,00±0,00	0,00±0,00		
	Hamstringsehnen	31	0,16±0,37	0,00±0,00	0,00±0,00	0,03±0,17	
Gruppenvergleich ³⁾			0,735 / 60 / $p < 0,465$			1,000 / 60 / $p = 0,321$	
Varianzanalyse ³⁾	Zeiteffekt ²⁾	5,614 / 2 / $p < 0,01^{**}$				B vs C: -1,000 / 61 / $p = 0,321$	
	Operationsverfahren:	0,231 / 1 / $p = 0,633$				B vs D: -1,000 / 61 / $p = 0,321$	
	Interaktionseffekt:	0,675 / 3 / $p = 0,568$				C vs D: -1,000 / 61 / $p = 0,321$	

Anmerkungen:

- n) = Fallzahl
- 1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert
- 2) = Pillai-Spur
- 3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert,

Tabelle 19:
Analyse des Nebenzielkriteriums „LCL-Test“ im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode.

effekt, im Sinne einer lateralen Stabilisation, festgestellt werden kann. Die aufgrund der vorliegenden Signifikanz durchgeführte post hoc-Überprüfung ergibt demnach signifikante Verringerungen von der ersten zur zweiten, von der ersten zur dritten und von der ersten zur vierten Untersuchung ($p < 0,005$). Es tritt die Hypothese **N-H₁₋₁₆₋₂** ein. Die laterale Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

Es können keine gruppenspezifischen Kurvenverläufe mittels eines signifikanten Interaktionseffektes ermittelt werden. Die Tabelle 19 zeigt keine Signifikanz bei einem p-Wert von $p = 0,568$ und einem F-Wert von $F = 0,675$. Es gilt daher **N-H₁₋₁₆₋₃**. Die Kurvenverläufe beider Gruppen bezüglich der lateralen Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite sind über den gesamten Zeitraum der Untersuchung vergleichbar.

15.4.8 Nebenzielkriterium: „MCL“ Test

Der Ergebnisse dieses Tests für die mediale Prüfung der Kniestabilität entsprechen denen des Tests für die laterale Kniestabilität. Jedoch sind auf den ersten Blick bei diesem manuellen Test präoperativ keine Gruppenunterschiede feststell-

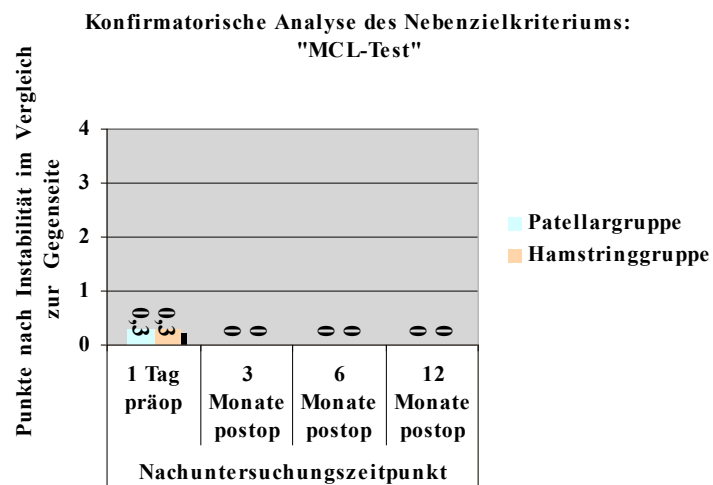


Diagramm 19:
Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „MCL“ Test.

bar. Daher kann wiederholt von einer homogenen Stichprobe ausgegangen werden. Bei beiden Gruppen kann wiederum eine sofortige operativ bedingte Stabilisation der selten auftretenden medialen Instabilität beobachtet werden. Sowohl 3, 6 als 12 Monate postoperativ, ist bei keinem der 62 Patienten eine mediale Instabilität gegenüber der Gegenseite erkennbar.

Entsprechend der ersten optischen Analyse und der Ergebnisse des „MCL“ Tests, ergibt sich bei der Auswertung des Zwischensubjekteffekts bei einem p-Wert von $p = 0,1$ und einem F-Wert von $F = 0,0$ kein signifikanter Gruppenunterschied (vgl. Tab. 20). Daher kann aufgrund der fehlenden Signifikanz auf eine post hoc-Überprüfung verzichtet werden. Es tritt somit die Hypothese $N-H_{0-17-1}$ ein. Hinsichtlich der medialen Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

Hypothesenkonform kann jedoch bei einem p-Wert von $p < 0,005$ und einem F-Wert von $F = 21,22$ ein signifikanter Zeiteffekt nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass postoperativ insgesamt eine Stabilisierung der medialen Kniestabilität festgestellt werden kann. Die aufgrund der vorliegenden Signifikanz durchgeführte post hoc-Überprüfung nach Bonferroni ergibt wie zuvor signifikante Verringerungen von der ersten zur zweiten, von der ersten

zur dritten und von der ersten zur vierten Untersuchung ($p < 0,005$). Es tritt die Hypothese $N-H_{1-17-2}$ ein. Die mediale Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert. Erneut wird die unter-

Analyse des Nebenzielkriteriums „MCL Test“						
Messzeitpunkt		n	1 Tag präoperativ (A)	3 Monate postoperativ (B)	6 Monate postoperativ (C)	12 Monate postoperativ (D)
Operationsverfahren	Patellarsehne	31	0,29±0,53	0,00±0,00	0,00±0,00	0,00±0,00
	Hamstringsehnen	31	0,29±0,46	0,00±0,00	0,00±0,00	0,00±0,00
Arithmetisches Mittel ± Standardabweichung						
Gruppenvergleich ³⁾			0,00 / 60 / p= 1,000			
Varianzanalyse ¹⁾	Zeiteffekt ²⁾		21,22/ 1 / p< 0,01**			B vs C:
	Operationsverfahren:		0,000 / 1 / p= 0,1000			B vs D:
	Interaktionseffekt:		0,000 / 3 / p= 1,000			C vs D:

Anmerkungen:

- n) = Fallzahl
- 1) = F-Wert, Freiheitsgrade df, p-Wert
- 2) = Pillai-Spur
- 3) = Explorative post hoc durchgeführte t-Tests für verbundene Stichproben: t-Wert.

Tabelle 20:

Analyse des Nebenzielkriteriums „MCL-Test“ im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode.

schiedliche Wirkung der beiden Operationsverfahren über den Interaktionseffekt ermittelt. Letztendlich können jedoch wieder keine spezifischen Entwicklungen bzw. Kurvenverläufe infolge dieses Tests der medialen Kniestabilität mittels eines signifikanten Interaktionseffektes ermittelt werden. Die Tabelle 20 zeigt keine Signifikanz bei einem p-Wert von $p = 1,0$ und einem F-Wert von $F = 0,0$. Es gilt daher $N-H_{1-17-3}$. Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der medialen Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite sind über den gesamten Zeitraum der Untersuchung nicht unterschiedlich.

15.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Hauptzielkriterien dieser Studie betrachtend, ergibt die Auswertung der Ergebnisse der Varianzanalyse ein nicht eindeutiges Bild. Bei der Analyse des Zwischensubjekteffektes zeigt sich, dass bei zwei funktionellen Testverfahren, dem „kneeling-“, und „knee-walking“ Testverfahren, die Ergebnisse der Hamstringgruppe signifikant besser sind als die der Patellarsehnengruppe und somit jeweils die Arbeitshypothese zutrifft (vgl. Tab. 21). Die Auswertung des Zwischensubjekteffektes des dritten Hauptzielkriteriums, dem klinischen instrumentellen „KT 1000 Arthrometer“ Test, erbringt jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Treatmentgruppen. In diesem Fall trifft die Nullhypothese zu.

Ein ähnliches Bild ergibt sich aus der Auswertung des Interaktionseffektes zwischen beiden Treatmentgruppen. Während sich bei dem „kneeling“ und dem „knee-walking“ Testverfahren jeweils die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen signifikant unterscheiden und daher die Arbeitshypothese H_1 zutrifft, tritt bei dem „KT 1000“ Testverfahren die Nullhypothese H_0 zu.

Bei der Beurteilung der Operationsverfahren zeigt sich jedoch bei allen drei Hauptzielkriterien eine signifikante Veränderung des jeweiligen präoperativen Outcomes innerhalb der Gesamtpopulation. Da diese Veränderungen im postoperativen Zeitverlauf jeweils eine Verbesserung der präoperativen Werte darstellen, kann bei allen drei Hauptzielkriterien ein positiver postoperativer Operationseffekt festgestellt werden. Daher trifft jeweils die Arbeitshypothese H_1 zu.

Funktionelle Testverfahren:

Die Auswertung des Zwischensubjekteffektes der funktionellen Testverfahren ergibt überwiegend ein Zutreffen der Nullhypothese H_0 . Einzig bei den beiden Hauptzielkriterien, dem „kneeling“ und dem „knee-walking“ Test, sowie bei dem Nebenzielkriterium der „isokinetischen Kniebeugerkraft“ trifft jeweils die Arbeitshypothese H_1 zu.

Ein ähnliches Bild ergibt auch die Auswertung des Interaktionseffektes der beiden Gruppen. Wiederum tritt nur bei den beiden Hauptzielkriterien, „kneeling“ und „knee-walking“ Test, so wie diesmalig auch bei dem Nebenzielkriterium der maximalen „isokinetischen Knie-streckerkraft“ die Arbeitshypothese H_1 ein. Mit der Ausnahme des Nebenzielkriteriums der maximalen „isometrischen Innenrotationskraft“, ist durch die Analyse der Pilaispur bei allen funktionellen Testverfahren eine signifikante Veränderung über den gesamten Untersuchungszeitraum zu vermerken. Es gilt daher bei fünf von sechs funktionellen Testverfahren die Arbeitshypothese H_1 .

Funktionelle Testverfahren					
Test	Kriterium	Testart	F-Wert	p-Wert	Hypothese
"Knee-walking" Test (Diagra. 3 / Tab. 3)	Hauptzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 43,26	p< 0,001	$H_{1.1-1}$
		Operationsverfahren	F= 8,02	p< 0,001	$H_{1.1-2}$
		Interaktionseffekt	F= 6,74	p< 0,001	$H_{1.1-3}$
"kneeling" Test (Diagra. 4 / Tab. 4)	Hauptzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 24,39	p< 0,001	$H_{1.2-1}$
		Operationsverfahren	F= 4,67	p> 0,005	$H_{1.2-2}$
		Interaktionseffekt	F= 5,39	p< 0,001	$H_{1.2-3}$
"Single-legged-hop" Test (Diagra. 5 / Tab. 5)	Nebenzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 1,23	p= 0,27	$H_{0.3-1}$
		Operationsverfahren	F= 21,62	p< 0,005	$H_{1.3-1}$
		Interaktionseffekt	F= 0,136	p= 0,873	$H_{0.3-3}$
"Innenrotationskraft Test der Beinbeugemuskulatur" (Diagra. 6 / Tab. 6)	Nebenzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 3,23	p= 0,077	$H_{0.4-1}$
		Operationsverfahren	F= 0,582	p= 0,629	$H_{0.4-1}$
		Interaktionseffekt	F= 0,98	p= 0,403	$H_{0.4-3}$
"Isokinetischer Test der Kniestreckmuskulatur" (Abb. 7 / Tab. 7)	Nebenzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 0,0005	p= 0,944	$H_{0.5-1}$
		Operationsverfahren	F= 17,77	p= 0,001	$H_{1.5-1}$
		Interaktionseffekt	F= 3,48	p= 0,034	$H_{1.5-3}$
"Isokinetischer Test der Kniesbeugemuskulatur" (Abb. 8 / Tab. 8)	Nebenzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 7,257	p= 0,0009	$H_{1.6-1}$
		Operationsverfahren	F= 4,17	p= 0,002	$H_{1.6-1}$
		Interaktionseffekt	F= 0,109	p= 0,8971	$H_{0.6-3}$

Tabelle 21:
Tabellarische Zusammenfassung der „funktionellen Testverfahren“.
Beachte: Die rot abgesetzten Felder kennzeichnen jeweils das Vorliegen einer Signifikanz.

Scoring-Systeme:

Die Auswertungen der jeweiligen Varianzanalysen der drei objektiven und subjektiven Scoring-Systeme ergeben ein einheitliches Gesamtbild (vgl. Tab. 22). Bei Betrachtung des Zwischensubjekteffektes beider Gruppen zeigt sich, dass sich bei keinem dieser drei Nebenzielkriterien eine Treatmentgruppe zu der anderen unterscheidet. Bei allen drei Parametern kann daher die Nullhypothese H_0 angenommen werden.

Dasselbe gilt auch infolge der Analyse des Interaktionseffektes. Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen unterscheiden sich bei keinem der drei Scoring-Systeme signifikant voneinander und daher trifft wiederum jeweils die Nullhypothese H_0 zu.

Letztlich sind bei der Analyse der Pilaispur aller drei Nebenzielkriterien der Scoring-Systeme signifikante Veränderungen über den gesamten Untersuchungszeitraum feststellbar. Daher trifft bei der Auswertung der drei Fragebögen jeweils die Arbeitshypothese **H₁** zu.

Scoring-Systeme					
Test	Kriterium	Testart	F-Wert	p-Wert	Hypothese
"Lysholm-Score" (Diagra. 9 / Tab. 9)	Nebenzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 3,153	p= 0,081	H₀-7-1
		Operationsverfahren	F= 55,085	p< 0,005	H₁-7-2
		Interaktionseffekt	F= 0,715	p= 0,544	H₀-7-3
"Tegner-Activity-Score" (Diagra. 10 / Tab. 10)	Nebenzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 3,391	p= 0,317	H₀-8-1
		Operationsverfahren	F= 95,501	p< 0,005	H₁-8-2
		Interaktionseffekt	F= 0,404	p= 0,572	H₀-8-3
"Schweiger-Score" (Diagra. 11 / Tab. 11)	Nebenzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 0,0301	p= 0,864	H₀-9-1
		Operationsverfahren	F= 40,403	p< 0,005	H₁-9-2
		Interaktionseffekt	F= 1,964	p= 0,121	H₀-9-3

Tabelle 22:
Tabellarische Zusammenfassung der „Scoring-Systeme“.
Beachte: Die rot abgesetzten Felder kennzeichnen jeweils das Vorliegen einer Signifikanz.

Klinische Testverfahren:

Bei zwei von acht klinischen Testverfahren der Kniestabilität, dem „a.p.-Translations“ und dem „Pivot-shift“ Test, kann bei der Prüfung des Zwischen-subjekteffektes eine Signifikanz festgestellt werden. Während sich bei diesen beiden Nebenzielkriterien beide Gruppen signifikant voneinander unterscheiden und daher jeweils die Arbeitshypothese **H₁** eintritt, gilt bei den übrigen Testverfahren, fünf Nebenzielkriterien und dem Hauptzielkriterium „KT 1000 Arthrometer“, jeweils die Nullhypothese **H₀**.

Zudem kann ein signifikanter Interaktionseffekt bei den beiden genannten Testverfahren, sowie auch dem „Lachman“ Test beobachtet werden. Nur bei diesen drei genannten Testverfahren unterscheiden sich die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen signifikant voneinander und es gilt die Arbeitshypothese **H₁**. Bei den verbleibenden klinischen Testverfahren trifft demzufolge jeweils wiederum die Nullhypothese **H₀** zu.

Bei der abschließenden Beurteilung der zwei Operationsverfahren zeigt sich innerhalb der Gesamtpopulation bei allen drei klinischen Testverfahren eine signifikante Veränderung des jeweiligen präoperativen Outcomes im gesamten postoperativen Verlauf der Studie. Aufgrund der Auswertung der Pilai-Spur gilt jeweils die Arbeitshypothese **H₁**.

Wir können beobachten, dass eine genaue Auswertung der zweifaktoriellen Varianzanalyse zu unterschiedlichsten Ergebnissen führt. Einige dieser Ergebnisse waren vorher kalkulierbar, andere traten überraschend ein. Diese exakt zu analysieren, interpretieren und mit Ergebnissen anderer vergleichbarer Studien gegenüberzustellen, ist die Aufgabe des nun folgenden Kapitels, der Diskussion der Ergebnisse.

Klinische Testverfahren					
Test	Kriterium	Testart	F-Wert	p-Wert	Hypothese
"KT Arthrometer 1000" (Diagra. 12 / Tab. 13)	Hauptzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 2143	p= 0,148	H ₀ -10-1
		Operationsverfahren	F= 121,181	p< 0,005	H ₁ -10-2
		Interaktionseffekt	F= 1,977	p= 0,119	H ₀ -10-3
"Lachman-Test" (Diagra. 13 / Tab. 14)	Nebenzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 0,0301	p= 0,864	H ₀ -11-1
		Operationsverfahren	F= 194,46	p< 0,005	H ₁ -11-2
		Interaktionseffekt	F= 9,121	p< 0,005	H ₁ -11-3
"a.p.-Translations Test" (Diagra. 14 / Tab. 15)	Nebenzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 5,931	p= 0,018	H ₁ -12-1
		Operationsverfahren	F= 0,900	p< 0,005	H ₁ -12-2
		Interaktionseffekt	F= 4,425	p= 0,005	H ₁ -12-3
"Pivot-Shift Test" (Diagra. 15 / Tab. 16)	Nebenzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 9,417	p= 0,0003	H ₁ -13-1
		Operationsverfahren	F= 121,226	p< 0,005	H ₁ -13-2
		Interaktionseffekt	F= 11,08	p< 0,005	H ₁ -13-3
"Kniebeugedefizit" (Diagra. 16 / Tab. 17)	Nebenzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 0,0075	p= 0,785	H ₀ -14-1
		Operationsverfahren	F= 18,28	p< 0,005	H ₁ -14-2
		Interaktionseffekt	F= 6,552	p= 0,906	H ₀ -14-3
"Kniestreckdefizit" (Diagra. 17 / Tab. 18)	Nebenzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 1,312	p= 0,257	H ₀ -15-1
		Operationsverfahren	F= 17,712	p< 0,005	H ₁ -15-2
		Interaktionseffekt	F= 1,851	p= 0,146	H ₀ -15-3
"LCL-Test" (Diagra. 18 / Tab. 19)	Nebenzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 0,201	p= 0,633	H ₀ -16-1
		Operationsverfahren	F= 5,614	p= 0,006	H ₁ -16-2
		Interaktionseffekt	F= 0,675	p= 0,568	H ₀ -16-3
"MCL-Test" (Diagra. 19 / Tab. 20)	Nebenzielkriterium	Zwischensubjekteffekt	F= 0,0	p= 0,1	H ₀ -17-1
		Operationsverfahren	F= 21,22	p< 0,005	H ₁ -17-2
		Interaktionseffekt	F= 0	p= 1	H ₀ -17-3

Tabelle 23:
Tabellarische Zusammenfassung der „Klinischen Testverfahren“.
Beachte: Die rot abgesetzten Felder kennzeichnen je-weils das Vorliegen einer Signifikanz.

16 Diskussion

Wie im Vorfeld dieser Diskussion hinreichend dargestellt, ist ein valider Vergleich zwischen zwei Operationsmethoden nur schwer zu erreichen. Zu viele Parameter können das Endergebnis einer Operation beeinflussen. Diese besonderen Einflussgrößen wurden im Untersuchungsdesign mitberücksichtigt, in weiten Teilen standardisiert und weitestgehend ausgeschlossen. So wurden alle Operationsverfahren standardisiert von nur einem Operateur, dem Seniorautor H. H. Pässler, ausgeführt. Alle Patienten, bei welchen sich intraoperativ eine weitere Verletzung, wie eine Meniskusläsion, oder ein Schaden, wie ein Knorpeldefekt, zeigte und somit ein weiteres operatives Vorgehen mit

verlängerter Operationszeit und/oder eine andere Form der Rehabilitation benötigten, wurden konsequent von der Untersuchung ausgeschlossen. Daher reduzierte sich die Gesamtpopulation von im Vorfeld der Untersuchung 80 ausgewählten Patienten, trotz intensiver klinischer Eingangsuntersuchung und präoperativer Testung auf 62 Patienten. Auch im sofortigen Anschluss an die Operation war jedes weitere rehabilitative Vorgehen bei allen Patienten gleich und standardisiert. Dies betraf u.a. die Mindestlänge und Inhalte des stationären Aufenthalts, sowie die Benutzungsdauer der Unterarmgehstützen. Auch die Belastungsgrenzen und –inhalte während der ambulanten Rehabilitation, des alltäglichen Lebens und der ersten sportlichen Belastungen wurden mit Hilfe eines speziellen Rehabilitationsprotokolls (vgl. Anl. 2) und individueller mündlicher Anweisungen an den Patienten und seine Therapeuten standardisiert. Jedoch ist der jeweilige Wund- und Einheilungsprozess, die individuelle Schmerztoleranz, die Belastungsgrenze des Muskel-Sehnen-Komplexes, die Compliance der Patienten und der Therapeuten, die berufliche Beanspruchung etc. interindividuell unterschiedlich und lässt sich somit nicht gleichschalten. Daher wurden während der Eingangsuntersuchung und der folgenden drei Nachuntersuchungen alle diese Parameter, insbesondere die zuletzt genannten, immer wieder konsequent überprüft. Anschließend wurde versucht, sie gegebenenfalls so zu verändern, dass sich keine wesentlichen inhaltlichen Unterschiede bilden konnten. Trotzdem entstanden leichte individuelle Unterschiede, da jeder einzelne Patient, trotz Studienteilnahme, das Recht hatte, seine jeweiligen individuellen Belastungsgrenzen herauszufinden, sie aber dabei jedoch nicht zu überschreiten. Somit wiesen manche Patienten zu den Nachuntersuchungsterminen ein besseres Aktivitätsniveau auf, als beispielsweise Patienten, welche beruflich stärker gefordert wurden und dadurch weniger Zeit hatten zu trainieren.

Damit wird, trotz des standardisierten Vorgehens und der postoperativen „Gleichschaltung“ aller Patienten, eine Schwäche innerhalb des gewählten Studiendesigns deutlich. Bei einer Randomisierung der Patienten mittels Münzwurfverfahrens, unterschieden sich die Patienten beider Gruppen zwar hinsichtlich der sportlichen Belastungen und der Studienmotivation nicht

signifikant, doch bei einem maximalen Altersrange von 16–55 Jahren, unterschiedlichster beruflicher Beanspruchung, sowie individueller anthropometrischer Voraussetzungen, waren innerhalb der Gesamtpopulation Unterschiede im Trainingserfolg absehbar. Es scheint daher, dass bei einer Gesamtpopulation von nur 62 Patienten das Matching nicht über das sogenannte Münzwurfverfahren erfolgen darf, da sonst die Gruppenverteilung im Regelfall nicht homogen ist. Innerhalb dieser Studie war, wie der Ergebnisteil zeigt die Gruppenverteilung zwar homogen, doch wie oben schon angedeutet, war die Streuung des Altersranges sehr groß. Auch der Vergleich des Aktivitätsniveaus bzw. des aktuellen Belastungsvermögens zwischen einem 16-jährigen und einem 55-jährigen Patienten muss als durchaus kritisch angesehen werden.

Nach dieser kritischen Analyse des gewählten Studiendesigns erfolgt nun die Diskussion der Untersuchungsergebnisse. Die Erörterung erfolgt in der gleichen Reihenfolge, mit welcher die einzelnen Untersuchungen innerhalb der Testmethodik dargestellt werden. Begonnen wird mit der Diskussion der funktionellen sportmotorischen Testverfahren. Diesen folgt eine umfassende Analyse der Scoring-Systeme. Abschließend werden die Ergebnisse der klinischen Untersuchung diskutiert. Neben Erklärungsversuchen, wie es zu diesen Ergebnissen kommt, sollen alle gewonnen Resultate anhand bisheriger Studien analysiert, erklärt und verglichen werden. Abschließend sollen die drei in Kapitel 14 definierten Hauptzielkriterien nochmals hinsichtlich der Erfüllung der Hypothesen genauer beleuchtet werden.

Vor dem Vergleich der eigenen Ergebnisse mit denen anderer Studien muss aber nochmals festgestellt werden, dass bis zum heutigen Zeitpunkt 9 transplantatvergleichende Studien (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Anderson, Snyder et al. 2001) (Aune, Holm et al. 2001) (Eriksson, Anderberg et al. 2001) (Feller, Webster et al. 2001) (Marder, Raskind et al. 1991) (O'Neill 1996) (Pinczewski, Deehan et al. 2002) (Shaieb, Kan et al. 2002) veröffentlicht wurden, welche ein Patellarsehnen- mit einem Hamstringsehnen-transplantat vergleichen. Wie auch innerhalb dieser Arbeit, wird in allen genannten Studien

ein kombiniertes Semitendinosus- und Gracilissehnentransplantat oder ein einfaches Semitendinosussehnentransplantat als Hamstringsehnentransplantat verwendet. Dennoch unterscheiden sich die Studien von dieser, da sie entweder nicht implantatfreie Techniken und/oder insertionsnahe mit insertionsfernen Techniken vergleichen, und/oder umfassende funktionelle Testmethoden fehlen. Zudem unterscheiden sich nahezu alle Arbeiten hinsichtlich der Gesamtpopulation und des Gesamtzeitraums des Follow-up's. Die Population streut innerhalb der einzelnen Studien von 50 Patienten (Anderson, Snyder et al. 2001) bis hin zu 180 Patienten (Pinczewski, Deehan et al. 2002) und das Follow-up von 4 Monaten (Feller, Webster et al. 2001) bis zu 5 Jahren (Pinczewski, Deehan et al. 2002).

Allgemein werden nur vier der genannten Studien als prospektiv, randomisiert eingestuft (Fox, Nedeff et al. 2002). Es handelt sich um die Studien von Aglietti (Aglietti, Buzzi et al. 1994), Corry (Corry, Webb et al. 1999), Marder (Marder, Raskind et al. 1991) sowie von O'Neill (O'Neill 1996). Nur die Studie Corry's et al. ist mit der vorliegenden insofern vergleichbar, als dass sie zum einen zwei insertionsnahe Fixierungstechniken und zum anderen ausschließlich isolierte Kreuzbandrupturen miteinander vergleicht (Fox, Nedeff et al. 2002). Jedoch erfolgt hier die Fixierung der Plastiken mittels Schraubenmaterial. Zudem fehlen mehrere wichtige funktionelle Testverfahren.

16.1 Diskussion der funktionellen Testmethoden

Obwohl der Schmerz und funktionelle Defizite (Fu, Bennett et al. 1999) nach einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands durch mehrere Ursachen bedingt werden können, scheinen die Morbidität an der Entnahmestelle und femoro-patellare Schmerzen die Haupteinflussfaktoren zu sein (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Breitfuss, Frohlich et al. 1996) (Corry, Webb et al. 1999) (Kartus, Stener et al. 1997) (Marder, Raskind et al. 1991). Diese beiden Faktoren beeinflussen nicht nur das objektive postoperative Outcome (Biedert, Müller et al. 1998) (Engelhard, Reuter et al. 2002), sondern auch die subjektive

Empfindung des Patienten bezüglich des Therapieerfolges (Muneta, Sekiya et al. 1998). Bei einem Vergleich von zwei Kreuzbandplastiken scheint nach Feller et al. (Feller, Webster et al. 2001) die Entnahmestellenmorbidity der wichtigere bzw. aussagefähigere der beiden oben genannten Faktoren zu sein, da mehrere Arbeiten nur kleine Unterschiede bei dem femoro-patellaren Schmerz feststellen (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (O'Neill 1996).

Nach der Verwendung der Patellarsehne zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands wird von einer Inzidenz von 40-60% ausgegangen (Fu, Bennett et al. 1999) (Kartus, Ejerhed et al. 2000). Für den Schmerz kann nicht ausschliesslich das Entnahmetrauma verantwortlich sein, da dieser Schmerz auch infolge der Rekonstruktion mittels der Hamstringsehnen beobachtbar ist. Die Inzidenz ist hier zwar deutlich reduziert, doch trotz der Vermeidung eines direkten Kontaktes zum Extensormechanismus (Fu, Bennett et al. 1999) (Spicer, Blagg et al. 2000) ist sie bei ca. 3-12% der Patienten feststellbar (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Corry, Webb et al. 1999) (Karlson, Steiner et al. 1994). Daher werden als Gründe für den vorderen Knieschmerz neben dem Trauma des Eingriffs an sich (Spicer, Blagg et al. 2000) vor allem die Form der Rehabilitation (Shelbourne & Trumper 1997), die Bildung einer Patella baja (Breitfuss, Frohlich et al. 1996) und die unbewusste Durchtrennung des N. saphaenus, einem Ast des N. infrapatellaris (Kartus, Ejerhed et al. 2000), genannt.

In den letzten Jahren hat sich die Evaluation des vorderen Knieschmerzes mit Hilfe des "kneeling"- und "knee-walking" Tests durchgesetzt (Aglietti 2000) (Aune, Holm et al. 2001) (Corry, Webb et al. 1999) (Eriksson 2001) (Feller, Webster et al. 2001) (Feller & Webster 2002) (Kartus, Stener et al. 1997) (Kartus, Ejerhed et al. 2000) (Pinczewski, Deehan et al. 2002). Auch innerhalb unserer Arbeit können wir, mittels dem "kneeling-" und dem "knee-walking" Test, den vorderen Knieschmerz bei beiden Versuchsgruppen erfassen. Als Gründe für das Auftreten des Schmerzes in beiden Gruppen können weder eine Verletzung des N. infrapatellaris, da zur Entnahme in beiden Gruppen eine Querinzision durchgeführt wurde, noch die Entwicklung einer Patella baja, da die Entnahmestelle der Patellarsehne nicht durch eine Naht verschlossen

wurde, oder die Form der Rehabilitation, da frühfunktionell nachbehandelt wurde, genannt werden. Nach unserer Auffassung zeigt sich das Trauma der Operation ansich für den Schmerz verantwortlich. Es ist natürlich auch möglich, dass ein Patellatiefstand auch durch eine Narbenbildung ohne Nahtverschluss entsteht. Dies kann radiologisch bei den Probanden nicht bestätigt werden und kann somit ausgeschlossen werden.

Wie die Auswertung der Varianzanalyse beider Testverfahren ergibt, tritt bei der Analyse des Zwischensubjekteffekts jeweils die H_1 -Hypothese ein. Bei der anschließend durchgeführten post hoc-Überprüfung der Signifikanzen können bei beiden Testverfahren signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) zu allen postoperativen Untersuchungen gefunden werden. Dieses Ergebnis kann auch durch eine genauere Betrachtung des Interaktionseffektes bestätigt werden, welcher bei beiden Testverfahren wiederum signifikante Werte ans Tageslicht bringt. Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen unterscheiden sich signifikant und daher gelten jeweils die Arbeitshypothesen H_1 . Bei beiden Testverfahren sind die Ergebnisse der Hamstringsehnenengruppen, denen der Patellarsehnenengruppe überlegen. Zwar können in unserer Studie beide Versuchsgruppen bis zur Enduntersuchung progressiv den Schmerzmittelwert und die Inzidenz verringern, jedoch verbleibt der Unterschied zwischen beiden Gruppen auch zum Ende der Untersuchung signifikant. Während zum Ende der Untersuchung beim „kneeling“ Test innerhalb der Hamstringsehnenengruppe bei keinem Patienten ein Schmerz feststellbar ist, kann dieser bei der anderen Versuchsgruppe bei nahezu allen Patienten noch beobachtet werden. Beim „knee-walking“ Test wird diese signifikante Differenz noch ausgeprägter. Aufgrund dieser Ergebnisse und der Tatsache, dass alle theoretisch bekannten Ursachen des vorderen Knieschmerzes (s.o.) berücksichtigt und bedacht wurden, muss davon ausgegangen werden, dass die Entnahme der Patellarsehne und das mindestens kurzfristig anhaltende Trauma innerhalb der Belastungszone der Patellarsehne für den Schmerz verantwortlich sind. Jedoch die postoperativ progressive Verringerung der Schmerzintensität innerhalb der Gesamtpopulation, welche die Auswertung des Operationseffektes und das Eintreffen der Arbeitshypothesen H_1 ergeben, geben Hoffnung, dass auch

innerhalb der Patellarsehnengruppe mittel- und langfristig der vordere Knieschmerz verschwindet.

Unsere Ergebnisse können durch einige Studien bestätigt werden. Aglietti et al. (Aglietti 2000) und Corry (Corry, Webb et al. 1999) können kurz- bzw. mittelfristig ein Jahr postoperativ von signifikanten Unterschieden zwischen beiden Transplantatgruppen berichten. Zwar verringert sich die Inzidenz des vorderen Knieschmerzes innerhalb der Arbeit Corry's (Corry, Webb et al. 1999) zwei Jahre nach der Operation, dennoch können weiterhin signifikante Unterschiede beobachtet werden. Zu einem ähnlich Ergebnis gelangt auch Feller (Feller, Webster et al. 2001) bei einer Nachuntersuchung vier Monate postoperativ. Jedoch wird hier nur das statische „kneeling“ getestet. Auch Aune et al. (Aune, Holm et al. 2001) berichten von einer signifikant höheren Inzidenz des vorderen Knieschmerzes innerhalb der Patellarsehnengruppe zwei Jahre postoperativ. Es scheint, dass auch mittel- bzw. langfristig diese Form des Schmerzes, vor allem infolge einer Patellarsehnenplastik, anhält. Sowohl Feller et al. (Feller & Webster 2002) als auch Pinczewski et al. (Pinczewski, Deehan et al. 2002) ermitteln drei bzw. fünf Jahre nach vorderer Kreuzbandrekonstruktion signifikante Unterschiede zwischen beiden Transplantatgruppen. Leider werden innerhalb der genannten prospektiven und retrospektiven Studien keine Gründe für den kurz-, mittel- und langfristigen vorderen Knieschmerz genannt.

Auf der Tatsache beruhend, dass u.a. Schmerz zu muskulären Hemmungen führt (Engelhard, Reuter et al. 2002), müssen langfristige muskuläre Defizite des Extensormechanismus sowohl in die postoperative Therapie, als auch in die Alltags- und Sportfähigkeit mit einkalkuliert werden. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass hinsichtlich des „kneeling,, und des „knee-walking" Tests die Patienten der Hamstringsehnenengruppe signifikant geringeren Schmerz verspüren als die Patienten der anderen Treatmentgruppe. Unter Berücksichtigung der möglichen Folgen von intensiven Schmerzen, stellen die Hamstringssehnen und nicht die Patellarsehne (Fu, Bennett et al. 1999) „das Transplantatmaterial der Wahl“ dar. Diese Annahme wird im Gesamteindruck der Studie noch bestärkt, da die Evaluation des vorderen Knieschmerzes das

einzig erfassbare von allen anderen innerhalb dieser Studie erhobenen Versuchsverfahren ist, bei welchem sich beide Gruppen bezüglich aller drei Verfahren der zweifaktoriellen Varianzanalyse statistisch signifikant voneinander unterscheiden.

Bezüglich des „Single-legged-hop“ Tests machen Eriksson et al. (Eriksson, Anderberg et al. 2001) auf einen interessanten Unterschied innerhalb dieser Testmethode aufmerksam. Die mit einer Patellarsehne versorgten Patienten weisen durchschnittlich 26,8 Wochen postoperativ eine signifikant schlechtere Sprungleistung im Seit-zu-Seit Vergleich auf, als die Patienten der Hamstringsehnenengruppe. Dies führt Eriksson auf größere Quadricepskraftdefizite innerhalb der Patellarsehnenengruppe zurück. Diesbezüglich finden Wilk et al. (Wilk, Romaniello et al. 1994) und Sekiya et al. (Sekiya, Muneta et al. 1998) eine hohe Korrelation zwischen den Ergebnissen des Sprungtests und der isokinetischen Maximalkraft des M. quadriceps. Als einen möglichen weiteren Grund für die unterschiedliche Sprungleistung nennt Eriksson den Erhalt der propriozeptiven Fähigkeiten infolge einer vorderen Kreuzbandplastik mittels Hamstringsehnen (Eriksson, Anderberg et al. 2001). Nach Eriksson wirkt sich die bei der Patellarsehnenplastik längerfristig andauernde Entnahmestellenmorbidity auch auf die propriozeptiven Eigenschaften aus.

Zu ähnlich signifikanten Unterschieden in der Sprungleistung wie Eriksson gelangen auch Aune et al. (Aune, Holm et al. 2001) sechs und zwölf Monate postoperativ. Erst zwei Jahre nach der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands können keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Sprungleistung im Seit-zu-Seit Vergleich zwischen beiden Patientengruppen mehr beobachtet werden (Aune, Holm et al. 2001). Die verminderte Sprungleistung des betroffenen Beines der Patellarsehnenengruppe führt auch diese Arbeitsgruppe (Aune, Holm et al. 2001) in erster Linie auf ein signifikantes Defizit der Extensormuskulatur zurück.

Demnach entsprechen unsere Ergebnisse denen der genannten Autoren nur teilweise. Anhand des Diagramms 3 kann zwar optisch bzw. quantitativ eine leichte Überlegenheit der Hamstringsehnenengruppe angenommen werden, doch

erbringt die Analyse des Zwischensubjekteffektes das Eintreten der Nullhypothese H_0 . Neben den oben genannten Gründen, kann die angesprochene optische Überlegenheit aber auch von einem schon präoperativ besseren Ausgangsniveau innerhalb der Hamstringsehnenengruppe resultieren. Dafür spricht ein nicht signifikanter Interaktionseffekt zwischen beiden Gruppen und die Gleichartigkeit der beiden Kurvenverläufe. Möglicherweise liegt der gleichartige Kurvenverlauf an einer signifikanten Hemmung des Extensormechanismus, welche durch das vergleichbar große operative Trauma bei beiden Techniken hervorgerufen wurde. Andererseits lässt die Auswertung des Operationseffektes den Umkehrschluss zu, dass infolge der verbesserten minimalinvasiven Vorgehensweisen das postoperative Trauma bei beiden Operationstechniken sehr gering gehalten wurde. Dieses erscheint wahrscheinlicher, da eine deutliche signifikante Verbesserung innerhalb der Gesamtpopulation und ein Eintreten der Arbeitshypothese H_1 festgestellt werden kann.

Wir beobachteten bei nahezu allen Patienten der Hamstringgruppe zu beiden Nachuntersuchungen eine besser koordinierte Start- und vor allem Landephase. Dieses Ergebnis entspricht den Beobachtungen von Eriksson et al. (Eriksson, Anderberg et al. 2001). Es beruht jedoch auf rein qualitativen Beobachtungen und ist daher nicht aussagefähig. Weitere quantitative Tests zur Evaluation der propriozeptiven Fähigkeiten sind daher nötig.

Wie in Kapitel 3 ausführlich beschrieben, kommt der Beugemuskulatur bezüglich dem kreuzbandinsuffizienten Kniegelenk und in der Rehabilitation nach dem Ersatz des vorderen Kreuzbands eine besondere Bedeutung zu. Während der Beugerkraft und ihrer Wiederherstellung nach der Entnahme der Beugesehnen schon in vielen kernspintomographischen (Cross, Roger et al. 1992) (Eriksson, Larsson et al. 1999) (Papandrea, Vulpiani et al. 2000) (Simonian, Harrison et al. 1997) und funktionellen (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Aune, Holm et al. 2001) (Barrett, Noojin et al. 2002) (Carter & Edinger 1999) (Corry, Webb et al. 1999) (Eriksson, Anderberg et al. 2001) (Eriksson 2001) (Feller, Webster et al. 2001) (Georgoulis, Papageorgiou et al. 1997) (Lipscomb, Johnston et al. 1982) (Marder, Raskind et al. 1991) (O'Neill 1996) (Pinczewski,

Deehan et al. 2002) (Shaieb, Kan et al. 2002) Studien Bedeutung zuteil wurde, wurde die Bedeutung der Wiederherstellung einer anderen sehr speziellen bis vor kurzem vernachlässigt. Die besondere Funktion der Pes anserinus Gruppe, insbesondere der Semitendinosus- und Gracilissehne, ist die aktive Innenrotation der Tibia. Segawa et al. (Segawa, Omori et al. 2002) gehen davon aus, dass eine Hemmung dieser Funktion, infolge einer Kreuzbandrekonstruktion mittels der Hamstringsehnen, einen möglichen Risikofaktor für eine Wieder- oder Folgeverletzung darstellt. Dies betrifft, aufgrund ihres laxen Kapsel-Band-Apparates, vor allem weibliche Patienten.

Der schnelle Wiederanstieg der Innenrotationskraft nach jeweils drei und sechs Monaten ist auch für den Untersucher sehr überraschend. Wie die Auswertung des Zwischensubjekteffektes zeigt, unterscheiden sich beide Treatmentgruppen nicht signifikant voneinander. Ein möglicher Grund für das Eintreten der Arbeitshypothese H_0 lässt sich jedoch unserer Meinung nach auf das frühfunktionelle Nachbehandlungsprotokoll, speziell der ischiocruralen Muskulatur, und eine geringe Entnahmestellenmorbidity zurückführen. Ein anderer möglicher und bedeutsamer Grund scheint die schnelle Regenerationsfähigkeit der Beugesehnen nach einer Entnahme zu sein (Cross, Roger et al. 1992) (Eriksson, Larsson et al. 1999) (Papandrea, Vulpiani et al. 2000) (Simonian, Harrison et al. 1997). Damit können wir die Ergebnisse der bislang durchgeführten kernspintomographischen bzw. morphologischen (Cross, Roger et al. 1992) (Eriksson, Larsson et al. 1999) (Papandrea, Vulpiani et al. 2000) (Simonian, Harrison et al. 1997) und zum Teil der funktionellen (Aglietti 2000) Untersuchungen bestätigen. Kritisch soll bemerkt werden, dass sich, trotz des Bemühens um eine isolierte muskuläre Erfassung der Pes anserinus Gruppe, die Einwirkung von Synergisten innerhalb dieser in-Vivo Studie nicht ausschließen lässt. Unsere Arbeit bietet daher keine valide Antwort auf die Frage, ob sich die gemessene Innenrotationskraft tatsächlich auf die Funktion der nachgewachsenen Sehnen zurückführen lässt.

Bislang wurde diese spezielle Funktion des Pes anserinus infolge der Sehnenentnahme zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands erst von drei Arbeiten untersucht (Aglietti 2000) (Segawa, Omori et al. 2002) (Viola, Sterett et

al. 2000). Während die von Aglietti et al. (Aglietti 2000) evaluierten Ergebnisse denen dieser Studie entsprechen, werden diese durch die Arbeiten von Segawa et al. (Segawa, Omori et al. 2002) nur zum Teil und von Viola et al. (Viola, Sterett et al. 2000) gar nicht bestätigt. Die Gründe für die widersprüchlichen Aussagen können zum Teil in Unterschieden im Studiendesign und/oder der Messvorrichtung liegen. Die einfache Messapparatur der vorliegenden Studie muss im Vergleich zum validen Messinstrumentarium Isokinetik der genannten Studien (Aglietti 2000) (Segawa, Omori et al. 2002) (Viola, Sterett et al. 2000) als ein Nachteil angesehen werden. Als ein Vorteil gegenüber der retrospektiven Studie von Viola et al. (Viola, Sterett et al. 2000) muss in erster Linie das prospektive und randomisierte Studiendesign genannt werden. Während Viola et al. nur die nicht-verletzte Seite als Bezugswert benutzt, verwendet die vorliegende Studie sowohl den intraindividuellen Vergleich, als auch den Vergleich zu einer anderen, in Alter und Geschlecht angepassten weiteren Transplantatgruppe. Zudem greifen Viola et al. auf eine Patientenpopulation zurück, welche von einer Vielzahl unterschiedlicher Operateure und mit Hilfe verschiedener Rehabilitationsprotokolle behandelt wurden. Unsere Studie enthält dagegen ausschließlich Patienten, welche von nur einem Operateur, dem Seniorautor, operiert und nach einem standardisierten Protokoll nachbehandelt wurden.

In Bezug auf unsere Ergebnisse ist zusammenfassend festzuhalten, dass die kombinierte Entnahme der Hamstringsehnen sowohl im Vergleich zur nicht-betroffenen kontralateralen Seite als auch im Vergleich zum Kreuzbandersatz mittels der Patellarsehne zu keiner Schwächung der Innenrotationskraft der Tibia im Kniegelenk führt. Kombiniert mit dem Wissen über die morphologische Regeneration (Cross, Roger et al. 1992) (Eriksson, Kindblom et al. 2001) (Papandrea, Vulpiani et al. 2000) kann die Entnahme der Semitendinosus- und Gracilissehne zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands empfohlen werden. Bei Maximalkraftmessungen der Oberschenkelmuskulatur infolge der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands sind isokinetische Kraftmessungen ein gebräuchliches Mittel (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Aune, Holm et al. 2001) (Carter & Edinger 1999) (Engstrom, Gornitzka et al. 1993) (Eriksson 2001)

(Feller, Webster et al. 2001) (Osteras, Augestad et al. 1998) (Sekiya, Muneta et al. 1998). Zur Bestimmung der Kraftverhältnisse der Extremitätenmuskulatur zwischen zwei Seiten wird unter der Annahme, dass bei „einem einseitigen Krankheitsbefall die nicht befallene Seite dem für den Patienten repräsentativen Normbereich entspricht“ (Mayer 1994), in der Regel die kontralaterale Seite als Bezugspunkt verwendet. Im Bereich des Kniegelenks sollte die Differenz nicht mehr als 10% überschreiten.

Lange Zeit galt der Einsatz der isokinetischen Systeme in der frühen postoperativen Phase als umstritten (Maitland, Ajemian et al. 1999). Ein Grund hierfür ist, dass bei einer Winkelgeschwindigkeit von 60°/sec. und bei einem Bewegungsumfang von 0°-90° zu hohe Scherkräfte auf das operierte Kniegelenk treffen. Die Folgen sind Kapselreizungen aufgrund eines noch muskulär insuffizienten und daher auch instabilen Kniegelenks und somit eine Verlängerung der Rehabilitation. Der Einsatz der Isokinetik galt erst ab dem 6. Monat als unbedenklich (Maitland, Ajemian et al. 1999). In jüngster Zeit werden isokinetische Untersuchungen jedoch schon ab der 6. Woche durchgeführt (Werner et al; Feil: beide Studien noch nicht veröffentlicht). Diese werden jedoch mit höheren Winkelgeschwindigkeiten (ab 180°/sec.) und innerhalb eines, für das Kniegelenk unbedenklichen, Bewegungsumfangs von 40°-70° durchgeführt.

Ein mit isokinetischen Untersuchungen evaluiertes Kraftdefizit der Quadricepsmuskulatur nach einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands ist im Allgemeinen bekannt. Innerhalb dieser Studie ist insgesamt in Bezug auf das mittlere prozentuale Maximalkraftdefizit der Kniestreckmuskulatur jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Treatmentgruppen mit Hilfe des Zwischensubjekteffektes der Varianzanalyse feststellbar. Das Eintreten der Nullhypothese H_0 ist um so mehr erstaunlich, als dass viele transplantatvergleichende Studien eine postoperative muskuläre Hemmung verbunden mit kurz- und langfristigen Kraftdefiziten der Quadricepsmuskulatur mit der Wahl des jeweiligen Transplantats, speziell dem Patellarsehnentransplantat, in Verbindung bringen (Aune, Holm et al. 2001) (Brown, Steiner et al. 1993) (Feller, Webster et al. 2001) (Aglietti, Buzzi et al.

1994) (Carter & Edinger 1999) (Aune, Holm et al. 2001) (Brown, Steiner et al. 1993) (Feller, Webster et al. 2001) (s.o.). Als ein möglicher Grund für diese Ergebnisse erscheint das geringe Trauma infolge beider verbesserter Operationsmethoden und eine damit verbundene muskuläre Hemmung des Extensormechanismus am wahrscheinlichsten. Zwar liegt auch ein Jahr postoperativ das Kraftdefizit innerhalb der Patellarsehnengruppe über 12%, welches wir auf den zuvor beschriebenen lang andauernden vorderen Knieschmerz und das Trauma der Entnahme an sich zurückführen, doch ist wie genannt insgesamt kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen feststellbar. Jedoch ist ein signifikanter Interaktionseffekt erkennbar. Beide Treatmentgruppen unterscheiden sich signifikant voneinander und es tritt die Arbeitshypothese H_1 ein. Konkret ausgedrückt bedeutet dies, innerhalb der Hamstringsehengruppe kann ein signifikant geringeres Kraftdefizit des Extensormechanismuses festgestellt werden. Aune et al. (Aune, Holm et al. 2001) und Feller et al. (Feller, Webster et al. 2001) führen die signifikanten Kraftdefizite der Extensormuskulatur nach einer Rekonstruktion des Kreuzbands mittels der Patellarsehne auf die Entnahmestellenmorbidity zurück.

Dass sich die Gesamtpopulation von einem geringeren mittleren Ausgangswert bis zum Ende der Untersuchung progressiv und kurzfristig verbessern kann, beweist der Operationseffekt innerhalb der Varianzanalyse. Für diese Erscheinung zeigt sich wohl, neben einer geringen und nur sehr kurzfristigen Entnahmestellenmorbidity, sowie ein gleichartiges Trauma durch die gewählten Operationstechniken, vor allem die Form der postoperativen Rehabilitation verantwortlich. Neben der Entnahmestellenmorbidity nennen Carter et al. (Carter & Edinger 1999) die Form des Rehabilitationsprotokolls als einen möglichen Grund für eine schnelle Wiederherstellung der postoperativen Quadricepskraft. Während ältere Studien mit einem konservativen Nachbehandlungsschema Kraftdefizite von ca. 40% ein Jahr postoperativ (Sachs, Daniel et al. 1989) bis 17% zwei Jahre postoperativ (Marder, Raskind et al. 1991) beobachten, werden diese signifikanten Defizite mit Hilfe der aggressiven und/oder beschleunigten Rehabilitation deutlich reduziert.

Wie von verschiedenen Studien gezeigt, sollte vor einer Rückkehr zur uneingeschränkten Aktivität die Quadricepskraft des operierten Beines einen bestimmten Wert erreichen. Dieser Wert schwankt zwischen 80% (Marder, Raskind et al. 1991), (Shelbourne & Nitz 1990) und 90% (Mayer 1994) der Quadricepskraft vom betroffenen zum nicht-betroffenen Bein. Wie unsere Ergebnisse zeigen, wird dieser Wert schon 6 Monate postoperativ von der Hamstringsehnenengruppe erreicht. Dahingegen wird er von der Patellarsehnenengruppe erst ein Jahr nach Operation erreicht. Zu ähnlichen Ergebnissen gelangen auch Aune et al. (Aune, Holm et al. 2001), sowie Carter et al. (Carter & Edinger 1999).

Bei der Überprüfung des prozentualen Kraftdefizits der Beugemuskulatur von der betroffenen zur nicht-betroffenen Seite fällt insbesondere eine Tatsache auf. Die Patienten der Patellarsehnenengruppe starten mit einem geringeren prozentualen Beugekraftdefizit in die Untersuchung als die Patienten der anderen Gruppe. Aufgrund dieser Tatsache vertreten wir die Ansicht, dass die Entscheidung, ob ein Transplantat aus dem Kniebeuge- oder dem Kniestreckapparat entnommen wird, nicht nur aufgrund der Vorliebe des Operateurs zu Gunsten einer bestimmten Operationstechnik, dem Beruf des Patienten oder anderen Entscheidungsträgern getroffen wird. Es sollte ebenso die Muskulatur des Patienten im Vorfeld der Operation genau untersucht werden, um mögliche präoperative muskuläre Defizite mit in den gesamten Therapieplan einzubeziehen. Wenn präoperativ der Extensormechanismus im Vergleich zum Kniebeugeapparat zu schwach ist, stellt sich die Frage, ob es sinnvoll ist, diesen mit einer Patellarsehnenentnahme langfristig noch weiter zu schwächen. Für diesen Fall wäre ein Hamstringsehnen transplantat zu empfehlen. Im Umkehrschluss ist es bei einer zu schwachen Beugemuskulatur möglicherweise sinnvoller die Patellarsehne zu entnehmen.

Bei einer gleichzeitigen Evaluation von nicht erkennbaren Beugekraftdefiziten mit Hilfe der Innenrotationskraftmessung ist der dargestellte signifikante Zwischensubjekteffekt nur schwer zu erklären. Ein möglicher Ansatz ist der schon im Eingangstest ausgeprägte Unterschied zwischen beiden Gruppen. Ein anderer Ansatz ist jener, dass die regenerierten Sehnen etwas proximal zum

ursprünglichen Ansatz liegen (Cross, Roger et al. 1992) (Eriksson, Larsson et al. 1999) (Papandrea, Vulpiani et al. 2000) (Simonian, Harrison et al. 1997). Möglicherweise kann aufgrund der scheinbaren Verringerung des Hebels bei einer reinen Beugebewegung vorerst nicht die Kraft erbracht werden, wie dies beim kontralateralen Bein feststellbar ist. Aber auch das Trauma der Operation an sich kann in einer reduzierten Beinbeugekraft resultieren. Für alle drei Erklärungsansätze spricht der nicht signifikante Interaktionseffekt zwischen beiden Treatmentgruppen. Eine signifikante Hemmung der Beinbeugemuskulatur infolge der Sehnenentnahme innerhalb der Hamstringsehnengruppe erscheint dagegen bei einem vergleichbaren Kurvenverlauf mit der Patellarsehnengruppe eher unwahrscheinlich. Der signifikante Zwischensubjekteffekt in Verbindung mit einem nicht-signifikanten Interaktionseffekt spricht eher nur für eine sehr kurzzeitige Hemmung der Beugemuskulatur. Die Ergebnisse der post hoc-Überprüfung sechs und zwölf Monate postoperativ können aus dem schon im Eingangstest höheren Mittelwert resultieren.

Zu ähnlich kurzfristigen Ergebnissen wie den unseren gelangen auch Aune et al. (Aune, Holm et al. 2001) in ihrer Studie sechs Monate postoperativ. Auch ein Jahr postoperativ können noch signifikante Beugekraftdefizite, beispielsweise durch Marder (Marder, Raskind et al. 1991), bei Patienten mit einem Hamstringsehnentransplantat gemessen werden. Jedoch handelte es sich bei dem Rehabilitationsschema um eine verzögerte Rehabilitation.

Langfristig gesehen können jedoch Feller et al. (Feller & Webster 2002), in einer Folgestudie zur oben genannten, drei Jahre postoperativ keine Differenzen zwischen der Hamstringsehnen- und der Patellarsehnengruppe mehr feststellen.

Mehrere weitere Studien hingegen stellen nach einer Entnahme der Hamstringsehnen gar keine muskulären Probleme hinsichtlich der Beugemuskulatur fest. Lipscomb et al. (Lipscomb, Johnston et al. 1982) berichten 26,2 Monate postoperativ von weniger als 1% Beugekraftdefizit nach vorderer Kreuzbandrekonstruktion mittels der Semitendinosussehne. Yasuda et al. (Yasuda, Tsujino et al. 1995) berichten sogar von einer vollständigen

Wiederherstellung der Kniebeugekraft nach einem Jahr postoperativ. Vergleichbar mit unseren Ergebnissen, beobachten diese Studien, wenn überhaupt, nur eine sehr kurze Inhibition der Beugemuskulatur.

Abschließend soll jedoch kritisch angemerkt werden, dass neben vielen Vorteilen, die ein isokinetisches System bietet, wie beispielweise die Möglichkeit der Registrierung von validen und reliablen Messwerten, ein entscheidender Nachteil besteht. Isokinetische Belastungsformen existieren während alltäglicher und sportlicher Bewegungen nicht. Sie werden künstlich erzeugt und finden nur in der sagittalen und nicht in einer mehrdimensionalen Bewegungsebene statt (Froböse 1993). Somit wird in der Regel nur die intramuskuläre Koordination, nicht aber die für die Gelenkstabilisation notwendige intermuskuläre Koordination, evaluiert.

16.2 Diskussion der Scoring-Systeme

Hinsichtlich des „Tegner-Activity-Scores“ sind im Vergleich zu vorherigen Studien (Engebretsen, Benum et al. 1990) (Eriksson 2001) (Grontvedt, Engebretsen et al. 1996) (Kartus, Ejerhed et al. 2000) (Marder, Raskind et al. 1991) (O'Neill 1996) (Shaieb, Kan et al. 2002) keine signifikanten Unterschiede feststellbar.

Diese Ergebnisse werden innerhalb dieser Studie durch die durchgeführte Varianzanalyse bestätigt. Der Zwischensubjekteffekt zeigt keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Versuchsgruppen. Beide Treatmentgruppen unterscheiden sich nicht signifikant voneinander und daher tritt die Nullhypothese H_0 ein.

Auch differieren die Kurvenverläufe der beiden Treatmentgruppen über den gesamten Untersuchungszeitraum nicht signifikant. Somit tritt wiederum die H_0 -Hypothese ein. Dabei erreichen beide Versuchsgruppen das vorherige bzw. angestrebte Aktivitätsniveau. Ausgehend von einem ähnlichen Ausgangsniveau, steigerten beide Versuchsgruppen das mittlere Aktivitätsniveau progressiv bis zum Ende der Untersuchung. Daher ist bei der

Auswertung des Operationseffektes das Eintreten der Arbeitshypothese H_1 keine Überraschung. Jedoch liegt bei allen Nachuntersuchungsterminen das mittlere Aktivitätsniveau innerhalb der mit einem Hamstringsehnentransplantat versorgten Gruppe jeweils leicht höher als das bei der zweiten Gruppe. Ein Grund für eine derartige Entwicklung könnte sein, dass sich die Patienten mit einem Hamstringtransplantat subjektiv sicherer fühlen und zufriedener sind als Patienten mit einem Patellarsehnentransplantat (Muneta, Sekiya et al. 1998). Dies beruht vor allem auf der Tatsache, dass mittels der Hamstringsehnenplastik eine schnellere Hyperextensionsfähigkeit, sowie ein verminderter retropatellarer Crepitus erreicht werden (Muneta, Sekiya et al. 1998). Möglicherweise versetzt diese Tatsache die Hamstringsehnenpatienten mental in die Lage, frühzeitig ein besseres Aktivitätsniveau zu erreichen. Auch bewerteten die Patienten der Studie Munetas (Muneta, Sekiya et al. 1998) eine subjektiv schnellere und komplikationslose Rekonvaleszenz des Extensormechanismus infolge einer Hamstringsehnenplastik als positiv. Zu diesem Ergebnis gelangen auch weitere Studien mit Hilfe von objektiven Parametern, wie z.B. der isokinetischen Messung der Extensorenmaximalkraft (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Aune, Holm et al. 2001) (Carter & Edinger 1999) (Lipscomb, Johnston et al. 1982).

Neben der schnelleren subjektiven und objektiven postoperativen Kräftigung des Extensormechanismus zur Stabilisation des Kniegelenks ist auch der Schmerz, insbesondere der vordere Knieschmerz (s.o.), in zweifacher Hinsicht ein entscheidender Faktor zu einer Rückkehr zum ursprünglichen Aktivitätsniveau. Dieser Schmerz, insbesondere der vordere Knieschmerz, wird verstärkt bei der Patellarsehnenplastik empfunden (Breitfuss, Frohlich et al. 1996) (Feller, Webster et al. 2001) (Kartus, Ejerhed et al. 2000). Zum einen entscheidet der Schmerz darüber, ob ein Patient den „Mut“ aufbringt, riskante Bewegungen auszuführen und sich somit immer mehr an sein ursprüngliches Aktivitätsniveau herantastet. Zum anderen ist, wie in Kap. 3.3 dargestellt, der körperliche Schmerz einer der Faktoren, die zu einer Unterbrechung des neuromuskulären Regelkreises (Biedert, Müller et al. 1998) (Engelhard, Reuter et al. 2002) führen können. Die Folge einer Unterbrechung sind muskuläre

Kraftdefizite, eine unzureichende Stabilisation des Gelenkes und schließlich die Einschränkung des Aktivitätsniveaus (s.o.).

Jedoch gelangten einige weitere Studien, wie etwa die von Corry et al. (Corry, Webb et al. 1999), Aglietti (Aglietti, Buzzi et al. 1994), Feller et al. (Feller & Webster 2002) und Barrett (Barrett, Noojin et al. 2002) bezüglich dieses Parameters zu einem signifikanten Unterschied zwischen Patellarsehnen- und Hamstringsehnen-Transplantaten. Die zuerst genannte Studie (Corry, Webb et al. 1999) zeigt, dass ein Patient, welcher sich einer vorderen Kreuzbandplastik mittels der Patellarsehne unterzieht, eine 18% höhere Chance aufweist um sein ursprüngliches Aktivitätsniveau wiederzuerlangen ($p= 0,01$). Die noch unveröffentlichte Studie von Feller et al. (Feller & Webster 2002) weist zwar 3 Monate postoperativ ein signifikant höheres Aktivitätsniveau innerhalb der Patellarsehnen-Gruppe nach, jedoch schon 5 Monate später ist eine signifikante Differenz nicht mehr erkennbar (Feller & Webster 2002) und das Ergebnis mit unserem vergleichbar.

Abschließend bleibt festzustellen, dass beide Gruppen sich hinsichtlich des „Tegner-Activity-Scores“ im Verlauf der Studie progressiv steigern können. Dies zeigt, dass sich das gewählte Rehabilitationsschema der beschleunigten oder „accelerated“ Rehabilitation bei beiden Operationsverfahren bewährt hat. Ebenso scheinen, hinsichtlich der Ergebnisse des „Tegner-Activity-Scores“, beide neu etablierten Operationsverfahren gegenüber dem Outcome vergleichbare Studien bzw. Operationstechniken standzuhalten.

Eine nahezu identische Entwicklung der körperlichen Belastungsfähigkeit zeigt der Aktivitätsscore nach Schweiger. Auch hier zeigt sich bei der Evaluation des Zwischensubjekteffektes kein signifikanter Unterschied zwischen der Hamstringsehnen- und der Patellarsehnen-Gruppe im Gesamtverlauf der Untersuchung. Somit trifft daher die H_0 -Hypothese zu.

Die Gründe für die progressive Zunahme der Belastbarkeit beider Versuchsgruppen sind von gleicher Natur, wie diejenigen, die für den „Tegner-Activity-Score“ verantwortlich sind. Jedoch ist optisch bei diesem Score, im Gegensatz zu dem vorherigen, die Gruppe der mit einer Patellarsehne versorgten Patienten, ein Jahr postoperativ leicht besser. Dieses Ergebnis

unterstützt die Resultate der Arbeiten von Aglietti (Aglietti, Buzzi et al. 1994), Corry et al. (Corry, Webb et al. 1999), Feller et al. (Feller & Webster 2002) und Barrett (Barrett, Noojin et al. 2002), welche eine größere Aktivität innerhalb der Patellarsehnengruppe feststellten (s.o.). Die optische Überlegenheit der Patellarsehnengruppe kann jedoch auch mit Hilfe des Interaktionseffektes nicht bestätigt werden, da kein signifikanter Wert ermittelt werden kann.

Ein Grund für die scheinbar optische Überlegenheit der Patellarsehnengruppe könnte darin liegen, dass der „Schweiger-Score“ mit nur vier Abstufungen viel ungenauer ist, als der mit 10 Stufen graduierte „Tegner-Activity-Score“. Als eine Folge dessen fällt es den Patienten schwerer, den genauen Zustand ihres aktuellen Leistungsvermögens einzuschätzen. Steht ein Patient bei der Evaluation eines Scores zwischen zwei Stufen, tendiert dieser, nach Auffassung von Höher et al. (Hoher, Bach et al. 1997) zu einer besseren Stufe, insofern er mit dem Operationsergebnis zufrieden ist oder ein schlechteres Körperbewusstsein besitzt. Dies ist bei dem „Tegner-Activity-Score“ mit seinen genau definierten Aktivitätsstufen nicht möglich.

Aufgrund dieses Erklärungsversuches und der Tatsache, dass kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen erkennbar war, steht das Ergebnis des „Schweiger-Scores“ auch nicht im Widerspruch zu dem Ergebnis des „Tegner-Activity-Scores“ dieser und weiterer Studien (Engebretsen, Benum et al. 1990) (Eriksson 2001) (Grontvedt, Engebretsen et al. 1996) (Kartus, Ejerhed et al. 2000). Auch lässt sich kein Widerspruch zu den Evaluationen Munetas (Muneta, Sekiya et al. 1998) oder Aunes (Aune, Holm et al. 2001) finden. Diese weisen mit ihren Studien eine subjektiv größere Patientenzufriedenheit infolge eines Hamstringtransplantat nach, als nach einem Patellarsehnentransplantat.

Die positiven Resultate hinsichtlich des Operationserfolges der beiden Aktivitätsscores, insbesondere der des „Tegner-Activity-Scores“, werden durch die Ergebnisse des „Lysholm-Scores“ bestätigt. Die ersten frühzeitigen Ergebnisse lassen sich anhand der verfügbaren transplantatvergleichenden Studien nicht interpretieren, da keine der verfügbaren Arbeiten drei Monate postoperativ diesen Score erhebt. Dennoch kann das Zwischenergebnis dieser Arbeit als positiv gewertet werden, da beide Versuchsgruppen den mittleren

Wert der Eingangsuntersuchung optisch jeweils verbessern konnten. Daher muss davon ausgegangen werden, dass die postoperative Morbidität aufgrund beider minimalinvasiven arthroskopischen Vorgehensweisen sehr gering ist und sich die gezielte, frühfunktionelle Rehabilitation ab dem ersten Tag postoperativ positiv auswirkt. Die Punktedifferenz von 81,85 für die Patellarsehnen- und 87,03 für die Hamstringsehnen-Gruppe, zum Zeitpunkt der ersten Nachuntersuchung, spricht jedoch lediglich dafür, dass sich die Patienten der letzteren Gruppe subjektiv für „alltagsfähiger“ halten. Dies bestätigt den am „Tegner-Activity-Score“ aufgezeigten Trend.

Sernert et al. (Sernert, Kartus et al. 1999) weisen innerhalb ihrer Studie nach, dass der „Lysholm-Score“, insbesondere die Parameter Schmerz und Instabilität, eine hohe Korrelation mit der Patientenzufriedenheit und der Patientenerwartung aufweist. Dies ist nachvollziehbar, da die im „Lysholm-Score“ erhobenen Parameter alle subjektiv sind und sie ausschließlich die Patientenzufriedenheit messen (Sernert, Kartus et al. 1999). Je höher also die Zufriedenheit und je kleiner der Schmerz mit der Kreuzbandplastik, desto höher ist auch der Score. Daher bedeutet das positive Ergebnis der ersten Nachuntersuchung nicht, dass die Patienten schon zu diesem Zeitpunkt sportfähig sind.

Die sechs Monate postoperativ erhobenen Werte mit einer mittleren Gesamtpunktzahl von 88,45 Punkten für die Patellarsehnen-Gruppe und 90,87 für die Hamstringsehnen-Gruppe sind vergleichbar mit den Werten von Eriksson et al. (Eriksson, Anderberg et al. 2001) und von Aglietti (Aglietti 2000).

Die Ergebnisse der Enduntersuchung, ein Jahr postoperativ, liegen sowohl bei der Patellarsehnen-Gruppe als auch der Hamstringsehnen-Gruppe weit über den Mittelwerten von Aglietti et al. (Aglietti 2000) und anderer Studien. Neben den Operationsmethoden kann folgender Grund zu diesen schlechteren Ergebnissen innerhalb Aglietti's Studie führen: Höher et al. (Hoher, Bach et al. 1997) belegten, dass das Outcome des „Lysholm-Scores“ in Interview-Form, wie im Fall unserer Studie, signifikant höher liegt, als wenn die Bewertung des Fragebogens in „Eigenregie des Patienten“ durchgeführt wird. Leider konnte nicht evaluiert werden, wie Aglietti et al. diesen Score durchführten.

Die mittel- und langfristig verfügbaren prospektiven (O'Neill 1996) (Pinczewski, Deehan et al. 2002) und retrospektiven Studien (Corry, Webb et al. 1999) (Grontvedt, Engebretsen et al. 1996) von zwei bis fünf Jahren postoperativ weisen keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Transplantatgruppen auf.

Vergleichbar mit den beiden Scoring-Systemen zuvor kann auch hier letztendlich kein Unterschied zwischen beiden Versuchsgruppen beobachtet werden. Folglich tritt die Nullhypothese H_0 ein. Dieselbe Hypothese tritt auch bei der Auswertung des Interaktionseffektes zu. Der gleichartige Kurvenverlauf und die fehlende Signifikanz bei dem Zwischensubjekteffekt erlauben die These, dass infolge einer minimalinvasiven Vorgehensweise bei beiden Operationstechniken das Trauma der Operation an sich gering ist. Diese These, sowie die im postoperativen Verlauf progressiv steigende Gesamtpunktzahl und ein signifikanter Operationseffekt, lassen auf eine geringe Entnahместellenmorbidity und einer damit verbundenen großen Patientenzufriedenheit (Muneta, Sekiya et al. 1998) schließen.

Wie schon erwähnt, sind abgesehen von den Einjahresergebnissen, die Gesamtpunktzahlen der oben genannten Studien ähnlich zu den Ergebnissen unserer Studie. Die vordergründige Stagnation der Endresultate der Studien kann darin begründet sein, dass der „Lysholm-Score“ nur in den ersten 6 Monaten postoperativ feinfühlig die Veränderungen erfasst und danach unverändert bleibt (Risberg, Holm et al. 1999). Dies kann jedoch durch unsere Studie nicht bestätigt werden, da hier in der Endphase der Studie eine Steigerung der Mittelwerte des „Lysholm-Scores“ beobachtbar waren.

Abschließend sollte kritisch angemerkt werden, dass auch Bengtsson (Bengtsson, Mollborg et al. 1996) innerhalb einer Studie zeigt, dass der „Lysholm-Score“ Patienten mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbands nicht „feinfühlig“ erfasst. Dieser Score sei eher für Meniskusverletzungen oder das patello-femorale Schmerzsyndrom erarbeitet worden (Bengtsson, Mollborg et al. 1996) (Risberg, Holm et al. 1999). Dies ist ein möglicher Grund dafür, dass neuere prospektiv randomisierte Studien (Aune, Holm et al. 2001) (Feller, Webster et al. 2001) (Feller & Webster 2002) den Cincinnati-Score zur

Evaluation subjektiver Belastungsparameter erheben (Andersson, Odensten et al. 1991) (Corry, Webb et al. 1999) (Grontvedt, Engebretsen et al. 1996) (Kartus, Magnusson et al. 1999).

Nach Risberg (Risberg, Holm et al. 1999) und Eriksson (Eriksson, Anderberg et al. 2001) erfasst der „IKDC-Score“, ähnlich wie der „Lysholm-Score“, die Veränderung bewegungsspezifischer Parameter nur unzureichend. Sernert et al. (Sernert, Kartus et al. 1999) dagegen stellen innerhalb ihrer Studie fest, dass der „IKDC-Score“ ein nützliches und reliables Erfassungssystem zur Evaluation von Ergebnissen nach einer vorderen Kreuzbandplastik darstellt. Die meisten der prospektiven und retrospektiven Studien erfassen daher diesen kniespezifischen Score. Dies ermöglicht es, unsere Ergebnisse mit denen anderer Studien zu vergleichen.

Zur ersten Nachuntersuchung drei Monate postoperativ sind keine statistischen Unterschiede zwischen beiden Gruppen feststellbar. Schon zu diesem Untersuchungszeitpunkt erreichen 29,1% der Patellarsehnen- und 35,5% der Hamstringsehnengruppe exzellente bis gute Ergebnisse, was den Kategorien A- bzw. B entspricht. Bei einer vergleichbaren prospektiv randomisierten Studie gelangt Feller (Feller, Webster et al. 2001) vier Monate postoperativ zu einem insgesamt schlechteren Ergebnis. Dabei kann er einen signifikanten Unterschied zu Gunsten der Hamstringsehnengruppe feststellen. Feller führt dieses Ergebnis auf eine hohe Korrelation zwischen dem Score und den Schmerzsymptomen des vorderen Knieschmerzes zurück (Feller, Webster et al. 2001).

Die guten Ergebnisse unserer Studie basieren auf zwei möglichen Gründen. Zum einen wird innerhalb der Evaluation des „IKDC-Scores“ der „Single-legged-hop“-Test, welcher aufgrund muskulärer Defizite zu diesem frühen Nachuntersuchungszeitpunkt unweigerlich zu schlechten Ergebnissen führt, nicht miteinbezogen (Risberg, Holm et al. 1999). Zum anderen kann dies eine Folge einer geringeren kurzfristigen, postoperativen Morbidität infolge verbesserter operativer Techniken sein (s.o.).

Im Rahmen der fortschreitenden Wundheilung und Rehabilitation verbessert sich auch das Gesamtergebnis des Scores progressiv. Ein Jahr postoperativ erzielen 96,8% der Hamstringsehnenpatienten und 77,5% der Patellarsehnenpatienten ein gutes bzw. exzellentes Ergebnis. Trotz offensichtlich unterschiedlicher Prozentränge ist das Einjahresergebnis dieses Scores nicht signifikant unterschiedlich.

Für diesen Zeitpunkt existieren keine vergleichbaren Werte in der Literatur. Die Auswertung dieses Scores erfolgt bei anderen Studien erst frühestens zwei Jahre postoperativ bzw. noch später. Außer der prospektiven Studie von Anderson (Anderson, Snyder et al. 2001), welcher ein signifikant besseres Ergebnis innerhalb der Patellarsehnengruppe feststellt, unterscheiden sich mittelfristig, 2 bzw. 3 Jahre postoperativ, die Endscores beider Versuchsgruppen innerhalb weiterer prospektiv randomisierter (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (O'Neill 1996) (Shaieb, Kan et al. 2002) (Feller & Webster 2002) und retrospektiver (Corry, Webb et al. 1999) Studien nicht signifikant voneinander.

16.3 Diskussion der klinischen Testmethoden

Während die Mehrzahl der transplantatvergleichenden Studien bei der anterioren-posterioren Kniestabilität keine signifikanten Unterschiede zwischen arthroskopisch assistierten Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes mittels den Hamstringsehnen oder der Patellarsehne gefunden wurden (Aune, Holm et al. 2001) (Corry, Webb et al. 1999) (Harter, Osternig et al. 1988) (Marder, Raskind et al. 1991), berichten andere Autoren über eine signifikant bessere Stabilität infolge der Verwendung des mittleren Drittels der Patellarsehne (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Anderson, Snyder et al. 2001) (O'Neill 1996) (Höher, Moller et al. 1998). Jedoch ist in der Regel die durch ein Transplantat „künstlich“ wiedererlangte Kniestabilität technikabhängig. Bei verbesserter Technik hat daher die Bedeutung der Hamstringsehnen in den letzten Jahren stark zugenommen.

Schon 1989 beobachtete Harter et al., dass sich die Effizienz sowohl eines Patellar- als auch eines Hamstringsehnentransplantats bezüglich der anterioren-posterioren Kniestabilität nicht signifikant voneinander unterscheiden. Alle neueren transplantatvergleichenden Studien, die ein kombiniertes Hamstringsehnentransplantat mit einem Patellarsehnentransplantat vergleichen, kommen zu demselben Ergebnis (Aune, Holm et al. 2001) (Corry, Webb et al. 1999) (Feller, Webster et al. 2001) (Harter, Osternig et al. 1988) (Marder, Raskind et al. 1991) (Pinczewski, Deehan et al. 2002) (Shaieb, Kan et al. 2002).

Damit decken sich diese Ergebnisse mit denen unserer Studie. Zu keinem Nachuntersuchungszeitpunkt unterscheidet sich der, mit dem „KT 1000 Arthrometer“ apparativ gemessene, Mittelwert der anterioren-posterioren Stabilität in beiden Gruppen voneinander. Dies betrifft sowohl den Vergleich der Hamstringsehnengruppe zu dem der Patellarsehnengruppe als auch den Vergleich der absoluten Werte des betroffenen zum nicht-betroffenen Kniegelenk. Dabei überschreiten die Werte der Differenz vom betroffenen zum nicht-betroffenen Kniegelenk zu keinem Nachuntersuchungszeitpunkt den pathologischen Grenzwert von drei Millimetern. Damit wird die innerhalb der Normalpopulation evaluierte pathologische Seitendifferenz von mehr als drei mm zu keinem Zeitpunkt der Untersuchung überschritten (Kohn 2000). Aufgrund dessen tritt bei der Auswertung des Zwischensubjekteffektes die Nullhypothese H_0 zu. Die sofortige postoperative Stabilisation der instabilen Kniegelenke beider Gruppen sowie die konstant stabilen postoperativen Werte führen zu einem nicht signifikanten Interaktionseffekt und zu einem Eintreten der Arbeitshypothese H_1 .

Verglichen mit älteren Studien zeigen unsere „KT 1000“ Ergebnisse, dass die kurzfristige mechanische Stabilität eines insertionsnahen, viersträngig kombinierten Semitendinosus- und Gracilissehnentransplantats gegenüber einem einfachen Semitendinosussehnentransplantat verbessert wird. Jedoch benötigen wir noch weitere Ergebnisse, in welchen die langfristige Stabilität des Transplantates evaluiert wird. Diese zeigen einzig Pinczewski et al. (Pinczewski, Deehan et al. 2002) in einer Untersuchung über fünf Jahre bei

einem vergleichbaren Hamstringsehnentransplantat. Innerhalb seiner Studie stellt er keine signifikanten langfristigen Unterschiede zwischen beiden Gruppen fest.

Als ein Grund für den positiven Operationseffekt innerhalb der Gesamtpopulation und das Eintreten der Arbeitshypothese H_1 dieser Studie kann neben der Verbesserung der Transplantateigenschaften die insertionsnahe Fixierung genannt werden, welche mindestens kurzfristig einen „bungee“-Effekt (Höher, Moller et al. 1998) verhindert. Auch scheint sich die Konditionierung des Transplantates positiv auf die biomechanische Stabilität des Konstruktes auszuwirken, da kurzfristig eine Elongation der vorderen Kreuzbandplastik verhindert wird. Zudem kann auch mit der Kombination von Semitendinosus- und Gracilissehne eine Elongation des Hamstringtransplantats kurzfristig verhindert werden. Ob diese positiven Ergebnisse auch langfristig zu beobachten sind, bleibt ebenso abzuwarten (s.o.).

Einige Arbeiten, wie die von Otero und Hutcheson (Otero & Hutcheson 1993) beobachten eine signifikante größere vordere Instabilität des Kniegelenks nach Rekonstruktion mittels der Hamstring- im Vergleich zur Patellarsehnenplastik. Während hier jedoch in der Regel die Fixierung der Patellarsehne anatomisch ist, ist die einfache Semitendinosussehne insertionsfern mittels EndoButton[®] fixiert. Auch handelt es sich bei dem Hamstringssehnentransplantat in allen Fällen um ein einfaches bzw. zweifaches Transplantat. Daher kann ein „bungee“-Effekt nicht ausgeschlossen werden.

Kritisch anzumerken ist in diesem Zusammenhang, dass in den meisten Studien nicht genannt wird, mit welcher translatorischen Kraft der „KT 1000“ Test durchgeführt wird. Aglietti et al. (Aglietti, Buzzi et al. 1994) kritisieren, dass der „KT 1000“ Test mit niedrigen Kräften, unter 20 Pfund, nicht aussagekräftig ist. Bei niedrigen Kräften halten Patienten mit einer stark ausgebildeten Oberschenkelmuskulatur oft reflektorisch gegen die anteriore Translation. Daher können nur Studien, welche den Test mit der „Manual Max. Methode“ durchführen, repräsentative Ergebnisse liefern (Aglietti, Buzzi et al. 1994). Dies wurde innerhalb dieser Studie berücksichtigt.

Es bleibt also festzustellen, dass alle neueren transplantatvergleichenden Studien keine signifikant größeren Instabilitäten infolge einer Hamstringsehnenplastik gegenüber der Patellarsehnenplastik beobachten können (Aune, Holm et al. 2001) (Corry, Webb et al. 1999) (Feller, Webster et al. 2001) (Harter, Osternig et al. 1988) (Marder, Raskind et al. 1991) (Pinczewski, Deehan et al. 2002) (Shaieb, Kan et al. 2002). Dies kann durch diese Studie bestätigt werden. Voraussetzung dafür scheint die insertionsnahe Fixierung eines kombinierten vierfachen Semitendinosus- und Gracilissehnen-transplantats zu sein. Nur so können die Elongation eines Hamstringsehnen-transplantats und damit auch der „bungee“-Effekt verhindert werden.

Wie auch bei dem zuvor analysierten Parameter herrscht innerhalb der derzeit verfügbaren Literatur Uneinigkeit betreffend der klinischen, nicht mit dem apparativen „KT 1000 Arthrometer“ evaluierten, anterioren-posterioren Stabilität. Während einerseits keine signifikanten Unterschiede zwischen arthroskopisch assistierten Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbands mittels den Hamstringsehnen und der Patellarsehne gefunden werden konnten (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Aune, Holm et al. 2001) (Eriksson 2001) (Feller, Webster et al. 2001) (Marder, Raskind et al. 1991), berichten andere Studien über eine bessere Stabilität bei der Verwendung des mittleren Drittels der Patellarsehne (Corry, Webb et al. 1999) (O'Neill 1996) (Otero & Hutcheson 1993). Für die vermehrte Instabilität infolge der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mittels der Hamstrings, insbesondere die vermehrte „a.p.-Translation“, werden mehrere Gründe genannt (s.o.). Beispielsweise können auch die Tunnelposition und die Art der Rehabilitation über die postoperative Stabilität des Kniegelenks entscheiden (Höher, Moller et al. 1998) (Howell & Taylor 1993) (Fu, Bennett et al. 1999). Prinzipiell können aber auch, wie oben angedeutet, die Transplantatfixierung, die unterschiedlichen Transplantateigenschaften und der Einheilungsprozess des Transplantates in den Knochen für die postoperativ erhöhte „a.p.-Translation“ diskutiert werden (L'Insalata, Klatt et al. 1997) (Nebelung, Becker et al. 1998) (Röpke, Becker et al. 2001).

Mit Hilfe des „Lachman“ Tests können die Ergebnisse des objektiven „KT 1000“ Tests subjektiv erfüllt und bestätigt werden. Bei der subjektiven Beurteilung der manuell ausgelösten anterioren-posterioren Translation ist noch beim Eingangstest bei allen 62 Patienten eine mehr oder weniger große Schubladebewegung feststellbar. Dies erscheint nicht verwunderlich, da auch alle sonstigen Tests und Anzeichen auf eine Ruptur des vorderen Kreuzbands hindeuten. Mittels einer, der Rekonstruktion des Kreuzbands vorausgehenden, diagnostischen Arthroskopie konnten die Untersuchungsergebnisse dieses ersten Tests bestätigt werden.

Die postoperativen Untersuchungen der „a.p.-Translation“ mit Hilfe des „Lachman“ Tests zeigen, dass das Ziel des operativen Eingriffs, die Stabilisation des Kniegelenks, bei allen Patienten beider Gruppen voll erfüllt wird. Die Ergebnisse des „KT 1000“ Tests können also insgesamt bestätigt werden. Dies beweist der signifikante Wert bei der Auswertung des Operationseffektes innerhalb der durchgeführten Varianzanalyse. Wie der Zwischensubjekteffekt zeigt, unterscheiden sich beide Gruppen hinsichtlich des Outcomes nicht signifikant voneinander. Somit tritt, wie auch schon beim „KT 1000“ Test, wiederholt die H_0 -Hypothese ein. Der diskret negative Trend, welcher in beiden Gruppen jeweils bei der zweiten und dritten Nachkontrolle beobachtet werden kann, ist jeweils nicht signifikant. Ein Jahr postoperativ weisen nur drei Patienten (9,6%) der Patellarsehnengruppe und zwei Patienten (6,5%) der Hamstringsehnengruppe eine leichte „a.p.-Instabilität“ ersten Grades auf. Da eine Reruptur durch weitere klinische und bildgebende Testverfahren ausgeschlossen werden kann, ist es wahrscheinlich, dass diese leichten translatorischen Bewegungen aufgrund muskulärer Defizite ausgelöst werden. Ein weiterer Grund für die verstärkte Translation kann die Tatsache sein, dass es sich bei allen fünf Testpersonen um Frauen handelt, welche in der Regel einen „laxeren“ Kapsel-Band-Apparat aufweisen. Dies kann nach Eriksson et al. (Eriksson 2001) das Outcome beeinflussen. Auch eine leichte Transplantatelongation kann der Grund für die auslösbare „a.p.-Translation“ sein. Der signifikante Operationseffekt ist eine logische Konsequenz der operativ bedingten Stabilisation der Kniegelenke der Gesamtpopulation, wie

auch die post hoc-Untersuchungen zeigen. Ausgehend von einem vergleichbaren Ausgangsniveau, führt die postoperative Stabilisation zu konstant stabilisierten Kniegelenken.

Die Ergebnisse unserer Untersuchung sind mit denen anderer durchaus zu vergleichen. Nahezu alle der transplatatvergleichenden Studien enthalten den „Lachman“ Test. Außer den Studien von Corry et al. (Corry, Webb et al. 1999), O'Neill et al. (O'Neill 1996) und Otero et al. (Otero & Hutcheson 1993) gelangt keine Arbeitsgruppe zu einem signifikanten Unterschied bezüglich des „Lachman“ Tests. Ein bzw. zwei Jahre postoperativ weisen innerhalb der Patellarsehnengruppen durchschnittlich ca. sieben Prozent und in den Hamstringsehnengruppen ca. acht Prozent der Patienten eine vordere Instabilität ersten Grades auf (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Aune, Holm et al. 2001) (Eriksson 2001) (Feller, Webster et al. 2001) (Feller & Webster 2002) (Marder, Raskind et al. 1991) (Pinczewski, Deehan et al. 2002) (Shaieb, Kan et al. 2002). Es scheint so, dass sowohl innerhalb der verfügbaren Literatur als auch in unserer Studie beide Transplantattypen mittelfristig stabil bleiben.

Wie in Kapitel 12 erklärt, dient der „a.p.-Translations“ Test ebenfalls zur Evaluation der anterioren-posterioren Kniestabilität bzw. Instabilität. Dabei unterscheidet er sich vom „Lachman“ Test, indem er eine mögliche Instabilität in einer anderen Winkelposition und in leichter Rotationsstellung erfasst.

Dieser Test wird nach unserem Wissen in anderen transplatatvergleichenden Studien nicht evaluiert. Doch ist er unserer Auffassung nach aus zwei Gründen wichtig. Einerseits reagiert das Kniegelenk bei den klinischen Testmethoden sehr feinfühlig auf unterschiedliche Gelenkpositionen. Andererseits wird innerhalb dieser Studie dieser Test dazu benutzt, das Ergebnis des äußerst subjektiven „Lachman“ Tests zu verifizieren und zu validieren.

Wie erwartet, gelangen wir zu ähnlichen Resultaten wie beim „Lachman“ Test. Es kann bei der ersten postoperativen Untersuchung eine ähnliche optische Verringerung des Mittelwertes beider Versuchsgruppen beobachtet werden. Im weiteren Verlauf verzeichnen wir in der Folge wiederum den schon zuvor geschilderten diskreten negativen Trend. Ein Jahr postoperativ schließlich

weisen 3 Patienten (9,6%) der Patellarsehnengruppe und 1 Patient (3,2%) der Hamstringsehnengruppe eine leichte „a.p.-Instabilität“ zweiten Grades auf.

Die Folge der operativ bedingten Stabilisation ist ein signifikanter Operationseffekt innerhalb der durchgeführten Varianzanalyse. Jedoch nur schwer interpretierbar erscheint jeweils der signifikante Zwischensubjekt- und Interaktionseffekt. Erklärbar ist dieser Gruppenunterschied nur aufgrund einer Tatsache, dass die Patellarsehnengruppe mit einem signifikant instabileren mittleren Ausgangsniveau in die Studie startet. Da postoperativ bei beiden Gruppen so gut wie keine Instabilität mehr erfasst werden kann, kann dieser präoperative Unterschied möglicherweise sowohl den jeweils signifikanten Interaktions- und Zwischensubjekteffekt bedingen.

Im postoperativen Vergleich kann sogar verstärkt eine leichte Instabilität innerhalb der Patellarsehnengruppe beobachtet werden. Dies ist insofern überraschend, als dass diesem Transplantat im Allgemeinen die „stärkeren bzw. festeren Eigenschaften“ nachgesagt werden. Die Unterschiede können jedoch insgesamt nur bei vier Patienten beobachtet werden und sind daher post hoc nicht signifikant. Diesen Trend weisen, wie oben dargestellt, auch die beiden zuvor dargestellten klinischen Testverfahren auf.

Bei der klinischen Evaluation einer möglichen Subluxation des Kniegelenks mit dem „Pivot-shift“ Test kann wiederum ein signifikanter Zwischensubjekteffekt zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden. Es trifft die Arbeitshypothese H_1 zu. Auch die Auswertung des Interaktionseffektes zeigt überraschend einen signifikant unterschiedlichen Kurvenverlauf. Bei einem vergleichbaren operativ bedingten Stabilisationseffekt und postoperativen Trend wie bei den Testverfahren zuvor, sind diese signifikanten Ergebnisse natürlich nur schwer interpretierbar. Jedoch zeigt die post hoc-Untersuchung des Zwischensubjekteffektes wieder nur einen signifikanten Wert bei der ersten der vier Untersuchungen. Dieses lässt den Schluss zu, dass auch bei diesem Test die Unterschiede auf ein signifikant unterschiedliches Ausgangsniveau zurückzuführen sind.

Nur zwei Patienten (6,4%) der Patellarsehnengruppe weisen eine leichte Rotationsinstabilität ersten Grades ein Jahr postoperativ auf. Da dieses Ergebnis nicht mit dem objektiven und subjektiven Outcome korreliert (Corry, Webb et al. 1999) (Sernert, Kartus et al. 1999) (Wojtys & Huston 2000) ist das Ausmaß dieser ohnehin subjektiv evaluierten Instabilität tolerierbar (Eriksson 2001).

Auch Feller et al. (Feller, Webster et al. 2001) können vier Monate postoperativ keine signifikanten Unterschiede zwischen den mit einer Patellarsehne oder einem Hamstringtransplantat versorgten Patienten feststellen. In einer weiteren vergleichbaren Studie von Pinczewski et al. (Pinczewski, Deehan et al. 2002) zeigen ein Jahr postoperativ 75% der Hamstringsehnenpatienten und 94% der Patellarsehnenpatienten keinen „Pivot-shift“ auf. Dieses Ergebnis ist nicht signifikant. Fünf Jahre postoperativ zeigen jedoch nahezu alle Patienten dieser Studie einen negativen „Pivot-shift“. Andere Studien stellen zwei bzw. drei Jahre nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands einen erhöhten Prozentanteil von Patienten mit einem positiven „Pivot-shift“ fest. Dies betrifft zwar die Gesamtpopulation, jedoch vor allem die Patienten, welche mit einem Hamstringsehnen-transplantat operativ versorgt werden (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Otero & Hutcheson 1993). Jedoch kann dies mittels unserer Ergebnisse kurzfristig nicht bestätigt werden. Auch Corry et al. beobachten eine größere Rotationsinstabilität innerhalb der Hamstringsehnen-gruppe (Corry, Webb et al. 1999). Dies liegt jedoch unserer Meinung nach verstärkt an der Tatsache, dass in dieser Gruppe vermehrt weibliche Teilnehmerinnen zu finden sind, die generell einen laxeren Kapsel-Band-Apparat aufweisen (Corry, Webb et al. 1999) (Eriksson 2001).

Über die Gründe für die unterschiedlichen Ergebnisse dieser und anderer Studien bezüglich der Evaluation mittels klinischer Testverfahren besteht kein allgemeiner Konsens. Dass beispielsweise innerhalb unserer Studie so wenige Patienten der Gesamtpopulation keinen „Pivot-shift“ aufweisen, steht im Gegensatz zu den meisten anderen transplantatvergleichenden Studien. Die Frage nach dem „Warum“ kann letztendlich nicht ausreichend geklärt werden. Mögliche Gründe können die verbesserte Operationstechnik, die Erfahrung des

Operateurs oder auch eine effektivere rehabilitative Vorgehensweise und eine höhere Patientencompliance sein.

Jedoch mit nur einer Ausnahme, dem „KT 1000“ Test, wird die Stabilität des Kniegelenks ausschließlich über subjektive Testverfahren evaluiert. Die Graduierung der hier erfassten Instabilität erfolgt zwar auch über den Vergleich mit der kontralateralen, unverletzten Gegenseite, welche die Ergebnisse objektivieren soll. Dennoch werden die klinischen Testmethoden im Rahmen der klinischen Untersuchung allgemein als subjektiv und daher bestenfalls semiquantitativ eingestuft (Kohn 2000). Gründe hierfür sind u.a. die nicht kontrollierbare und reproduzierbare Lagerung des Beines und die Erzeugung von undefinierten Translationskräften aufgrund intraindividuelle Ausführung der Testmethode. Dies kann in der Tat zu unterschiedlichsten Ergebnissen führen.

Auch wiegt das Argument der unterschiedlichsten Transplantateigenschaften und –fixierungen als Erklärung für die meist nicht direkt vergleichbaren Ergebnisse zwischen den verschiedenen Studien. Dies wurde schon im theoretischen Teil der Arbeit hinlänglich geschildert und trifft vor allem auf die Hamstringtransplantate zu. Es ist beispielsweise unmöglich, ein vierfach kombiniertes Hamstringsehnen- mit einem einfachen zweifach Semitendinosussehnentransplantat zu vergleichen (Anderson, Snyder et al. 2001), da die Festigkeit und Steifheit des Transplantates nicht vergleichbar sind. Ebenso kann eine insertionsnahe nicht mit einer insertionsfernen Fixierung gleichgesetzt werden (Brand, Weiler et al. 2000) (Höher, Moller et al. 1998). In beiden Fällen kann eine Transplantatelongation oder Tunnelerweiterung die Folge sein, welche eine erhöhte Instabilität mit sich führt. Andersson (Anderson, Snyder et al. 2001) selber bemerkt, dass aufgrund der Weiterentwicklung der Operationstechniken ältere transplantatvergleichende Studien nicht mit neueren vergleichbar sind.

Der Verlust der Beweglichkeit ist eines der eigentlichen Probleme nach einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands (Shaieb, Kan et al. 2002) (Shelbourne & Trumper 1997). Dieser Bewegungsverlust kann sowohl die Alltags- als auch die Sportaktivität des Patienten hemmen.

Vor allem ein Verlust der Hyperextension oder der Endstreckung nach einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mittels der Patellarsehne ist ein schon vielfach beobachtetes Problem (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Shaieb, Kan et al. 2002) (Shelbourne & Trumper 1997). Diese Problematik kann zu verstärkten femoro-patellaren Schmerzen und dem vorderen Knieschmerz führen (Shaieb, Kan et al. 2002), welche wiederum das subjektive Outcome negativ beeinflussen können (Muneta, Sekiya et al. 1998).

Eine möglichst schnelle Rückkehr zur Hyperextensionsfähigkeit reduziert auch die Wahrscheinlichkeit einer Zyklops-Tumor Bildung signifikant auf ca. 2,8%.

Zur vollständigen Wiederherstellung der Extension empfehlen Shelbourne und Trumper ein „aggressives Rehabilitationsprotokoll“ mit sofortiger endgradiger Vollbelastung, teilweise bis über die Schmerzgrenze hinaus (Shelbourne & Trumper 1997). Dieses oft diskutierte und mehrfach überarbeitete Rehabilitationskonzept scheint, durch eine frühzeitige postoperative Mobilisation mit Betonung auf die frühzeitige Wiederherstellung der Hyperextension, das Risiko eines „Extensions-“, bzw. „Flexionsdefizits“ zu reduzieren.

Innerhalb der genannten verfügbaren, prospektiven und transplantat-vergleichenden Studien, benutzen einzig Marder et al. (Marder, Raskind et al. 1991) ein verlangsamtes Rehabilitationsprotokoll. Neben „Extensionsdefiziten“, die über den Ergebnissen anderer Studien liegen, ist eine weitere Folge dieser Form der Rehabilitation eine sehr hohe Inzidenz des vorderen Knieschmerzes, sowohl bei Patienten, welche mit einer Patellarsehne operativ versorgt wurden, als auch bei Patienten mit einem Hamstringsehnentransplantat.

U.a. aufgrund der oben genannten Gründe, wird innerhalb unserer Studie ein modifiziertes „beschleunigtes Rehabilitationsschema“ (accelerated rehabilitation) angewendet. Dieses Rehabilitationsschema hat den Vorteil einer frühzeitigen postoperativen Mobilisation und Kräftigung, bei einer gleichzeitigen Reduzierung des Risikos einer Überbelastung. Es setzt jedoch eine hohe Anforderung an die jeweiligen Therapeuten und eine hohe Compliance des Patienten voraus.

Einen weiteren Vorteil dieser Form der Rehabilitation zeigt eine von unserer Arbeitsgruppe noch nicht veröffentlichte Studie. Mittels der „accelerated rehabilitation“ kann eine postoperative Erweiterung des tibialen Tunnels reduziert werden (Rossis et al., n.n. veröffentlicht). Neben den genannten Vorteilen, sowie den Auswirkungen auf den vorderen Knieschmerz innerhalb dieser Studie (s.o.), spiegelt sich die angewandte Form der Rehabilitation auch in den Ergebnissen der Extensions- und Flexionsmessungen wider.

Mögliche „Extensionsdefizite“ wurden schon im Vorfeld der Studie ausgeschlossen, indem die Operationen erst durchgeführt wurden, nachdem die verletzte Extremität der Patienten wieder voll beweglich war. Ein zu früh gewählter Operationszeitpunkt kann das Risiko eines postoperativen Verlustes des Bewegungsumfanges um ca. 10% erhöhen (Cerulli 1997, persönliche Angabe des Autors, nicht veröffentlicht).

Die Kombination aus gewählter Operationstechnik, ganz gleich ob Patellar- oder Hamstringsehnentransplantat, aus der Form der Rehabilitation und der Compliance der Studienteilnehmer führt dazu, dass kein Patient der beiden Gruppen zu irgendeinem Zeitpunkt der Untersuchung ein „Extensionsdefizit“ von mehr als 2° aufwies. Bei einem optisch vergleichbaren Ausgangswert zwischen beiden Gruppen, unterschieden sich folglich beide Versuchsgruppen in Bezug auf den Zwischensubjekteffekt und den Interaktionseffekt nicht signifikant voneinander und es ist jeweils die Nullhypothese H_0 zu beobachten. Mit Hilfe der fortschreitenden komplikationslosen Wundheilung, forcierter therapeutischer Anwendungen und den minimal invasiven operativen Verfahren ist der signifikante Operationseffekt erklärbar. post hoc können jeweils signifikante Unterschiede von der präoperativen zu allen weiteren postoperativen Untersuchungen festgestellt werden.

Bei der Analyse der entsprechenden transplantatvergleichenden Studien (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Anderson, Snyder et al. 2001) (Aune, Holm et al. 2001) (Barrett, Noojin et al. 2002) (Corry, Webb et al. 1999) (Eriksson, Anderberg et al. 2001) (Feller, Webster et al. 2001) (Feller & Webster 2002) (Grontvedt, Engebretsen et al. 1996) (O'Neill 1996) (Pinczewski, Deehan et al.

2002) richtet sich die Aufmerksamkeit der Autoren fast ausschließlich auf den postoperativen Verlust der Streckfähigkeit und seine direkten und indirekten Auswirkungen. Im Gegensatz dazu wird ein mittel- bis langfristiger Verlust der Beugefähigkeit zwar erwähnt, jedoch nur oberflächlich diskutiert. Dies ist umso erstaunlicher, da in nahezu allen genannten Studien „Beugedefizite“ beobachtet werden. Zwar sind die beobachteten „Beugedefizite“, mit Ausnahme von Pinczewski (Pinczewski, Deehan et al. 2002) und Shaieb (Shaieb, Kan et al. 2002), innerhalb der Gruppen, die mit einer Patellarsehne versorgt wurden, insgesamt geringer, doch kann keine Studie eine signifikante Differenz zwischen den beiden Versuchsgruppen feststellen.

Damit entsprechen die Ergebnisse anderer Studien genau denen, welche innerhalb dieser Studie evaluiert werden können. Zwar kann zu den beiden letzten Nachuntersuchungszeitpunkten optisch ein geringeres „Beugedefizit“ innerhalb der Hamstringsehnengruppe beobachtet werden, doch zeigt die Auswertung des Zwischensubjekteffektes keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Treatmentgruppen. Auffällig ist wiederum der zu beobachtende signifikante Operationseffekt. Die innerhalb unserer Studie beobachteten „Beugedefizite“ scheinen zu den verschiedenen Nachuntersuchungen geringer zu sein, als diejenigen der anderen Studien zu vergleichbaren Nachuntersuchungszeitpunkten. Während Feller (Feller, Webster et al. 2001) drei Monate postoperativ von „Beugedefiziten“ von durchschnittlich 16° bzw. 20° für die Patellar- bzw. Hamstringtransplantate berichtet, stellten wir Defizite von nur 6°-7° für beide Versuchsgruppen fest.

Bei Unterstellung einer korrekten Positionierung des Transplantates sprechen die positiven Ergebnisse hinsichtlich der Beweglichkeit beider Gruppen für die Effizienz der eingesetzten Rehabilitation. Zudem wird die Wahl des richtigen Operationszeitpunktes bestätigt, da bei keinem Patienten ein durch arthrofibrotische Veränderungen ausgelöster Verlust des Bewegungsumfanges beobachtet werden kann. Letztlich deutet ein deutlich geringeres „Beugedefizit“ im Vergleich zu anderen Studien zu diesem frühen postoperativen Zeitpunkt auf eine reduzierte postoperative Morbidität infolge der beiden neuartigen Techniken hin.

Für langfristige „Beugedefizite“, vor allem infolge einer Patellarsehnenplastik, geben einzig Pinczewski et al. (Pinczewski, Deehan et al. 2002) eine mögliche Erklärung. Die evaluierten Defizite wurden aufgrund degenerativer, arthrotischer Veränderungen hervorgerufen. Diese Veränderungen können bei uns nicht beobachtet werden.

Der „MCL“ Test und „LCL“ Test, bzw. die Stabilität des medialen und lateralen Bandapparates, sollen aus zwei Gründen nur kurz beleuchtet werden.

Zum einen existieren, nach aktuellem Kenntnisstand, keine vergleichbaren Daten innerhalb der verfügbaren transplantvergleichenden Literatur. Die Stabilität des Kapsel-Band-Apparates wird ausschließlich über den „Lachman“, den „KT 1000“ und den „Pivot-shift“ Test definiert (s.o.).

Zum anderen wurden im Vorfeld der Untersuchung alle Patienten mit einer zusätzlichen Verletzung des medialen oder lateralen Seitenbandes ausgeschlossen. Ebenso nahmen keine Patienten mit einer Innen- oder Außenmeniskusläsion, welche auch zu einer Instabilität führen können, an der Studie teil. Die bei der Eingangsuntersuchung beobachteten Instabilitäten der Seitenbänder resultieren von Banddehnungen und/oder Verletzungen der Gelenkkapsel und/oder muskulärer Defizite. Ausgehend davon, dass keiner der Patienten innerhalb des Untersuchungszeitraums eine Verletzung dieser Strukturen erfuhr, sollten daher im Verlauf der Kontrollen keine Auffälligkeiten feststellbar sein.

In der Tat können innerhalb der Gesamtpopulation nur zum Eingangstest Instabilitäten an den jeweiligen Bandstrukturen beobachtet werden. Dabei ist jeweils innerhalb beider Versuchsgruppen der Anteil der Patienten mit einer medialen Instabilität größer. Dies unterstützt die Aussagen Strobels (Strobel, Stedtfeld et al. 1995) und Appells et al. (Appell & Stang-Voss 1996), dass die Weichteilstrukturen des medialen Bandapparats aufgrund anatomischer Gegebenheiten und Verletzungsmechanismen etwa 20mal stärker gefährdet sind als die Weichteilstrukturen des lateralen Kompartiments.

Im Verlauf der voranschreitenden Rehabilitation mit ihren zielgerichteten Belastungsvorgaben zeigt sich eine vollständige Regeneration sowohl des medialen als auch des lateralen Seitenbandapparates. Daher kann zu allen drei

Nachuntersuchungen bei keinem Patienten mehr eine Instabilität ermittelt werden.

16.4 Alltags- und Sportfähigkeit

Die Frage nach der allgemeinen Alltags- und Sportfähigkeit infolge einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands ist letztendlich, auch am Ende einer solchen Untersuchung mit Hilfe der vielen unterschiedlichen Ergebnisse, nur unzureichend zu beantworten. Zu viele verschiedene Faktoren können den rehabilitativen Prozess beeinflussen und mitbestimmen. „Diese Faktoren können in der Persönlichkeit des Rehabilitanden, in den Umständen der Verletzung begründet liegen oder auch situations- und sportartbedingt sein“ (Hermann & Eberspächer 1994).

Neben den rein funktionellen Parametern, die mit Hilfe dieser Arbeit erfasst wurden, können also auch psychische Faktoren wie Angst, Unsicherheit usw. und psycho-soziale Faktoren wie beispielsweise das soziale Umfeld des Patienten, die Alltags- und Sportfähigkeit beeinflussen. Die Gewichtung dieser Parameter ist individuell (Hermann & Eberspächer 1994). Zudem drängt sich die Frage auf, wo die individuelle Alltags- und Sportfähigkeit genau liegt, was sie für das Individuum bedeutet und ob diese Fragen letztendlich ein Score, wie der „Tegner-Activity-Score“, genau erfassen kann.

Doch selbst bei einer Beschränkung auf rein funktionelle Parameter zur Bestimmung der Alltags- und Sportfähigkeit stößt man an Grenzen. Keine der über 18 transplantatvergleichenden Studien (Aglietti, Buzzi et al. 1994) (Anderson, Snyder et al. 2001) (Aune, Holm et al. 2001) (Bartlett, Clatworthy et al. 2001) (Carter & Edinger 1999) (Corry, Webb et al. 1999) (Engebretsen, Benum et al. 1990) (Eriksson, Anderberg et al. 2001) (Feller, Webster et al. 2001) (Grontvedt, Engebretsen et al. 1996) (Hiemstra, Webber et al. 2000) (Marder, Raskind et al. 1991) (O'Neill 1996) (Otero & Hutcheson 1993) (Pinczewski, Deehan et al. 2002) (Röpke, Becker et al. 2001) (Shaieb, Kan et al. 2002) (Viola, Sterett et al. 2000) definiert den genauen Zeitpunkt des

Erreichens einer Alltags- und Sportfähigkeit mit Hilfe der postoperativen Analyse des allgemeinen Outcomes oder eines speziellen Parameters.

Oftmals wird in der Literatur das aktuelle Outcome des verletzten Beins mit dem des kontralateralen verglichen, wie z.B. in den Bereichen der Isokinetik oder anderer klinischer Testmethoden. Doch gerade im Bereich der Sportfähigkeit besteht die Frage, ob der Leistungsstand des kontralateralen Beins der jeweiligen Sportart genügt. Daher treffen die Autoren der oben angeführten Studien nur Aussagen über mögliche postoperative muskuläre Dysbalancen, Instabilitäten oder Unterschiede im Gesamtergebnis eines Scores.

Nach Sernert et al. (Sernert, Kartus et al. 1999) trifft die Auswertung des „IKDC-Scores“ eine valide Aussage über das gesamte postoperative Outcome, da dieser Score mit dem „Lysholm-Score“ ($p=0,66$), der Patientenzufriedenheit ($p=0,53$), dem „Tegner-Activity-Score“ ($p=0,34$), allen klinische Testverfahren ($p=0,34$) und dem „Single-legged-hop“ Test ($p=0,28$) korreliert. Diesem Score zufolge hätten 77,5% der Patellarsehnengruppe und 96,8% der Hamstringsehnengruppe unserer Studie ein Jahr postoperativ die Alltags- und Sportfähigkeit erreicht.

Auf der anderen Seite zeigten Wojtys und Huston (Wojtys & Huston 2000), dass Patienten mit einem hohen postoperativen funktionalen Outcome größere Instabilitäten aufweisen, als Patienten mit einem niedrigeren funktionellen Ergebnis. Ihrer Meinung nach ist ein guter Indikator für die optimale Kniefunktion die Muskelreaktionszeit der Quadriceps- und Hamstringmuskulatur (Wojtys & Huston 2000). Diese Zeiten lassen sich jedoch im Rahmen dieser Studie nicht erheben und müssten in weiteren Studien mit Hilfe von elektromyographischen Studien gemessen werden.

Legen wir die aus der Literatur bekannten Normwerte, die über das Befinden des Kapsel-Band-Apparates entscheiden, einer Klassifikation hinsichtlich der Alltags- und Sportfähigkeit zugrunde, ist das Endergebnis zweifelhaft.

Beispielsweise beim „KT 1000 Arthrometer“ Test liegt die in der Normalpopulation festgestellte „pathologische Seitendifferenz“ bei über 3 mm (Kohn 2000). Innerhalb dieser Studie wird dieser Wert von beiden Gruppen zu

allen postoperativen Kontrollen im Mittel unterschritten. Doch kritisch angemerkt besteht die Frage, ob der Kapsel-Band-Apparat der unverletzten Gegenseite alltags- oder gar sporttauglich ist? Da ferner, aufgrund der vorher beschriebenen Gründe, mit der „manual maxium“ Methode gemessen wurde, ist das Endergebnis zudem auch noch als subjektiv zu bewerten.

Ein anderes Beispiel kommt aus dem Bereich der funktionellen Kraftmessungen. Ein isokinetisch evaluiertes Kraftdefizit der Kniestreckmuskulatur über 10% im Vergleich zur unverletzten Gegenseite gilt als muskuläre Dysbalance (Mayer 1994). Diese Norm wird spätestens ein Jahr postoperativ von beiden Gruppen im Mittel unterschritten. Jedoch ist es wiederum nicht feststellbar bzw. ungewiss, ob der Streckapparat der unverletzten Gegenseite alltags- oder gar sporttauglich ist.

Ebenso verhält es sich beim funktionellen „Single-legged-hop“ Test. Der bei 85% liegende Normwert (Noyes, Matthews et al. 1983) (Noyes, Mooar et al. 1983) einer unverletzten Extremität im Vergleich zur Gegenseite wurde von den Patienten beider Gruppen im Mittel überschritten. Doch was gibt die letztendliche Gewissheit, dass die Koordinations- und Krafftähigkeit der unverletzten Extremität für den Alltag oder gerade den (Leistungs-) Sport ausreichend ist? Würde sie genügen, bestünde die Frage, warum sich die Patienten, trotz muskulär guter Voraussetzungen, erst verletzt haben.

Die Frage nach dem „Wann“ und „Wie“ ist also nicht einfach zu beantworten. Gerade die Praxis zeigt, dass der Wiedereinstieg in den Leistungssport oftmals viel zu früh erfolgt. Dies war in den letzten Jahren sehr genau bei fünf professionellen Fußballspielern der ersten deutschen Fußballbundesliga zu beobachten.

Die Frage nach der aktuellen Alltags- und Sportfähigkeit der Patienten bezüglich der erhobenen Parameter kann also an dieser Studie nicht endgültig beantwortet werden. Dazu ist, wie oben dargestellt, jeder Mensch mit all seinen Anforderungen, die ihm von verschiedenartigen Umweltsituationen gestellt werden, zu individuell. Vielmehr kann jedoch an dieser Stelle analysiert werden, welche Gruppe eher in der Lage ist, ein Jahr postoperativ diese Fähigkeiten zu erreichen, indem sie eine bessere Leistung erzielt.

Die im Anschluss an die isokinetische Untersuchung der Maximalkraft der Kniestreckmuskulatur durchgeführte Varianzanalyse zeigt, dass die Wiederherstellung der Maximalkraft nach der Rekonstruktion mittels der Hamstringssehnen signifikant schneller ist. Die vollständige bzw. 90%ige Wiederherstellung ist eine Grundvoraussetzung für eine sichere Rückkehr zum Sport. Im Gegensatz zur Patellarsehnengruppe kann dies bei der Hamstringgruppe innerhalb unserer Studie ein Jahr postoperativ beobachtet werden. Somit entsprechen unsere Ergebnisse denen zuvor evaluierter Studien. Im Gegensatz dazu jedoch ist bei der isokinetischen Untersuchung der Maximalkraft der Kniebeugemuskulatur die Patellarsehnengruppe signifikant stärker. Es ist somit ein signifikantes Kraftdefizit an den Muskelgruppen im Bereich der jeweiligen Entnahmestelle zu beobachten, die eine Rückkehr zum Sport umstritten gestalten. Bei den subjektiv durchgeführten klinischen Testverfahren, dem „a.p.-Translations“ Test und dem „Pivot-shift“ Test können signifikante Gruppenunterschiede festgestellt werden. Diese erscheinen jedoch nicht aussagekräftig, da sie nicht mit den Ergebnissen der weiteren Tests korrelieren. Die Signifikanzen mit insgesamt besseren Ergebnissen innerhalb der Hamstringsehnenengruppe lassen sich vermutlich auf einen signifikant unterschiedliches Ausgangsniveau beider Gruppen zurückführen. Unzweifelhaft wird auch die Operationsmethode mittels der Hamstrings von den Patienten subjektiv als positiver empfunden. Sie empfinden weniger Schmerzen, wie der „kneeling“ und „knee-walking“ Test sowie die Frage nach dem Entnahmestellenschmerz zeigen. Dies führt zu einem höheren postoperativen funktionellen Outcome (Muneta, Sekiya et al. 1998). Diese Tatsache kann schließlich auch zu einer schnelleren Rehabilitation führen (Eriksson, Anderberg et al. 2001). Daher ist der Ersatz des vorderen Kreuzbands mittels der Semitendinosus- und Gracilissehne zu empfehlen.

Abschließend sollte aber dennoch betont werden:

“.....although many surgeons prefer to use one particular graft choice, the modern knee surgeon must be adept at using more than one type of graft, and should choose the graft most suitable for a given patient.....“

(Fu, Bennett et al. 1999).

16.5 Ausblick

Wie die Diagramme der theoretischen Voraussetzungen und der Diskussion gezeigt haben, war und ist das Bestreben, neue Techniken und Transplantationsmaterialien zu entwickeln und zu etablieren, weiterhin enorm groß. Nach anfänglich unzureichenden Ergebnissen erzielen diese neuen Techniken immer größere Erfolge. Klinische Studien zeigen, dass infolge einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands die Evaluationen von objektiven und subjektiven Parametern bei 80% bis 90% der Fälle zu einem guten bis sehr guten Endergebnis führen.

Diese Zahlen verleiten dazu, dass eine Ruptur des vorderen Kreuzbands heute schon als eine Art Bagatellevletzung angesehen wird. Viele Menschen des näheren Umfeldes erleiden eine solche Verletzung, unterziehen sich einer Operation und stehen wenige Tage später wieder im Alltagsleben. Dieses Verhalten birgt jedoch für Therapeuten und Patienten Gefahren.

Aufgrund der hohen Entnahmestellenmorbidity, verbunden mit großen muskulären Defiziten, ist gerade in den ersten Monaten die Gefahr einer Reruptur des Kreuzbands oder einer Folgeverletzung sehr hoch. Daher sollte in Zukunft das Bestreben bestehen, diese Form der Morbidity weiterhin zu senken und somit auch funktionelle Defizite schneller zu reduzieren. Verbesserungen von Operationsverfahren dienen also nicht der Eitelkeit von Operateuren, sondern sie unterstützen eine schnelle Wiedereingliederung in das Alltagsleben. Dies vermindert zudem Kosten im Gesundheitswesen. Daher ist zu fordern, dass die jetzt schon guten Operationstechniken immer noch weiter verbessert werden und mit Hilfe von prospektiven und funktionellen Studien überprüft werden.

Ferner zeigen Studien, dass trotz einer Wiederherstellung des vorderen Kreuzbands weiterhin Instabilitäten und somit auch verstärkt degenerative Prozesse bestehen können. Beispielsweise zeigt eine Studie mit einem durchschnittlichen Follow-up von 64 Monaten, dass Patienten mit einer vorderen Kreuzbandplastik vermehrt arthrotischen Veränderungen ausgesetzt sind, als Patienten mit einem kreuzbandinsuffizienten Kniegelenk (Daniel, Stone

et al. 1994). Gerade beim „Golden Standard“ der Patellarsehne scheinen diese degenerativen Veränderungen verstärkt aufzutreten (Pinczewski, Deehan et al. 2002). Gründe für derart verblüffende Ergebnisse und Entwicklungen lassen sich nur vermuten. Jedoch muss an dieser Stelle auch betont werden, dass die Mehrzahl der Studien eine Reduktion der Gonarthrosegefahr infolge einer vorderen Kreuzbandplastik postulieren.

Ein Grund für das unterschiedliche Outcome stellt wahrscheinlich die Erfahrung und Leistung des jeweiligen Chirurgen dar. Die Form des Vorgehens und Fehler bezüglich der Tunnellage können den weiteren Verlauf infolge eines operativen Vorgehens stark beeinflussen. Daher wird neben der Weiterentwicklung der Transplantatmöglichkeiten und -fixierungen, zur Vermeidung der genannten Risiken, zur Zeit vor allem auf eine computer- und/oder roboterunterstützte Technologie gesetzt. Gerade für junge und unerfahrene Operateure scheint diese Technologie eine Hilfe darzustellen. Jedoch ist sie sehr teuer und zeitaufwendig.

Eine weitere Möglichkeit der progressiven Weiterentwicklung der Kreuzbandchirurgie scheint in der Erforschung der Wachstumsfaktoren zu liegen. Dieser Aspekt der Gentherapie soll jedoch nur am Rande erwähnt werden, da diese Gedanken für diese Arbeit zu speziell wären.

Es sollte jedoch gerade an dieser Stelle der sportwissenschaftliche Gesichtspunkt nicht vergessen werden. Neben dem operativen Vorgehen liegt in gezielten rehabilitativen Maßnahmen ein Schlüssel zur postoperativen Stabilisierung des Kniegelenks. Daher ist es wichtig und auch sinnvoll, gegebene Rehabilitationsprotokolle zu überdenken und weiter zu entwickeln und mit Hilfe von Studien zu überprüfen. Bis heute existiert beispielsweise keine wissenschaftliche Studie, welche eine klare Aussage darüber trifft, ob ein Muskelaufbautraining, welches vier Wochen postoperativ begonnen wird, sich positiv oder gar negativ auf den Heilungsprozess auswirkt. Auch die Rückkehr in die volle sportliche Aktivität sollte überdacht und klar definiert werden. Bis zum jetzigen Zeitpunkt erfolgt die Bestimmung der Sportfähigkeit ausschließlich über einige wenige messbare Parameter. Doch wie gezeigt ist die Sportfähigkeit des Individuums ein höchst komplexes Geschehen, welches es

unmöglich macht über die gezeigten Wege den optimalen Zeitpunkt der Rückkehr zur vollen Sportaktivität zu treffen, ohne die Gefahr einer eventuellen Wieder- oder Folgeverletzung. Hier besteht weiterhin ein enormer Forschungsbedarf.

Ein weiterer Gedanke, welcher leider in der verfügbaren Literatur nahezu gänzlich vernachlässigt wird, ist eine Verbesserung der Verletzungsprophylaxe. Wie gezeigt, ist ein Grund der extrem hohen Inzidenz der Kreuzbandruptur infolge von Sportunfällen eine unzureichend vorbereitete Muskulatur. Es sollte daher von Seiten der Krankenkassen eine verstärkte Prävention betrieben werden. Neben spezifischen Kursen, wie beispielsweise einer Skigymnastik, könnten finanzielle Anreize für aktive und lernbereite Kassenangehörige gestaltet werden.

Im Hinblick auf die oben genannten Aspekte soll abschließend betont werden, dass weiterhin sowohl auf dem Gebiet der experimentellen als auch der funktionellen Forschung Studienbedarf besteht. Biomechanische Analysen des vorderen Kreuzbands an sich, sowie des kreuzbandinsuffizienten Knies wurden in der Regel am Kadaverknie durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Studien sind zwar sehr wichtig und nützlich, letztlich jedoch ohne Informationsgehalt für und über einen lebendigen Organismus (Fu, Bennett et al. 1999). Erst funktionelle Studien, wie Ganganalysen, oder transplantatvergleichende Langzeitstudien, können valide Informationen über den Erfolg von neu eingesetzten Technologien liefern.

In Bezug auf diese Studie soll nochmals darauf hingewiesen werden, dass die positiven Ergebnisse, insbesondere infolge der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mittels der Hamstringsehnen, nun durch weitere langfristige Studien funktionell bestätigt werden müssen. Zwar liefern andere Studien (Pinczewski, Deehan et al. 2002) nützliche Erkenntnisse, jedoch beruhen diese Ergebnisse auf anderen Techniken. Daher besteht das Bestreben, die Ergebnisse der Studienpopulation langfristig weiter zu evaluieren.

17 Zusammenfassung

62 kreuzbandinsuffiziente Patienten ohne zusätzliche Sportverletzungen nehmen an der Studie teil. 31 Patienten, 18 Männer und 13 Frauen, mit einem Durchschnittsalter von 29,87 (16-46) Jahren unterziehen sich einer VKB-Rekonstruktion mittels der Patellarsehne. 31 weitere Patienten, 16 Frauen und 15 Männer, mit einem Durchschnittsalter von 34,23 (16-55) Jahren werden mittels der Hamstringssehnen operativ versorgt. Beide Operationstechniken werden in einer neuartigen, implantatfreien und insertionsnahen Press-Fit Technik durchgeführt. Alle Patienten durchlaufen die gleiche standardisierte Rehabilitation. Ausgewählte Parameter werden einen Tag präoperativ, sowie 3, 6 und 12 Monate postoperativ mittels Scoring-Systemen, („IKDC-Score“, „Lysholm-Score“, „Tegner-Activity-Score“, „Schweiger-Score“), funktionellen Testmethoden („Single-legged-hop“ Test, isokinetischer Maximalkrafttest der Knieextensoren und –flexoren, Kraft der Knieinnenrotation, „kneeling“ und „knee-walking“ Test), sowie klinischen Testmethoden („Extensions- und Flexionsdefizit“, „KT 1000“ Test, „Lachman“ Test, „Pivot-shift“ Test, „a.p.-Translations“ Test, „MCL und LCL“ Test) erfasst. Aufgrund theoretischer und praktischer Überlegungen werden der „kneeling“ Test, der „knee-walking“ Test, sowie der „KT 1000 Arthrometer“ Test zu den drei Hauptzielkriterien dieser Untersuchung bestimmt. Die Überprüfung der Hypothesen erfolgt mit Hilfe der zweifaktoriellen Varianzanalyse.

Bezüglich der Scoring-Systeme ergibt die Betrachtung des Zwischensubjekt-effektes, dass sich bei keinem der Fragebögen eine Treatmentgruppe zu der anderen unterscheidet. Bei allen drei kann daher die Nullhypothese H_0 angenommen werden. Ähnliches gilt auch bei der Analyse des Interaktions-effektes. Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen unterscheiden sich bei keinem Score signifikant voneinander und daher trifft wiederum jeweils die Nullhypothese H_0 zu. Letztlich erbringt Auswertung der Pilaispur bei allen Scores eine signifikante Veränderung über den gesamten Untersuchungszeitraum. Daher tritt jeweils die Arbeitshypothese H_1 ein.

Bei den funktionellen Testmethoden ergibt die Auswertung des Zwischen-subjekteffekts überwiegend ein Zutreffen der Nullhypothese H_0 . Nur beim „kneeling“ und dem „knee-walking“ Test, sowie dem „isokinetischen Kniebeugerkraft“ Test trifft jeweils die Arbeitshypothese H_1 ein. Ein ähnliches Bild ergibt auch die Auswertung des Interaktionseffekts, da nur bei dem „kneeling“ und dem „knee-walking“ Test, sowie dem „isokinetischen Kniestreckerkraft“ Test die Arbeitshypothese H_1 eintritt. Mit der Ausnahme des „isometrischen Innenrotationskraft“ Tests ist mit Hilfe der Analyse der Pilaispur bei allen funktionellen Testmethoden eine signifikante Veränderung über den Untersuchungszeitraum beobachtbar und somit jeweils die Arbeitshypothese H_1 zu beobachten.

Bei den klinischen Testmethoden kann mit Hilfe der Analyse des Zwischen-subjekteffekts nur bei den zwei Testmethoden „a.p.-Translations“ Test und „Pivot-shift“ Test eine Signifikanz festgestellt werden, so dass jeweils die Arbeitshypothese H_1 Geltung findet. Ein signifikanter Interaktionseffekt kann sowohl bei den beiden genannten Testverfahren, als auch beim „Lachman“ Test beobachtet werden. Bei diesen drei Testverfahren gilt die Arbeitshypothese H_1 . Bei allen klinischen Testverfahren können über die Auswertung der Pilaispur signifikante Veränderungen im gesamten Studienverlauf beobachtet werden. Es gilt jeweils die Arbeitshypothese H_1 .

Bezüglich der beiden dargestellten Transplantattechniken können mit Hilfe der genannten Testmethoden, insbesondere bei den Hauptzielkriterien, signifikante Unterschiede zu Gunsten der Hamstringpatienten ermittelt werden. Basierend auf den Ergebnissen, sowie der größeren subjektiven Patientenzufriedenheit, scheint die Hamstringsehnenplastik in der dargestellten Technik der Patellar-sehnenplastik überlegen zu sein.

Die Frage nach der Sportfähigkeit kann im Rahmen dieser Arbeit nicht endgültig geklärt werden, da diese zu vielen Einflussgrößen unterliegt. Jedoch kann mit Hilfe des „Tegner-Activity-Scores“ gezeigt werden, dass die Mehrzahl der Patienten ein Jahr postoperativ ihr ursprüngliches Aktivitätsniveau wieder erlangen, und dabei bei den funktionellen und klinischen Testmethoden den jeweils in der Literatur verfügbaren Normwert überschreiten.

18 Literaturverzeichnis

- Aglietti, P. (2000). ACL 3rd Millenium, Montecatini, Assisi, Italy.
- Aglietti, P., Buzzi, R., et al. (1994). "Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon." *Arthroscopy* 8: 510 - 516.
- Aglietti, P., Buzzi, R., et al. (1997). "Arthroscopic-assisted anterior cruciate ligament reconstruction with the central third patellar tendon. A 5-8-year follow-up [see comments]." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5(3): 138-44.
- Aglietti, P., Buzzi, R., et al. (1994). "Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction." *Am J Sports Med* 22(2): 211-7; discussion 217-8.
- Alfredson, H., Thorsen, K., et al. (1999). "Treatment of tear of the anterior cruciate ligament combined with localised deep cartilage defects in the knee with ligament reconstruction and autologous periosteum transplantation." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7(2): 69-74.
- Amis, A. A. & Dawkins, G. P. (1991). "Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries." *J Bone Joint Surg Br* 73(2): 260-7.
- Anderson, A. F., Snyder, R. B., et al. (2001). "Anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study of three surgical methods." *Am J Sports Med* 29(3): 272-279.
- Andersson, C., Odensten, M., et al. (1991). "Knee function after surgical or nonsurgical treatment of acute rupture of the anterior cruciate ligament: a randomized study with a long-term follow-up period." *Clin. orthop.* 264: 255 - 263.
- Appell, H. & Stang-Voss, C. (1996). *Funktionelle Anatomie. Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung.* Berlin, Heidelberg, New York, Springer.
- Appell, M. & Gradinger, R. (1989). "Die Architektur des Kreuzbandaufbaus." *Prakt Sporttrauma Sportmed* 5: 12-16.

- Arnold, J. & Coker, T. (1997). "Natural history of anterior cruciate tears." *Am J Sports Med* 7: 305-313.
- Arnold, M.A., van Kampen, A. (2001). "Single incision technique misses the anatomical femoral ACL-incision. A cadaver study." *Knee Surgery*. In press.
- Artmann, M. & Wirth, C. (1974). "Untersuchung über den den funktionsgerechten Verlauf der vorderen Kreuzbandplastik." *z. Orthop.* 12: 160 - 165.
- Ascenzi, A. (1993). "Biomechanics and Galileo Galilei." *J. Biomechanics*. 26(2): 95-100.
- Aune, A. K., Holm, I., et al. (2001). "Four-strand hamstring tendon autograft compared with patellar tendon-bone autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. A randomized study with two-year follow-up." *Am J Sports Med* 29(6): 722-8.
- Bach, B., Tradonsky, S., et al. (1998). "Arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon autograft. A5-9 year follow-up evaluation." *Am. J. sports med.* 27: 444 - 454.
- Bach, B. R., Jr., Jones, G. T., et al. (1994). "Arthroscopy-assisted anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon substitution. Two- to four-year follow-up results." *Am J Sports Med* 22(6): 758-67.
- Ballmer, P. & Jakob, R. (1988). "The non-operative treatment of isolated complete tears of the medial collateral ligament of the knee. A prospective study." *Archm Orthop. Trauma Surg.* 107: 273 - 276.
- Baratta, R., Solomonov, M., et al. (1988). "Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability." *Am. J. Sports Med.* 16: 113 - 122.
- Barber, S. D., Noyes, F. R., et al. (1990). "Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees." *Clin Orthop*(255): 204-14.
- Barrack, R., Skinner H., et al. (1994). "Knee joint proprioception revisited." *J. Sport Rehab.* 3: 18 - 42.
- Barrett, D. S. (1991). "Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *J. Bone Joint Surg.* 73B, 5: 833-837." 73B.

- Barrett, G. R., Noojin, F. K., et al. (2002). "Reconstruction of the anterior cruciate ligament in females: A comparison of hamstring versus patellar tendon autograft." *Arthroscopy* 18(1): 46-54.
- Bartlett, R. J., Clatworthy, M. G., et al. (2001). "Graft selection in reconstruction of the anterior cruciate ligament." *J Bone Joint Surg Br* 83(5): 625-34.
- Baughter, W., Warren, R., et al. (1984). "Quadriceps atrophie in ACL insufficient knee." *Am J Sports Med* 12: 192-195.
- Bengtsson, J., Mollborg, J., et al. (1996). "A study for testing the sensitivity and reliability of the Lysholm knee scoring scale." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 4(1): 27-31.
- Berg, E. E. (1992). "Intrinsic healing of a patellar tendon donor site defect after anterior cruciate ligament reconstruction." *Clin Orthop*(278): 160-3.
- Biedert, R. M., Müller, W., et al. (1998). "Sensomotorische Funktion des Kniegelenks." *Sportorthopädie - Sporttraumatologie* 14(4): 186 - 194.
- Bircher, E. (1933). "Über Binnenverletzungen des Kniegelenks." *Arch. Klinik. Chir.* 177: 190 - 359.
- Boerboom, A. L., Hof, A. L., et al. (2001). "Atypical hamstrings electromyographic activity as a compensatory mechanism in anterior cruciate ligament deficiency." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9(4): 211-6.
- Bonamo, J., Fay, C., et al. (1990). "The conservative treatment of the anterior cruciate ligament deficient knee." *Am.J. Sports Med.* 18: 618 - 623.
- Bonnet, A. (1845). *Traité des maladies des articulations*. Paris, Bailliére.
- Boszotta, H. (1997). "Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction using a patellar tendon graft in press-fit technique: surgical technique and follow-up." *Arthroscopy* 13(3): 332-9.
- Boszotta, H. & Anderl, W. (2001). "Primary stability with tibial press-fit fixation of patellar ligament graft: An experimental study in ovine knees." *Arthroscopy* 17(9): 963-70.
- Brand, B., Buchgraber, A., et al. (1996). "Veränderungen des Koordinationsvermögen vor und nach einer Kreuzbandersatzoperation." *Arthroskopie* 9: 91 - 95.

- Brand, J., Weiler, A., et al. (2000). "Graft fixation in cruciate ligament reconstruction." *Am. J. Sports Med.* 28(5): 761 - 774.
- Breitfuss, H., Frohlich, R., et al. (1996). "The tendon defect after anterior cruciate ligament reconstruction using the midthird patellar tendon--a problem for the patellofemoral joint?" *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 3(4): 194-8.
- Brown, C. H., Jr., Steiner, M. E., et al. (1993). "The use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. Technique and results." *Clin Sports Med* 12(4): 723-56.
- Brown, G. A., Pena, F., et al. (1996). "Fixation strength of interference screw fixation in bovine, young human, and elderly human cadaver knees: influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, and interference." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 3(4): 238-44.
- Bruhn, S., Gollhofer, A., et al. (2002). "Proprioception training for prevention and rehabilitation of knee joint injuries." *European j Sports Traumatol and related research* 23(2): 82-89.
- Buhl-Nielsen, A. (1991). "The epidemiology of anterior cruciate ligaments injuries in athletes." *Acta Orthop. Scand.* 62(Supplement): 13.
- Burks, R., Haut, R., et al. (1990). "Biomechanical and histological observations of the dog patellar tendon after removal of its central tone-hird." *Am. J. Sports Med.* 18: 146 - 153.
- Bös, K. (1986). *Statistikkurs I.* Ahrensburg, Czwalina.
- Campbell, J. D. (1998). "The evolution and current treatment trends with anterior cruciate, posterior cruciate, and medial collateral ligament injuries." *Am J Knee Surg* 11(2): 128-35.
- Carter, T. R. & Edinger, S. (1999). "Isokinetic evaluation of anterior cruciate ligament reconstruction: hamstring versus patellar tendon." *Arthroscopy* 15(2): 169-72.
- Casteleyn, P. & Handelberg F. (1996). "Non-opertive management of anterior cruciate ligament injuries in the general population." *J. Bone Joint Surg.* 78: 446 - 451.

- Cerulli, G., Ceccarini, A., et al. (1986). "Studi sulla propriocettività dell'LCA del ginocchio umano (Neuromorphological studies of the proprioceptivity of the human ACL)." P.F. Alberti 8, 1(ACL - nerves fibres -proprioceptive functions).
- Ciccotti, M. G., Kerlan, R. K., et al. (1994). "An electromyographic analysis of the knee during functional activities. II. The anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed profiles." Am J Sports Med 22(5): 651-8.
- Clancy, W. & Smith, L. (1991). "Arthroscopic anterior and posterior cruciate ligament reconstruction technique." Ann. Chir. Gynaecol. 80: 141 - 148.
- Corry, I., Webb, J., et al. (1999). "Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. A comparison of patellar tendon autograft and four strand hamstring autograft." Am J. Sports Med. 27: 444 - 454.
- Cross, M., Roger, G., et al. (1992). "Regeneration of the semitendinosus and gracilis tendons following their transection of the repair of the anterior cruciate ligament." Am. J. Sports Med. 20: 221 - 223.
- Dandy, D. & Desai, S. (1994). "Patellar tendon length after anterior cruciate ligament reconstruction." J. Bone Joint Surg. 76B: 632 - 644.
- Daniel, D. M., Stone, M. L., et al. (1994). "Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study." Am J Sports Med 22(5): 632-44.
- De Andrade, A., Grant, J., C., et al. (1965). "Jointdistnsion and reflex muscle inhibition of the knee." J. Bone Joint Surg. 47A: 313 - 322.
- Denti, M., Beradi, L., et al. (1993). Histological evaluation of the trophism and proprioceptivity of untreated anterior cruciate ligament lesions (Part 1). Biological reconstruction with patellar tendon (Part 2). Failure of biological ACL reconstruction with semitendinosus (Part 3). Transactions of the 1st Annual Meeting of the European Congress of Orthopedics., Paris.
- Dippold, A. (1992). Die Rolle der Elektromyostimulation für die muskuläre Stabilisierung des Kniegelenks. Stuttgart; New York, Georg Thieme Verlag.
- Draganich, L., Jaeger, R. , et al. (1989). "Coactivation of the hamstring and the quadriceps during extension of the knee." J. Bone Joint Surg. 71A: 1075 - 1081.

- Dragowski, R., Coran, A., et al. (1994). "Predictive value of meniscal and chondral injuries in conservatively treated anterior cruciate ligament injuries." *Arthroscopy* 10: 97 - 102.
- Drez, D., Delee, J., et al. (1991). "Anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone allografts. A biological and biomechanical evaluation in goats." *Am. J. Sports Med.* 19: 256 - 263.
- Eastlack, M. E., Axe, M. J., et al. (1999). "Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers." *Med Sci Sports Exerc* 31(2): 210-5.
- Engebreetsen, L., Benum, P., et al. (1990). "A prospective, randomized study of three surgical techniques for treatment of acute ruptures of the anterior cruciate ligament." *Am J Sports Med* 18(6): 585-90.
- Engelhard, M., Reuter, I., et al. (2002). "Alterations of the neuromuscular system after knee injury." *Europaen J Sports traumatol and related research* 23(2): 75-81.
- Engelhardt, M. & Freiwald, J. (1997). "EMG-kontrollierte Muskelrehabilitierung - Knieverletzungen." *Sportverletzung - Sportschaden* 11: 87 - 97.
- Engstrom, B., Gornitzka, J., et al. (1993). "Knee function after anterior cruciate ligament ruptures treated conservatively." *Int Orthop* 17(4): 208-13.
- Eriksson, E. (1997). "How good are the results of ACL reconstruction? [editorial; comment]." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5(3): 137.
- Eriksson, K. (2001). *On the semitendinosus tendon in anterior cruciate ligament reconstruction surgery.* Stockholm, Sweden, Karolinska Institutet.
- Eriksson, K., Anderberg, P., et al. (2001). "A comparison of quadruple semitendinosus and patellar tendon grafts in reconstruction of the anterior cruciate ligament." *J Bone Joint Surg Br* 83(3): 348-54.
- Eriksson, K., Anderberg, P., et al. (2001). "There are differences in early morbidity after ACL reconstruction when comparing patellar tendon and semitendinosus tendon graft. A prospective randomized study of 107 patients." *Scand J Med Sci Sports* 11(3): 170-7.

- Eriksson, K., Hamberg, P., et al. (2001). "Semitendinosus muscle in anterior cruciate ligament surgery: Morphology and function." *Arthroscopy* 17(8): 808-17.
- Eriksson, K., Kindblom, L. G., et al. (2001). "The semitendinosus tendon regenerates after resection: a morphologic and MRI analysis in 6 patients after resection for anterior cruciate ligament reconstruction." *Acta Orthop Scand* 72(4): 379-84.
- Eriksson, K., Larsson, H., et al. (1999). "Semitendinosus tendon regeneration after harvesting for ACL reconstruction. A prospective MRI study [In Process Citation]." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7(4): 220-5.
- Feagin, J. & Curl, W. (1976). "Isolated tear of the anterior cruciate ligament. A 5 year followup study." *Am. J. Sports Med.* 4: 95 - 100.
- Feller, J., Webster, K.E., et al. (2001). "Early post-operative morbidity following anterior cruciate ligament reconstruction: patellar tendon versus hamstring graft." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 260-266.
- Feller, J. A. & Webster, K. E. (2002). A prospective randomised comparison of patellar tendon and hamstring tendon ACLR with 3 years follow-up. AOSSM Specialty Day, Dallas Convention Center Theater, Dallas, Texas.
- Fink, C., Hoser, C., et al. (1994). "[Neuro)muscular changes in the knee stabilizing muscles after rupture of the anterior cruciate ligament]." *Sportverletz Sportschaden* 8(1): 25-30.
- Folksam, I. C. (1994). *Sport Injuries 1986 - 1990. The 1994 Folksam report on 26,000 sports injuries studied between 1986-1990.* Stockholm, Folksam.
- Fox, J., Nedeff, D., et al. (2002). "Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Patellar Autograft Tendon." *Clinical Orthopaedics and Related Research* 402: 53-63.
- Frank, C. & Jackson, D. (1997). "The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament." *J. Bone Joint Surg.* 79A: 1556 - 1576.
- Freemann, M. & Wyke, B. (1967). "The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat." *J. Anat.* 101: 505 - 532.
- Freiwald, J., Engelhardt, M., et al. (1997). "Die nervöse Versorgung der Kniegelenke." *WMW-Themenheft "Kniegelenk"* 23/24: 531 - 540.

- Freiwald, J., Jager, A., et al. (1992). "[Analysis of isokinetic and isometric muscle function after arthroscopic anterior cruciate ligament repair]." *Sportverletz Sportschaden* 6(1): 6-13.
- Froböse, I. (1993). *Isokinetisches Training in Sport und Therapie*. Schriften der deutschen Sporthochschule. Sankt Augustin, Academia-Verlag.
- Froböse, I. & Lagerstroem, D. (1991). "Muskeltraining in Prävention und Rehabilitation nach modernen trainingswissenschaftlichen Prinzipien- Teil I und II." *Gesundheitssport und Sporttherapie* 7(1; 2): 12-13; 9-10.
- Fromm, B., Schäfer, B., et al. (1993). "Die Nervenversorgung des vorderen Kreuzbands und Kreuzband-Allotransplantates." *Sportverl.- Sportschaden* 7: 101 - 108.
- Fu, F., Bennett, C., et al. (1999). "Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction." *Am. J. Sports Med.* 27(6): 821 - 830.
- Fulkerson, J. P. & Langeland, R. (1995). "An alternative cruciate reconstruction graft: the central quadriceps tendon." *Arthroscopy* 11(2): 252-4.
- Gardner, E. (1944). "The distribution and termination of nerves in the knee joint of the cat." *J. of Comp Neurol.* 80: 11 - 32.
- Garrick, J. (1994). *Epidemiology of the ACL. The crucial ligaments*. J. Feagin. New York, Edinburgh, London, Madrid, Melbourne, Tokyo, Churchill Livingstone. 2nd edition: 235 - 238.
- Gassendi, P. (1658). *De vi mortrice et motionibus animalum*. Florenz.
- Gauffin, H., Pettersson, G., et al. (1990). "Function testing in patients with old rupture of the anterior cruciate ligament." *Int J Sports Med* 11(1): 73-7.
- Georgoulis, A. D., Papageorgiou, C. D., et al. (1997). "Anterior cruciate ligament reconstruction with the press-fit technique. 2-5 years followed-up of 42 patients." *Acta Orthop Scand Suppl* 275: 42-5.
- Gillquist, J. & Messner, K. (1999). "Anterior cruciate ligament reconstruction and the long-term incidence of gonarthrosis." *Sports Med* 27(3): 143-56.
- Giove, T., Miller, S., et al. (1983). "Non-operative treatment of the torn anterior cruciate ligament." *J. Bone Joint surg.* 65A: 184 - 192.

- Girgis, F. G., Marshall, J. L., et al. (1975). "The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis." *Clin Orthop*(106): 216-31.
- Gottlob, C. & Baker, C. J. (2000). "Anterior cruciate ligament reconstruction: socioeconomic issues and cost effectiveness." *Am. J. Orthop.* 29: 472 - 476.
- Grontvedt, T., Engebretsen, L., et al. (1996). "A prospective randomized study of three options for acute rupture of the anterior cruciate ligament. Five year follow-up of hundred and thirty-one patients." *J. Bone Joint Surg.* 78: 159 - 168.
- Grüber, J. (1986). "Der vordere Kreuzbandreflex (LCA - Reflex)." *W. Lierse* 89.
- Guston, F. (1917). "Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation." *J Bone Joint Surg [Br]* 53: 272-277.
- Hagood, M., Solomonov, M., et al. (1990). "The effect of joint velocity on the contribution of the antagonist musculature to knee stiffness and laxity." *Am. J. Sports Med.* 18(2): 182 - 187.
- Haller, A. (1777). "Elementa physiologiae."
- Harner, C., Irrgang, J., et al. (1992). "Loss of motion after anterior cruciate ligament reconstruction." *Am. J. Sports Med.* 20: 499 - 506.
- Harner, C. D., Marks, P. H., et al. (1994). "Anterior cruciate ligament reconstruction: endoscopic versus two- incision technique [see comments]." *Arthroscopy* 10(5): 502-12.
- Harter, A., Osternig, L., et al. (1988). "Long-term evaluation of knee stability and function following surgical reconstruction for anterior cruciate ligament insufficiency." *Am. J. Sports Med.* 16: 434 - 443.
- Harter, R., Osternig, L., et al. (1990). "Isokinetic evaluation of the quadriceps and hamstrings symmetry following anterior cruciate ligament reconstruction." *arch. Phys. Med. Rehabil.* 71: 465 - 468.
- Hefti, F., Kress, A., et al. (1991). "Healing of the transected anterior cruciate ligament in the rabbit." *J. Bone Joint Surg.* 73A: 373 - 383.
- Hefti, F. & Stoll, T. (1995). "Heilung von Ligamenten und Sehnen." *Orthopäde* 24: 743-746.

- Hefti, F., et al. (1993). "Evaluation of the knee ligament injuries with the IKDC form." *Knee Surg Sports Traumatol. Arthrosc.* 1: 226-334.
- Hermann, H. & Eberspächer, H. (1994). *Psychologisches Aufbautraining nach Sportverletzungen*. München, Wien, Zürich, BLV-Sportwissen.
- Hertel, P. (1980). "Verletzung und Spannung von Kniebändern." *Hefte Unfallheilkunde* 124: 1-91.
- Hertel, P., Lais, E., et al. (1990). *Anatomical reconstruction of the ACL*. ESKA Congress, Stockholm.
- Hertel, P., Widjaja, G., et al. (1999). *Die vordere Kreuzbandplastik mit dem medialen Patellarsehnendrittel*. Hefte zu: *Der Unfallchirurg*, 63. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie., Berlin, Springer-Verlag.
- Hess, H. (1985). *Sportverletzungen*. München, Luitpold-Werke.
- Hesse, E. (1914). "Über den Ersatz der Kreuzbänder des Kniegelenks durch freie Fascientransplantation." *Verh. Dtsch. Ges. Chir.* 43: 188 - 189.
- Hewett, T., Lindenfeld, T., et al. (1999). "The effect of neuromuscular training on the incidence of ACL injury in female athletes." *Am. J. Sports Med.* 27(6): 699 - 705.
- Hey Groves, E. (1917). "Operation for the repair of crucial ligaments." *Lancet* 2: 674 - 675.
- Hiemstra, L. A., Webber, S., et al. (2000). "Knee strength deficits after hamstring tendon and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction." *Med Sci Sports Exerc* 32(8): 1472-9.
- Hinrichs, H. U. (1986). *Sportverletzungen*. Hamburg, Rohwolt Taschenbuch Verlag GmbH.
- Hirshman, H., Daniel, D., et al. (1990). *The fate of unoperated knee ligament injuries. Knee ligaments: structure, function, injury and repair*. D. Daniel and W. Akeson. New York, Raven Press: 481 - 503.
- Hoffa, A. (1882). *Die Pathogenese der arthritischen Muskelarthropien*. *Verh. Deutsch. Ges. für Chir.* 21. Kongr.

- Hoher, J., Bach, T., et al. (1997). "Does the mode of data collection change results in a subjective knee score? Self-administration versus interview." *Am J Sports Med* 25(5): 642-7.
- Howard, M., Cawley, L., et al. (1995). Correlation of static and dynamic balance indices to injury history, performance criteria, and physical findings in 595 elite college football players. 8th Annual AOSSM Specialty Day, Orlando; Florida.
- Howell, S., Clark, J., et al. (1991). "Serial magnetic resonance imaging of hamstring anterior cruciate ligament autografts during first year of implantation." *Am J Sports med.* 19: 42-47.
- Howell, S. M. (1998). "Principles for placing the tibial tunnel and avoiding roof impingement during reconstruction of a torn anterior cruciate ligament." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6(Suppl 1): S49-55.
- Howell, S. M. & Taylor, M. A. (1993). "Failure of reconstruction of the anterior cruciate ligament due to impingement by the intercondylar roof." *J Bone Joint Surg Am* 75(7): 1044-55.
- Huson, A. (1974). "Biomechanische Probleme des Kniegelenks." *Orthopaede* 3(119 - 126).
- Höher, J., Moller, H. D., et al. (1998). "Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction: fact or fiction?" *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6(4): 231-40.
- Ihara, H. & Nakayama, A. (1986). "Dynamic joint control training for knee ligament injuries." *Am. J. Sports Med.* 14(309 - 315).
- Jackson, D., Grood, E., et al. (1993). "A comparisson of patellar tendon autograft and allograft of the patellar and anterior cruciate ligaments." *Am. J. Sports Med.* 21: 176 - 185.
- James, S. (1978). Late reconstruction of injured ligaments of the knee. K. Schulitz, H. Krahl and W. Stein. Berlin, New York, Heidelberg, Springer-Verlag: 3-18.
- Johnson, R., Beynnon, B., et al. (1992). "The treatment of injuries to the anterior cruciate ligament." *J. Bone Joint Surg.* 74A: 140 - 151.

- Jonath, U. (1988). Lexikon: Trainingslehre. Hamburg, Rowohlt Taschenbuch Verlag GmbH.
- Jones, K. G. (1963). "Reconstruction of the anterior cruciate ligament. A technique using the central one-third of the patellar ligament." *J Bone Joint Surg [Am]* 45: 925-932.
- Jones, R. (1916). "Disabilities of the knee joint." *Br. Me. J.* 2: 169 - 173.
- Kalund, S., Sinkjaer, T., et al. (1990). "Altered timing of hamstring muscle action in anterior cruciate ligament deficient patients." *Am. J. Sports Med.* 18: 245 - 248.
- Kannus, P. & Järvinen, M. (1987). "Conservatively treated tears of anterior cruciate ligament: Long-term results." *J. Bone Joint Surg.* 69A: 1007 - 1012.
- Kapandji, I. (1970). *The physiology of the joints.* Edinburgh, London, Churchill Livingstone.
- Kaplan, E. (1961). "The fabellofibular and short lateral ligaments of knee joint." *J Bone Joint Surg [Am]* 43: 169-179.
- Kaplan, M., Howe, J., et al. (1991). "Anterior cruciate ligament reconstruction using the quadriceps patellar tendon graft." *Am. J. Sports Med.* 19: 458 - 462.
- Karlson, J., Steiner, M., et al. (1994). "Anterior cruciate ligament reconstruction using gracilis and semitendinosus tendons. Comparison of through-the-condyle and over-the-top placements." *Am. J. Sports Med.* 22: 659 - 666.
- Kartus, J., Ejerhed, L., et al. (2000). "Comparison of traditional and subcutaneous patellar tendon harvest. A prospective study of donor site-related problems after anterior cruciate ligament reconstruction using different graft harvesting techniques." *Am. J. Sports Med.* 28(3): 228 - 234.
- Kartus, J., Magnusson, I., et al. (1999). "Complication following arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. A 2-5-year follow-up of 604 patients with special emphasis to anterior knee pain." *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 7: 2 - 8.

- Kartus, J., Stener, S., et al. (1997). "Factors affecting donor-site morbidity after anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone autografts." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5(4): 222-8.
- Kennedy, J. C., Alexander, I. J., et al. (1982). "Nerve supply of the human knee and its functional importance." *Am. J. Sports Med.* 10: 329 -335.
- King, G., Edwards, P., et al. (1992). "Freeze-thawing impairs long term healing of a rabbit medial collateral ligament autograft model." *Trans. orthop. Res. soc.* 17: 600.
- Kohn, D. (2000). *Das Knie*. Stuttgart; New York, Georg Thieme Verlag.
- Kohn, D. & Sander-Beuermann, A. (1994). "Donor-site morbidity after harvest of a bone-tendon-bone patellar autograft." *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2: 219 - 223.
- Krackow, K. A., Thomas, S. C., et al. (1988). "Ligament-tendon fixation: analysis of a new stitch and comparison with standard techniques." *Orthopedics* 11(6): 909-17.
- Kurosaka, M., Yoshiya, S., et al. (1987). "A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction." *Am J Sports Med* 15(3): 225-9.
- L'Insalata, J. C., Klatt, B., et al. (1997). "Tunnel expansion following anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of hamstring and patellar tendon autografts." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5(4): 234-8.
- Lange, F. (1907). "Künstliche Bänder aus Seide." *Münch. Med. Wochens.* 52: 834 - 836.
- Langer, C. (1885). *Das Kniegelenk des Menschen*. Sitzungsbericht d. K.K. Akad., Wien.
- Lephart, S. & Fu, F.(1995). "The role of proprioception in the treatment of sports injuries." *Sports Exercise and Injury* 1: 96 - 102.
- Lipscomb, A., Johnston, R., et al. (1982). "Evaluation of hamstring strenght following the use of semitendinosus and gracilis tendons to reconstruct the anterior cruciate ligament." *Am. J. Sports Med.* 10: 340 - 342.

- Lorentzon, R., Elmqvist, L. G., et al. (1989). "Thigh musculature in relation to chronic anterior cruciate ligament tear: muscle size, morphology, and mechanical output before reconstruction." *Am J Sports Med* 17(3): 423-9.
- Louie, J., Kuo, C., et al. (1984). "Surface EMG measurements and torsion during skiing." *J. Biomech.* 17(713 - 724).
- Louie, J. & Motte, C. (1987). "Contribution of the musculature to rotatory laxity and torsional stiffness at the knee." *J. Biomech.* 20: 281 - 300.
- Lundborg, G. & Rank, F. (1978). "Experimental intrinsic healing of flexor tendons based upon synovial fluid nutrition." *J Hand Surg [Am]* 3(1): 21-31.
- Maitland, M. E., Ajemian, S. V., et al. (1999). "Quadriceps femoris and hamstring muscle function in a person with an unstable knee." *Phys Ther* 79(1): 66-75.
- Marans, H., Jackson, R., et al. (1989). "Anterior cruciate ligament insufficiency: A dynamic three-dimensional motion analysis." *Am. J. Sports Med.* 17: 325 - 332.
- Marder, R., Raskind, J., et al. (1991). "Prospective evaluation of arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction. Patellar tendon versus semitendinosus and gracilis tendons." *Am. J. Sports Med.* 19: 478 - 484.
- Matthews, L. & Hirsch, C. (1972). "Temperatures measured in human cortical bone when drilling." *J. Bone Jt Surg* 54-A: 297-302.
- Mayer, F. (1994). "Isokinetik- Eine Standortbestimmung." *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 45(7/8).
- McDaniel, W. J., & Dameron, T. B. (1983). "Untreated ACL ruptures." *Clin. Orthop.* 172: 158 - 163.
- McDaniel, W. J., & Dameron, T. B. (1980). "Untreated ruptures of the anterior cruciate ligament. A follow-up study." *J Bone Joint Surg Am* 62(5): 696-705.
- Meschnik, A. (1974). "Mechanik des Kniegelenks. Teil 1." *Z. Orthop.* 112: 481 - 495.
- Meschnik, A. (1975). "Mechanik des Kniegelenks. Teil 2." *Z. Orthop.* 113; 388 - 400.

- More, R., Bryant, T., et al. (1993). "Hamstrings-an anterior cruciate ligament protagonist." *Am. J. Sports Med.* 21(2): 231 - 237.
- Morgan, C. D., Kalman, V. R., et al. (1995). "Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction." *Arthroscopy* 11(3): 275-88.
- Morrissey, M. C. (1989). "Reflex inhibition of thigh muscles in knee injury. Causes and treatment." *Sports Med* 7(4): 263-76.
- Muneta, T., Sekiya, I., et al. (1998). "Objective factors affecting overall subjective evaluation of recovery after anterior cruciate ligament reconstruction." *Scand J Med Sci Sports* 8(5 Pt 1): 283-9.
- Murrell, G. A. C., Maddali, S., et al. (2001). "The effect of time course after anterior cruciate ligament injury in correlation with meniscal and cartilage loss." *Am J Sports Med* 29(1): 9-14.
- Müller, W. (1983). *Das Knie - Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellung*. Berlin, Heidelberg, New York, Springer.
- Natri, A., Jarvinen, M., et al. (1995). "Changing injury pattern of acute anterior cruciate ligament tears treated at Tampere University Hospital in the 1980s." *Scand. J. Med. Sci. Sports* 5(2): 100 - 104.
- Nebelung, W., Becker, R., et al. (1998). "Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction with semitendinosus tendon using Endobutton fixation on the femoral side." *Arthroscopy* 14(8): 810-5.
- Neyret, P., Donell, S. T., et al. (1993). "Partial meniscectomy and anterior cruciate ligament rupture in soccer players. A study with a minimum 20-year followup." *Am J Sports Med* 21(3): 455-60.
- Neyret, P., Donell, S. T., et al. (1993). "Results of partial meniscectomy related to the state of the anterior cruciate ligament. Review at 20 to 35 years." *J Bone Joint Surg Br* 75(1): 36-40.
- Nicholas, J. (1973). "The five-one-reconstruction for an anteriomedial instability for the knee." *JBJS (Am)* 55: 899-922.
- Nicoletti, V. (1913). "Plastiche e trapinianti die tessuti in sostituzione dei legamenti articolari." *Gaz Isp Clin.* 34: 996.
- Noulis, G. (1875). *Entorse du genou*. In: *Faculté de médecine Paris*. Paris.

- Noulis, G. (1875). Entorse du genou. Paris, Derenn A (ed).
- Noyes, F., Butler, D., et al. (1984). "Biomechanical analysis of human ligaments graft used in knee-ligament repairs and reconstruction." *J. Bone Joint Surg.* 66A: 344 - 352.
- Noyes, F. R., Matthews, D. S., et al. (1983). "The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part II: the results of rehabilitation, activity modification, and counseling on functional disability." *J Bone Joint Surg Am* 65(2): 163-74.
- Noyes, F. R., Mooar, P. A., et al. (1983). "The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part I: the long-term functional disability in athletically active individuals." *J Bone Joint Surg Am* 65(2): 154-62.
- O'Neill, D. B. (1996). "Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament. A prospective randomized analysis of three techniques." *J Bone Joint Surg Am* 78(6): 803-13.
- Olson, S., Marschall, J., et al. (1972). "Osteophytosis of the knee joint in the dog: A sign of instability." *Acta Radiol.* 319(Suppl.): 165 - 167.
- Osteras, H., Augestad, L. B., et al. (1998). "Isokinetic muscle strength after anterior cruciate ligament reconstruction." *Scand J Med Sci Sports* 8(5 Pt 1): 279-82.
- Osternig, L. R., James, C. R., et al. (1996). "Eccentric knee flexor torque following anterior cruciate ligament surgery." *Med Sci Sports Exerc* 28(10): 1229-34.
- Otero, A. & Hutcheson, L. (1993). "A comparison of the doubled semitendinosus/gracilis and central third of the patellar autografts in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction." *Arthroscopy* 9: 143-148.
- Pässler, H. H. (1997). "Eine neue Operationsmethode zur anatomiegerechten Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mit der Patellarsehne: Alte und neue Fakten." *Arthroskopie* 10: 222-228.
- Pässler, H. H. (2002). *Neue Techniken - Kniechirurgie*. Darmstadt, Steinkopff Verlag.

- Pässler, H. H. & Mastrokalos, D. S. (2003). "Anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendons, bone patellar tendon, or quadriceps tendon-graft with press-fit fixation without hardware. A new and innovative procedure." *Orthop Clin North Am* 34(1): 49-64.
- Palmer, I. (1938). "On the injuries to the ligaments of the knee joint." *Acta Chir. Scand.* LXXXI Suppl. 53.
- Palmer, I. (1958). "Pathophysiology of the medial ligament of the knee joint." *Acta Chir. Scand.* 115: 312 - 318.
- Papandrea, P., Vulpiani, M., et al. (2000). "Regeneration of the semitendinosis tendon harvested for anterior cruciate ligament reconstruction. Evaluation using ultrasonography." *Am J Sports Med* 28: 556-561.
- Peltier, K. E., Scioscia, T. N., et al. (2001). "An update on graft selection for ACL reconstruction." *The Pittsburgh Orthopaedic Journal* 12: 121-126.
- Pfeifer, K. (1996). *Bewegungsverhalten und neuromuskuläre Aktivierung nach Kreuzbandkonstruktion.* Neu-Isenburg, Lingua-Verlag.
- Pinczewski, L. A., Deehan, D. J., et al. (2002). A comparison of patellar tendon and four strand hamstring tendon graft for anterior cruciate ligament reconstruction: results of a prospective study at five years. American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2002 Annual Meeting. February 13-17., Dallas, Texas.
- Poisson, G. (1833). *Traté de mécanique.* Paris.
- Potenza, A. D. & Herte, M. C. (1982). "The synovial cavity as a "tissue culture in situ"--science or nonsense?" *J Hand Surg [Am]* 7(2): 196-9.
- Reuben, J., Rovick, J., et al. (1989). "Three-dimensional dynamic motion analysis of the anterior cruciate ligament deficient knee joint." *Am. J. Sports Med.* 17: 463 - 471.
- Risberg, M. A., Holm, I., et al. (1999). "Sensitivity to changes over time for the IKDC form, the Lysholm score, and the Cincinnati knee score. A prospective study of 120 ACL reconstructed patients with a 2-year follow-up [In Process Citation]." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7(3): 152-9.

- Rodeo, S., Arnoczky, S., et al. (1993). "Tendon healing in a bone tunnel." *J Bone Joint Surg [Am]* 75: 1795-1803.
- Rosenberg, T., Franklin, J., et al. (1992). "Extensor mechanism function after patellar tendon graft harvest for anterior cruciate ligament." *Am. J. Sports. Med*, 10: 519 - 525.
- Rosenberg, T. D. & Deffner, K. T. (1997). "ACL reconstruction: semitendinosus tendon is the graft of choice." *Orthopedics* 20(5): 396, 398.
- Rowden, N. J., Sher, D., et al. (1997). "Anterior cruciate ligament graft fixation. Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers." *Am J Sports Med* 25(4): 472-8.
- Rudolph, K. S., Axe, M. J., et al. (2000). "Dynamic stability after ACL injury: who can hop?" *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8(5): 262-9.
- Rupp, S., Krauss, P. W., et al. (1997). "Fixation strength of a biodegradable interference screw and a press-fit technique in anterior cruciate ligament reconstruction with a BPTB graft." *Arthroscopy* 13(1): 61-5.
- Röpke, M., Becker, R., et al. (2001). "Semitendinosussehne vs. Ligamentum patellae. Klinische Ergebnisse einer prospektiven randomisierten Studie nach vorderer Kreuzbandplastik." *Unfallchirurg* 4: 312-316.
- Rüeggsegger, M. & Jakob, R. (1993). "Diagnostik frischer und chronischer Kreuzbandverletzungen." *Orthopädie* 22: 343-350.
- Sachs, R. A., Daniel, D. M., et al. (1989). "Patellofemoral problems after anterior cruciate ligament reconstruction." *Am J Sports Med* 17(6): 760-5.
- Scharf, H., Degenhart, M., et al. (1992). "Das Athrophiemuster der Oberschenkelstreckmuskulatur nach Sportverletzungen und seine Konsequenzen für die Rehabilitation." *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 43(2): 61-68.
- Schultz, R. A., Miller, D. C., et al. (1984). "Mechanoreceptors in human cruciate ligaments: a histological study." *J. Bone Joint Surg. [Am]* 66(1072 - 1076).
- Schutte, M., Dabezies, E., et al. (1987). "Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament." *J. Bone Joint Surg.* 69A: 243 - 247.

- Segawa, H., Omori, G., et al. (2002). "Rotational muscle strength of the limb after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendon." *Arthroscopy* 18(2): 177-82.
- Sekiya, I., Muneta, T., et al. (1998). "Significance of the single-legged hop test to the anterior cruciate ligament-reconstructed knee in relation to muscle strength and anterior laxity." *Am J Sports Med* 26(3): 384-8.
- Sernert, N., Kartus, J., et al. (1999). "Analysis of subjective, objective and functional examination tests after anterior cruciate ligament reconstruction. A follow-up of 527 patients [In Process Citation]." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7(3): 160-5.
- Seto, J. L., Orofino, A. S., et al. (1988). "Assessment of quadriceps/hamstring strength, knee ligament stability, functional and sports activity levels five years after anterior cruciate ligament reconstruction." *Am J Sports Med* 16(2): 170-80.
- Sgaglione, N. A. & Schwartz, R. E. (1997). "Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament: initial clinical experience and minimal 2-year follow-up comparing endoscopic transtibial and two-incision techniques." *Arthroscopy* 13(2): 156-65.
- Shaieb, M. D., Kann, D. M., et al. (2002). "A prospective randomized comparison of patellar tendon versus semitendinosus and gracilis tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction." *Am J Sports Med* 30(2): 214-20.
- Shelbourne, K. & Trumper, R. (1997). "Preventing anterior knee pain after anterior cruciate ligament reconstruction." *Am. J. Sports Med.* 25: 41 - 47.
- Shelbourne, K. D. & Nitz, P. (1990). "Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction." *Am J Sports Med* 18(3): 292-9.
- Shelbourne, K. D. & Patel, D. V. (1996). "Prevention of complications after autogenous bone-patellar tendon-bone ACL reconstruction." *Instr Course Lect* 45: 253-62.
- Shino, K., Nakagawa, S., et al. (1993). "Deterioration of patellofemoral articular surfaces after anterior cruciate ligament reconstruction." *Am J Sports Med* 21(2): 206-11.

- Shoemaker, S. & Markolf, K. (1982). "In vitro rotatory knee stability: Ligamentous and muscular contributions." *J. Bone Joint Surg.* 64A: 208 - 216.
- Simonian, P. T., Harrison, S. D., et al. (1997). "Assessment of morbidity of semitendinosus and gracilis tendon harvest for ACL reconstruction." *Am J Knee Surg* 10(2): 54-9.
- Snyder-Mackler, L., De Luca, P., et al. (1994). "Reflex inhibition of the quadriceps femoris muscle after injury or reconstruction of the anterior cruciate ligament." *J Bone Joint Surgery [Am]* 76: 555-560.
- Snyder-Mackler, L., Ladin, Z., et al. (1991). "Electrical stimulation of the thigh muscles after reconstruction of the anterior cruciate ligament. Effects of electrically elicited contraction of the quadriceps femoris and hamstring muscles on gait and on strength of the thigh muscles." *J Bone Joint Surg Am* 73(7): 1025-36.
- Sobotta, J., et al. (1957). *Atlas der deskriptiven Anatomie des Menschen.* München, Berlin, Urban & Schwarzenberg Verlag.
- Solomonow, M., Baratta, R., et al. (1987). "The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability." *Am J Sports Med* 15(3): 207-13.
- Spicer, D., Blagg, S., et al. (2000). "Anterior knee symptoms after four strand hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction." *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 8: 286- 289.
- Stark, J. (1850). "Two cases of ruptured crucial ligament of the knee joint." *Edinburgh Me. Surg.* 5: 267 -271.
- Steiner, M. E., Hecker, A. T., et al. (1994). "Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts." *Am J Sports Med* 22(2): 240-6; discussion 246-7.
- Stilwell, D. L. (1957). "The innervation of tendons and aponeuroses." *Am. J. Anat.* 100: 189 - 317.
- Stoboy, H. (1991). "Das Krafttraining und seine Bedeutung zu verschiedenen Sportarten." *Sportwissenschaft* 14: 9-31.

- Stokes, M. & Young, A. (1984). "The contribution of reflex inhibition to arthrogenous muscle weakness." *Clin Sci (Lond)* 67(1): 7-14.
- Strasser, H. (1917). *Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik*. Berlin, Springer.
- Strobel, M., Stedtfeld, H. W., et al. (1995). *Diagnostik des Kniegelenks*. Berlin, Heidelberg, New York, Springer-Verlag.
- Tegner, Y. & Lysholm, J. (1985). "Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries." *Clin. Ortop.* 198: 43-49.
- Thompson, W. & Fu, F. (1993). "The meniscus in the cruciate-deficient knee." *Clin. Sports Med.* 12: 771 - 796.
- Tibone, J. E. & Antich, T. J. (1988). "A biomechanical analysis of anterior cruciate ligament reconstruction with the patellar tendon. A two year followup [see comments]." *Am J Sports Med* 16(4): 332-5.
- Torg, J. S., Conrad, W., et al. (1976). "Clinical diagnosis of anterior cruciate ligament instability in the athlete." *Am J Sports Med* 4(2): 84-93.
- Tsujimoto, K., Andrish, J., et al. (1993). An investigation of the neurophysiology and biomechanics of ACL reconstruction in goats: A comparison of primary repair and augmentation versus primary reconstruction alone. Orthopedic Research Society, Transaction of the 39th Annual Meeting, San Francisco.
- Viola, R. W., Sterett, W. I., et al. (2000). "Internal and external tibial rotation strength after anterior cruciate ligament reconstruction using ipsilateral semitendinosus and gracilis tendon autografts." *Am J Sports Med* 28(4): 552-5.
- Walla, D., Albright, J., et al. (1985). "Hamstring control and the unstable anterior cruciate ligament-deficient knee." *Am. J. Sports Med.* 13: 34 - 39.
- Weber, W. (1836). *Die Mechanik der Handwerkzeuge*. Göttingen.
- Wilk, K. E., Romaniello, W. T., et al. (1994). "The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing, and functional testing in the ACL-reconstructed knee." *J Orthop Sports Phys Ther* 20(2): 60-73.
- Wirth, C. & Kohn, D. (1996). "Revision anterior cruciate ligament surgery: Experience from Germany." *Clin. orthop.* 325: 110 - 115.

- Wojtys, E. M. & Huston, L. (2000). "Longitudinal effects of anterior cruciate ligaments injury and patellar tendon autograft reconstruction on neuromuscular performance." *Am. J. Sports Med.* 26(3): 336-344.
- Woo, S., Fox, R., et al. (1997). "Force and force distribution in the anterior cruciate ligament and its clinical implications." *Sportorthopädie - Sporttraumatologie* 13: 37 - 48.
- Yasuda, K., Ohkoshi, Y., et al. (1991). "Muscle weakness after anterior cruciate ligament reconstruction using patellar and quadriceps tendons." *Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst* 51(2): 175-85.
- Yasuda, K., Tsujino, J., et al. (1995). "Graft site morbidity with autogenous semitendinosus and gracilis tendon." *Am J. Sports Med.* 23(6): 106 - 714.
- Zimny, M. & Wink, C. (1991). "Neuroreceptors in the tissues of the knee joint." *J. Electromyogr. Kinesiol.* 1: 148 - 157.

Anlagen:

Anlage 1: Tabellarische Übersicht der derzeit erhältlichen Fixierungsmöglichkeiten (Band 2000)

TABLE 8
Tibial Fixation Options for a Soft Tissue Graft in a Bone Tunnel^{a,b}

Construct	Test Design	Failure (N)	Stiffness (N/mm)	Failure Mode
Stapled semitendinosus ⁴⁸	Anterior drawer to knee at 45°	137 (22.6)	8.8 (1.0)	Tendon pulled out of staple
QHT with suture and post ⁸⁷	Anterior drawer to knee at 20°	573 (109)	18 (5)	Suture tendon stretches, post pull-out
QHT with screw and a soft tissue washer ⁸⁷	Anterior drawer to knee at 20°	821 (219)	29 (7)	Tendon stretches or tibial screw pulls out
QHT with a washerplate ⁸⁶	Tibia only, parallel to tunnel	905 (291)	273 (56)	No failure mode given
QHT with the RCI titanium screw ⁷	Anterior drawer to knee at 20°	214 (78.8)	9.0 (6.7)	Tendons pulled out or slipped
QHT with the RCI titanium screw ⁵⁶	Tibia only, parallel to tunnel	350 (134)	248 (52)	No failure mode given
QHT with the RCI titanium screw ⁵⁴	Anterior drawer to knee at 30°	201 (50.6)	36.2	Failed at the tibial socket
QHT with biodegradable interference screw 1 mm graft sleeves ⁸⁶	Tibia only, parallel to tunnel	222 (75)	No stiffness reported	Graft slipped around tibial screw
QHT with biodegradable interference screw ½ mm graft sleeves ⁸⁶	Tibia only, parallel to tunnel	308 (207)	No stiffness reported	Graft slipped around tibial screw

^a QHT, quadrupled hamstring graft.

^b The standard deviations are reported in parentheses following the mean.

^c Brown et al., unpublished data, 1996.

Tibiale Fixierungsmöglichkeiten eines Transplantates mit Knochenblock

TABLE 4
Tibial Fixation Options for Bone-Patellar Tendon-Bone Plug in a Bone Tunnel^a

Construct	Test Design	Failure (N)	Stiffness N/mm	Failure Mode
Suture (#5) to button ⁴⁸	Anterior drawer to knee at 45°	248 (40.2)	12.8 (2.0)	Button failed, suture pulled through the bone plug
Staple ¹ patella tendon ⁴⁸	Anterior drawer to knee at 45°	129 (15.7)	10.8 (2.0)	Graft slipped under the staple
Doubled staples on patella tendon in a trough ³³	Tibia only, "axial to tibia"	588	86.3	Graft slipped under staple, 27% bone block breakage
Suture and post ⁸⁷	Anterior drawer to knee at 20°	396 (124)	27 (13)	Bone-tendon rupture, bone plug fracture, tibial post pull-out
6.5 mm AO interference screw ⁴⁵	Anterior drawer to knee at 45°	215 (39.2)	23.5 (2.9)	Grafts pulled out of the tunnel
9 mm interference screw ⁴⁸	Anterior drawer to knee at 45°	476 (110.9)	57.9 (3.9)	Grafts pulled out of the tunnel
Interference screw and suture with a post ⁸⁷	Anterior drawer to knee at 20°	674 (206)	50 (21)	Bone plug fractured, pull-out around tibial screw and suture rupture
7 mm interference screw ⁴⁵	Tibia only, parallel to tunnel	461 (230–631)	47 (28–73)	Tendon tearing, slipping of the bone plug
9 mm interference screw ⁴⁶	Tibia only, parallel to tunnel	678 (394–947)	68 (32–84)	Tendon tearing, slipping of the bone plug
9 × 30 mm interference screw ³³	Tibia only, "axial to tibia"	758 (139)	49.2 (2)	Tendon tearing or bone plug slippage
9 × 25 mm biodegradable screw ¹²	Tibia only, parallel to tunnel	293 (156–458)	42 (14–67)	Bone plug slipped, tendon tearing

^a The standard deviations or ranges of variability are reported in parentheses following the mean.

Femorale Fixierungsmöglichkeiten eines Transplantates mit Knochenblock

TABLE 9
Femoral Fixation Options for a Soft Tissue Graft in a Bone Tunnel^{a,b}

Construct	Test Design	Failure (N)	Stiffness (N/mm)	Failure Mode
QHT with Trans-Fix ^c	Anterior drawer to knee at 20°	523 (263)	34.2 (14.3)	Cross-pin toggled graft slipped off, tibial fixation failure
QHT with Bone Mulch ^c	Anterior drawer to knee at 20°	583 (108)	24.4 (4.17)	Tibial fixation failure, implant failure
QHT with an EndoButton, mersilene tape ^c	Anterior drawer to knee at 20°	520 (50)	34.8 (22.3)	Tape broke
QHT with EndoButton and Endotape ^c	Anterior drawer to knee at 20°	618 (242) 663 (211) 678 (179)	22.4 (6.9) 18.1 (6.9) 20.6 (7.8)	Tape broke, tibial fixation failure, tendon failure, implant pulled through bone
QHT with EndoButton and three #5 suture ^c	Anterior drawer to knee at 20°	699 (210)	30.2 (8.5)	Implant pulled through bone, tibial fixation failure, suture failure, tendon failure
QHT with EndoButton and 2 loops of Endotape ^c	Anterior drawer to knee at 20°	628 (359)	21.2 (5.5)	Tibial fixation failure, implant pulled through the bone, tape broke
Semitendinosus fixed with the EndoButton and tibial post ⁷⁴	Anterior drawer to knee at 60°	612 (73)	47 (19)	No mode reported
QHT with Mitek ^c	Anterior drawer to knee at 20°	412 (189)	20.3 (5.6)	Implant pulled through bone
QHT with the RCI titanium screw ¹⁸	Femur only, parallel to tunnel	242 (90.7)	No stiffness reported	Failed by graft slipping
QHT with BioScrew ¹⁸	Femur only, parallel to tunnel	341 (162.9)	No stiffness reported	Failed by graft slipping
QHT BioScrew, 0.5 mm graft sleeves ³⁶	Femur only, parallel to tunnel	530 (186)	No stiffness reported	Failed by graft slipping

^c QHT, quadrupled hamstring graft.

^a The standards deviations are reported in parentheses following the mean.

^b From Brown et al., unpublished data, 1996.

Tibiale Fixierungsmöglichkeiten eines Transplantates mit freien Weichteilenden

TABLE 7
Femoral Fixation Options for Bone-Patellar Tendon-Bone Plug in a Bone Tunnel^a

Construct	Test design	Failure (N)	Stiffness (N/mm)	Failure Mode
EndoButton ^b	Anterior drawer to knee at 20°	554 (276)	27.0 (13.5)	Tibial bone block fracture or suture breakage, tibial side fixation failure
Mitek device ^b	Anterior drawer to knee at 20°	511 (350)	18.3 (8.3)	Patellar tendon failure, fracture tibial bone block, sutures tore through bone block
Press-fit ^b	Anterior drawer to knee at 20°	350 (48)	36.8 (16.3)	Tibial bone plug pulled out, fracture tibial bone block, patellar tendon failed
Interference screw from outside-in ⁶⁷	Anterior drawer to knee at 20°	423 (175)	46 (24)	Pull-out around the screw
Endoscopic interference screw ⁶⁷	Anterior drawer to knee at 20°	588 (282)	33 (14)	Bone plug fractured, femoral screw pull-out, bone tendon rupture
Interference screw outside-in ¹⁴	Anterior drawer to knee at 20°	235 (124)	82.8 (30.1)	Bone block pull-out, bone block fracture
Endoscopic interference screw ¹⁴	Anterior drawer to knee at 20°	256 (130)	70.2 (28.9)	Bone block pull-out, bone block fracture
Metal endoscopic interference screw ¹⁹	Femur only, parallel to tunnel	558.3 (67.9)	No stiffness reported	Femoral fixation failure, fracture of bone plug, tearing of graft
BioScrew endoscopic interference screw ¹⁹	Femur only, parallel to tunnel	552.5 (56.4)	No stiffness reported	Femoral fixation failure, fracture of bone plug, tearing of graft
Metal interference screw ⁷⁰	Femur only, parallel to tunnel	640 N (201)	No stiffness reported	Pullout and bone block fracture
BioScrew interference screw ⁷⁰	Femur only, parallel to tunnel	418 N (118)	No stiffness reported	Bone block pull-out
Metal interference screw ⁴⁴	Femur only, parallel to tunnel	436 (111-903)	No stiffness reported	Failure between the cortical and cancellous bone of the bone plug
Biodegradable interference screw ⁴⁴	Femur only, parallel to tunnel	565 (248-987)	No stiffness reported	Failure between the cortical and cancellous bone of the bone plug

^a The standards deviations or ranges of variability are reported in parentheses following the mean.

^b From Brown et al., unpublished data, 1996.

Femorale Fixierungsmöglichkeiten eines Transplantates mit freien Weichteilenden

Aus:

Brand, J.; Weiler, A.; Caborn, D.; Brown, C.; and Johnson, D.: Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.*, 28(5): 761 - 774, 2000.

Anlage 2: Rehabilitationsschema nach Pässler

Nach der Operation:

Auf der Station wird nach der Operation der Kompressionsverband entfernt und eine Cryo-Cuff Manschette angelegt. Nachdem der Redon entfernt ist, erfolgt das Anbringen der Hypex-lite Schiene mit 90° Flexion und leichter Überstreckung, die für den Gebrauch tagsüber zum Gehen erforderlich ist. Während des stationären Aufenthaltes erhalten Sie zusätzlich zur Nacht eine Streckschiene. Auf Wunsch kann die o.g. Hypex-lite-Schiene für die erste post-operative Woche zu Hause in leichter Über-streckstellung auch für die Nacht benutzt werden. Um einem Streckdefizit von Beginn an entgegenzuwirken und die nach dem OP auftretende Schwellung möglichst gering zu halten, wird das Bein im Bett in Überstreckstellung gelagert und das Fußende des Bettes hochgestellt (Knie auf Herzniveau). Diese Lagerung sollte bis zum Rückgang der Schwellung des Kniegelenkes beibehalten werden, auch während der Nacht. Bei stärkeren Beschwerden im Knie oder in der Kniekehle kann diese Streckposition durch Unterlage eines kleinen Kissens zeitweise unterbrochen werden. Ver-suchen Sie so oft wie möglich während des Liegens Ihre Wadenmuskulatur anzuspannen. Durch den dadurch verursachten Pumpeffekt verhindern Sie sicher das Entstehen von Thrombosen, also die Entwicklung von Blut-gerinnseln in den Wadenvenen. Schon am Abend des OP-Tages sollten Sie, sofern es Ihr Kreis-lauf zuläßt, mit Hilfe einer Schwester oder eines Pflegers aufstehen und versuchen mit Gehhilfen zu laufen.

Zentrum für Knie- und Fußchirurgie Sporttraumatologie



Praxisklinik Heidelberg

Dr. med. Hans H. Pässler, FRCsed

Professor h.c. für Sportmedizin der
Universität Peking

Chirurg / Unfallchirurg

Ärztl. Direktor der Klinik

Prof. Dr. med. Hajo Thermann

Chirurg / Unfallchirurg

Arthroskopische Operationen

Endoprothetik

Frakturversorgung

Rekonstruktive Chirurgie

Transplantationschirurgie

Ganganalyse

Sonographie

Kernspintomographie

Bismarckstr. 9-15

D-69115 Heidelberg

Tel. (+49) 6221-983-190

Fax (+49) 6221-983-199

E-Mail paessler@atos.de

E-Mail thermann@atos.de

<http://www.kreuzband.de>

www.atos.de

1. - 2. Tag nach Operation:

Beginn der Krankengymnastik und der Lymphdrainage. Es wird umgehend mit der aktiven und passiven Bewegung des betroffenen Kniegelenkes im schmerzfreien Bereich begonnen, bis nach einigen Tagen ein Bewegungsumfang von 0-90° erreicht ist (gilt nicht für Meniskusnähte, in diesem Fall wird das Bewegungsausmaß individuell im Nachbehandlungsprotokoll festgelegt). Versuchen Sie von Anfang an die Beuge- und Streckmuskeln anzuspannen, bis 10 zählen und dann langsam wieder entspannen (sog. Kokontraktion).

In den ersten zwei Tagen werden Sie dabei große Mühe haben, da Ihnen der Quadricepsmuskel nicht gehorchen will. Versuchen Sie es trotzdem immer wieder, er wird nach vielen Versuchen Ihrem Kommando folgen.

Sie werden in den ersten 3 Wochen mit Gehhilfen laufen, mit einer Teilbelastung von 15 kg, (gilt nicht für Meniskusnähte, in diesem Fall wird die Belastbarkeit individuell im Nachbehandlungsprotokoll festgelegt). Die Gehhilfen können weggelassen werden, sobald Sie einen normalen, nicht hinkenden Gang erreicht haben. In den ersten Tagen wird bereits mit einer Lymphdrainage (Entstauungstherapie) begonnen.

Davon abgesehen sollten Sie in den ersten 3-4 Tagen nach der Operation möglichst (außer Gangschulung, ect.) im Bett bleiben und das gestreckte Bein hochlagern und kontinuierlich kühlen wie oben beschrieben. Beachten Sie vor allem die Hinweise in der Cryo/Cuff-Gebrauchsanleitung. Allzu häufiges Aufstehen und Umherlaufen oder langes Sitzen mit herabhängendem Bein führt nur zu einer erneuten Zunahme von Schwellung und Schmerz, wodurch die Rehabilitation verzögert wird. Die volle aktive Streckung im Kniegelenk soll von Anfang an regelmäßig geübt werden, indem der Fuß im Bett auf ein Kissen gelegt wird. Trotz der Beherzigung dieser Maßnahmen müssen Sie damit rechnen, daß Ihr Knie und Unterschenkel mehr oder weniger stark anschwellen. Dies ist durch Einsickern von Blut aus den Knochenkanälen bedingt, verbunden mit Überwärmung, da das umliegende Gewebe versucht, den Bluterguß aktiv abzubauen. Und jeder aktive Prozeß ist nun einmal mit Wärmebildung verbunden.

Ziel ⇒ Erreichen der vollen Streckung und Rückgang der Schwellung des Kniegelenkes sind die mit Abstand wichtigsten Ziele in den ersten zwei Wochen.

3.-5. Tag nach Operation

Nachdem der Ruheschmerz nachgelassen hat, können Sie jetzt im Wechsel mit isometrischen Muskelkraftübungen des gesunden und des kranken Beines beginnen: Spannen Sie dazu im Liegen die gesamte Beinmuskulatur, und zwar Beuger und Strecker (sogenannte Koaktivierung), des leicht gebeugten Beines maximal an, und

versuchen Sie die Spannung etwa 10 Sekunden zu halten. Tasten Sie mit den Händen Ihre Oberschenkelbeuger und -strecker. Sie sollten sich, wie oben schon ausgeführt, als Zeichen der Anspannung hart anfühlen. Sie sollten jedoch keine Schmerzen im Entnahmebereich der Beugesehnen verspüren, sonst haben Sie die Übung zu kraftvoll gemacht. Wiederholen Sie diese Übungen mehrmals stündlich.

Treten ausgeprägte Unterschenkel- oder Weichteilschwellungen im Kniebereich auf, ist dies ein Zeichen dafür, daß Sie zuviel gelaufen sind und das Bein nicht ausreichend lange hochgelagert haben. Machen Sie in diesem Fall eine Pause von ein bis zwei Tagen und beschränken Sie sich auf Übungen im Bett. Ein Kniegelenkserguß sollte punktiert werden, wenn er Spannung im Knie verursacht bzw. unangenehmen Druck ausübt oder sich nicht von selbst zurückbildet.

6. - 10. Tag nach Operation

Intensivierung der krankengymnastischen Übungen und Beginn der Trainingstherapie

Einbeiniges Üben mit dem gesunden Bein auf dem Fahrradergometer oder einem Rudergerät während das verletzte Bein abgestellt wird. Zusätzlich kann auf dem Treppensteigergerät geübt werden. Im geschlossenen kinetischen System (z.B. Beinpresse, Fahrradergometer, Treppensteigergerät) haben Sie stets mit dem Fuß Bodenkontakt und spannen bei Übungen immer automatisch auch in gewissem Umfang Ihre Beuger an, während Sie im offenen kinetischen System ohne Fußkontakt gegen einen Widerstand arbeiten. Isokinetische Übungen (offenes System) sollten während der ersten drei Monate unterbleiben.

Durchgeführt werden also Kniebeugen, aktive Beuge- und Streckübungen auf dem Schlingentisch. Bei unzureichender Streckung kann die Beinstreckung in Bauchlage geübt werden, dabei hängt der Unterschenkel über das Ende der Liege hinaus und kann mit einem Gewicht beschwert werden, um die volle Streckung (aber nicht Überstreckung) zu erreichen. Dies sollte aber keine Beschwerden auslösen.

Kräftigung der gesamten Oberschenkelmuskulatur, insbesondere des Vastus medialis, unter Einschluß von Adduktoren sowie Hüftbeugern und Streckern mit Gummibändern (Thera-Band). Bei allen genannten Übungen soll das Gummiband um die Mitte des Oberschenkels gelegt werden. Während der Übungsausführung ist das Bein im Kniegelenk leicht angewinkelt zu halten. So wird eine unzulässige Belastung des Kniegelenks vermieden. Zwischen den einzelnen Übungen kühlen des Kniegelenkes. Tritt dennoch erneut eine Schwellung auf, sollten Sie den Cryo/Cuff anlegen und das Bein hochlegen. Die Schwellung ist das erste Zeichen für eine Überbelastung.

Außerdem kann jetzt schon unter Verwendung eines wasserfesten Schutzverbandes im Bewegungsbad gejoggt werden (Aqua jogging): Langsames Vorwärts- und

Rückwärtslaufen gegen den Wasserwiderstand in hüfthohem Wasser. Lassen Sie sich dabei mit dem gesamten Körper leicht nach vorne fallen und achten Sie auf eine saubere Bewegungsausführung.

Ziel ⇒ bis zum 10. Tag nach Operation: volle aktive Streckung, aktive Beugung bei Limitierung auf 90°, Rückgang der Schwellung

Ab 11. Tag - 3. Woche nach Operation

Die Entfernung des Nahtmaterials sollte 10-12 Tage nach dem operativen Eingriff bei dem überweisenden Orthopäden / Hausarzt erfolgen. Wir empfehlen die Fortführung der postoperativen Thromboseprophylaxe bis zur vollständigen Mobilisation.

Sofern in Ihrem Fall eine stabilisierende Orthese angeordnet wurde, tragen Sie diese falls erforderlich. Dabei ist die Beugung auf 90° limitiert, um eine Überlastung des Kreuzbandersatzes bei zu starker Beugung und gleichzeitiger Belastung oder bei einer Verdrehung des Kniegelenkes zu verhindern. Beim Auftreten von Schwellung, Überwärmung oder Schmerzen muß bis zum Rückgang der Beschwerden die Schiene abgenommen, das Bein hochgelagert und das Knie mit dem Cryo/Cuff gekühlt werden.

Kraul- und Rückenschwimmen (kein Brustschwimmen!) sind ebenfalls zu empfehlen.

3. - 6. Woche nach Operation

Gehhilfen dürfen erst ab dem 21. Tag weggelassen werden. Während der ersten 3 Wochen ist Beugung auf 0-0-90° eingeschränkt. Von der 4. Woche an werden intensive Übungen im sogenannten geschlossenen kinetischen System angestrebt. Hierzu zählen vor allem 1/4 bis 1/2 Kniebeugen, wobei der Oberkörper 30° nach vorne gebeugt sein soll und der Patient stets gleichzeitig bewußt Beuger (Hamstrings) und Strecker anspannen sollte. Mehrfach täglich Zehenstand bds. jeweils 10 Sekunden, wobei Beuger und Strecker simultan angespannt werden sollen, kurze Pause, wieder 10 Sekunden, so oft wie möglich täglich wiederholen. Dabei anfangs mit den Händen an der Wand Balance stabilisieren, bis es ohne geht (Training der Kontraktion und Koordination). Weitere Übungen erfolgen mit Treppensteiggerät, Beinpresse etc. Selektiv kann die Beugemuskulatur mit isokinetischen Trainingssystemen trainiert werden. Aquajogging ist ein weiteres hervorragendes Mittel zur Frührehabilitation (nach der 3. Woche). Zu diesem Zeitpunkt empfehlen wir auch den Beginn von Koordinations- bzw. Propriozeptions-training. Nach Einheilen der Knochenblöcke sollte die Arretierung aus der

Knieorthese (falls benutzt) entfernt werden, womit jetzt die volle Beugung erreicht werden kann (gilt nicht unbedingt für zusätzliche Meniskusnaht). Vermeiden Sie aber unbedingt eine übermäßige Beugung im Kniegelenk unter Belastung. Mit folgenden Übungen wird nun begonnen:

Gangschulung zum Erreichen eines normalen Gangbildes, sollte erfolgen, falls Sie Probleme haben.

Training der Schutzreflexe (Propriozeption) auf instabilen Brettern, Kreiseln, Rollbrettern und durch Zuwerfen eines Balles im Einbeinstand zur Wiedererlangung des Bewegungsgefühls. Wir sprechen auch von Koordinationsübungen. Sie sind von außerordentlich großer Bedeutung. Die Wiedererlangung eines guten Koordinationsvermögens schützt Sie am sichersten vor neuen Verletzungen.

Legen Sie ein elastisches Band (Sport Cord) um die Hüfte und laufen Sie auf der Stelle vorwärts und rückwärts gegen Widerstand. Machen Sie Kniebeugen gegen zusätzlichen Widerstand durch ein elastisches Band. Die oben beschriebenen Übungen sind wesentlich weniger belastend für das operierte Bein als solche ohne elastische Bänder. Üben Sie einbeinige Kniebeugen, stützen Sie sich dabei mit den Händen und dem gesunden Bein ab um ein Wegknicken zu verhindern.

Bei Erreichen eines ausreichenden Bewegungsumfanges, ca. 110°, kann mit dem Fahrradergometertraining bei niedriger Belastung und hoher Umdrehungszahl (80-100 pro Minute) begonnen werden. Der Sattel soll so eingestellt sein, daß die volle Streckung vermieden wird. Benutzen Sie keine Fußschlaufen. Joggen Sie im Bewegungsbad mit einem Bleigürtel um die Hüfte.

Lassen Sie sich noch vor der Entlassung einen Sprechstundentermin für die wichtige erste Kontrolle Ende der 6. Woche geben. Hierbei wird erstmals die Stabilität mit dem Arthrometer geprüft.

6. - 12. Woche nach Operation

Bei der Nachuntersuchung zwischen der 4. - 6. Woche soll das Kniegelenk stabil sein, ein Streckdefizit ausgeschlossen werden und eine Beugung von etwa 120° erreicht werden. Alle Aktivitäten des täglichen Lebens sollen schmerzfrei ausgeübt werden können.

Es kann mit einem schmerzabhängigen isotonischen Krafttraining begonnen werden, wenn die Übungen in einem geschlossenen System erfolgen und der Bewegungsumfang auf 0-30-90° eingeschränkt wird (keine volle Streckung im Kniegelenk!). Dagegen ist jede isolierte Bewegungen im Kniegelenk unbedingt zu unterlassen, bei denen das Schienbein gegen einen oberhalb des Fußes angelegten Widerstand gestreckt wird (z.B. Beincurler).

Bei Anlegen des Widerstandes handbreit unterhalb des Kniegelenkspaltes sind derartige Übungen sinnvoll. Trainieren Sie immer im Wechsel das gesunde und das kranke Bein und wählen Sie den Widerstand so, daß das betroffene Bein unterhalb der Schmerzschwelle trainiert wird, das gesunde dagegen maximal belastet wird. Im Rahmen des Krafttrainings kommt neben dem Training der Strecker vor allem dem Aufbau der Beugemuskulatur größte Bedeutung zu. Eine kräftige Beugemuskulatur führt über eine bessere Stabilisierung des Kniegelenkes zu einer Entlastung des vorderen Kreuzbandes

Intensive Fortsetzung des Kraft- und Ausdauertrainings und Schulung der neuromuskulären Koordination, d.h. der reibungslosen Zusammenarbeit von Nerven und Muskeln ist unbedingt erforderlich, um einen kontrollierten Bewegungsablauf zuermöglichen. Seitliche Sprünge von einem leicht gebeugten Bein auf das andere bei ebenfalls nach vorne gebeugtem Oberkörper. Ein leichtes Lauftraining auf ebenem Boden kann begonnen werden. Sofern eine Knieorthese getragen wurde, kann diese nunmehr der Wohnung weggelassen werden. Zu diesem Zeitpunkt können erstmalig Schmerzen im Bereich der Patella und der Patellasehne auftreten, sofern diese Sehne als Transplantat verwendet worden war. Es handelt sich um den Bezirk der Entnahmestelle Ihres Kreuzbandtransplantats. Dieser Defekt heilt langsam zu und kann in dieser Zeit bei stärkerer Belastung des Streckapparates Schmerzen verursachen. Man sollte hier nicht dagegen ankämpfen, sondern eine kurze Trainingspause machen, bzw. Übungen sich zeigen lassen, die den Streckapparat schonen. Gleichzeitig sollte lokal viel Eis angewandt werden, am besten in Form des vorhandenen Cryo/Cuff-Systems. Die Schmerzen bilden sich so rasch zurück und man kann langsam wieder das volle Training aufnehmen.

Kommt es zu einer Verschlechterung der vorher guten Streckbarkeit des Knies, vergesellschaftet mit Schmerzen im vorderen Kniebereich, sollten Sie umgehend Ihren Chirurgen aufsuchen. Ursache könnte eine harmlose Geschwulst vor dem neuen Kreuzband sein, ein sogenannter Zyklopstumor, der die Streckung behindert. Er müßte in diesem Fall eventuell arthroskopisch entfernt werden (Häufigkeit etwa 1,5 %, also recht selten).

12. Woche nach Operation

Es kann nun je nach Erfolg des Aufbaus mit einem sportartspezifischen Training angefangen werden. Hierzu zählt auch Jogging.

Entscheidend für Umfang und Intensität der sportlichen Belastung ist allein die wiedererlangte Bewegungssicherheit (Koordination). Das sichere Gefühl das Kniegelenk unter Kontrolle zu haben ist die unabdingbare Voraussetzung für ein freies Training der Ausdauer und der Bewegungsschnelligkeit, da jede ermüdungsbedingte unkontrollierte Bewegung eine erneute Verletzung zur Folge haben kann.

Aus diesem Grund sollten vom Physiotherapeuten jetzt regelmäßig PNF-Übungen in die Behandlung einbezogen werden, eine spezielle krankengymnastische Behandlungsmethode, mit der in erster Linie die Koordination verbessert wird.

6. Monat nach Operation

Dies ist der Zeitpunkt zu dem ein isokinetischer Test durchgeführt werden kann. Hat die Muskelkraft 90 % erreicht, kann frühestens jetzt mit der Teilnahme am Wettkampfsport begonnen werden, vorausgesetzt die folgenden Bedingungen sind erfüllt: keine Instabilität, keine Kniegelenksschwellungen, Schmerzfreiheit, volle Muskelkraft, voller Bewegungsumfang. Tragen Sie bei sportlichen Aktivitäten weiter die Knieschiene, solange sie Ihnen das Gefühl einer zusätzlichen Stabilität vermittelt. Der Rehabilitationserfolg hängt wesentlich von der guten Zusammenarbeit zwischen Therapeut, Trainer, Arzt und Patient ab und wird entscheidend von Ihrer Bereitschaft zur aktiven Mitarbeit bestimmt. Es ist kein Zufall, daß die besten Ergebnisse von hochmotivierten Leistungssportlern erreicht werden, die monatelang Tag für Tag hart an sich arbeiten um schnellstmöglich wieder ihren Beruf ausüben zu können. Denken Sie auch nach erfolgreichem Abschluß der Rehabilitation stets daran, daß auch der beste Kreuzbandersatz nie so gut wie das Original sein kann, mit dem die Natur Sie ausgestattet hat und beugen Sie einer erneuten Überlastung des Bandes vor, indem Sie die folgenden Voraussetzungen erfüllen, vor allem wenn Sie weiter Sportarten betreiben wollen, bei denen ein erhöhtes Verletzungsrisiko für das Kreuzband besteht:

1. Dauerhafte Fortsetzung des speziellen Krafttrainings zum Erhalt der zusätzlichen muskulären Stabilisation im Kniegelenk. Von Maximalkrafttests mit isokinetischen Testgeräten wird aufgrund hierbei möglicher auftretender Komplikationen abgeraten.
2. Immer wieder Koordinationsübungen auf Trampolin, Wackelbrettern oder dem neuen KAT, einem speziellem Trainingsgerät für derartige Übungen, mit dem die erreichte Koordinationsfähigkeit auch gemessen werden kann.
3. Besonders ausgedehnte Aufwärm- und Dehnübungen vor jeder sportlichen Aktivität zur Reduktion des Verletzungsrisikos, das nach jeder Erstverletzung deutlich erhöht ist.

Anlage 3: Tegner-Activity-Score

TEGNER ACTIVITY LEVEL SCALE

Please indicate in the spaces below the **HIGHEST** level of activity that you participated in **BEFORE YOUR INJURY** and the highest level you are able to participate in **CURRENTLY**.

BEFORE INJURY: Level _____ CURRENT: Level _____

The activity scale

- | | |
|--|---|
| <p>10. Competitive sports
soccer – national or international level</p> <p>9. Competitive sports
soccer – lower divisions
icehockey
wrestling
gymnastics</p> <p>8. Competitive sports
bandy
squash or badminton
athletics (jumping etc)
down-hill skiing</p> <p>7. Competitive sports
tennis
athletics (running)
motorcross or speedway
hand-ball or basket-ball
Recreational sports
soccer
bandy or icehockey
squash
athletics (jumping)
cross-country track
findings (orienteering), both recreational and competitive</p> <p>6. Recreational sports
tennis or badminton
hand-ball or basket-ball
down-hill skiing
jogging, at least 5 times weekly</p> | <p>5. Work
heavy labour (e.g. building, forestry)
Competitive sports
cycling
cross-country skiing
Recreational sports
jogging on uneven ground at least twice weekly</p> <p>4. Work
moderately heavy work (e.g. lorry driving, charring)
Recreational sports
cycling
cross-country skiing
jogging on even ground at least twice weekly</p> <p>3. Work
light work (e.g. nursing)
Competitive and recreational sports
swimming
Walking in rough forest terrain</p> <p>2. Work
Light work
Walking on uneven ground</p> <p>1. Work
sedentary work
Walking on even ground</p> <p>0. Sick-leave or disability pension because of knee problems.</p> |
|--|---|
-

Englisches Original des Tegner-Activity-Scores. Aus: **Tegner, Y., and Lysholm, J. (1985)**. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin. Ortop.*, 198: 43-49, .

Anlage 4: Lysholm-Score

Lysholm knee scoring scale

<i>Limp</i>		<i>Pain</i>	
none	5	none	25
slight and/or periodical	3	inconstant and slight, during heavy exertion	20
severe and/or constant	0	marked, during heavy exertion	15
<i>Support</i>		marked, on or after walking more than 2 km	
none	5	marked, on or after walking less than 2 km	5
stick or crutch	2	constant	0
weight-bearing impossible	0	<i>Swelling</i>	
<i>Locking</i>		none	10
no locking and no catching sensations	15	on heavy exertion	6
catching sensations but no locking	10	on normal exertion	2
locking		constant	0
occasionally	6	<i>Stair-climbing</i>	
frequently	2	no problems	10
locked joint on examination	0	slightly impaired	6
<i>Instability</i>		one step at a time	2
no giving way	25	impossible	0
rarely, during athletics or other heavy exertion	20	<i>Squatting</i>	
frequently, during athletics or other heavy exertion (or unable to participate)	15	no problems	5
occasionally, in daily activities	10	slightly impaired	4
often, in daily activities	5	not beyond 90°	2
at every step	0	impossible	0

Englisches Original des Lysholm-Scores. Aus: **Tegner, Y., and Lysholm, J. (1985)**. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin. Ortop.*, 198: 43-49, 1985.

Anlage 5: IKDC-Score

Name _____ Vorn. _____ geb. ____/____/____ Pat.Nr.: _____
 Untersucher: _____ Dat Unters. ____/____/____ Dat Unfall/-e. ____/____/____; ____/____/____ Dat. jetzige OP. ____/____/____;
 Beruf _____ Sport: 1.Wahl _____ 2.Wahl _____
 Alter _____ w _____ m _____ Gr. _____ Gew. _____ Betr.Knie re _____ li _____ Gegenseite normal: ja _____ nein _____
 Zeit Unfall-OP _____ Mon _____ akut (0-2Wo) _____ subakut (2-8Wo) _____ chron (>8 Wo)
 Unfallursache: _____ Alltag _____ Verkehr _____ Arbeit _____ Kontakt _____ Nonkontakt m.Rotat. _____ o.
 Rotation _____
AKTIVITÄT *(3) Vor Unfall vor OP nach OP **VOROPERATIONEN**

I. starke Aktivität springen pivoting, cutting wie Fußball,Volley,Basket etc	Arthroskopie	Datum (1) ____/____/____	Datum (2) ____/____/____	Datum (3) ____/____/____
II. Mäßige Aktivität Schwere Handarbeit, Ski, Tennis	Meniscektomie	Datum (1) ____/____/____	Datum (2) ____/____/____	Datum (3) ____/____/____
III. Leichte Aktivität leichte Handarbeit, Jogging, Lz Laufen	Stabilisation	Datum (1) ____/____/____	Datum (2) ____/____/____	Datum (3) ____/____/____
IV. Gelegentliche Aktiv. Hausarbeit, Alltag	Aktivitätsveränderung kniebedingt	_____ ja _____ nein		

Meniskusstatus: Medial: ^ N1 ^ 1/3 ^ 2/3 ^ Total
 Lateral: ^ N1 ^ 1/3 ^ 2/3 ^ Total
Morphotype: ^ Lax ^ normal ^ straff **Knieachse:** ^ varus ^ normal ^ valgus

8 Gruppen *(4) A. Normal B. Fast normal C. Abnormal D. Erhebl. abn Gruppenbewertung A B C D *(4)

1. Subjektive Beurteilung
 wie funktioniert ihr Knie? _____
 Auf einer Skala von 0 bis 3: _____
 wie beeinflusst Ihr Knie Ihre Aktivität? _____

2. Symptome *(4)

	starke Aktivität	mäßige Aktivität	leichte Aktivität	gelegentl. Aktivität
Schmerz	_____	_____	_____	_____
Schwellung	_____	_____	_____	_____
teilweises giving way	_____	_____	_____	_____
volles giving way	_____	_____	_____	_____

3. Bewegungsumfang: Flex./Ext.: Betroffene Seite: ____/____/____ Gegenseite: ____/____/____ *(6)

Streckausfall (von anat. Nullstellung)	^ <3°	^ 3-5°	^ 6-10°	^ >10°
Δ *(7) Flexionsausfall	^ 0-5°	^ 6-15°	^ 16-25°	^ >25°

4. Untersuchung Bandapparat

Δ Lachman manuell	^ 1-2 mm	^ 3-5 mm	^ 6-10 mm	^ <10 mm
Δ Lachman KT-1000				
Δ Lachman X-Stress				
Endpunkt	^ hart	^ verzögert	^ weich	
Δ Totale a.p. Translation (70°)	^ 0-2 mm	^ 3-5 mm	^ 6-10mm	^ >10 mm
Δ hinterer Durchhang (70°)	^ 0-2 mm	^ 3-5 mm	^ 6-10mm	^ >10 mm
Δ med. Gelenköffnung (Valgusrot.)	^ 0-2 mm	^ 3-5 mm	^ 6-10mm	^ >10 mm
Δ lat. Gelenköffnung (Varusrotat.)	^ 0-2 mm	^ 3-5 mm	^ 6-10mm	^ >10 mm
Pivot Shift	^ gleich	^ + spur	^ ++ deutlich	^ +++ mass.
Reversed Pivot Shift	^ gleich	^ + spur	^ ++ deutlich	^ +++ mass.

5. Kompartiment-Befunde

Krepitieren femoro-patellar	^ keines	^ mild	^ + geri.Schmerz	^ + Schmerz
Krepitieren mediales Kompart.	^ keines	^ mild	^ + geri.Schmerz	^ + Schmerz
Krepitieren laterales Kompart.	^ keines	^ mild	^ + geri.Schmerz	^ + Schmerz

6. Transplantatentnahme problemg.

	^ keine	^ mild	^ mäßig	^ stark
--	---------	--------	---------	---------

7. Röntgenbefunde

medialer Gelenkspalt	^ keine	^ mild	^ mäßig	^ stark
lateral Gelenkspalt	^ keine	^ mild	^ mäßig	^ stark
Femoropateller Gelenkspalt	^ keine	^ mild	^ mäßig	^ stark

8. Funktioneller Test *(14)

Δ Einbeinsprung (% Gegenseite)	^ 90-100	^ 76-90	^ 50-75	^ <50
--------------------------------	----------	---------	---------	-------

Gesamtergebnis _____

IKDC Kneeligament Standarderhebungsbogen (1993)
 Englisches Original des IKDC-Scores. Aus: **Hefti, F., et al. (1993)**. "Evaluation of the knee ligament injuries with the IKDC form." Knee Surg Sports Traumatol. Arthrosc. 1: 226-334.

Anlage 6: Beispiel für einen Testbogen nach isokinetischer Untersuchung der Maximalkraft der Kniestreck- und -beugemusculatur

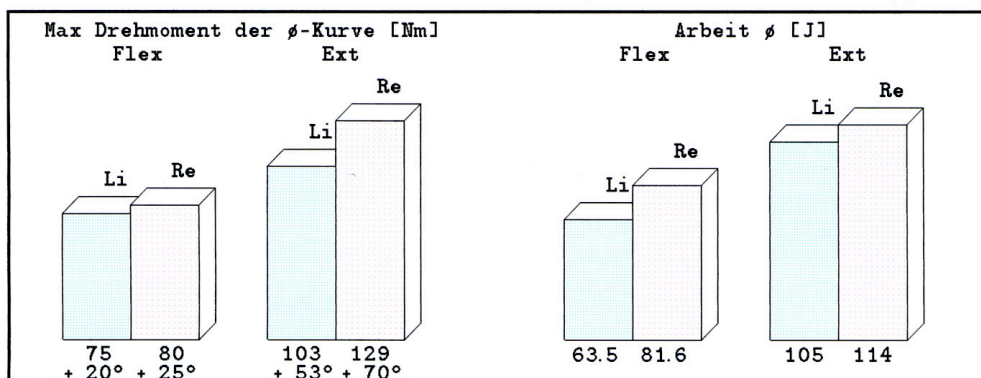
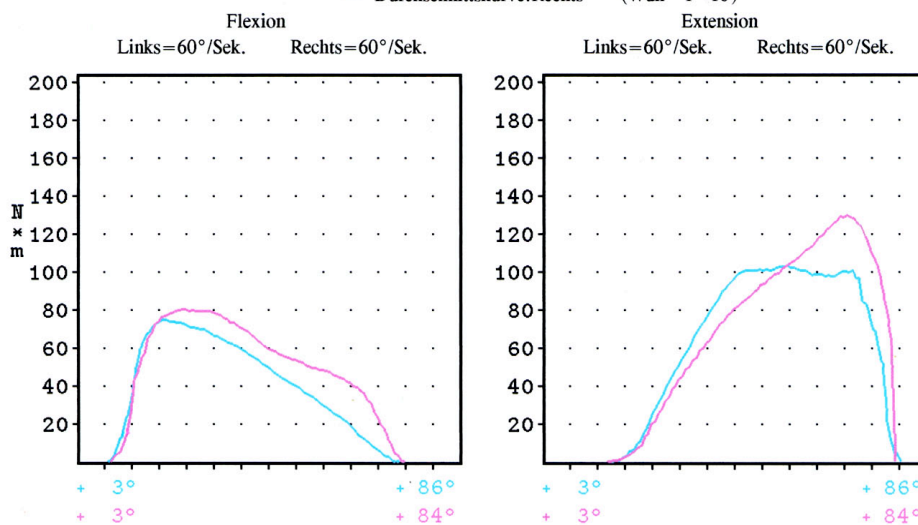
Ausdruck-Nr.1346a

Institut		Testsystem	
Sportmed. Rehabilitations- und Trainingszentrum Luisenstraße 14 D-69115 Heidelberg		IsoMed 2000 Hersteller: D&R FERSTL GmbH Sport- und Medizintechnik	
Links / Rechts Vergleich			
Patient : _____ ; Geb.-Datum : _____ Ident.-Nr. : _____ Gewicht : 80 Kg Geschlecht : m Diagnose : VKB-Plastik		Datum : 02.12.2003 Belastungsart : Isokinetik B1 kon. B2 kon. betroffenes Gel. : Knie betroffene Seite : li behand. Arzt : Pässler Schwerkraftkom. : Ja Therapeut : gela Geschwindigkeit(T1): 60°/60°/Sek. Flex/Ext Geschwindigkeit(T2): 60°/60°/Sek. Flex/Ext Uhrzeit : 16:06	
Bewegung:	Links (T1)	Rechts (T2)	T1/T2 % (T2/T1) %
Knie Flexion/Extension	Datum : 02.12.2003 Zeit : 16:01 Sätze : 1 Kal.Satz: 1	Datum : 02.12.2003 Zeit : 15:57 Sätze : 1 Kal.Satz: 1	
Drehmoment max. Flex (Wdh): bei Winkel:	96 Nm (2) + 22 °	96 Nm (8) + 25 °	100.0 (100.0) %
Arbeit max. Flex (Wdh):	81 J (2)	88 J (2)	92.1 (108.6) %
Drehmoment max. Ext (Wdh): bei Winkel:	129 Nm (3) + 47 °	168 Nm (7) + 70 °	76.6 (130.5) %
Arbeit max. Ext (Wdh):	126 J (3)	142 J (10)	88.2 (113.3) %
Drehmoment max. d. Durchschnittsk. Flex	75 Nm	80 Nm	93.5 (106.9) %
Drehmoment max. d. Durchschnittsk. Ext	103 Nm	129 Nm	79.5 (125.7) %
Drehmoment max. Flex/Ext (Ext /Flex):	74.4 (134.4) %	57.0 (175.3) %	130.5 (76.6) %
Arbeit max. Flex/Ext (Ext /Flex):	64.4 (155.2) %	61.8 (161.9) %	104.2 (96.0) %
Drehmoment max. Flex /Gewicht:	1.19 Nm/Kg	1.19 Nm/Kg	100.0 (100.0) %
Drehmoment max. Ext /Gewicht:	1.61 Nm/Kg	2.10 Nm/Kg	76.6 (130.5) %
Arbeit max. Flex /Gewicht:	1.01 J/Kg	1.10 J/Kg	92.1 (108.6) %
Arbeit max. Ext /Gewicht:	1.58 J/Kg	1.78 J/Kg	88.2 (113.3) %
Arbeit durchschnitt Flex	63.5 J	81.6 J	77.9 (128.4) %
Arbeit durchschnitt Ext	104.7 J	113.5 J	92.2 (108.4) %
Arbeit gesamt Flex:	634 J	817 J	77.6 (128.9) %
Arbeit gesamt Ext :	1047 J	1136 J	92.1 (108.6) %
Leistung max. Flex (Wdh):	61 W (2)	58 W (7)	104.8 (95.5) %
Leistung max. Ext (Wdh):	82 W (3)	89 W (7)	92.2 (108.5) %
Leistung durchschnitt Flex:	43 W	50 W	86.1 (116.1) %
Leistung durchschnitt Ext :	72 W	72 W	100.0 (100.0) %
Bewegungsende 1: (Aufspannung)	+ 3 ° (83 °)	+ 3 ° (81 °)	102.5 (97.6) %
Bewegungsende 2:	+ 86 ° (83 °)	+ 84 ° (81 °)	
Anzahl Wiederholungen des Satzes:	10 Wdh.	10 Wdh.	
Kalkulierte Wiederholungen des Satzes:	1 - 10	1 - 10	

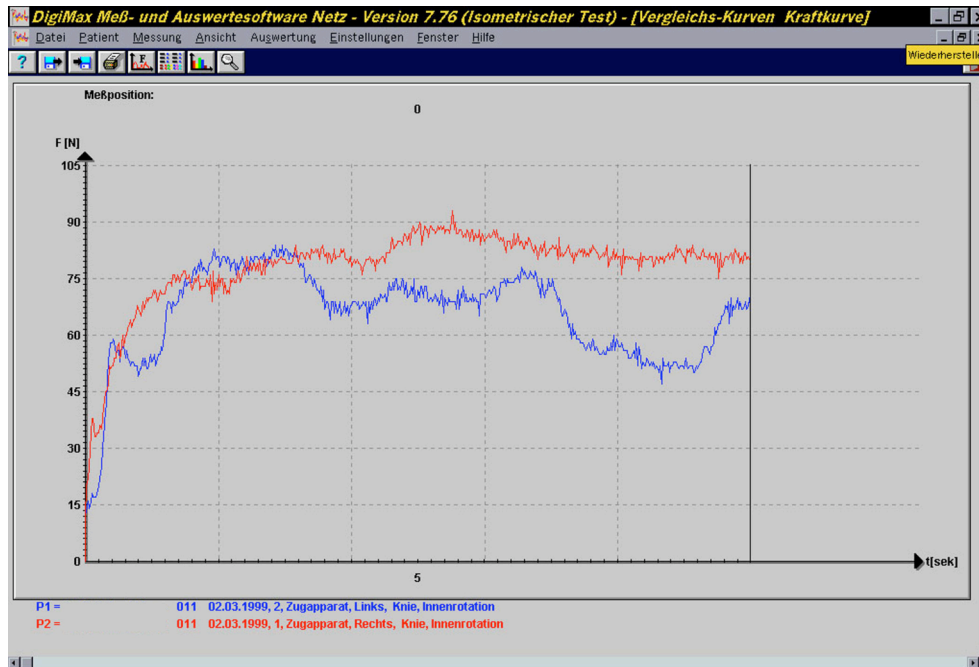
Ausdruck-Nr.1346b

Institut	Testsystem
Sportmed. Rehabilitations- und Trainingszentrum Luisenstraße 14 D-69115 Heidelberg	IsoMed 2000 Hersteller: D&R FERSTL GmbH Sport- und Medizintechnik
Links / Rechts Vergleich	
Patient Geb.-Datum Ident.-Nr. :	Datum : 02.12.2003 Belastungsart : Isokinetik B1 kon. B2 kon. betroffenes Gel. : Knie

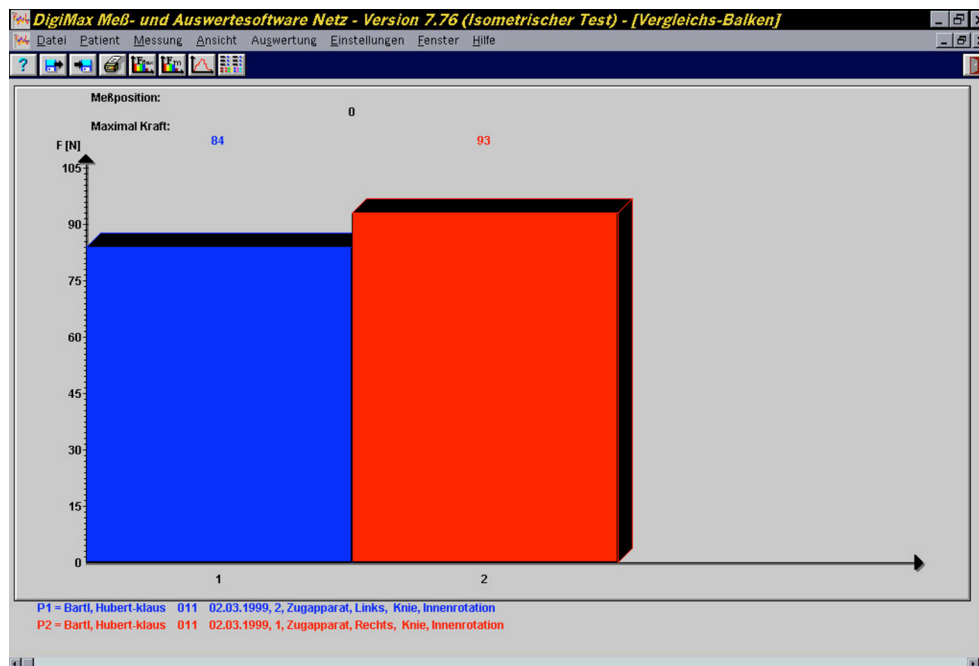
■ Durchschnittskurve:Links (Wdh 1 -10)
■ Durchschnittskurve:Rechts (Wdh 1 -10)



Anlage 7: Beispiel für einen Testbogen nach isometrischen Maximalkrafttest der Knieinnenrotation



Darstellung der Kraftverlaufskurven des verletzten und unverletzten Beins



Darstellung der Maximalkraftwerte des verletzten und unverletzten Beins

Anlage 8: Untersuchungsdesign (Beispiel der ersten Nachuntersuchung)

- **Untersuchung:** **(V.U.) / (N.U.I) / (N.U.II) / (N.U.III)**
- **Name**..... **No**
- **Adresse**
- **Art der OP** Patellarsehnenpl. Semitendinosuspl.
- **Verletzte Seite** rechts links
- **OP-Datum**1999
- **Typ der OP.** innerhalb von 2 Monaten nach Verletzung Wochen
n. Verletzung
 mehr als 2 Monate nach Verletzung Monate
n. Verletzung
- **Sonstige Verletzungen bei der Rekonstruktion**
 - nur ACL Med. Men. Lat. Men. LCL
 - MCL PCL P cap Arthrose
 - Knorpel sonstige
- **Besonderheiten bei OP.**
.....
....
- **Anspruch an die OP. erfüllt?** Ja Nein
.....
- **Krankenhausaufenthalt**Tage
- **Gehilfen** Nein Ja
Wie lang?.....

- **Frühzeitige Probleme nach OP**

- keine
- Wundinfektion
- Thrombose
- verzögerte Wundheilung
- unerklärliche Infektion
- sonstige

- **Untersuchungen**

(Vor-) (Nach-) untersuchungMonate(vor)(nach)OP am

Bewegungsausmaß der verletzten und unverletzten Seite

N.U. 1 _____° ... _____° _____° der unverletzten Seite _____° _____° _____°

- **Manueller MCL-Test** verglichen mit der kontralateralen Seite

N.U. 1 0 1+ 2+ 3+

- **Manueller LCL-Test** verglichen mit der kontralateralen Seite

N.U. 1 0 1+ 2+ 3+

- **Manueller Lachmann-Test** verglichen mit der kontralateralen Seite

N.U. 1 0 1+ 2+ 3+

- **Totale AP-Translation bei 70°** verglichen mit der kontralateralen Seite

N.U. 1 0 1+ 2+ 3+

- **Pivot shift -Test** verglichen mit der kontralateralen Seite

N.U. 1 0 1+ 2+ 3+

- **Reversed pivot shift-Test** verglichen mit der kontralateralen Seite

N.U. 1 0 1+ 2+ 3+

- **Harter Anschlag**

N.U. 1 Ja Nein

- **Firm end point der kontralateralen Seite**

Ja Nein

- **Sprung aus dem Einbeinstand („One leg hop“)**

N.U. 1 _____%

- **Subjektiver femoropatellarer Schmerz**

N.U. 1

Ja

Ja

- **Schmerz an der Entnahmestelle**

N.U. 1

Ja

Nein

Patellarspitze

Mitte der Sehne

Tuberositas

Fuß

Oberschenkelkn.

Kniebeuge

- **Knieen**

N.U. 1

O.K.

Unangenehm

Schwer

Unmöglich

- **Laufen auf den Knieen.**

N.U. 1

O.K.

Unangenehm

Schwer

Unmöglich

- **Aktivitätslevel nach Schweiger, 1995.**

N.U. 1

A

B

C

D

A= Volle Aktivität ohne Beschwerden im verletzten Kniegelenk // B= Volle Aktivität mit geringen Beschwerden im verletzten Kniegelenk // C= keine Aktivität wegen Beschwerden im verletzten Kniegelenk //

D= Keine Aktivität aus anderen Gründen

- „Tegner activity score“

10**Wettkampf- bzw. Leistungssport**

Fußball- nationales bzw. internat. Niveau

9

Fußball- niedrigere Ligen

Eishockey

Ringen

Gymnastik

8**Wettkampfsport**

Squash und Badminton

Leichtathletik (Weitsprung etc.)

Ski-Abfahrtslauf

7**Wettkampfsport**

Leichtathletik (Sprint, Mittelstrecke etc.)

Wettkampf- und Freizeitsport

Motorrad

Tennis

Hand- bzw. Basketball

Freizeitsport

Fußball

Eishockey

Leichtathletik

Querfeldeinlauf

Orientierungslauf

6**Freizeitsport**

Tennis; Badminton und Squash

Skiabfahrtslauf

Jogging- mindestens 5 mal in der Woche

5**Arbeit**

Schwerarbeit (Bauarbeiter etc.)

Langlauf

Wettkampfsport

Fahrradrennen

Freizeitsport

Joggen auf uneb. Untergrund

4**Freizeitsport**

Fahrrad

Langlauf

Langlauf

seltenes Joggen auf uneb. Untergr.

3**Arbeit**

leichte Arbeit

(Krankenschwester etc.)

Schwimmen

„Walking“

2**Arbeit**

leichte Arbeit 2

gehen auf unebenen Untergrund

1**Arbeit**

sitzende Arbeit 1

gehen auf ebenen Untergrund

0

Bettlägrigkeit oder Invalidität

Rente wegen Knieproblemen

- **Erbrachtes Leistungsniveau**

N.U.1 _____

- **Angestrebtes Leistungsniveau**

N.U.2 _____

- „Lysholm score“

Hinken	N.U.1
gar nicht	5
geringfügig und/oder periodisch	3
stark und/oder periodisch	0
Hilfe	N.U.1
Keine	5
Gehilfen	3
Vollbelastung unmöglich	0
Blockade im Kniegelenk	N.U.1
Kein blockieren oder hängen bleiben	15
zeitweises hängenbleiben aber keine Blockade	10
gelegentliche Blockade	6
häufige Blockade	2
Bei Belastung blockiertes Gelenk	0
Instabilität	N.U.1
Nie	25
Selten während starker Belastung	20
Häufig während starker Belastung	15
Gelegentlich bei Alltagsbelastungen	10
Oft bei Alltagsbelastungen	5
Bei jedem Schritt	0
Schmerz	N.U.1
Kein Schmerz	25
Unregelmäßig und geringfügig	20
beachtlicher Schmerz bei starker Belastung	15
Beachtlicher Schmerz nach oder beim Gehen von mehr als 2 Km	10
Beachtlicher Schmerz nach oder beim Gehen von weniger als 2 Km	5
Ruheschmerz	0
Schwellung	N.U.1
Keine Schwellung	10
Bei starker Belastung	6
Bei normaler Belastung	2
Auch bei Ruhe	0
Stufen steigen	N.U.1
Keine Probleme	10
gelegentlich beeinträchtigt	6
Schmerz bei jeder Stufe	2
Unmöglich	0
Kniebeuge	N.U.1
Keine Probleme	5
gelegentlich beeinträchtigt	4
Nicht unter 90°	2
Unmöglich	0

• „IKDC-Score“

Name _____ Vorn. _____ geb. ____/____/____ Pat.Nr.: _____
 Untersucher: _____ Dat Unters. ____/____/____ Dat Unfall/-e. ____/____/____; ____/____/____ Dat. jetzige OP. ____/____/____;
 Beruf _____ Sport: 1. Wahl _____ 2. Wahl _____
 Alter _____ w _____ m _____ Gr. _____ Gew. _____ Betr. Knie re _____ li _____ Gegenseite normal: ja _____ nein _____
 Zeit Unfall-OP _____ Mon _____ akut (0-2Wo) _____ subakut (2-8Wo) _____ chron (>8 Wo)
 Unfallursache: _____ Alltag _____ Verkehr _____ Arbeit _____ Kontakt _____ Nonkontakt m. Rotat. _____ o. _____
 Rotation _____
AKTIVITÄT *(3) Vor Unfall vor OP nach OP **VOROPERATIONEN**

I. starke Aktivität springen, pivoting, cutting wie Fußball, Volley, Basket etc	Arthroskopie	Datum (1) ____/____/____	Datum (2) ____/____/____	Datum (3) ____/____/____
II. Mäßige Aktivität Schwere Handarbeit, Ski, Tennis	Meniscectomie	Datum (1) ____/____/____	Datum (2) ____/____/____	Datum (3) ____/____/____
III. Leichte Aktivität leichte Handarbeit, Jogging, Laufen	Stabilisation	Datum (1) ____/____/____	Datum (2) ____/____/____	Datum (3) ____/____/____
IV. Gelegentliche Aktiv. Hausarbeit, Alltag	Aktivitätsveränderung	_____ ja	_____ nein	_____ kniebedingt

Meniskusstatus: Medial: N1 _____ 1/3 _____ 2/3 _____ Total _____
 Lateral: N1 _____ 1/3 _____ 2/3 _____ Total _____
Morphotype: _____ Lax _____ normal _____ straff **Knieachse:** _____ varus _____ normal _____ valgus
Vier Grade Gruppenbewertung

8 Gruppen *(4)	A. Normal	B. Fast normal	C. Abnormal	D. Erhebl. abnorm	A B C D *(4)
1. Subjektive Beurteilung					
wie funktioniert ihr Knie? Auf einer Skala von 0 bis 3: wie beeinflusst Ihr Knie Ihre Aktivität?	_____ 0	_____ 1	_____ 2	_____ 3	_____
2. Symptome *(4)	starke Aktivität	mäßige Aktivität	leichte Aktivität	gelegentl. Aktivität	
Schmerz	_____	_____	_____	_____	
Schwellung	_____	_____	_____	_____	
teilweises giving way	_____	_____	_____	_____	
volles giving way	_____	_____	_____	_____	_____

3. Bewegungsumfang: Flex./Ext.: Betroffene Seite: ____/____/____ Gegenseite: ____/____/____ *(6)
 Streckausfall (von anat. Nullstellung) _____ <3° _____ 3-5° _____ 6-10° _____ >10°
 Δ *(7) Flexionsausfall _____ 0-5° _____ 6-15° _____ 16-25° _____ >25° _____

4. Untersuchung Bandapparat

Δ Lachman manuell	_____ 1-2 mm	_____ 3-5 mm	_____ 6-10 mm	_____ <10 mm
Δ Lachman KT-1000				
Δ Lachman X-Stress				
Endpunkt	_____ hart	_____ verzögert	_____ weich	
Δ Totale a.p. Translation (70°)	_____ 0-2 mm	_____ 3-5 mm	_____ 6-10 mm	_____ >10 mm
Δ hinterer Durchhang (70°)	_____ 0-2 mm	_____ 3-5 mm	_____ 6-10 mm	_____ >10 mm
Δ med. Gelenköffnung (Valgusrot.)	_____ 0-2 mm	_____ 3-5 mm	_____ 6-10 mm	_____ >10 mm
Δ lat. Gelenköffnung (Varusrotat.)	_____ 0-2 mm	_____ 3-5 mm	_____ 6-10 mm	_____ >10 mm
Pivot Shift	_____ gleich	_____ + spur	_____ ++ deutlich	_____ +++ mass.
Reversed Pivot Shift	_____ gleich	_____ + spur	_____ ++ deutlich	_____ +++ mass.

5. Kompartiment-Befunde

Krepitieren femoro-patellar	_____ keines	_____ mild	_____ + geri. Schmerz	_____ + Schmerz
Krepitieren mediales Kompart.	_____ keines	_____ mild	_____ + geri. Schmerz	_____ + Schmerz
Krepitieren laterales Kompart.	_____ keines	_____ mild	_____ + geri. Schmerz	_____ + Schmerz

6. Transplantatentnahmeprobleme

	_____ keine	_____ mild	_____ mäßig	_____ stark
--	-------------	------------	-------------	-------------

7. Röntgenbefunde

medialer Gelenkspalt	_____ keine	_____ mild	_____ mäßig	_____ stark
lateral Gelenkspalt	_____ keine	_____ mild	_____ mäßig	_____ stark
Femoropateller Gelenkspalt	_____ keine	_____ mild	_____ mäßig	_____ stark

8. Funktioneller Test *(14)

Δ Einbeinsprung (% Gegenseite)	_____ 90-100	_____ 76-90	_____ 50-75	_____ <50
--------------------------------	--------------	-------------	-------------	-----------

Gesamtergebnis _____

- **Gründe für nachträgliche Hilfe während der letzten zwei Jahren**

- Keine Hilfe Beugedefizit Meniskusprobleme
 Schraubprobl. Streckdefizit Wiederverletzung
 Wiederverletzung am VKB. sonstiges _____

- **Patientengesamtbewertung nach zwei Monaten**

- schlecht ordentlich gut exzellent

- **Patientenerwartung innerhalb der nächsten zwei Monaten**

- schlecht ordentlich gut exzellent

- **Bewertung des Beobachters nach zwei Monaten**

- schlecht ordentlich gut exzellent

- **Röntgenbefunde**

N..U.1

- Kein Befund med. Arthrose Fem.-pat. Arthrose
 Ant. fem Bohrkanäle Osteophytes lat. Arthrose
 Ant. tib. Bohrkanäle sonstiges _____

- **Der KT-1000 Test**

N.U.1	Manual Max. in mm
verletzte Seite	mm
unverletzte Seite	mm

- **Isokinetischer Maximalkrafttest bei einer Winkelgeschwindigkeit von 60°/Sekunde mit dem System „Lido-active“**

N.U.1	Streckung	Beugung
verletzte Seite	N	N
unverletzte Seite	N	N

- **Internal Torque (Kraft der Innenrotation)**

N.U.1	Konzentrische Kraft der Innenrotation
verletzte Seite	
unverletzte Seite	

Anlage 9: Detaillierte Ausführung der Hypothesen**Hauptzielkriterium: „knee-walking“ Test**

H₀₋₁₋₁= Hinsichtlich des vorderen Knieschmerzes ist infolge des „knee-walking“ Tests bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

H₁₋₁₋₁= Hinsichtlich des vorderen Knieschmerzes ist infolge des „knee-walking“ Tests bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

H₀₋₁₋₂= Die Intensität des vorderen Knieschmerzes bleibt infolge des „knee-walking“ Tests bei beiden Treatmentgruppen über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant.

H₁₋₁₋₂= Die Intensität des vorderen Knieschmerzes ist infolge des „knee-walking“ Tests bei beiden Treatmentgruppen am Ende der Untersuchung signifikant reduziert.

H₀₋₁₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der Intensität des vorderen Knieschmerzes sind infolge des „knee-walking“ Tests über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

H₁₋₁₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der Intensität des vorderen Knieschmerzes sind infolge des „knee-walking“ Tests über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Hauptzielkriterium: „kneeling“ Test

H₀₋₂₋₁= Hinsichtlich des vorderen Knieschmerzes ist infolge des „kneeling“ Tests bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

H₁₋₂₋₁= Hinsichtlich des vorderen Knieschmerzes ist infolge des „kneeling“ Tests bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

H₀₋₂₋₂= Die Intensität des vorderen Knieschmerzes ist infolge des „kneeling“ Tests bei beiden Treatmentgruppen über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant.

H₁₋₂₋₂= Die Intensität des vorderen Knieschmerzes ist infolge des „kneeling“ Tests bei beiden Treatmentgruppen am Ende der Untersuchung signifikant reduziert.

H₀₋₂₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der Intensität des vorderen Knieschmerzes sind infolge des „kneeling“ Tests über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

H₁₋₂₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der Intensität des vorderen Knieschmerzes sind infolge des „kneeling“ Tests über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Nebenzielkriterium: „Single-legged-hop“ Test

N-H₀₋₃₋₁= Bezüglich der bei dem „Single-legged-hop“ Test gemessenen relativen Sprungweite ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₁₋₃₋₁= Bezüglich der bei dem „Single-legged-hop“ Test gemessenen relativen Sprungweite ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₀₋₃₋₂= Die erzielte relative Sprungweite bei dem „Single-legged-hop“ Test ist bei beiden Treatmentgruppen über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant.

N-H₁₋₃₋₂= Die erzielte relative Sprungweite bei dem „Single-legged-hop“ Test ist bei beiden Treatmentgruppen über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

N-H₀₋₃₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der erzielten relativen Sprungweite bei dem „Single-legged-hop“ Test sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

N-H₁₋₃₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der erzielten relativen Sprungweite beim bei dem „Single-legged-hop“ Test sind über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Nebenzielkriterium: „Innenrotationskraft“ Test

N-H₀₋₄₋₁= Hinsichtlich der Innenrotationskraft ist bezüglich beider Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₁₋₄₋₁= Hinsichtlich der Innenrotationskraft ist bezüglich beider Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₀₋₄₋₂= Die Innenrotationskraft ist bei beiden Treatmentgruppen über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant.

N-H₁₋₄₋₂= Die Innenrotationskraft ist bei beiden Treatmentgruppen über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

N-H₀₋₄₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der Innenrotationskraft sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

N-H₁₋₄₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der Innenrotationskraft sind über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Nebenzielkriterium: „Isokinetischer Test der Streckmuskulatur“

N-H₀₋₅₋₁= Hinsichtlich der maximalen isokinetischen relativen Kraft der Kniestreckmuskulatur ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₁₋₅₋₁= Hinsichtlich der maximalen isokinetischen relativen Kraft der Kniestreckmuskulatur ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₀₋₅₋₂= Die maximale isokinetische relative Kraft der Kniestreckmuskulatur ist bei beiden Treatmentgruppen über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant.

N-H₁₋₅₋₂= Die maximale isokinetische relative Kraft der Kniestreckmuskulatur ist bei beiden Treatmentgruppen über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

N-H₀₋₅₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der maximalen isokinetischen relativen Kraft der Kniestreckmuskulatur sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

N-H₁₋₅₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen der maximalen isokinetischen relativen Kraft der Kniestreckmuskulatur sind über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Nebenzielkriterium: „Isokinetischer Test der Beugemuskulatur“

N-H₀₋₆₋₁= Hinsichtlich der maximalen isokinetischen relativen Kraft der Kniebeugemuskulatur ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₁₋₆₋₁= Hinsichtlich der maximalen isokinetischen relativen Kraft der Kniebeugemuskulatur ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₀₋₆₋₂= Die maximale isokinetische relative Kraft der Kniebeugemuskulatur verbleibt bei beiden Treatmentgruppen über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant.

N-H₁₋₆₋₂= Die maximale isokinetische relative Kraft der Kniebeugemuskulatur verbleibt bei beiden Treatmentgruppen über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

N-H₀₋₆₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der maximalen isokinetischen relativen Kraft der Kniebeugemuskulatur sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

N-H₁₋₆₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen der maximalen isokinetischen relativen Kraft der Kniebeugemuskulatur sind über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Nebenzielkriterium „Lysholm-Score“

N-H₀₋₇₋₁= Hinsichtlich des Gesamtergebnisses des „Lysholm-Scores“ ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₁₋₇₋₁= Hinsichtlich des Gesamtergebnisses des „Lysholm-Scores“ ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₀₋₇₋₂= Das Gesamtergebnis des „Lysholm-Scores“ ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant konstant.

N-H₁₋₇₋₂= Das Gesamtergebnis des „Lysholm-Scores“ ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

N-H₀₋₇₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des Gesamtergebnisses des „Lysholm-Scores“ sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

N-H₁₋₇₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des Gesamtergebnisses des „Lysholm-Scores“ sind über den Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Nebenzielkriterium: „Tegner-Activity-Score“

N-H₀₋₈₋₁= Hinsichtlich des Ergebnisses des „Tegner-Activity-Scores“ ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₁₋₈₋₁= Hinsichtlich des Ergebnisses des „Tegner-Activity-Scores“ ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₀₋₈₋₂= Das Ergebnis des „Tegner-Activity-Scores“ ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum gleich.

N-H₁₋₈₋₂= Das Ergebnis des „Tegner-Activity-Scores“ ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

N-H₀₋₈₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des Ergebnisses des „Tegner-Activity-Scores“ sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

N-H₁₋₈₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des Ergebnisses des „Tegner-Activity-Scores“ sind über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Nebenzielkriterium: „Schweiger-Score“

N-H₀₋₉₋₁= Hinsichtlich des Ergebnisses des „Schweiger-Scores“ ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₁₋₉₋₁= Hinsichtlich des Ergebnisses des „Schweiger-Scores“ ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₀₋₉₋₂= Das Ergebnis des „Schweiger-Scores“ ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant.

N-H₁₋₉₋₂= Das Ergebnis des „Schweiger-Scores“ ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

N-H₀₋₉₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des Ergebnisses des „Schweiger-Scores“ sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

N-H₁₋₉₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des Ergebnisses des „Schweiger-Scores“ sind über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Hauptzielkriterium: „KT 1000 Arthrometer“ Test

H-H₀₋₁₀₋₁= Hinsichtlich des Ergebnisses der instrumentell assistierten Messung der anterioren-posterioren Kniestabilität ist zwischen beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

H-H₁₋₁₀₋₁= Hinsichtlich des Ergebnisses der instrumentell assistierten Messung der anterioren-posterioren Kniestabilität ist zwischen beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

H-H₀₋₁₀₋₂= Das Ergebnis der instrumentell assistierten Messung der anterioren-posterioren Kniestabilität ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant konstant.

H-H₁₋₁₀₋₂= Das Ergebnis der instrumentell assistierten Messung der anterioren-posterioren Kniestabilität ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

H-H₀₋₁₀₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des Ergebnisses der instrumentell assistierten Messung der anterioren-posterioren Kniestabilität sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

H-H₁₋₁₀₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des Ergebnisses der instrumentell assistierten Messung der anterioren-posterioren Kniestabilität sind über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Nebenzielkriterium: „Lachman“ Test

N-H₀₋₁₁₋₁= Hinsichtlich des Ergebnisses des „Lachman“ Tests ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₁₋₁₁₋₁= Hinsichtlich des Ergebnisses des „Lachman“ Tests ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₀₋₁₁₋₂= Das Ergebnis des „Lachman“ Tests ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant.

N-H₁₋₁₁₋₂= Das Ergebnis des „Lachman“ Tests ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

N-H₀₋₁₁₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des Ergebnisses des „Lachman“ Tests sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

N-H₁₋₁₁₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des Ergebnisses des „Lachman“ Tests sind über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Nebenzielkriterium: „a.p.-Translations“ Test

N-H₀₋₁₂₋₁= Hinsichtlich des Ergebnisses des „a.p.-Translation“ Tests ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₁₋₁₂₋₁= Hinsichtlich des Ergebnisses des „a.p.-Translation“ Tests ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₀₋₁₂₋₂= Das Ergebnis des „a.p.-Translation“ Tests ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant.

N-H₁₋₁₂₋₂= Das Ergebnis des „a.p.-Translation“ Tests ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

N-H₀₋₁₂₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des Ergebnisses des „a.p.-Translation“ Tests sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

N-H₁₋₁₂₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des Ergebnisses des „a.p.-Translation“ Tests sind über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Nebenzielkriterium: „Pivot-shift“ Test

N-H₀₋₁₃₋₁= Hinsichtlich des Ergebnisses des „Pivot-shift“ Tests ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₁₋₁₃₋₁= Hinsichtlich des Ergebnisses des „Pivot-shift“ Tests ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₀₋₁₃₋₂= Das Ergebnis des „Pivot-shift“ Tests ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant.

N-H₁₋₁₃₋₂= Das Ergebnis des „Pivot-shift“ Tests ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

N-H₀₋₁₃₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen sind bezüglich des Ergebnisses des „Pivot-shift“ Tests über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

N-H₁₋₁₃₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen sind bezüglich des Ergebnisses des „Pivot-shift“ Tests über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Nebenzielkriterium: „Kniebeugedefizit“

N-H₀₋₁₄₋₁= Hinsichtlich des „Kniebeugedefizits“ des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₁₋₁₄₋₁= Hinsichtlich des „Kniebeugedefizits“ des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₀₋₁₄₋₂= Das „Kniebeugedefizit“ des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant.

N-H₁₋₁₄₋₂= Das „Kniebeugedefizit“ des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

N-H₀₋₁₄₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des „Kniebeugedefizits“ des verletzten Beins zur Gegenseite sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

N-H₁₋₁₄₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des „Kniebeugedefizits“ des verletzten Beins zur Gegenseite sind über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Nebenzielkriterium: „Kniestreckdefizit“

N-H₀₋₁₅₋₁= Hinsichtlich des „Kniestreckdefizits“ des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₁₋₁₅₋₁= Hinsichtlich des „Kniestreckdefizits“ des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₀₋₁₅₋₂= Das „Kniestreckdefizit“ des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant.

N-H₁₋₁₅₋₂= Das „Kniestreckdefizit“ des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum verändert.

N-H₀₋₁₅₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des „Kniestreckdefizits“ des verletzten Beins zur Gegenseite sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

N-H₁₋₁₅₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich des „Kniestreckdefizits“ des verletzten Beins zur Gegenseite sind über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Nebenzielkriterium: „LCL“ Test

N-H₀₋₁₆₋₁= Hinsichtlich der lateralen Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₁₋₁₆₋₁= Hinsichtlich der lateralen Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₀₋₁₆₋₂= Die laterale Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant.

N-H₁₋₁₆₋₂= Die laterale Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

N-H₀₋₁₆₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der lateralen Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

N-H₁₋₁₆₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der lateralen Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite sind über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Nebenzielkriterium: „MCL“ Test

N-H₀₋₁₇₋₁= Hinsichtlich der medialen Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei beiden Treatmentgruppen kein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₁₋₁₇₋₁= Hinsichtlich der medialen Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei beiden Treatmentgruppen ein signifikanter Unterschied erkennbar.

N-H₀₋₁₇₋₂= Die mediale Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant.

N-H₁₋₁₇₋₂= Die mediale Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite ist bei der Gesamtpopulation über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant verändert.

N-H₀₋₁₇₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der medialen Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite sind über den gesamten Untersuchungszeitraum vergleichbar.

N-H₁₋₁₇₋₃= Die Kurvenverläufe beider Treatmentgruppen bezüglich der medialen Stabilität des verletzten Beins zur Gegenseite sind über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unterschiedlich.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Darstellung des griechischen Arztes „von Galen“	7
Abb. 2:	Der russische Arzt „Greckow“	9
Abb. 3:	Erste Zielhilfen zur Tunnelpositionierung von Ivar Palmar	9
Abb. 4:	Die Muskulatur der Oberschenkelvorderseite (Sobotta 1957)	18
Abb. 5:	Die Muskulatur der Oberschenkelvorderseite (Sobotta 1957)	19
Abb. 6:	Die „passiven“ Kniestabilisatoren (Sobotta 1957)	21
Abb. 7:	Das sensomotorische System (Biedert, Müller et al. 1998)	30
Abb. 8:	Das Modell der „sich überschlagenden Viererkette“ (Müller 1983)	39
Abb. 9 a+b:	Das Prinzip (Müller 1983) der 9 a) Rastpolkurve 9 b) Gangpolkurve	40
Abb. 10 a-b:	Das Prinzip des Rollgleitens (Müller 1983)	40
Abb. 10 c:	Das Prinzip des Rollgleitens (Müller 1983)	41
Abb. 11:	Der Gonarthrosealgorithmus nach Gillquist (Gillquist & Messner 1999)	45

Abb. 12:	Festigkeit und Steife des ursprünglichen Kreuzbands und verschiedener Ersatzplastiken nach Brand et al. (Brand, Weiler et al. 2000)	47
Abb. 13:	Das Bone-Patellar-Tendon-Bone Transplantat	48
Abb. 14:	Das Bone-Patellar-Tendon Transplantat	48
Abb. 15:	Das kombinierte Semitendinosus- und Gracilissehnentransplantat	49
Abb. 16:	Das Achillessehnenallograft	51
Abb. 17:	Der „knee-walking“ Test nach Kartus (Kartus, Magnusson et al. 1999)	55
Abb. 18a+b:	Die 18 a) horizontale 18 b) vertikale Inzision zur Transplantatentnahme (BPT)	56
Abb. 19:	Platzierung der Bohrkanäle nach Harner (Harner, Marks et al. 1994)	64
Abb. 20:	Positionierung des tibialen Bohrkanals (Paessler 2002)	65
Abb. 21a:	Patellarsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). Zugänge zur Entnahme der Sehne	71
Abb. 21b+c:	Patellarsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). Entnahme der Sehne	72

Abb. 22a+b: Patellarsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). Arminierung der Sehne	73
Abb. 23 a: Patellarsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). Femorales Zielgerät	73
Abb. 23b+c: Patellarsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). 18 a) Überbohren des Zieldrahtes 18 b) Einsetzen der Hohlstanze	73
Abb. 24 a: Patellarsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). Einsetzen des tibialen Zielgerätes	74
Abb. 24b+c: Patellarsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). 24 a) Impingementprobe 24 b) Durchbohren der Kortikalis	74
Abb. 25a+b: Patellarsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). 25 a) Einzug des Transplantates 25 b) Einschlag des Transplantatknochens	75
Abb. 25 c: Patellarsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). Herstellen einer Knochenbrücke und Verknoten des distalen Transplantatendes.	75
Abb. 25 d: Patellarsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). Das Transplantat in Position. Auffüllen des tibialen Kanals mit Sponiosa .	76
Abb. 26a+b: Hamstringsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). 25 a) Freistellen der Sehnen 25 b) Entnahme mit einem offenen Stripper	77

Abb. 27 a:	Hamstringsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). Messen der Sehnendurchmesser	78
Abb. 27b+c:	Hamstringsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). Präparation der Sehnen	78
Abb. 28a+b:	Hamstringsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). 25 a) Einbringen des femoralen Zielgerätes über das antero-mediale Portal 25 b) Überbohren des Kirschnerdrahtes	79
Abb. 28c-e:	Hamstringsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). 28 a) Einführen des Impaktors in den femoralen Tunnel 28 d) Überbohren des Drahtes von außen 28 e) Einschlag des Impaktors	80
Abb. 29a+b:	Hamstringsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). 29 a) Einzug des Transplantates 29 b) Konditionierung der Sehnen	80
Abb. 29 c:	Hamstringsehnenplastik nach Pässler (Paessler 2002). Das Transplantat in Position. Auffüllen des femoralen Tunnels	81
Abb. 30:	Darstellung des „isometrischen Innenrotationskraft Tests	95
Abb. 31:	Isokinetischer Maximalkrafttest der Oberschenkel- extensoren und –flexoren	98
Abb. 32:	Der „Single-legged-hop“ Test Beachte: Die Hände bleiben bei Start und Landung auf dem Rücken verschränkt	101

Abb. 33:	Der „kneeling“ und der „knee-walking“ Test nach Kartus (Kartus, Magnusson et al. 1999)	103
Abb. 34:	Darstellung des „MCL“ und „LCL“ Tests (Kohn 2000) 33 a) Der „MCL“ Test 33 b) Der „LCL“ Test	108
Abb. 35:	Darstellung des „Lachman“ Tests (Kohn 2000)	109
Abb. 36:	Darstellung des „KT 1000 Arthrometer“ Tests (Kohn 2000)	111
Abb. 37:	Darstellung des „a.p.-Translations“ Tests (Kohn 2000)	113
Abb. 38:	Darstellung des „Pivot-shift“ Tests (Kohn 2000)	114

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Demographische Daten der Gesamtpopulation	90
Tabelle 2:	Krankenhausaufenthalt und Teilbelastung der Patienten	120
Tabelle 3:	Analyse des Hauptzielkriteriums „knee-walking“ Test nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	122
Tabelle 4:	Analyse des Hauptzielkriteriums „kneeling“ Test nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	124
Tabelle 5:	Analyse des Nebenzielkriteriums „Single-legged-hop“ Test im prozentualen Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	126
Tabelle 6:	Analyse des Nebenzielkriteriums „Innenrotations-Kraft“ Test der Beugemuskulatur im prozentualen Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	128
Tabelle 7:	Analyse des Nebenzielkriteriums isokinetischer Test der Streckmuskulatur im prozentualen Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	130
Tabelle 8:	Analyse des Nebenzielkriteriums isokinetischer Test der Beugemuskulatur im prozentualen Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	132

Tabelle 9: Analyse des Nebenzielkriteriums „Lysholm-Score“ im Vergleich nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	134
Tabelle 10: Analyse des Nebenzielkriteriums „Tegner-Activity-Score“ im Vergleich nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	136
Tabelle 11: Analyse des Nebenzielkriteriums „Schweiger-Score“ im Vergleich nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	137
Tabelle 12: Analyse des Nebenzielkriteriums „IKDC-Score“ im Vergleich nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	138
Tabelle 13: Analyse des Hauptzielkriteriums „KT 1000“ Test in Millimetern im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	140
Tabelle 14: Analyse des Nebenzielkriteriums „Lachman“ Test im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	142
Tabelle 15: Analyse des Nebenzielkriteriums „a.p.-Translation“ im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	144
Tabelle 16: Analyse des Nebenzielkriteriums „Pivot-shift“ Test im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	146
Tabelle 17: Analyse des Nebenzielkriteriums „Kniebeugedefizit“ im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	148

Tabelle 18: Analyse des Nebenzielkriteriums „Kniestreckdefizit“ in Grad im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	149
Tabelle 19: Analyse des Nebenzielkriteriums „LCL“ Test im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	151
Tabelle 20: Analyse des Nebenzielkriteriums „MCL“ Test im Vergleich vom verletzten zum unverletzten Bein nach Testzeitpunkt und Operationsmethode	153
Tabelle 21: Tabellarische Zusammenfassung der „funktionellen Testverfahren“. Beachte: Die rot abgesetzten Felder kennzeichnen jeweils das Vorliegen einer Signifikanz.	155
Tabelle 22: Tabellarische Zusammenfassung der „Scoring-Systeme“. Beachte: Die rot abgesetzten Felder kennzeichnen jeweils das Vorliegen einer Signifikanz.	156
Tabelle 23: Tabellarische Zusammenfassung der „klinischen Testverfahren“. Beachte: Die rot abgesetzten Felder kennzeichnen jeweils das Vorliegen einer Signifikanz	157

Diagrammverzeichnis:

Diagramm 1:	Sportaktivität der Patellarsehnengruppe	92
Diagramm 2:	Sportaktivität der Hamstringsehngengruppe	93
Diagramm 3:	Graphischer Verlauf des Hauptzielkriteriums „knee-walking“ Test	121
Diagramm 4:	Graphischer Verlauf des Hauptzielkriteriums „kneeling“ Test	123
Diagramm 5:	Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Single-legged-hop“ Test	126
Diagramm 6:	Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Innenrotationskraft“ Test	127
Diagramm 7:	Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „isokinetischer Test der Kniestreckmuskulatur“	129
Diagramm 8:	Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „isokinetischer Test der Kniebeugemuskulatur“	131
Diagramm 9:	Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Lysholm-Score“	133
Diagramm 10:	Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Tegner-Activity-Score“	135
Diagramm 11:	Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Schweiger-Score“	136

Diagramm 12:	Graphischer Verlauf des Hauptzielkriteriums „KT 1000“ Test	139
Diagramm 13:	Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Lachman“ Test	141
Diagramm 14:	Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „a.p.-Translations“ Test	143
Diagramm 15:	Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Pivot-shift“ Test	145
Diagramm 16:	Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Kniebeugedefizit“	147
Diagramm 17:	Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „Kniestreckdefizit“	148
Diagramm 18:	Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „LCL“ Test	150
Diagramm 19:	Graphischer Verlauf des Nebenzielkriteriums „MCL“ Test	152

Lebenslauf:

Jan Springer

Dossenheimer Landstrasse 48-1

69121 Heidelberg

Telefon: 06221/983190 (Büro)

06221/983195 (Büro)

0176/21126095 (Handy)

Fax: 06221/983199 (Büro)

E-mail: science@atos.de

JanSpringer@gmx.de

Geboren:

11.06.1972

Hagen / Nordrhein-Westfalen

Familienstand:

ledig

Religionangehörigkeit:

evangelisch

Staatsangehörigkeit:

deutsch

Eltern:

Dr. med. Volker Springer, Kinderarzt.

Sibylle Charlotte Springer, geb. Möller,

medizinisch technisch Angestellte

(MTA), verstorben.

schulische Ausbildung

08 / 1978 – 06 / 1982:

Grundschule „Grünstrasse“,

in:

Hagen / Nordrhein-Westfalen

09 / 1983 – 06 / 1991:

„Theodeur-Heuss-Gymnasium“,

in:

Hagen / Nordrhein-Westfalen

05 / 1991:

Allgemeine Hochschulreife
Abschlussnote: 2,7

Zivildienst

06 / 1991 – 10 / 1992:

Zivildienst beim „Deutschen Roten
Kreuz“ (DRK): Pflegedienst im
Seniorenheim „Langestrasse“,

in:

Hagen / Nordrhein-Westfalen

Hochschulausbildung

WS 92 / 93:

Beginn des Magisterstudienganges:

- 1. Hauptfach: Sport und Sportwissenschaften
- 1. Nebenfach: Sporttraumatologie/
Leistungsphysiologie
- 2. Nebenfach: Erziehungswissenschaften

an der:

Ruprecht-Karls-Universität,
Heidelberg, Baden-Württemberg

<u>SS 95:</u>	Zwischenprüfung
	Note des 1. Hauptfaches. <u>gut</u>
	Note des 1. Nebenfaches: <u>gut</u>
	Note des 2. Nebenfaches: <u>gut</u> ,
	an der: Ruprecht-Karls-Universität, Heidelberg, Baden-Württemberg
<u>WS 96 / 97:</u>	Vergabe der Magisterarbeit
	Thema: „Das kontralaterale Phänomen. Eine Studie über die Transferwirkungen eines einseitig orientierten Maximalkrafttrainings des M. quadriceps“,
	an der: Ruprecht-Karls-Universität, Heidelberg, Baden-Württemberg
<u>SS 97:</u>	Magisterabschlussprüfung:
	Note des 1. Hauptfaches. <u>Sehr gut</u>
	Note der Magisterarbeit: <u>gut</u>
	Note des 1. Nebenfaches: <u>gut</u>
	Note des 2. Nebenfaches: <u>gut</u>
	Gesamtnote: <u>gut (1,8)</u> .
	an der: Ruprecht-Karls-Universität, Heidelberg, Baden-Württemberg

derzeitige Tätigkeit

Seit 01 / 1997:

wissenschaftliche Assistenz im
„Zentrum für Knie- und Fusschirurgie“
der ATOS-Klinik, Heidelberg.

Leitung:
Dr. med. H.H. Pässler
Prof. Dr. med. H. Thermann
(Fachärzte für Chirurgie und
Unfallchirurgie)

Promotion

Seit 01 / 1998:

Beginn eines Promotionsprojektes

Titel des Projektes:
„Alltags- und Sportfähigkeit nach
vorderer Kreuzbandplastik mittels der
Patellarsehne versus der
Semitendinosus- und Gracilissehne“.

Leitung:
Prof. Dr. K. Roth
(Institut für Sport und Sportwissen-
schaften der Ruprecht-Karls-
Universität, Heidelberg)

an der:
Ruprecht-Karls-Universität, Heidelberg,
Baden-Württemberg

Jan Springer (Mag. phil.)

Heidelberg, den 29.12.2005

Hiermit gebe ich die eidesstattliche Erklärung, dass ich meine Dissertation
*„Sport und Alltagsfähigkeit nach vorderer Kreuzbandplastik mittels
Semitendinosus- und Gracilissehnen versus der Patellarsehne“*
selbstständig angefertigt habe, sie keiner anderen Fakultät vorgelegt und alle
benutzten Materialien und Hilfen angegeben habe

Jan Springer (Mag. phil.)

Heidelberg, den 29.12.2005