II. Orthopädische Klinik
der Hessing Stiftung Augsburg

Chefarzt Priv. Doz. Dr. med. Th. Naumann

Veränderungen des Koordinationsvermögens durch Kreuzbandruptur, Operation, Orthese und Training

Eine klinisch experimentelle Studie an gesunden und verletzten Kniegelenken

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von
Boris Brand

aus Heilbronn
2005

Amtierender Dekan: Professor Dr. Klaus-Michael Debatin

1.Berichterstatter: PD Dr. med. Thomas Naumann

2.Berichterstatter: Professor Dr. med. Gerd Köhler

Tag der Promotion: 20. Juli 2006

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	I
1.	**Einleitung**	**1**
1.1	Thematik	1
1.2	Terminologie und Definitionen	3
1.3	Neuroanatomische Grundlagen des Knies	5
1.4	Propriozeption	13
1.5	Koordination	17
1.6	Orthesen	18
2.	**Fragestellung der Studie**	**21**
3.	**Material und Methode**	**24**
3.1	Studiendesign	24
3.2	Patienten- und Probandenkollektiv	25
3.3	Ein- und Ausschlusskriterien	26
3.4	Zusätzlich erfasste Parameter	27
3.5	Dokumentation und Statistik	32
3.6	Operationstechnik	33
3.7	Rehabilitation	35
3.8	Koordinationstraining	38
3.9	Untersuchungsmethode	41
4.	**Ergebnisse**	**48**
4.1	Ergebnisse der zusätzlich erfassten Parameter	48
4.2	Messergebnisse der Tests	55
5.	**Diskussion**	**77**
5.1	Grundlagen und Methode	77
5.2	Eigene Ergebnisse	81
5.3	Schlussfolgerung	102
6.	**Zusammenfassung**	**105**
7.	**Literaturverzeichnis**	**107**
8.	**Danksagung**	**130**

I. Abkürzungsverzeichnis

a.p.	anterior posterior
DBI	Dynamischer Balance-Index
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyographie
Hz	Hertz
K.A.T.	Kinesthetic Ability Trainer
K-Draht	Kirschnerdraht
LAN	Lateral Articular Nerve
M.	Musculus
MAN	Medial Articular Nerve
N	Newton
N.	Nervus
PAN	Posterior Articular Nerve
PSI	Pressure per Square Inch
SBI	Statischer Balance-Index
VKB	Vorderes Kreuzband
ZNS	Zentralnervensystem

1 Einleitung

1.1 Thematik

Schon zwei Jahre bevor Schultz et al. 1984 (157) den ersten histomorphologischen Nachweis von Mechanorezeptoren im vorderen Kreuzband (VKB) erbracht haben, beobachten Kennedy et al. (103), dass die Bänder im Kniegelenk zusätzlich zu ihrer mechanischen Funktion Teil eines neuromuskulären Regelkreises sind. In der Folgezeit können zahlreiche Studien neurale Strukturen im und um das VKB des Menschen nachweisen (76,103,157,158,167,199). Trotzdem galt das wissenschaftliche Interesse lange Zeit nur der mechanischen Funktion des Kreuzbands und der mechanischen Instabilität des Kniegelenks nach VKB-Ruptur. Erst durch die Studien von Barrack et al. (9,11) und Skinner et al. (165) wird die Funktion der Bänder des Kniegelenks als dynamische Stabilisatoren anerkannt.

Zahlreiche Studien konnten inzwischen aufzeigen, dass die Bänder über einen Regelkreis Einfluss auf die Kinematik des Kniegelenks nehmen (8,76,103,157). Ausschlaggebend dafür ist der Propriozeptionssinn, eine besondere Variante des Berührungsempfindens. Er lässt sich in die drei Qualitäten Stellungssinn, Bewegungssinn und Kraftsinn eines Gelenks unterteilen (198). Mit Hilfe von Winkelreproduktionstests am Kniegelenk (9,12,15,183) und von EMG-Messungen der kniestabilisierenden Muskulatur (18,19,20,96) wurde in der Vergangenheit die Propriozeption am Kniegelenk untersucht und quantifiziert. Dabei zeigten sich deutliche Defizite nach VKB-Ruptur (14,18,20,109). Ergänzend stellen einige Autoren fest, dass diese Defizite auch nach VKB-Rekonstruktion weiter bestehen (15,108,139). Aufgrund dieser Arbeiten postulierten Chirurgen über Jahre, dass der mit einer VKB-Ruptur einhergehende Verlust an Propriozeption den Erfolg einer VKB-Rekonstruktion negativ beeinflusst.

Allgemein wird bisher davon ausgegangen, dass durch eine Störung der Propriozeption, hervorgerufen durch die Schädigung von nervalen Strukturen nach VKB-Ruptur oder VKB-Rekonstruktion, auch eine Minderung des Koordinationsvermögens des jeweiligen Gelenks einhergeht. Zur Messung des Koordinationsvermögens standen in der Vergangenheit nur funktionelle Tests, wie z.B. der *One-leg-hop-Test*, zur Verfügung. Eine Quantifizierung der so gewonnenen Informationen oder ein Vergleich der Daten zwischen verschiedenen Kollektiven erschien nicht sinnvoll, so dass bisher kein funktioneller Test Eingang in einen internationalen Kniescore gefunden hat.

Um aber eine zusätzliche Sicherheit bei instabilen Kniegelenken zu erreichen, werden diese seit Jahren mit den verschiedensten stabilisierenden Orthesen versorgt. Nach einer frischen VKB-Ruptur sollen die Orthesen vor allem vor rezidivierenden Traumen mit Folgeverletzungen schützen (17,120,121). Im Fall einer konservativen Therapie soll das Tragen einer Orthese gewährleisten, dass möglichst früh mit einer funktionellen Behandlung begonnen werden kann. Im Anschluss an die operative Versorgung einer VKB-Ruptur soll durch die Orthese ein zusätzlicher Schutz der operierten Struktur sichergestellt und weitere Traumen unmittelbar postoperativ vermieden werden (17,120,121). Über die mechanischen Eigenschaften dieser Orthesen gibt es zahlreiche wissenschaftliche Untersuchungen (21,22,28,40,111,191). Über ihren Einfluss auf die Propriozeption und das Koordinationsvermögen hingegen liegen bisher keine sicheren Daten vor.

Neben der externen Stabilisation des Kniegelenks durch eine Orthese hat in den letzten Jahren eine frühfunktionelle Übungstherapie nach Trauma oder Operation immer mehr an Bedeutung gewonnen. Zahlreiche Veröffentlichungen (128,131,161) zeigen, dass durch frühe und intensive Krankengymnastik der Operationserfolg verbessert und eine frühere Rückkehr zu den Aktivitäten des täglichen Lebens und zum Sport erreicht werden kann. Wichtiger Bestandteil dieser Therapie ist ein intensives propriozeptives bzw. koordinatives Training. Über die richtige Art und den richtigen Umfang dieses Trainings sowie über den direkten Einfluss beim Patienten ist bisher nur wenig bekannt.

1.2 Terminologie und Definitionen

Voraussetzung für das Verständnis eines komplexen Sachverhalts ist eine einheitliche, allgemeingültige und verständliche Nomenklatur und Terminologie. In der Forschungsliteratur zum Gebiet der Gelenkbewegungen und ihrer neuromuskulären Einflüsse finden sich Ungenauigkeiten und Missverständnisse, die eine Diskussion erschweren. Vor allem die Begriffe Propriozeption, Tiefensensibilität, Kinästhesie und Koordination wurden in der Vergangenheit oftmals als Synonyme benutzt.

1.2.1 Propriozeption

Zimmermann (198) beschreibt 1990 Propriozeption als Tiefensensibilität mit den drei Qualitäten Stellungssinn, Bewegungssinn (Kinästhesie) und Kraftsinn. Diese Einteilung ist heute im deutschsprachigen Raum allgemein anerkannt. Auch andere Autoren (45,160) bezeichnen Tiefensensibilität als eine von Rezeptoren in Muskeln, Sehnen und Gelenken ausgehende Körperempfindung und Wahrnehmung der Gelenkstellung, Gelenkbewegung und Muskelverkürzung. Propriozeption steht damit für die sensorische Information aus den Gelenken. Sie ist eine Modifizierung des Berührungsempfindens und ermöglicht die bewusste Wahrnehmung und Orientierung der Extremitäten im Raum. Darüber hinaus steht der Begriff für den Aufbau der Tastwelt sowie den subjektiven Gesamteindruck von der Stellung des Körpers im Raum. Auch die integrative Leistung des Nervensystems – an dem neben Tiefensensibilität auch andere Sinnesmodalitäten, z.B. vestibulärer und visueller Art sowie das motorische System entscheidend beteiligt sind (116,198) – ist Bestandteil der Propriozeption. Nur so kann die Position im Raum erfasst und können Bewegungsabläufe und Stabilisierungvorgänge kontrolliert werden. Angloamerikanische Autoren (20,37,109,175) folgern, dass durch Messung einer einzigen Qualität, Aussagen über die gesamte Propriozeption des Gelenks getroffen werden können.

Die Definitionen der oben genannten Sinnesqualitäten sind im deutschen und im angloamerikanischen Sprachraum gleich:

Stellungssinn bedeutet Orientierung über die Winkelstellung der Gelenke und über die Stellung der Glieder zueinander ohne visuelle Kontrolle. Dieser Sinn wird im angloamerikanischen Sprachgebrauch als *Joint Position Sense* bezeichnet.

Bewegungssinn steht für die Richtungsorientierung und die Geschwindigkeit der Gelenkbewegung bei aktiver wie passiver Bewegung ebenfalls ohne optische Kontrolle. Im Angloamerikanischen als *Kinethesia* bezeichnet.

Kraftsinn bezeichnet die Fähigkeit, das Ausmaß an Muskelkraft einzuschätzen, das benötigt wird, eine Bewegung durchzuführen oder gegen einen Widerstand eine Gelenkstellung zu halten.

1.2.2 Koordination

Der komplexe Bereich Koordination ist nur schwer mit einer eindeutigen Definition zu belegen. Allgemein kann Koordination als das Zusammenwirken des zentralen Nervensystems mit der Skelettmuskulatur innerhalb eines gezielten Bewegungsablaufs definiert werden (106,147). Etwas enger gefasst ist Bewegungskoordination die Sicherung einer zweckbestimmten Bewegungsstruktur durch Abstimmung aller Parameter, die im Prozess der Wechselwirkung des neuromuskulären Systems mit der jeweiligen Umweltsituation vollzogen wird (156).

Weineck (186) unterteilt 1994 den Begriff Koordination in allgemeine und spezifische koordinative Fähigkeiten. Allgemeine koordinative Fähigkeiten sind das Ergebnis einer vielfältigen Bewegungsschulung und des Erlernens verschiedener Bewegungsmuster. Sie treten im Alltag und im Sport dadurch zu Tage, dass beliebige Bewegungsaufgaben

rationell und schöpferisch gelöst werden können. Die speziellen koordinativen Fähigkeiten werden hingegen durch die Variationsmöglichkeiten der verschiedenen Anforderungen gekennzeichnet. Für sie sind das sichere Beherrschen typischer Komplexkonstellationen und das sichere Bewältigen unvorhersehbarer Situationen kennzeichnend. Allgemein lässt sich sagen, dass koordinative Fähigkeiten dann benötigt werden, wenn Situationen auftreten, die ein schnelles und zielgerichtetes Handeln erfordern.

1.3 Neuroanatomische Grundlagen des Knies

1.3.1 Nervale Versorgung des Knies

Als einer der Ersten beschreibt Hilton (87) 1863 die nervale Versorgung der Gelenke. Er stellt fest, dass die Nerven der Muskulatur, wenn sie über ein Gelenk ziehen, Äste an das jeweilige Gelenk abgeben. Darauf beziehen sich Jeletzky (95) 1931 sowie Gardner (69) 1948 in ihren Arbeiten über die nervale Versorgung des menschlichen Kniegelenks. Trotz einiger unterschiedlicher Ergebnisse stimmen beide in ihrer Beschreibung der Neuroanatomie grundsätzlich überein.

Eine Zusammenfassung über den derzeitigen Wissensstand der neurohistologischen und neuroanatomischen Verhältnisse des Knies liefert Kennedy (103) 1982. In Übereinstimmung mit Erkenntnissen über die nervale Versorgung beim Kniegelenk der Katze (61,68,167) beschreibt er zwei Hauptgruppen der versorgenden Nerven: Eine hintere Gruppe bestehend aus dem N. articularis posterior und einem terminalen Ast des N. obturatorius sowie eine vordere Gruppe, bestehend aus Ästen des N. femoralis, N. peroneus communis und N. saphenus.

Der posterior articular nerve (PAN) stellt den größten und wichtigsten Nerv dar. Er ist für die Versorgung der hinteren Kapsel und der Kreuzbänder verantwortlich (74,168).

Der PAN spaltet sich vom N. tibialis posterior oberhalb des Kniegelenks auf Höhe der Fossa popliteus ab, schlingt sich um die A. und V. popliteus und bildet dann den Plexus popliteus, der die hintere Kapsel durchläuft. Einige Nervenfasern perforieren das Ligamentum politeum obliquum und innervieren die fibröse Kapsel sowie Teile der Menisci. Die Endäste ziehen zum einen bis in die Synovia der Kreuzbänder und zum anderen bis in den infrapatellaren Fettkörper (6,47,82). Die Endäste des N. obturatorius strahlen ebenfalls in die hinter Kapsel ein (103).

Der vordere Teil der Kapsel wird durch die vordere Gruppe innerviert. Dabei versorgt je ein Endast des N. femoralis, der zum Musculus lateralis, -medialis und -intermedius zieht, den lateralen, zentralen und medialen Anteil der vorderen Gelenkkapsel. Diese vordere Gruppe zweigt sich im infrapatellaren Fettkörper stark auf, was eine Innervation der Patella ermöglicht. Die Innervation der Kniegelenkskapsel ist die am besten erforschte und am häufigsten beschriebene Struktur im menschlichen Kniegelenk (69,94,114,194).

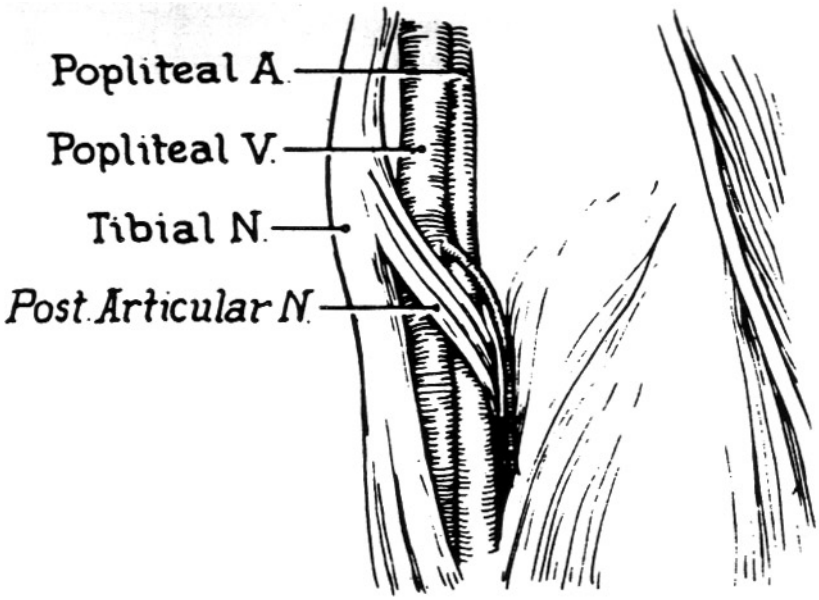

Abb. 1 Ursprung des N. articularis posterior in der Kniekehle. (Kennedy et al. (103)

Der N. saphenus, der ebenfalls aus dem N. femoralis entspringt, bildet den medial articular nerve (MAN), der in die anteromediale Kapsel einstrahlt. Darüber hinaus bildet der N. saphenus einen infrapatellaren Ast, der durch den infrapatellaren Fettkörper zieht und sowohl die anteromediale Kapsel als auch die Patellasehne mitversorgt (69,103).
Der N. peroneus communis bildet zum einen den lateral articular nerve (LAN), der die posterolaterale Ecke des Knies innerviert und zum anderen den N. peroneus recurrens, der zur anterolateralen Kapsel zieht.
Ebenfalls große Bedeutung wird dem Plexus peripatellaris im Bereich des infrapatellaren Fettkörpers beigemessen. Durch ihn ziehen afferente Nervenfasern aus Muskelspindeln, Menisken und Kreuzbändern (190).

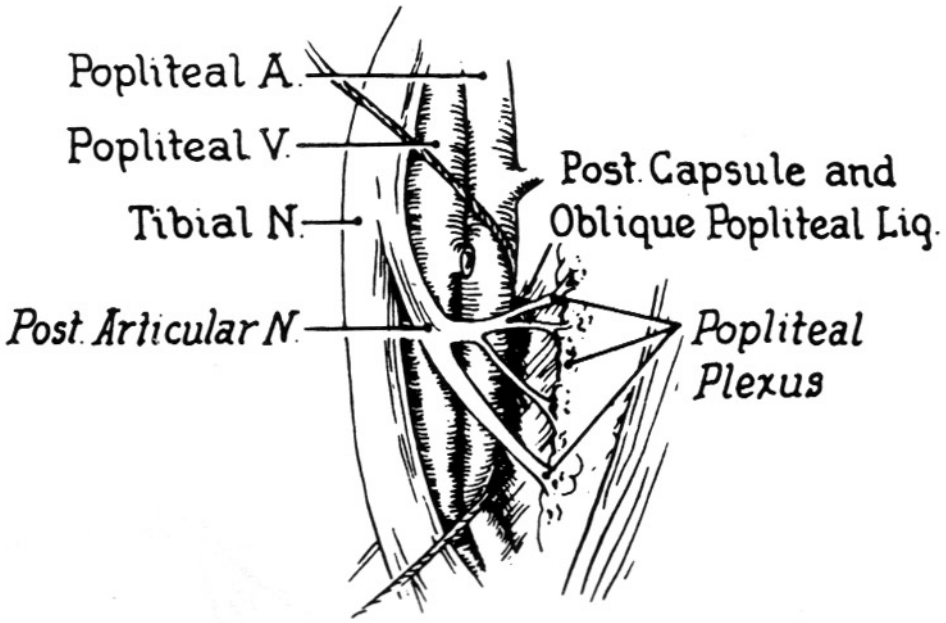

Abb. 2 Plexus poplitea tief in der Kniekehle. (Kennedy et al. (103)

1.3.2 Nervale Versorgung des VKB

Die Innervation des VKB wird – wie durch Studien an der Katze bekannt (6,55,61,125) – auch beim Menschen durch den PAN gewährleistet (69,95,103). Gleichwohl räumen die meisten Autoren die Möglichkeit ein, dass bestimmte Teile des Kreuzbands auch von anderen Nerven mitversorgt werden. So weist Gomez-Barrena (71) 1992 nach, dass der MAN und der LAN große Teile des VKB zusammen mit dem PAN innervieren.

Im menschlichen VKB konnten verschiedenartige Nervenfasern identifiziert werden (76,103,157,158,167,199). Haus und Halata (82) nehmen 1990 eine Einteilung in drei Fasertypen vor: Neben Fasern bestehend aus unmyelinisierten Axonen sowie Mischfasern aus myelinisierten und unmyelinisierten Axonen, unterscheiden sie Mischfasern, die zusammen mit Blutgefäßen verlaufen. Alle diese Fasern konnten in erster Linie im subsynovialen Gewebe nachgewiesen werden (81,82,157).
Allgemein anerkannt ist heute eine Einteilung der Nervenfasern des VKB in zwei voneinander unabhängige neuronale Systeme. Zum einen spricht man von perivaskulären vasomotorischen Efferenzen des autonomen Nervensystems, bei denen es sich aller Wahrscheinlichkeit nach um Gefäßtonus regulierende Fasern handelt (69,102,103). Zum anderen spricht man von sensorisch afferenten Nervenfasern mit speziellen Endorganen. Die Differenzierung der beiden Systeme wurde lange Zeit entweder durch den Nachweis lichtmikroskopisch schwierig auffindbarer sensorischer Endorgane oder durch ihre perivaskuläre Lokalisation durchgeführt. Auffällig war, dass freie, nicht perivaskulär verlaufende Fasern nur selten aufzufinden waren, so dass der Anteil der propriozeptiven Faseranteile des VKB als gering und damit unbedeutend eingestuft wurde (151).

Erst durch neue immunhistologische Untersuchungsmethoden mit monoklonalen Antikörpern gelingt Fromm (65,66) 1993 die exakte Differenzierung und Lokalisation der verschiedenen Faseranteile. Er bestätigt damit eine Dreiteilung, die bereits aus neuroanatomischen und neurophysiologischen Studien bekannt war. Neben den

sympathischen Nervenfasern, denen zusätzlich zu ihrer vasokonstriktorischen Funktion auch eine Rolle bei der Pathogenese artikulärer Erkrankungen eingeräumt wird, werden die sensorisch afferenten Fasern nochmals in zwei Gruppen unterteilt. Zum einen in die Gruppe der myelinisierten, mechanorezeptiven A-Fasern mit großem Faserdurchmesser und niedriger Hemmschwelle und zum anderen in die Gruppe der nozizeptiven C-Fasern. Sie sind unmyelinisiert, stellen die freien Nervenendigungen dar und liegen in relativer Nähe zur Synovialmembran.

1.3.3 Mechanorezeptoren

Die Rezeptoren der somatosensorischen Sensibilität werden Propriozeptoren genannt, weil sie Informationen aus dem Körper und nicht aus der Umwelt empfangen. Sie können in vier Grundtypen unterteilt werden: Mechanorezeptoren, Thermorezeptoren, Chemorezeptoren und Nozizeptoren. Für die Tiefensensibilität sind in erster Linie die Mechanorezeptoren und die Nozizeptoren (freie Nervenendigungen) der Muskeln, Sehnen und Gelenke verantwortlich.

Nachdem Freeman und Wyke (60) schon 1964 nach umfangreichen Untersuchungen an Katzensprunggelenken die Bedeutung von intraartikulären Rezeptoren für die Reflexübermittlung feststellten, untersuchen sie 1967 mit speziellen Färbemethoden die intraartikulären Rezeptoren im Kniegelenk von Katzen (61). Die von ihnen aufgestellte Typisierung besitzt noch heute Gültigkeit; sie wurde später durch eine Reihe anderer Autoren bestätigt und auf das menschliche Kniegelenk übertragen.

Rezeptortypen der Tiefensensibilität

Tab. 1 Rezeptortypen (modifiziert nach Freeman und Wyke (61))

Rezeptortyp	Struktur	Lokalisation	Charakteristik	übl. Bezeichnung
I	Kugelförmig o. oval mit dünner Kapsel	Fibröse Kapsel, Kollateralbänder, Meniskusperipherie (nicht im Meniskus)	Mechanorezeptor (afferent), tiefe Reizschwelle, langsam adaptierend	Ruffini Endorgan
II	Zylindrisch o. konisch mit Kapsel	Fibröse Kapsel, Fettkörper	Mechanorezeptor (afferent), tiefe Reizschwelle, schnell adaptierend	Vater Pacini Körper
III	Fusiform mit dünner Kapsel	Kreuzbänder, Kollateralbänder	Mechanorezeptor (afferent), hohe Reizschwelle, sehr langsam adaptierend	Golgi Endigung
IV	Freie Nervenendungen	Fibröse Kapsel, Bänder, Fettkörper, Gefäßadventitia	Schmerzrezeptor (afferent), nicht adaptierend	Freie Nervenendungen (Nozizeptoren)

Nach einer Studie von Biedert et al. (24) aus dem Jahr 1992 findet man die größte relative Dichte freier Nervenendigungen in den Retinaculae, im Ligamentum patellae, im Pes anserinus und im Ligamentum Wrisberg und Humphry. Dagegen befinden sich im vorderen Kreuzband die wenigsten Nervenenden. Man unterscheidet zwischen den monomodalen und den polymodalen Nozizeptoren.

Zu den monomodalen Rezeptoren zählen die mechanosensiblen, auf mechanischen Reiz ansprechenden sowie die thermosensiblen, auf Hitze reagierenden Nozizeptoren.

Die polymodalen Rezeptoren sprechen auf mehrere Reizarten an: mechanisch, thermisch und chemisch. Ein Ansprechen dieser Rezeptoren auf Stoffe des Entzündungsstoffwechsels wie Substanz P, Prostaglandin, Histamin oder Bradykinin wird ebenso diskutiert wie die Freisetzung dieser Substanzen aus den Nervenendigungen (143). Insgesamt signalisieren sie unphysiologische Veränderungen im Gelenk und zeigen keinerlei Adaption. Laut Schultz (157) ist ihr Vorkommen stark altersabhängig: mit zunehmendem Alter sind immer weniger freie Nervenendigungen zu finden.

Die Lokalisation der verschiedenen Rezeptortypen und ihre Verteilung ist bis heute nicht vollständig erforscht. Die meisten Studien wurden jedoch über die Mechanorezeptoren des VKB durchgeführt.

Seit frühen Arbeiten von Gardener 1944 (68,69), Skoglund 1956 (167) sowie Freeman und Wyke 1967 (61) über das Kniegelenk der Katze ist bekannt, dass sich im VKB der Katze freie Nervenendigungen und den Golgi-Sehnenorganellen ähnliche Körperchen befinden. Jedoch konnten im VKB des Menschen lange Zeit keine sensorischen Endorgane nachgewiesen werden. Zwar gelingt Kennedy et al. (102,103) in zwei großen histologischen Studien der Nachweis Golgi-ähnlicher Mechanorezeptoren nahe des Bandansatzes, nicht jedoch im eigentlich Kreuzband. So stellen Rovere et al. (151) noch 1983 in einem Übersichtsartikel über das kreuzbandinsuffiziente Kniegelenk fest, dass spezielle Nervenendigungen im VKB nicht nachzuweisen sind.

Schultz et al. (157) gelingt 1984 erstmals lichtmikroskopisch der Nachweis oberflächennaher Mechanorezeptoren im menschlichen VKB. Sie gleichen stark Golgi-ähnlichen Sehnenkörperchen mit nur einem einzigen Axon, während im Inneren des Bands nur unmyelinisierende Axone aber keinerlei Endorgane festgestellt werden konnten. Zwei Jahre später weisen Grüber et al. (76) erstmals, Pacini-Körperchen im VKB nahe der knöchernen Insertion nach.

Bei gemeinschaftlichen Studien gelingt danach Zimny et al. (199) und Schutte et al. (158) der Nachweis eines ausgedehnten intraligamentären Netzwerks von Rezeptoren. Sie weisen an insgesamt sechs Leichenknien Ruffini- und Pacini-Körperchen sowie freie Nervenenden nach. Die größte Rezeptorendichte finden sie am proximalen und distalen Ende des Kreuzbands. Cerulli et al. (34) beschreiben 1988 sensorische Gelenkrezeptoren im VKB aller vier oben genannten Rezeptorentypen.

1989 weisen Halata und Haus (78) erstmals elektronenmikroskopisch freie Nervenenden, Ruffini- und Pacini-Körperchen im menschlichen VKB nach. Van Drommelen und Fowler (47) gelingt 1989 neben der Bestätigung der Ergebnisse von Schultz et al. (157) der Nachweis der gleichen Mechanorezeptoren im hinteren Kreuzband.

1992 erbringen Pitman et al. (136) mittels somatosensorisch evozierter Potenziale den direkten Beweis aktiver Propriozeptoren im VKB des menschlichen Knies. Im selben Jahr gelingt es Krauspe et al. (104), in elektrophysiologischen Untersuchungen Nervenimpulse aus dem VKB bei physiologischen und pathologischen Bewegungsmustern abzuleiten. 1993 erbringt Fromm (65,66) erstmals den immunhistologischen Nachweis von Mechanorezeptoren. Mit Hilfe monoklonaler Antikörper ist er in der Lage, Ruffini- Körperchen nachzuweisen.

Bei der Erforschung der Meniskusinnervation weisen O`Connor et al. (123) erst 1978 Typ I und Typ II-Rezeptoren nach Freeman nach. Sie stellen Rezeptoren dieser beiden Typen im Kniegelenk der Katze fest. Vor allem in den Hinterhörnern, an den Blutgefäßen und an den Ansatzstellen des Ligamentum meniscofemorale posterior gelingt ihnen dieser Nachweis. 1984 bestätigt O`Connor (126) seine Ergebnisse nach Experimenten an Kniegelenken von Hunden.

Während Kennedy et al. 1982 (103) und Schultz et al. 1984 (157) nur Nervenfasern in der perimeniscealen Kapsel aber nicht im Meniskus selbst feststellen, sind es 1988

Cerulli et al. (34), die alle vier Rezeptorentypen im menschlichen Meniskus nachweisen können. Die größte Anzahl freier Nervenenden entdecken sie im basisnahen Drittel, während sie die korpuskulären Rezeptoren im Bereich der Vorder- und Hinterhörner nachweisen. In den Kollateralbändern können sowohl bei der Katze als auch an menschlichen Kniegelenken alle vier Rezeptorentypen nachgewiesen werden (8,124).

1.4 Propriozeption

1.4.1 Bedeutung der Propriozeption

Generell haben Mechanorezeptoren die Funktion, einen spezifischen physikalischen Reiz in ein neuronales Signal umzuwandeln (104,158). Eine Reizung dieser Rezeptoren findet bei allen Bewegungen des Gelenks statt. Kommt es aber zu extremen Beanspruchungen der Gelenkbeweglichkeit oder drohen Verletzungen der Kapselbandstrukturen, findet eine überproportionale Reizung der Mechanorezeptoren in den Gelenkbänder statt (8,36,103,126,157,199). Schon Skoglund (167) weist 1956 die vermehrten Impulse intraligamentärer Nervenfasern bei untypischen Rotationsbewegungen im Kniegelenk nach.

Die Studie von Grüber et al. (76) 1986, in der er nach mechanischem Zug am VKB eine Reflexantwort der ischocruralen Muskulatur nachweist, wird als Beweis für die protektive Schutzwirkung der Muskulatur, ausgelöst durch eine Bandstruktur, angesehen. Es werden dabei über verschiedene Reflexbögen agonistische Muskelgruppen gehemmt und antagonistische Muskelgruppen aktiviert, um das Gelenk zusätzlich muskulär zu stabilisieren. Auch mittels EMG-Messung konnte dieser Mechanismus schon mehrfach nachgewiesen werden (117,180). Die ungestörte propriozeptive Bewegungskontrolle hat einen großen Einfluss auf die Stabilität des Gelenks (15,104). Auch die hohe Korrelation zwischen einer gestörten Propriozeption des Kniegelenks und einem hohen Stabilitätsverlust des Gelenks, ist nicht immer nur

durch Defizite des Kapselbandapparats zu erklären (51). Viele Autoren heben seither den Schutz des Kniegelenks vor Verletzungen durch die Propriozeption deutlich hervor (83,104,123).

Mehrere Autoren weisen die Abhängigkeit der Belastbarkeit des Kniegelenks von der individuellen neuromuskulären Koordinationsfähigkeit nach (18,49,160). Ein Verlust dieser Information hat danach eine geringere Belastbarkeit und eine mangelhafte Haltungs- und Bewegungskoordination zur Folge und kann mit der Gefahr von Stürzen und entsprechenden Verletzungen einhergehen (48,147). Manche Autoren sehen in der gestörten Propriozeption auch einen entscheidenden Faktor für eine vorzeitige Degeneration der Gelenke (16,48,165). Lephard und Fu (109) entwickeln – aufbauend auf eine Arbeit von Kennedy (103) – 1995 einen „Teufelskreis“, um die Entstehung von progredienter Instabilität und zusätzlichen Verletzungen bei Verlust von propriozeptiver Information zu veranschaulichen.

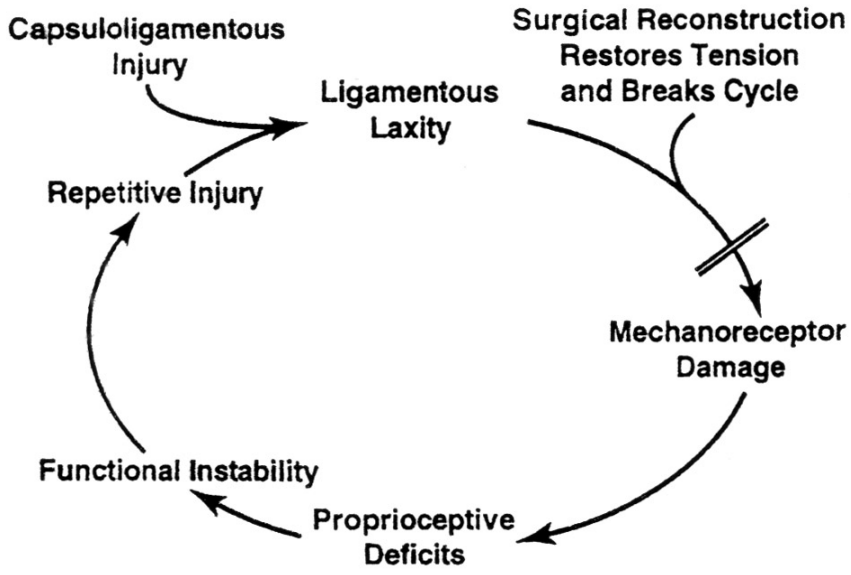

Abb. 3 „Teufelskreis“ bei Verlust von propriozeptiver Information. (Lephart und Fu (109)

1.4.2 Messmethoden der Propriozeption

Die verschiedenen Messmethoden, mit denen heute die jeweiligen Qualitäten der Propriozeption gemessen werden, basieren in erster Linie auf Studien am menschlichen Kniegelenk. Da im angloamerikanischen Raum, wie bereits eingangs erwähnt, Propriozeption nur in Stellungs- (*Joint position sense*) und Bewegungssinn (*Kinesthesia*) unterteilt wird, werden allgemein alle Messungen, die den Kraftsinn betreffen, nicht als Messungen der Propriozeption angesehen. Da die Kraft eine gesonderte Untereinheit der motorischen Fähigkeiten darstellt, müssen diese Ergebnisse gesondert betrachtet und analysiert werden. Inwieweit afferente Informationen, die vom Kraftsinn ausgehen, zentral mit Informationen der Tiefensensibilität verknüpft werden, ist noch unerforscht.

Vier Methoden konnten in der Vergangenheit entwickelt werden, um Messungen der Propriozeption vorzunehmen:

1) Die erste Methode zur Objektivierung des Positionssinns im menschlichen Kniegelenk entwickeln 1983 Barrack et al. (9). In einem eigens konstruierten Apparat wird der Unterschenkel der Probanden mit einer definierten Geschwindigkeit flektiert und wieder in die Ausgangslage zurückbewegt. Danach werden die Probanden aufgefordert, diesen Winkel zu reproduzieren. Da durch einen Sichtschutz keine optische und durch die auf der Haut angebrachten Luftkissen keine kutane Kontrolle besteht, wird die Abweichung vom vorgegebenen Winkel als relatives Maß für die Propriozeption des Gelenks benutzt. Dieser Versuchsaufbau wird auch als aktive Reproduktion einer Winkelstellung (Positionierung) bezeichnet.

2) Mit dem gleichen Versuchsaufbau entwickelt die Arbeitsgruppe 1984 ein neues Versuchsprinzip zur Messung des Bewegungssinns (12). Hier wird der Unterschenkel des Probanden mit einer Winkelgeschwindigkeit von 0,5° pro Sekunde langsam bewegt, wobei dieser die Bewegung stoppen muss sobald sie bemerkt wird. Die Winkelveränderung dient wiederum als relatives Maß für die

Propriozeption. In den folgenden Jahren finden beide Testmethoden in zahlreichen Studien Verwendung (10,98,139). Die Ergebnisse dieser Arbeiten werden im Diskussionsteil erörtert.

3) Barrett et al. (16) modifizieren 1991 den oben beschriebenen Versuchsaufbau. Der Unterschenkel der Probanden wird in zehn verschiedene Flexionspositionen gebracht. Der Proband wird dann aufgefordert, mit Hilfe eines Handgoniometers die eingestellten Winkel abzuschätzen. Die Differenz wird als relatives Maß für die Propriozeption angesehen. Diese Messmethode bezeichnet man als passive Reproduktion einer Winkelstellung. Auch mit dieser Methode wurden verschiedene Studien durchgeführt (15,183). Sell et al. (159,169) bedient sich eines ähnlichen Versuchsaufbaus, nur müssen seine Probanden versuchen, den vom Untersucher passiv eingestellten Winkel aktiv nachzustellen.

4) Während die bisher genannten Messmethoden auf der Reproduktion oder Schätzung von Winkelstellungen beruhen, entwickeln Beard et al. 1993 (18) eine Methode, bei der sie sich die durch die Propriozeptoren induzierten Reflexe zunutze machen. Beim stehenden Probanden lösen sie einen Kniesehnenreflex aus, worauf über EMG-Ableitung die Latenzzeit bis zur muskulären Reflexantwort gemessen wird. Sie schließen von der Latenzzeit auf den propriozeptiven Input der Gelenkrezeptoren des Kniegelenks. Weitere Studien mit demselben Versuchsaufbau schließen sich an (19,20,96).

Alle vorgestellten Methoden zur Propriozeptionsmessung des Kniegelenks können keine Absolutwerte als Maß für die Propriozeption angeben. Um ein aussagekräftiges Ergebnis zu erhalten, müssen immer Kontrollgruppen untersucht und die Ergebnisse zueinander ins Verhältnis gesetzt werden. Nur der daraus entstehende relative Wert lässt Rückschlüsse auf die jeweiligen Veränderungen zu.

1.5 Koordination

1.5.1 Bedeutung der Koordination

Motorische Fähigkeiten lassen sich in verschiedene Teilgebiete untergliedern: in Kraft, Ausdauer, Schnelligkeit, Beweglichkeit und Koordination (koordinative Fähigkeit). In vereinfachter, schematisierter Form können die motorischen Eigenschaften in konditionelle und koordinative Eigenschaften unterteilt werden. Dabei beruhen die konditionellen Eigenschaften vor allem auf energetischen Prozessen, die koordinativen Eigenschaften in erster Linie auf zentralnervösen Steuerungs- und Regelungsprozessen (186).

In der Vergangenheit wurden im Gesundheitssport und in der Rehabilitation hauptsächlich die motorischen Fähigkeiten Kraft, Beweglichkeit und Ausdauer thematisiert. Erst seit einigen Jahren nimmt die Diskussion über die Stellung der Koordination bzw. des Koordinationstrainings vor allem auf dem Gebiet der Rehabilitation aber auch auf dem Gebiet der Trainingslehre und Sportmedizin zu. Gerade im Bereich der Rehabilitation der unteren Extremitäten wird von manchen Autoren mit Vehemenz ein Koordinationstraining gefordert (24,33). Aber auch im Sinne einer Unfallprophylaxe – Vermeidung von Stürzen und Kollisionen – ist die Koordination von höchster Wertigkeit (185). Durch die Vermittlung der Bewegungssicherheit spielt sie in der Prävention von Verletzungen eine bedeutende Rolle. Die mit ihr verbundene Sensomotorik und Kinästhetik stellen also wichtige Komponenten einer Schutzfunktion dar.

1.5.2 Messmethoden der Koordination

Aufgrund der Komplexität der koordinativen Fähigkeiten ergeben sich für die Praxis erhebliche, zum Teil noch ungelöste Probleme in der objektiven Erfassung des

Leistungsstands (186). Umfassende Tests der Koordination sind derzeit nicht möglich, da nur wenige Teilaspekte einer kinesiologischen Untersuchung zugänglich sind. Ebenso ist auch der eigentliche Anteil koordinativer Fähigkeiten an motorischen Leistungen schwer zu messen und nachzuweisen (144).

Ein funktioneller sportmotorischer Test stellte bisher die einzige Untersuchungsmethode dar, um koordinative Fähigkeiten und sportmotorische Eigenschaften zu überprüfen und zu kontrollieren. Man versteht darunter eine wissenschaftlich begründete Untersuchungs- und Kontrollmethode, die über das Lösen sportmotorischer Bewegungsaufgaben unter standardisierten Bedingungen charakteristische Bewegungsmuster erfasst. Diese Muster dienen als Indikatoren für koordinative und sportmotorische Fähigkeiten. Durch diese speziellen Tests wird versucht, einzelne Komponenten der Koordination oder die Leistungsfähigkeit der einzelnen Analysatoren zu erfassen (186).

1.6 Orthesen

Neben Operation und Koordinationstraining wird auch der postoperativen Versorgung des Kniegelenks mit einer Orthese eine Veränderung des Koordinationsverhaltens zugeschrieben.

Schon 1871 weist Menzel (115), nach Experimenten an Kaninchen und Hunden, auf die frühzeitigen Knorpelveränderungen nach längerer Gipsruhigstellung hin. Eine Vielzahl an Studien kann seit den 70er Jahren die nachteiligen Auswirkungen einer länger dauernden Immobilisation für Muskeln, Knochen, Knorpel und Kapsel-Band-Apparat aufzeigen (42,57,67,149). So geht eine längere Immobilisation mit einer Abnahme der Muskelmasse und Muskelfunktion einher (5). Die Rehabilitation einer immobilisationsbedingten Atrophie der Muskulatur ist dann sehr schwierig, bei einigen Patienten sogar gänzlich irreversibel (75). Für die Bandheilung spielt Stress durch

dosierte Mobilisation eine wichtige Rolle. Immobilisation dagegen führt zu einer Abnahme der Bandreißfestigkeit und Steifigkeit (192). In Tierversuchen konnte nachgewiesen werden, dass bereits eine Arthrotomie mit nachfolgender vierwöchiger Gipsimmobilisation ein gesundes vorderes Kreuzband schwächt (155).

Gleichwohl wurde bis Mitte der 80er Jahre die postoperative Behandlung nach Kapsel-Band-Operation in der Regel mit einer mehrwöchigen Gipsruhigstellung durchgeführt. Aufgrund der genannten Erkenntnisse aber war man besonders bei der postoperativen Rehabilitation nach Kreuzbandoperation in einem Dilemma. Einerseits sollten die rekonstruierten Strukturen vor zusätzlichen Verletzungen geschützt werden, andererseits waren die Nachteile einer länger dauernden Gipsruhigstellung bekannt. Erst durch die Einführung der Orthese konnte dieser Konflikt gelöst werden.
Den Übergang von der Gipsruhigstellung zur Orthesenbehandlung stellt der Bewegungsgips von Burri und Paessler dar (170). Je eine Gipshülle für Ober- und Unterschenkel wurden dabei durch ein Scharniergelenk auf Kniegelenkshöhe miteinander verbunden. Jetzt konnte das Kniegelenk mit limitierter Freigabe der Beweglichkeit beübt werden. Mit dem Ersatz der Gipshüllen durch elastische Kunststoff- oder starre Metall- bzw. Kohlefaserelemente für Ober- und Unterschenkel waren schließlich die ersten Kniegelenksorthesen hergestellt und auf den Markt gebracht worden.

Nach einer Einteilung des Sports Medicine Commitee of the American Academy of Orthopedic Surgeons (AAOS) werden die verschiedenen Orthesen nach ihrem Verwendungszweck in drei Gruppen eingeteilt:

Prophylaktische Orthesen

Ziel dieser Orthesen ist es, Kniegelenksverletzungen zu vermeiden bzw. schwere Verletzungen gesunder oder rehabilitierter Kniegelenke zu reduzieren. Über ihre Verwendung und Bedeutung wurden zahlreiche Studien mit den unterschiedlichsten Ergebnissen veröffentlicht (72,152,178). Zusammenfassend lässt sich sagen, dass prophylaktische Orthesen heute sehr zurückhaltend beurteilt werden. Das gilt

insbesondere für einachsige Kniegelenksorthesen. Die Nachteile dieser Versorgung, allen voran die erhöhte Verletzungsgefahr (178) auch der angrenzenden Gelenke (72), haben dazu geführt, dass die prophylaktische Orthesenversorgung von einigen Autoren ganz abgelehnt wird (152).

Funktionelle Orthesen

Sie dienen der Stabilisierung chronisch instabiler Kniegelenke. Ihre Anwendung bei vorderer Kreuzbandinsuffizienz bzw. Kniegelenken mit rekonstruierten vorderen Kreuzbändern wird ebenfalls kontrovers diskutiert. So verweisen eine ganze Reihe von Autoren auf eine subjektive Einschätzung der Schutzfunktion der Orthese für das Kniegelenk, während die objektiven Resultate der stabilisierenden Funktion der Orthese eher zurückhaltend beurteilt werden müssen (122,191).

Rehabilitative Orthesen

Sie sollen das Kniegelenk nach akuter Verletzung oder Operation vor zu hoher Krafteinwirkung schützen. In der ursprünglichen Zielsetzung waren sie in erster Linie durch stabilisierende und bewegungseinschränkende Elemente gekennzeichnet. Mit dem Übergang zur funktionellen Nachbehandlung nach vorderer Kreuzbandersatzoperation rückte die Vermeidung ungewollter Bewegungsausschläge durch eine stufenlos einstellbare Flexions- und Extensionslimitierung immer mehr in den Mittelpunkt (73). Angestrebtes Ziel einer idealen Orthese ist eine Stabilisierung des Kniegelenks oder eine ausreichende Verhinderung der Instabilität ohne übermäßige Bewegungseinschränkung (73).

2 Fragestellung der Studie

Durch die Einführung neuer Fixationsmöglichkeiten des Transplantats bei der VKB-Ersatzplastik erlebt die Semitendinosusplastik seit Jahren eine Renaissance. Das Belassen des tibialen VKB-Stumpfes soll bei dieser Technik das Einsprossen von Nervenfasern begünstigen und somit zu einer Verbesserung des Koordinationsvermögens führen. Untersuchungen über das Koordinationsverhalten vor und nach einer VKB-Ersatzoperation liegen derzeit nicht vor.

Mit Hilfe einer neuen Messmethode, dem Kinesthetic Ability Trainer 2000 (K.A.T. 2000) – einer instabilen Plattform mit zentralem Auflagepunkt, die an einen Computer angeschlossen ist – sollen neue Erkenntnisse über das Koordinationsverhalten nach VKB-Ruptur, nach VKB-Ersatzoperation, nach Versorgung mit einer Knieorthese und nach Koordinationstraining gewonnen werden.

Durch den Vergleich der eigenen Testergebnisse mit den in der Literatur vorhandenen Ergebnissen bereits eingeführter Methoden zur Propriozeptionsmessung, soll die Validität dieser neuen Messmethode dokumentiert werden.
Ausserdem wird die Koordinationsfähigkeit gesunder, verletzter und operierter Probanden untersucht, miteinander verglichen und der aktuellen Literatur gegenübergestellt.

Dazu werden, neben einer gesunden Kontrollgruppe, Patienten mit einer Ruptur des VKB untersucht. Die koordinativen Fähigkeiten beider Gruppen, nach Durchführung verschiedener statischer und dynamischer Tests, werden einander gegenübergestellt und statistisch ausgewertet. Dabei soll herausgefunden werden, ob sich das Koordinationsvermögen nach Ruptur des VKB verändert.

Nach der Rekonstruktion des VKB werden die Patienten erneut getestet. Das Koordinationsvermögen wird postoperativ zu verschiedenen Zeitpunkten kontrolliert

und erneut mit den Ergebnissen der Kontrollgruppe und den Vorergebnissen verglichen. Dabei werden Veränderungen zu den Normalwerten der Kontrollgruppe, aber auch Veränderungen zu verschiedenen, definierten Zeitpunkten nach einer Operation innerhalb der Patientengruppe dokumentiert und ausgewertet.

Zusätzlich wird die Patientengruppe mit einer stabilisierenden Orthese versorgt und damit ebenfalls prä- und postoperativ getestet. Durch diese Tests wird das koordinative Verhalten mit einer Orthese überprüft und anschließend ein Vergleich mit den Ergebnissen ohne Orthese durchgeführt. Daraus werden Aussagen über den Einfluss einer stabilisierenden Knieorthese auf das koordinative Verhalten abgeleitet.

Außerdem werden zusätzlich eine Gruppe Leistungssportler vor und nach koordinativem Training mit derselben Messmethode getestet. Sowohl das Training wie auch die Tests waren bei Sportler- und Patientengruppe identisch. Durch den statistischen Vergleich dieser Ergebnisse mit den Ergebnissen der gesunden Kontrollgruppe wird der Einfluss von koordinativem Training auf das Koordinationsverhalten gesondert dargestellt und beurteilt.

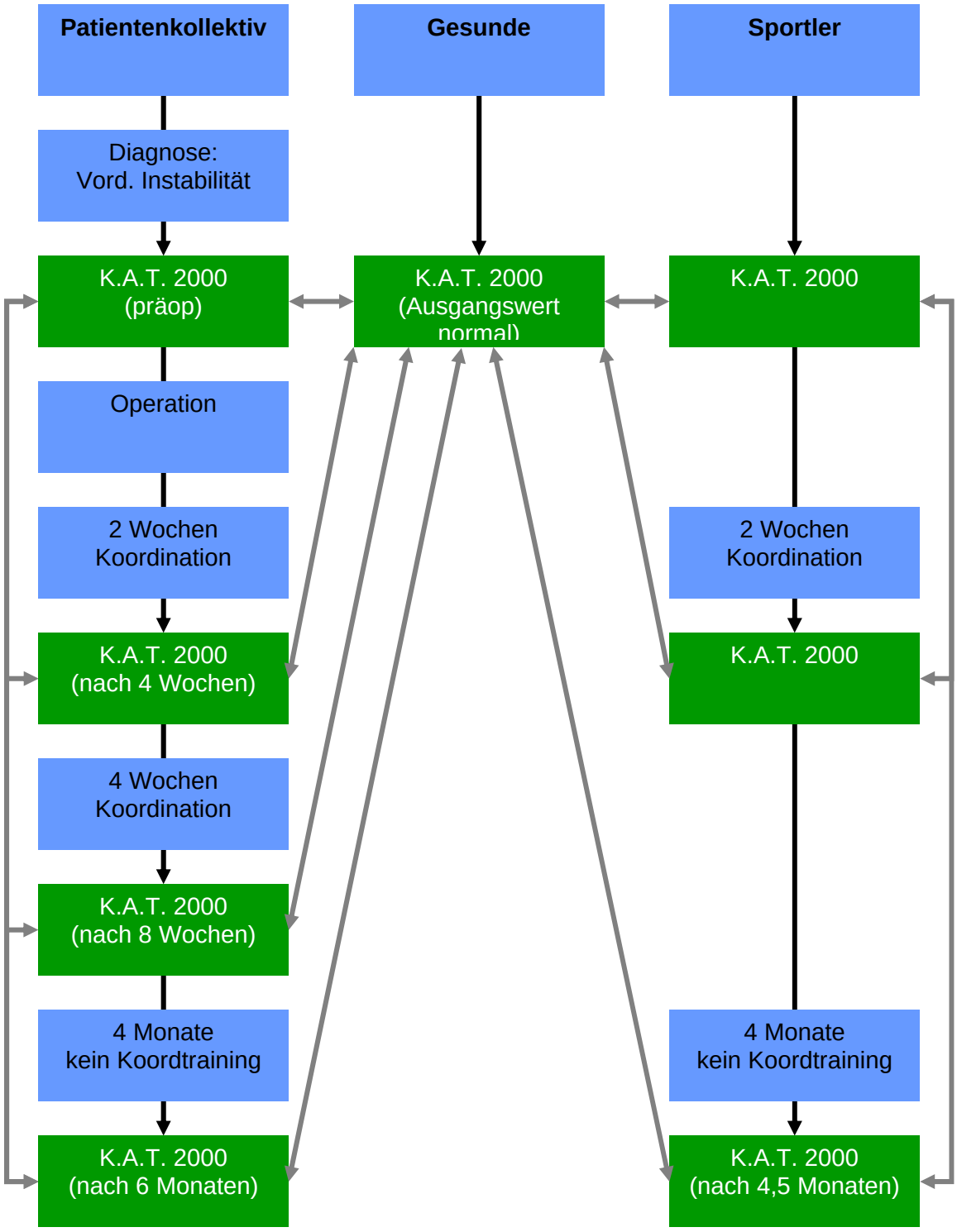

Abb. 4 Studiendesign

3 Material und Methode

3.1 Studiendesign

Im Folgenden soll ein Überblick über den konzeptionellen Rahmen der Gesamtuntersuchung gegeben werden. Neben dem zeitlichen Ablauf der durchgeführten Tests und der einzelnen Rehabilitations- bzw. Trainingsphasen, wird auch die Durchführung der statistischen Auswertung dargestellt.
Alle an der Studie teilnehmenden Patienten sind in der so genannten Patientengruppe zusammengefasst. Sie absolvieren den präoperativen Eingangstest am Tag vor ihrer Operation. Ab der dritten postoperativen Woche führen sie ein etabliertes Rehabilitationsprogramm (131) mit darin enthaltenem Koordinationstraining durch. Das Koordinationstraining besteht aus drei jeweils fünfzehnminütigen koordinativen Übungseinheiten pro Woche. Vier Wochen postoperativ wird dann der erste postoperative Test durchgeführt. Ein weiterer Test erfolgt acht Wochen postoperativ. Bis zu diesem Zeitpunkt wird das Koordinationsprogramm mit gleicher Intensität fortgesetzt und mit dem zweiten postoperativen Test eingestellt. Vier Monate später, also sechs Monate postoperativ, wird der vierte und letzte Test durchgeführt.

Um den Ausgangswert einer Normalpopulation zu ermitteln, wird als Kontrollgruppe eine Reihe gesunder Probanden einmalig auf dem gleichen Testgerät getestet.

Zusätzlich werden die Tests bei zwei Basketballmannschaften, im Folgenden als Sportlergruppe bezeichnet, durchgeführt. Die beiden ersten Tests finden unmittelbar vor sowie zwei Wochen nach einem koordinativen Training statt, das in Art und Umfang dem der Versuchsgruppe entspricht. Auch in dieser Gruppe wird mit dem zweiten Test das Training eingestellt und nach vier Monaten ein erneuter Test durchgeführt.

Durch die statistische Auswertung der verschiedenen Testergebnisse innerhalb der einzelnen Gruppen, können Aussagen über die Entwicklung der Koordinationsfähigkeit

– jeweils beeinflusst durch die verschiedenen Maßnahmen wie Operation und Training – getroffen werden. Die Auswertung stellt dabei präoperativen Ergebnissen erste postoperative Ergebnisse, den ersten postoperativen Ergebnissen zweite postoperative Ergebnisse und schließlich den zweiten postoperativen Ergebnissen dritte postoperative Ergebnisse gegenüber.

Durch die statistische Auswertung der verschiedenen einander gegenübergestellten Gruppenergebnisse lassen sich die Veränderungen der Koordination in Bezug auf ein Normalkollektiv in ihrer Intensität beurteilen. Dieser Vergleich wird horizontal vorgenommen: Patientengruppe gegen Kontrollgruppe, Sportlergruppe gegen Kontrollgruppe.

3.2 Patienten- und Probandenkollektiv

Das Patientenkollektiv besteht aus Patienten, die im Zeitraum März 1996 bis Januar 1997 in der ATOS-Klinik, Heidelberg, Zentrum für Sporttraumatologie und Gelenkchirurgie von Dr. Hans H. Paessler operativ versorgt wurden. Bei allen Patienten lautet die Hauptdiagnose VKB-Ruptur. Sie erfüllen darüber hinaus die in Kapitel 3.3 aufgeführten Ein- und Ausschlusskriterien. Diese Patientengruppe setzt sich aus 48 Patienten, 43,8% (n= 21) Frauen und 56,2% (n=27) Männern, zusammen. Das Durchschnittalter liegt bei 30,2 Jahren (± 10,6 Jahre), das durchschnittliche Körpergewicht bei 74,3 Kilogramm (± 11,5 Kilogramm) und die durchschnittlich Körpergröße bei 1,72 Meter (± 0,36 Meter).

Des Weiteren wurde eine Kontrollgruppe, bestehend aus gesunden Probanden mit einem „normalen“ sportlichen Aktivitätsniveau – einmal Sport pro Woche – getestet. Die Auswahl fand nach dem Zufallsprinzip statt. Nach Überprüfung der Anamnese und der körperlichen Untersuchung, mussten vier Probanden wegen zu großer Strukturunterschiede (Alter und Sporthäufigkeit) von der Studie ausgeschlossen

werden. Die restlichen 26 Probanden bestehen aus 53,8% (n=14) Frauen und 46,2% (n=12) Männern. Das Durchschnittsalter liegt bei 32,8 Jahren (± 8,4 Jahre). Das durchschnittliche Körpergewicht beträgt 70,2 Kilogramm (± 8,5 Kilogramm), die durchschnittliche Körpergröße 1,71 Meter (± 0,23 Meter).

Als Probanden mit hohem sportlichem Aktivitätsniveau (durchschnittlich sieben Einheiten pro Woche zu je 45 Minuten) wurde die weibliche und männliche Erste Basketballmannschaft des USC Heidelberg gewählt. Beide Mannschaften spielten in der Saison 1996/97 in der Zweiten Basketballbundesliga. Nach Überprüfung der Anamnese und einer körperlichen Untersuchung setzt sich diese Sportlergruppe aus 20 Probanden, 50% (n=10) Frauen und 50% (n=10) Männern zusammen. Das Durchschnittsalter liegt bei 28,5 Jahren (± 2,8 Jahre) Das durchschnittliche Körpergewicht beträgt 85,2 Kilogramm (± 17,3 Kilogramm) und die Körpergröße liegt im Durchschnitt bei 1,86 Metern (± 0,20 Meter).

3.3 Ein- und Ausschlusskriterien

In die Patientengruppe wurden nur Patienten aufgenommen, deren Hauptdiagnose VKB-Ruptur lautet. Die dazu durchgeführte klinische Untersuchung wird in Kapitel 3.4 „Zusätzlich erfasste Parameter“ aufgeführt und gesondert im Ergebnisteil bewertet. Neben der manuellen und instrumentellen Untersuchung wurde in einzelnen Fällen noch eine Röntgen- oder Kernspinuntersuchung zur Diagnosestellung herangezogen. Alle Patienten mussten ihr Einverständnis zur Teilnahme an der Studie sowie zur Operation nach der Miniarthrotomiemethode nach Paessler erklären (129). Sie wurde jeweils von demselben Operateur durchgeführt. Keiner der präoperativ ausgewählten Patienten musste aufgrund eines anders lautenden intraoperativen Befunds von der Studie ausgeschlossen werden.

Sowohl bei der Versuchsgruppe als auch bei den Kontrollgruppen wurden folgende Ausschlusskriterien festgelegt:

- Schmerzen während der Tests
- zusätzliche Bandverletzung am betroffenen Kniegelenk
- frühere Verletzungen der unteren Extremitäten, die noch beeinträchtigen
- frühere Operation an den unteren Extremitäten
- Varus- oder Valgusstellung der unteren Extremitäten
- Arthrose der unteren Extremitäten
- Vorerfahrung mit dem K.A.T. 2000
- Vorerfahrung mit propriozeptivem Training
- Vorerfahrung mit einer Knieorthese
- vestibuläre Erkrankungen (einschließlich Anfälligkeit für Schwindel, Kopfschmerz)
- rheumatologische Erkrankungen
- kardiovaskuläre Erkrankungen
- neurologische Erkrankungen
- metabolische Erkrankungen mit neurologischer Komponente (z.B. Diabetes mellitus)
- Alkoholiker
- Drogensüchtige

3.4 Zusätzlich erfasste Parameter

Neben den reinen Testergebnissen wurden noch weitere Daten erfasst und statistisch ausgewertet. Sie lassen sich in objektive und subjektive Daten unterteilen und wurden am Tag des präoperativen K.A.T.-Tests sowie sechs Monate postoperativ erhoben.

Die objektiven Daten der körperlichen Untersuchung dienen einerseits der Diagnosestellung und damit der Auswahl des Patientenkollektivs. Andererseits kann durch sie die Schwere der Verletzung und der Grad der Instabilität eingeordnet sowie

die Unversehrtheit der Kniegelenke in der Kontroll- und der Sportlergruppe gewährleistet werden. Zudem wird der Erfolg der Operation objektiviert und in Relation zu den Ergebnissen der Tests gesetzt.

Alle subjektiven Daten, Angaben zur Anamnese und zum körperlichen Befinden, dienen dazu, sich präoperativ ein Bild über das Patientenkollektiv machen zu können. Postoperativ lassen sich daraus Aussagen über den subjektiven Erfolg der Behandlung ableiten.

3.4.1 Objektive Daten

Am jeweiligen Tag des K.A.T.-Tests wurde bei jedem Studienteilnehmer eine standardisierte körperliche Untersuchung vom jeweils gleichen Arzt vorgenommen. Auf die Resultate aus den präoperativen Röntgen- und Kernspinuntersuchungen wird bei der Auswertung bewusst verzichtet, da sie nur der Diagnosesicherung dienten und ohne postoperatives Korrelat keinerlei relevante Daten zur Studie liefern.
Bei den folgenden Auflistungen werden Parameter – wie etwa mediale oder laterale Aufklappbarkeit, hintere Schublade, Voroperationen – die zum Ausschluss der Patienten oder Probanden von der Studie führen, nicht berücksichtigt.
Alle erfassten Daten lassen sich in die drei Gruppen „Allgemeine Daten“, „Klinische Befunde“ und „Intraoperative Befunde“ untergliedern.

Allgemeine Daten

- Alter
- Größe
- Gewicht
- Zeitraum zwischen Trauma und Operation
- Unfallursache

Klinische Befunde

- Erguss
- Lachman-Test
- Schubladen-Test
- Pivot shift-Test
- KT 1000 im Seitenvergleich

Intraoperative Befunde

- Meniskusschädigung/-versorgung
- Knorpelschädigung/-versorgung

Alle Untersuchungsergebnisse wurden normiert und standardisiert in den Untersuchungsbogen eingetragen.
Bei der Beurteilung des intraartikulären Ergusses stufte der Untersucher seinen Befund in die Kategorien kein/leicht/mittel/stark ein.
Alle Tests der vorderen Instabilität erfolgten in der gebräuchlichen Einteilung I° (0-2 mm), II° (2-5 mm), III° (>5 mm).
Bei dem Test mit dem Arthrometer KT 1000 handelt es sich um ein von Daniel (43,44) entwickeltes Instrument zur Messung der a.p.-Translation der Kniegelenke im Seitenvergleich. Das Gerät wird in 20° Beugestellung und völlig entspannter Muskulatur angelegt. Die relative Beweglichkeit zwischen Tuberositas tibiae und Patellavorderfläche wird in Millimetern angegeben. Es wurde eine maximale vordere Translation durch manuelle Auslösung des Lachman-Tests bei liegendem KT 1000 durchgeführt. Als Parameter wurde die KT-Seitendifferenz errechnet.
Die Aussagen über Verletzungen des Knorpels und der Menisci wurden postoperativ ergänzt.

3.4.2 Subjektive Daten

Um eine subjektive Beurteilung der Kniefunktion und des Behandlungserfolgs zu erhalten, wurden dem Patienten vor dem präoperativen K.A.T.-Test zwei Fragebögen vorgelegt. Es handelte sich dabei um den so genannten Lysholm-Score sowie die Tegner-Skala. Der Patient füllte sie bezogen auf sein derzeitiges Befinden aus. Danach erhielt er dieselben Fragebögen erneut und war dann angehalten, sie bezogen auf sein Befinden vor dem Unfall auszufüllen. Beim dritten postoperativen Test wurden die Fragebögen erneut beantwortet. Sie wurden jeweils selbstständig und ohne Einflussnahme des Untersuchers ausgefüllt.

Der Lysholm-Score dient der subjektiven Bewertung der eigenen Kniestabilität bzw. Kniefunktion (112). Es handelt sich dabei um einen anamnestischen Erhebungsbogen, der ohne klinische Untersuchung das subjektive Ergebnis des Patienten erfragt.

Er bewertet folgende Kriterien:

- Stabilitätsgefühl 25%
- Schmerzen 25%
- klinische Symptome (Schwellung, Blockaden) 25%
- Funktion (Hinken, Gehstützen, Treppensteigen, Hackensitz) 25%

Alle Antworten werden dabei mit einer Gesamt-Punktzahl von maximal 100 Punkten bewertet. Das Ergebnis wird wie folgt klassifiziert:

- 95-100 Punkte: sehr gut
- 84-94 Punkte: gut
- 65-83 Punkte: mäßig
- unter 65 Punkte: schlecht

Dadurch lässt sich die subjektive Leistungsentwicklung des Knies über den Untersuchungszeitraum verfolgen und mit den Ergebnissen aus den Koordinationstests vergleichen.

Mit der Tegner-Skala wird das Aktivitätsniveau des Patienten erfasst (176).
Die sportlichen und beruflichen Aktivitäten werden in elf Stufen (von 0-10 Punkte) eingeteilt, von denen die höchste internationales Wettkampfniveau und die niedrigste Berufsunfähigkeit aufgrund von Knieproblemen bzw. Angewiesensein auf Gehhilfen darstellt. Durch den prä- und postoperativen Vergleich, aber auch durch einen Vergleich mit den Ergebnissen der Testreihe, können so Zusatzinformationen eruiert werden.

3.5 Dokumentation und Statistik

Sämtliche anamnestischen und subjektiven Daten sowie die objektiven Befunde und Ergebnisse der verschiedenen Tests wurden anonym verschlüsselt dokumentiert. Die Datenerfassung erfolgte PC-gestützt in einer Datenbank, die mit der Software 4th Dimension speziell für diese Studie entwickelt wurde.

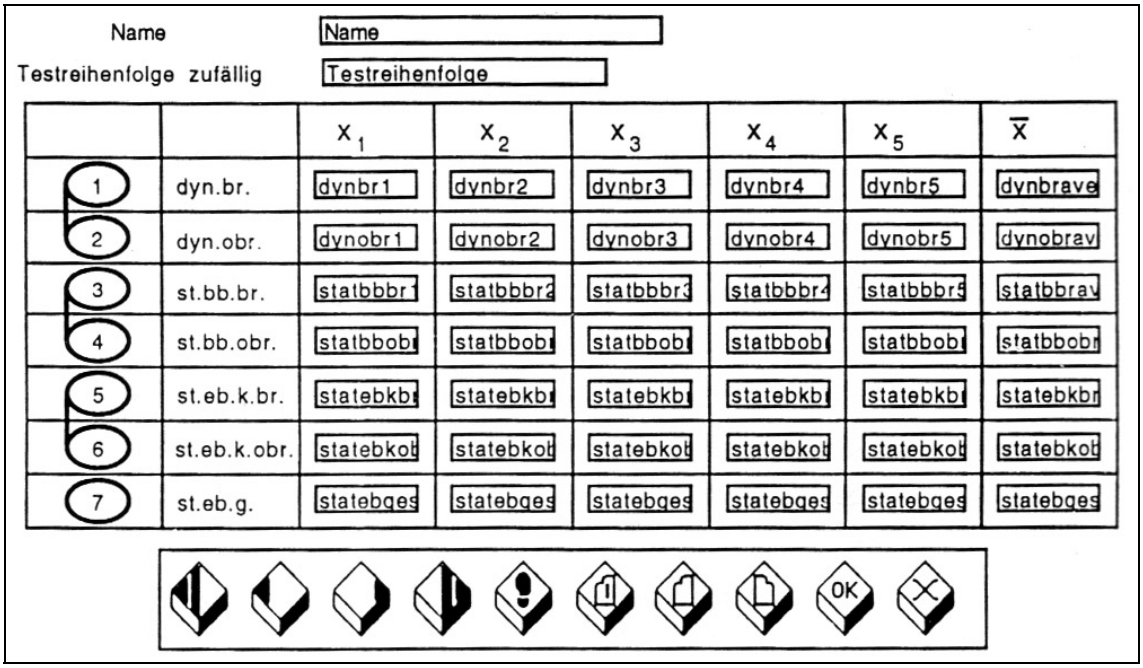

Abb. 5 Datenbank

Die statistische Auswertung wurde mit dem Statistikprogramm StatViewR 4.02 (Abacus Concepts, Inc. für Macintosh) durchgeführt.
Die statistische Analyse wurde innerhalb der jeweiligen Testreihe mit dem Wilcoxon-signed-rank-Test (gepaarter t-Test für verbundene Stichproben), beim Vergleich der Gruppen untereinander mit dem U-Test nach Mann und Whitney (ungepaarter t-Test für unverbundene Stichproben) durchgeführt. Die Anwendbarkeit des jeweiligen t-Tests wurde mit dem F-Test überprüft. Voraussetzung für die Verwendung des F-Tests war die unabhängige Erhebung der zu vergleichenden Stichproben.

Das generelle Niveau der Irrtumswahrscheinlichkeit für die Signifikanz (Signifikanzniveau) wurde bei $p< 0,05$ festgelegt, was einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% entspricht. Bei einer geringeren Irrtumswahrscheinlichkeit wurde der aktuelle p-Wert für die jeweilige Testreihe in der Tabelle angegeben.

3.6 Operationstechnik

Bei allen Patienten wurde eine Kreuzbandersatzplastik mittels standardisierter Miniarthrotomietechnik nach Paessler von demselben Operateur vorgenommen (129). Die Operation beginnt mit einer Arthroskopie zur Dokumentation und Therapie von Begleitverletzungen (Meniskusteilresektion, Shaving usw.) Zur Entnahme des Transplantats wird ein ca. 4 cm langer Schnitt am medialen Rand der Patellasehne, von der Tuberositas tibiae nach proximal ziehend, vorgenommen. Nach Abpräparieren der Sehnenscheide, wird ein 10 bis 11 mm breiter Streifen des Ligamentum patellae abgespalten. Mit einer oszillierenden Säge wird aus der Patella ein 5 bis 6 mm dicker Knochenkeil entnommen, der später im tibialen Knochenschlitz verankert wird. An der Tuberositas tibiae wird ein 9 bis11 mm breiter Knochenblock herausgesägt und zu einem zylinderförmigen Block umgearbeitet. Das Transplantat, bestehend aus Knochenblock-Sehne-Knochenblock, wird in einer kochsalzgetränkten Kompresse aufbewahrt.

Durch die Entnahmestelle und den Hoffaschen Fettkörper wird das Gelenk eröffnet und der Spezialretraktor mit Glasfiberleuchte eingesetzt. Die nun gut einsehbare Kreuzbandhöhle wird debridiert und falls erforderlich wird eine Notchplastik durchgeführt. Mit einem Zielgerät (Fa. Arthrex) wird bei einem Kniebeugewinkel von 120° ein Kirschnerdraht (K-Draht) vor der hinteren Notchbegrenzung angebracht. Er zieht von anteromedial nach posterolateral durch den Femurcondylus. Mit speziellen atraumatischen Bohrfräsen wird der K-Draht entsprechend dem Durchmesser des tibialen Knochenblocks überbohrt. Nach dem Durchbohren der Cortikalis wird dazu ein

1 mm kleinerer Bohrer verwendet. Dies gewährleistet beim späteren Einschlagen eine sichere Verankerung des Knochenblocks in der Press-fit-Technik.

Am medialen Anteil des Tibiakopfs wird danach mit einem Hohlmeißel eine längs verlaufende Nut angebracht. Nach dem Entfernen der Cortikalis und der darunter liegenden Spongiosa mittels Hohlmeißel wird mit einem weiteren Zielgerät ein K-Draht in die tibiale Kreuzbandinsertionsstelle eingebracht. Nach dem Überbohren mit einem 6 mm Bohrer wird mit einer 6 mm breiten Raspel ein Schlitz erarbeitet. Bei weiterhin 120° gebeugtem Knie wird nun das Transplantat durch zuvor angebrachte Haltefäden in den femoralen Tunnel eingezogen und mit einem Stößel so weit eingeschlagen, dass es plan mit der Seitenwand der Fossa intercondylica abschließt. Dabei wird darauf geachtet, dass die Sehne am Knochenblock nach dorsal zu liegen kommt. Der patellare Knochenteil des Transplantats wird jetzt so gedreht, dass die dem hinteren Kreuzband zugewandten Fasern nach vorne zu liegen kommen. Damit entstehen ein anteromediales und ein posterolaterales Bündel. In dieser Position wird der patellare Knochenblock in den Schlitz eingezogen.

Nach Prüfung der Isometrie wird bei ausreichendem Abstand zur vorderen Notchbegrenzung die eingangs entnommene Spongiosa in den tibialen Bohrkanal eingebracht, um ein optimales knöchernes Einheilen zu gewährleisten. Der tibiale Knochenblock wird nun unter eine Vorspannung von 100 Newton (N) in voller Extension fixiert. Dazu wird jeweils ein Ende der am tibialen Knochenblock angebrachten Haltefäden durch einen Tunnel gezogen, der am Ende des tibialen Schlitzes gebohrt wurde. Über diese Knochenbrücke werden die Haltefäden verknotet. Jetzt erfolgt die sofortige Prüfung der vollen Streckbarkeit und des Lachman-Tests.

Der Defekt der Patellasehne wird durch Adaption der obersten Sehnenfaserschicht verschlossen. Nach dem Verschluss der Sehnenscheide und der Haut werden 20 ml Bupivacain 0,5% mit Adrenalin und 1 Ampulle Morphin intraartikulär appliziert und

das extraartikuläre Operationsfeld mit 10 ml Bupivacain 0,5% mit Adrenalinzusatz infiltriert.

3.7 Rehabilitation

Zur prä- und postoperativen Rehabilitation führen alle Patienten ein von Paessler und Shelbourne (128) konzipiertes beschleunigtes Rehabilitations-Schema durch. Dieses frühfunktionelle Programm umfasst zwei wesentliche Komponenten:

Zum einen die umgehende Wiedererlangung der natürlichen Extensionsfähigkeit, gegebenenfalls auch der Hyperextension, bei freigegebener Flexion. Zum anderen die möglichst frühzeitige, kontrollierte Belastung des operierten Beins mit Hilfe eines gezielten Muskelaufbautrainings.

Wie die Patienten führen alle Studienteilnehmer nur das zum Rehabilitationskonzept gehörende Koordinationsprogramm durch. Die Vergleichbarkeit der Gruppen untereinander in Bezug auf Art und Menge des durchgeführten Koordinationstrainings ist damit gewährleistet. Die beschleunigte Rehabilitation verläuft in vier Phasen:

Phase I: Präoperative Rehabilitation

Durch die Wahl eines primär verzögerten Operationszeitpunkts, dient der Rehaprozess in dieser Phase der Vorbereitung auf die bevorstehende Operation. Dabei ist das initiale Ziel die Wiedererlangung der freien Beweglichkeit und die Reduktion der anfänglichen Schwellung. Alle Studienteilnehmer werden zu diesem Zeitpunkt mit einer Kniegelenksorthese versorgt. Sobald die Ziele erreicht sind, setzt das Muskelaufbautraining in der „geschlossenen Kette“ ein. Gleichzeitig wird mit dem Patienten an einem normalen Gangbild gearbeitet. Wichtig ist auch die mentale Vorbereitung auf die bevorstehende Operation und die anschließende Rehabilitation.

Phase II: Sofortige postoperative Rehabilitation (1. und 2. Woche)

Diese Phase beginnt mit Abschluss der Operation und verfolgt die nachstehenden Ziele:

- Erreichen der vollen passiven Extension
- Sicherung der Wundheilung
- Reduktion der Schwellung
- Beugung bis annähernd 90°
- Muskuläre Kontrolle des Beins

Der Patient darf das operierte Bein sofort bis zur Schmerzgrenze belasten. Er sollte jedoch die ersten drei Tage postoperativ überwiegend im Bett verbringen, das gestreckte Bein hochlagern und kontinuierlich kühlen.

Ab dem ersten postoperativen Tag sollten isometrische Anspannungsübungen des Quadrizeps unter gleichzeitiger Anspannung der ischiokruralen Muskulatur (Koaktivation) begonnen werden. In der zweiten postoperativen Woche kann langsam mit der Steigerung der körperlichen Aktivität begonnen werden – sofern der ursprüngliche Kniegelenkserguss weiter zurückgeht. In diesem Rahmen wird ein Muskelaufbautraining mit halben Kniebeugen (Rumpf 30° nach vorne gebeugt), der Beinpresse (Bewegungsausmaß 25° bis 60°) und dem Treppensteiggerät durchgeführt. Abhängig von der Wundheilung kann ergänzend mit Aquajogging begonnen werden.

Phase III: (3. bis 5. Woche)

In dieser Phase soll sich der Patient allmählich an die normalen Aktivitäten des täglichen Lebens gewöhnen. Die Flexion soll unter Beibehaltung der vollen Extensionsfähigkeit bis zum Maximum forciert werden. Ab 110° Flexion kann mit Fahrrad fahren begonnen werden. Ansonsten werden alle Übungen aus Phase II intensiviert, wobei darauf geachtet werden muss, dass keine Schwellungszunahme auftritt. Jetzt setzt ebenfalls das propriozeptive/koordinative Training auf instabilen Unterlagen, Weichbodenmatten und Minitrampolin ein.

Phase IV: (ab der 6. Woche)

Ab der 6. Woche kann mit einem sportartspezifischen Training, z.B. Tennis aus dem Stand ohne große Laufeinlagen oder Korbwürfe beim Basketball ohne Gegner, begonnen werden. Es ist aber darauf zu achten, dass das Kniegelenk reizfrei bleibt und zumindest 70% der Quadrizepskraft der Gegenseite erreicht werden. Nach acht bis zehn Wochen kann dann mit leichtem Lauftraining begonnen werden.

Obwohl der Patient nach dem zweimonatigen intensiven Rehabilitationstraining sicher trainiert, dauert es noch weitere zwei bis drei Monate bis er volles Vertrauen in sein rekonstruiertes Kniegelenk gewinnt.

3.8 Koordinationstraining

Das Koordinationsprogramm der Patienten beginnt in der dritten postoperativen Woche und besteht pro Woche aus drei propriozeptiven/koordinativen Übungseinheiten von 15-minütiger Dauer. Der Schwierigkeitsgrad des koordinativen Trainings wird aufgrund der verschiedenen körperlichen Voraussetzungen der Patienten, dem unterschiedlichen sportlichen Leistungsniveau präoperativ sowie dem unterschiedlichen Heilverlauf sehr individuell gestaltet. Vor dem Hintergrund der unterschiedlichen Anamnesen (akute oder chronische vordere Instabilität) und dem daraus resultierenden Vertrauen in das Operationsergebnis, wird den einzelnen Therapeuten ein möglichst großer Handlungsspielraum eingeräumt. Neben der Häufigkeit und der Dauer des Trainings werden allgemeine Therapieempfehlungen und konkrete Übungsstufen vorgegeben. So soll jede Übungseinheit den Patienten fordern, ohne ihn zu überfordern oder zu langweilen. Bei sicherem Beherrschen eines Übungsniveaus wird eine Steigerung vorgenommen.

Die verschiedenen Übungsstufen sind:

Stufe I:

- Einbeinstand auf operiertem und nicht operiertem Bein
- Einbeinstand mit geschlossenen Augen
- Körperspannung
- Bewegungen mit dem unbelasteten Bein
- Bewegungen mit ausgestreckten und angelegten Armen
- Bewegungen mit Kopfbewegungen
- Bewegungen mit Zuwerfen und Fangen von Gegenständen

Stufe II:

- Einbeinstand jeweils rechts und links auf Weichbodenmatte
- Einbeinstand jeweils rechts und links auf Minitrampolin
- alles auch wie Stufe I
- mit Kräften von außen
- mit Kniebeugen
- beidbeiniger Stand auf Zehenspitzen
- beidbeiniger Stand auf Kippbrett (2 Richtungen)
- beidbeiniger Stand auf Wackelbrett (alle Richtungen)

Stufe III:

- Einbeinstand auf Kippbrett
- Einbeinstand auf Wackelbrett
- alles auch wie Stufe I und II
- Einbeinsprünge (Springen und Landen mit demselben Bein)
  auf festem Boden, Weichbodenmatte, Minitrampolin
- Wechselsprünge (von operiertem Bein auf Gegenbein und umgekehrt)
  auf festem Boden, Weichbodenmatte, Minitrampolin

Kontrollgruppen, Sportlergruppe sowie Patientenkollektiv führten ein identisches Koordinationsprogramm durch. Dem ersten postoperativen Test der Patientengruppe geht ein zweiwöchiges Trainingsprogramm voraus, das aus sechs Trainingseinheiten besteht. Um die Vergleichbarkeit der Gruppen untereinander in Bezug auf Art und Menge des durchgeführten Koordinationstrainings zu gewährleistet, führten auch die Kontrollgruppen sowie die Sportlergruppe ein zweiwöchiges Training mit insgesamt sechs Übungseinheiten durch. Keine der Gruppen trainierte direkt auf dem K.A.T. 2000.

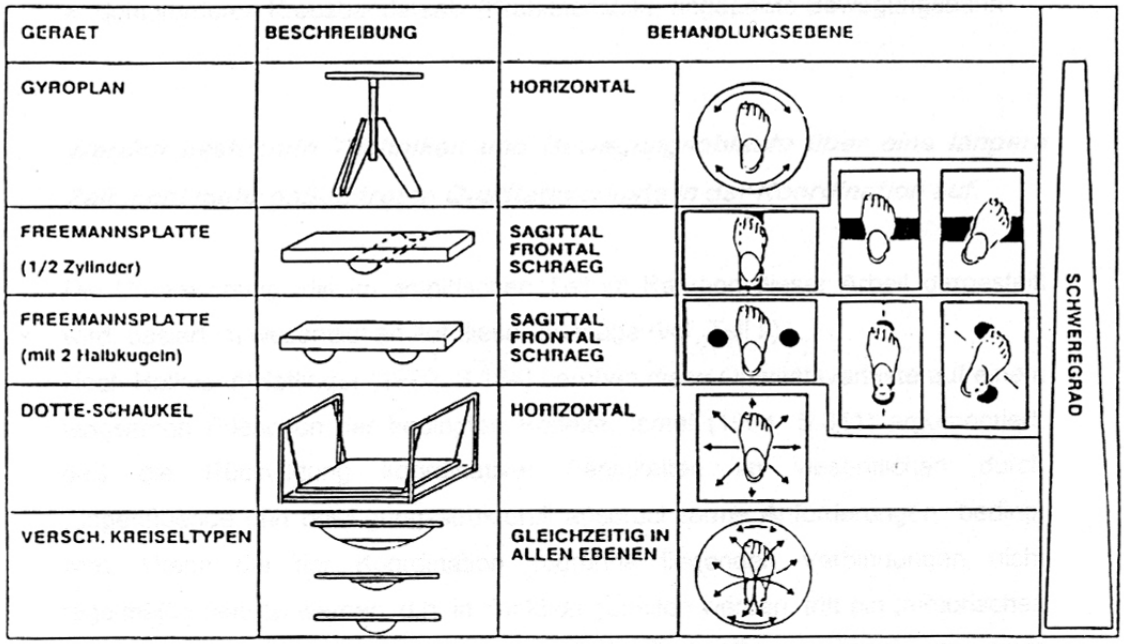

Abb. 6 Verschiedene Übungsgeräte zum propriozeptiven Training. (Bizzi (27)

3.9 Untersuchungsmethode

3.9.1 Das Messinstrument K.A.T. 2000

Alle Tests wurden mit dem Kinesthetic Ability Trainer (K.A.T. 2000, BREG Inc., Vista, CA, USA) durchgeführt. Dabei handelt es sich um eine runde, instabile Plattform mit einem zentralen Auflagepunkt, die an einen Computer angeschlossen ist. Der Instabilitätsgrad wird mittels einer aufblasbaren Luftkammer, die sich zwischen Plattform und Geräteboden befindet, reguliert.



Abb. 7 K.A.T. 2000

Mit Hilfe eines servohydraulischen Testsystems zur Materialtestung und einer Studie, die sich mit der Kalibrierung der Plattform beschäftigte, wurde ein linearer Algorithmus entwickelt, der zur Einstellung des Luftdrucks verwendet wird. Der als PSI (Pressure per Square Inch) gemessene Druck kann so entsprechend dem jeweiligen Körpergewicht und in Abhängigkeit zur jeweiligen Testart reguliert werden. Eine digitale Anzeige ermöglicht eine exakte Einstellung der Plattformstabilität.

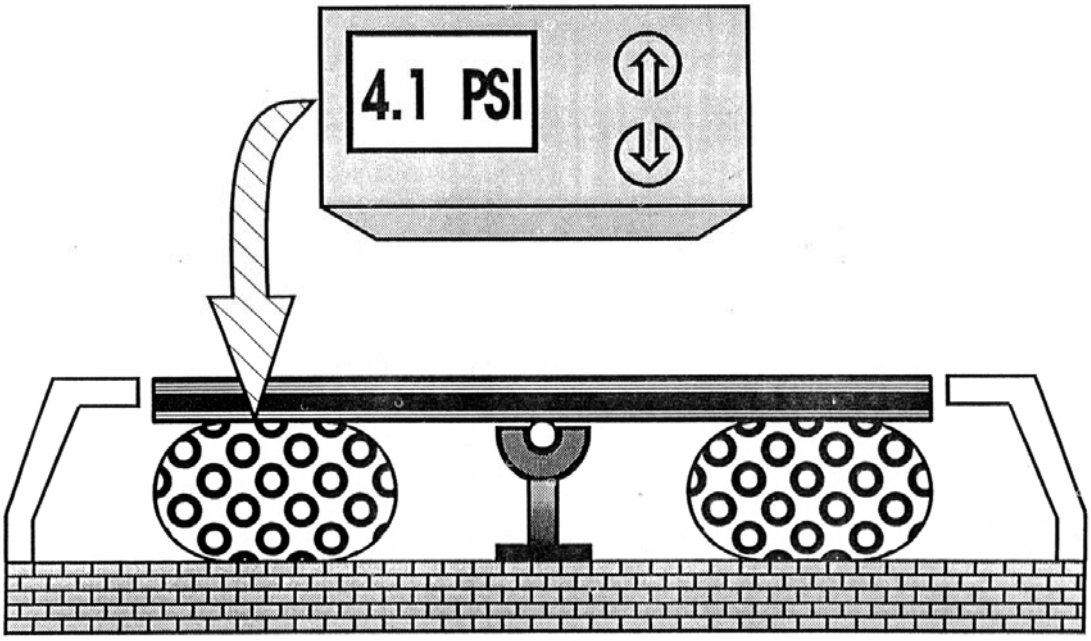

Abb. 8 Instabile Plattform mit Luftkammer

Am vorderen Rand der Plattform misst ein zweiachsiger Bewegungssensor (Accustar II, Lucas Sensing Systems, Phoenix, AZ, USA) digital das Bewegungsausmaß der Plattform in Relation zu ihrem Referenzpunkt. Die Frequenzantwort des Sensors liegt bei 0,5 Hertz (Hz). Alle Auslenkungen werden paarweise als Gradabweichungen von der X- und Y-Achse gemessen und von einem Analog-Digital-Wandler mit einer Abtastrate von 25 Hz digitalisiert. Um zu einem Gesamtwert der Gradabweichungen (Balance Index) zu gelangen, werden alle Abweichungen gemessen und über den

Testzeitraum summiert. Die Messungen erfolgen also über die Berechnung: Zeit x Distanz zum Referenzpunkt (Zeit = 18,2 Stichproben pro Sekunde, Distanz = Grad der Abweichung vom Referenzpunkt, keine metrische Messung). Für die Aufzeichnung der Daten und deren Analyse wurde ein spezielles Softwareprogramm entwickelt, das am Ende jedes Testdurchgangs den jeweiligen Balance Index anzeigt.

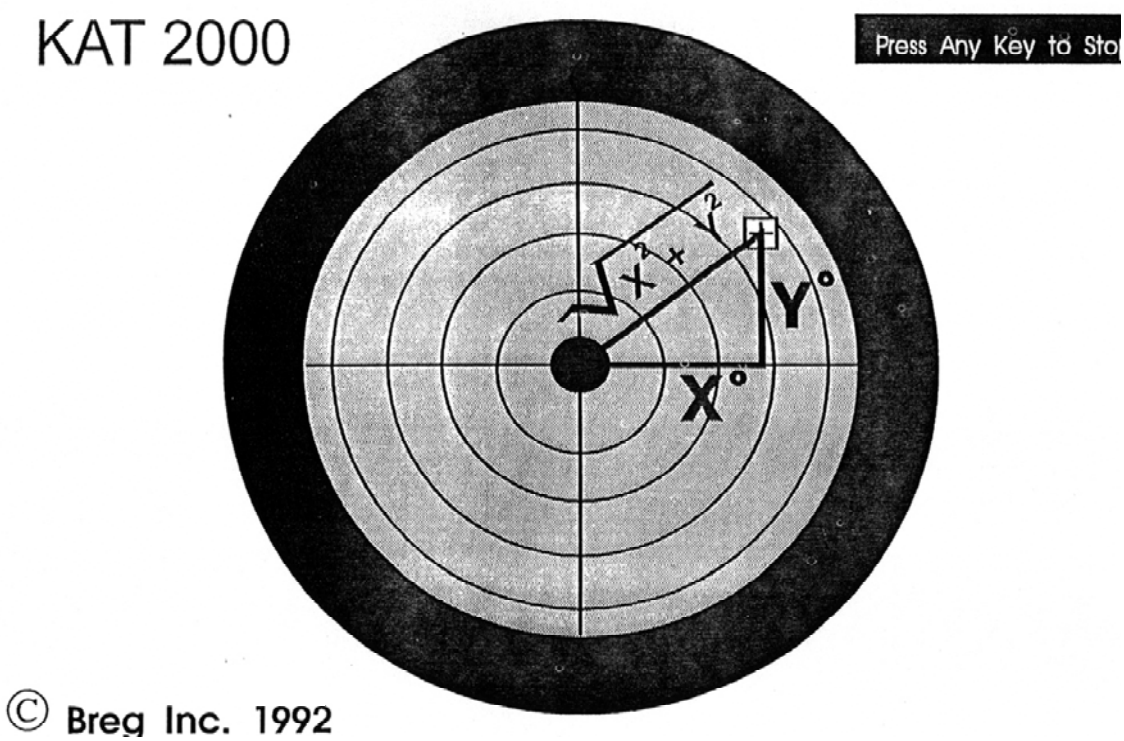

Abb. 9 Gradabweichung der X- und Y-Achse

Mit dem computergestützten Mess- und Trainingsgerät K.A.T. 2000 lassen sich verschiedene statische und dynamische Tests durchführen:

Bei den statischen Tests hat der Proband die Aufgabe, die Plattform möglichst gleichmäßig horizontal zu halten. Auf dem Bildschirm des Computers dokumentiert ein beweglicher Positionspunkt seine jeweilige Plattformlage. Die Abweichung dieses

Positionspunkts vom Referenzpunkt im Zentrum des Bildschirms dient der Testperson als visuelle Kontrolle. Je näher sich der Punkt am Zentrum befindet, desto mehr befindet sich die Plattform in der gewünschten Position. Zusätzlich ertönt ein akustisches Signal sobald beide Punkte zur Deckung gebracht werden, also eine exakte Horizontallage erreicht wird. Am Ende jedes Testdurchgangs berechnet der Computer, nach dem oben geschilderten Verfahren, die Summe der Gradabweichungen und zeigt diese als statischen Balance Index (SBI) an.

Bei den dynamischen Tests wandert der auf dem Bildschirm sichtbare Referenzpunkt langsam in einer exakten Kreisbahn um das Zentrum. Der Proband muss durch Kippen der Plattform versuchen, den von ihm gesteuerten Positionspunkt so exakt wie möglich mit dem Referenzpunkt in Deckung zu bringen. Auch hier ertönt bei exakter Deckung ein akustisches Signal. Die Summe der Gradabweichungen vom kreisenden Zentrum wird am Ende jedes Durchgangs als dynamischer Balance Index (DBI) angezeigt.

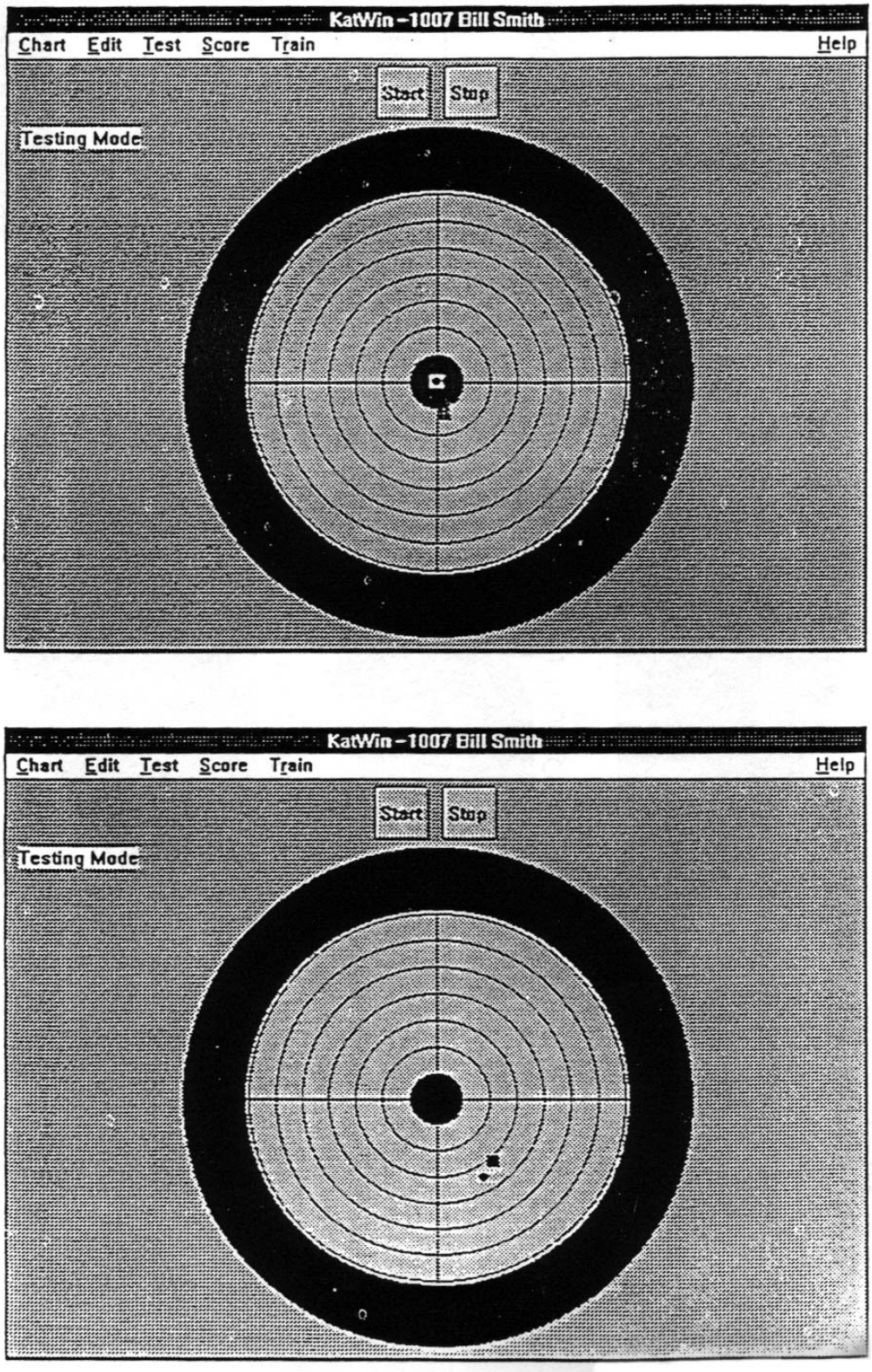

Abb. 10 Statischer und dynamischer Testmodus

Sowohl für die dynamischen als auch für die statischen Tests gilt folgende Regel:
Je niedriger der angegebene Balance Index, desto besser das Ergebnis. Der Anstieg des Werts steht für eine Verschlechterung des Koordinationsvermögens.

3.9.2 Testablauf und Testdurchführung

Zu Beginn der Testreihen wurden die individuellen Daten der Testperson (Alter, Größe, Gewicht) erhoben. Die Testreihenfolge wurde mittels Zufallsgenerator festgelegt und danach der PSI anhand des Körpergewichts und je nach Testart mit Hilfe einer Tabelle ermittelt und neu eingestellt. Die Patientengruppe absolvierte die Tests zusätzlich mit einer Orthese (ACL-Goldpoint, DonJoy, Carlsbad, CA, USA). Somit durchlief jeder Patient sieben verschiedene Tests in der zufällig festgelegten Reihenfolge:

Dyn.bb.o.Orth.	Dynamisch beidbeinig ohne Orthese
Dyn.bb.m.Orth.	Dynamisch beidbeinig mit Orthese
Stat.bb.o.Orth.	Statisch beidbeinig ohne Orthese
Stat.bb.m.Orth.	Statisch beidbeinig mit Orthese
Stat.k.o.Orth.	Statisch krankes Bein ohne Orthese
Stat.k.m.Orth.	Statisch krankes Bein mit Orthese
Stat.g.(o.Orth.)	Statisch gesundes Bein ohne Orthese

Die Probanden der Kontroll- und der Sportlergruppe führten lediglich die Tests ohne Orthese, einbeinige Tests aber mit dem linken und rechten Bein durch. Insgesamt absolvierten sie vier verschiedene Tests.

Wie aus der oben angeführten Liste ersichtlich, wurden die dynamischen Tests nur beidbeinig, die statischen Tests hingegen beidbeinig und einbeinig mit dem kranken und dem gesunden Bein absolviert. Die Orthese kam nur am kranken Bein zum Einsatz.
Jeder Test wurde pro Testart fünfmal durchgeführt.

Da sich in einer Vorstudie gezeigt hatte, dass es keine signifikanten Unterschiede zwischen dem linken und dem rechten Bein bzw. dem dominanten und dem nicht dominanten Bein gab, wurde bei den Tests zwar zwischen dem verletzten und dem gesunden Bein unterschieden, bei den einbeinig links und rechts durchgeführten Tests aber wurde am Ende ein gemeinsamer Mittelwert errechnet.

Bei allen Tests war die Position der Füße durch Markierungen auf der Plattform vorgegeben. Die Durchführung erfolgte einheitlich barfuß, bei den beidbeinigen Tests bestand ein etwa schulterbreiter Abstand, bei den einbeinigen Tests befand sich der Fuß des zu testenden Beins im Zentrum der Plattform. Die Haltung der Testpersonen war einheitlich vorgegeben. Bei aufrechter Körperhaltung waren die Knie leicht gebeugt, die Arme wurden vor der Brust gekreuzt angelegt, um Ausgleichbewegungen auszuschließen. Beim einbeinigen Test wurde das Gegenbein etwa zehn bis 15 Zentimeter von der Plattform nach hinten abgehoben. Der Kopf war gerade und aufrecht, der Blick nach vorne auf den Bildschirm gerichtet.

Nach einer zehn bis 15 Sekunden dauernden Eingewöhnungsphase zu Beginn jeder neuen Testart wurde der 20 Sekunden dauernde Testvorgang gestartet. Gleichzeitig wurde mit dem Start bei allen Tests die akustische Kontrollfunktion abgeschaltet. Während bei den dynamischen Tests die visuelle Kontrolle über den Bildschirm notwendig war, wurde bei allen statischen Tests der Bildschirm mit einem Sichtschutz verdeckt.

Nach Beendigung jedes Tests wurde automatisch der Balance Index angezeigt und nach den fünf Tests einer Testart der Mittelwert errechnet. Die einheitlichen Pausen lagen zwischen den Tests bei 15 Sekunden, zwischen den Testarten bei jeweils 75 Sekunden.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der zusätzlich erfassten Parameter

4.1.1 Objektive Daten

Unter den 26 Probanden der Kontrollgruppe sind 53,8% (n=14) Frauen und 46,2% (n=12) Männer. Das Durchschnittsalter liegt bei 32,8 Jahren (± 8,4 Jahre). Das durchschnittliche Körpergewicht beträgt 70,2 Kilogramm (± 8,5 Kilogramm) und die durchschnittliche Körpergröße 1,71 Meter (± 0,23 Meter).

Die Sportlergruppe besteht aus 20 Probanden, 50% (n=10) Frauen und 50% (n=10) Männer. Das Durchschnittsalter liegt bei 28,5 Jahren (± 2,8 Jahre), das durchschnittliche Körpergewicht bei 85,2 Kilogramm (± 17,3 Kilogramm) und die Körpergröße liegt im Durchschnitt bei 1,86 Metern (± 0,20 Meter).

Die Patientengruppe setzt sich aus 48 Patienten, 43,8% (n= 21) Frauen und 56,2% (n=27) Männern, zusammen. Das Durchschnittalter liegt bei 30,2 Jahren (± 10,6 Jahre), das durchschnittliche Körpergewicht bei 74,3 Kilogramm (± 11,5 Kilogramm) und die durchschnittlich Körpergröße bei 1,72 Metern (± 0,36 Meter). In Bezug auf Alter, Körpergröße und Körpergewicht besteht zwischen der Kontroll- und der Patientengruppe annähernd Strukturgleichheit. Das rechte Knie war in 54,2% (n=26), das linke Knie in 45,8% (n=22) der Fälle betroffen.

Alle Patienten haben am präoperativen Test sowie am ersten und zweiten postoperativen Test teilgenommen. 44 von ihnen nahmen auch am dritten postoperativen Test, sechs Monate nach der Operation, teil. Ein Patient wurde nur mittels Fragebogen erfasst, da er aus beruflichen Gründen am letzten Test nicht teilnehmen konnte. Bei einem Patienten wurde postoperativ erneut eine Meniskusteilresektion durchgeführt; er wurde deshalb vom letzten Test ausgeschlossen.

Ein Patient war unbekannt verzogen und eine Patientin befand sich zum Untersuchungszeitpunkt im Ausland.

Der mittlere Zeitraum zwischen angeschuldigtem Trauma und Operation liegt bei 9,3 Monaten (± 4,7 Monate).

Als Unfallursache wurde von den 48 Patienten in 29 Fällen ein Sportunfall, in sieben Fällen ein Verkehrsunfall, in sechs Fällen ein Unfall bei Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL) und in vier Fällen ein Arbeitsunfall angegeben. Zwei Patienten konnten sich nicht an einen Unfall erinnern.

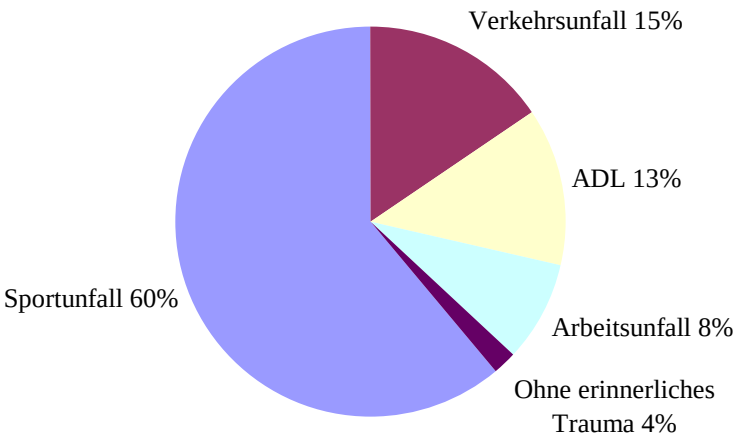

Abb. 11 Unfallursachen

Bei den Sportverletzungen wurden die Sportarten Fußball in 13 Fällen, Skifahren in fünf Fällen, Handball in vier Fällen, Squash und Geräteturnen in je zwei Fällen, Hockey, Tae-Kwon-Do und Rugby in je einem Fall genannt.

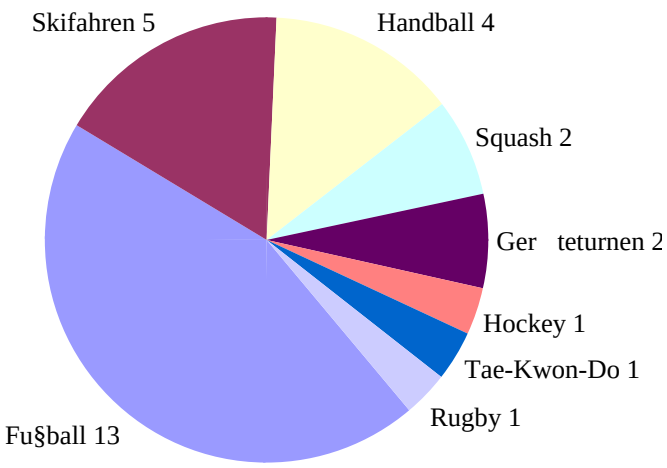

Abb. 12 Sportarten

Wundheilungsstörungen, Infektionen, Thrombosen oder sonstige Komplikationen, die zum Ausschluss eines Probanden geführt hätten, wurden während der gesamten Testdurchführung nicht beobachtet.

Zum Zeitpunkt des präoperativen Tests bestand bei drei Patienten ein leichter, bei einem Patienten ein starker Reizerguss. Bei einem weiteren Patienten fand sich ein Hämarthros nach einem „Giving-way-Ereignis“. Sechs Monate postoperativ war weder ein Reizerguss noch ein Hämarthros festzustellen.

Der Lachman-Test war in 31 Fällen zweifach, in 17 Fällen dreifach positiv, wobei der Schubladen-Test in fünf Fällen einfach positiv, in 30 Fällen zweifach positiv und in 13 Fällen dreifach positiv war. Ein positives Pivot-shift-Phänomen ließ sich in 33 Fällen nachweisen.

Beim vierten K.A.T.-Test, sechs Monate postoperativ, zeigt sich der Lachman-Test in 45 Fällen einfach positiv und in drei Fällen zweifach positiv. Der Schubladentest war in 47 Fällen einfach positiv und in einem Fall zweifach positiv. In einem Fall zeigte sich ein positiver Pivot-glide-Test.

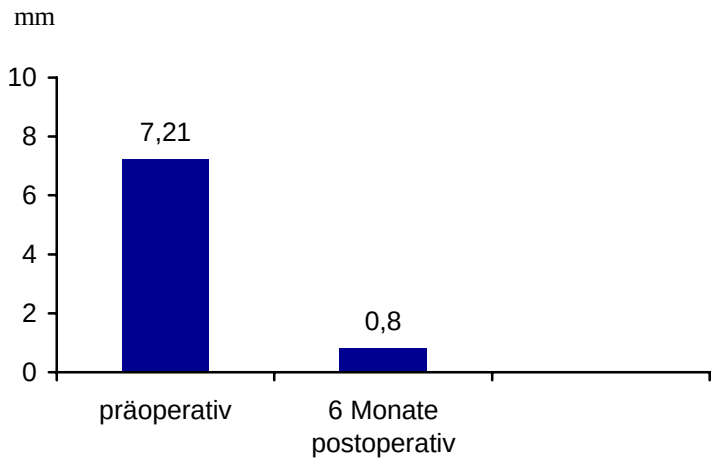

Abb. 13 KT 1000 Messung (Differenz zur Gegenseite)

Die Messung der Laxität mit dem KT 1000 zeigt präoperativ im Vergleich zur Gegenseite eine Differenz von 7,21 mm (± 0,63 mm). Sechs Monate postoperativ zeigte sich lediglich noch eine Seitendifferenz von 0,8 mm (± 0,34 mm).

Intraoperativ bestätigte sich bei allen 48 Patienten die präoperative Diagnose der VKB-Ruptur. Es zeigte sich in 38 Fällen ein femoraler, in sieben Fällen ein interligamentärer und in drei Fällen ein tibialer Riss des VKB.
Eine zusätzliche Innenmeniskusläsion wurde in 16 Fällen diagnostiziert und mitbehandelt, eine Außenmeniskusläsion trat in elf Fällen auf. 18 Patienten wiesen außerdem eine Chondromalazie II° auf, neun Patienten eine Chondromalazie III°.

4.1.2 Subjektive Daten

Das subjektive Ergebnis nach dem Lysholm-Score lag für den prätraumatischen Zustand bei nahezu allen Patienten bei fast völliger Beschwerdefreiheit. Es lag mit 94,3 Punkten (± 4,1 Punkte) nahe dem Idealwert von 100 Punkten. Präoperativ konnten im Mittel nur 48,4 Punkte (± 3,0 Punkte) erreicht werden. Die Operation erbrachte sechs Monate später eine signifikante Verbesserung auf 86,6 Punkte (± 4,7 Punkte).

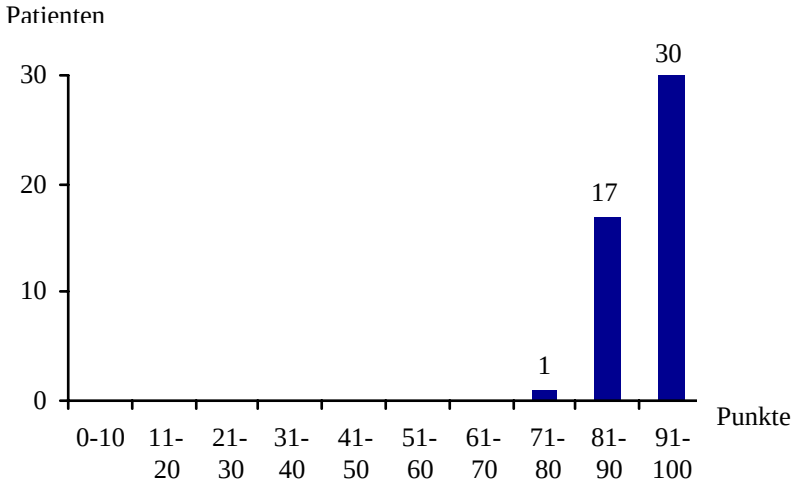

Abb. 14 Lysholm-Score prätrauma (∅ 94,3 Punkte)

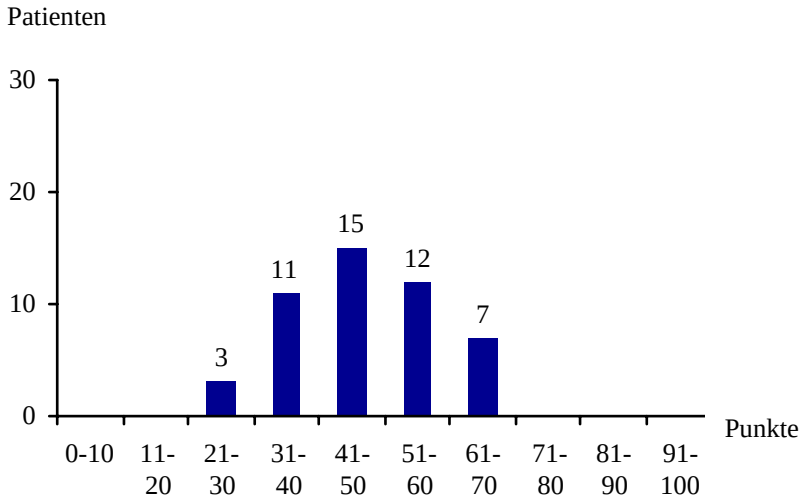

Abb. 15 Lysholm-Score präoperativ (∅ 48,4 Punkte)

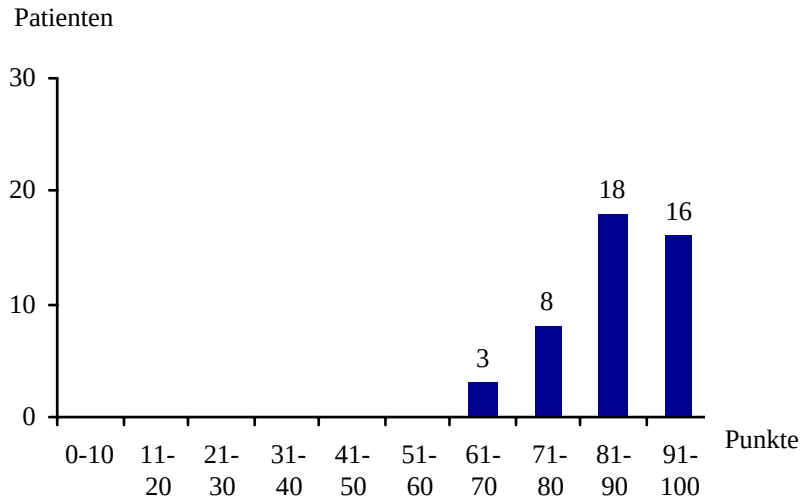

Abb. 16 Lysholm Score 6 Monate postop (∅ 86,6 Punkte)

Der Tegner-Activity-Score ergab vor dem zur VKB-Ruptur führenden Trauma einen Mittelwert von 6,06 Punkten (± 1,82 Punkte). Präoperativ reduzierte er sich auf 2,29 Punkte (± 1,27 Punkte). Sechs Monate postoperativ zeigte sich auch hier eine signifikante Verbesserung auf 4,93 Punkte (± 2,13 Punkte).

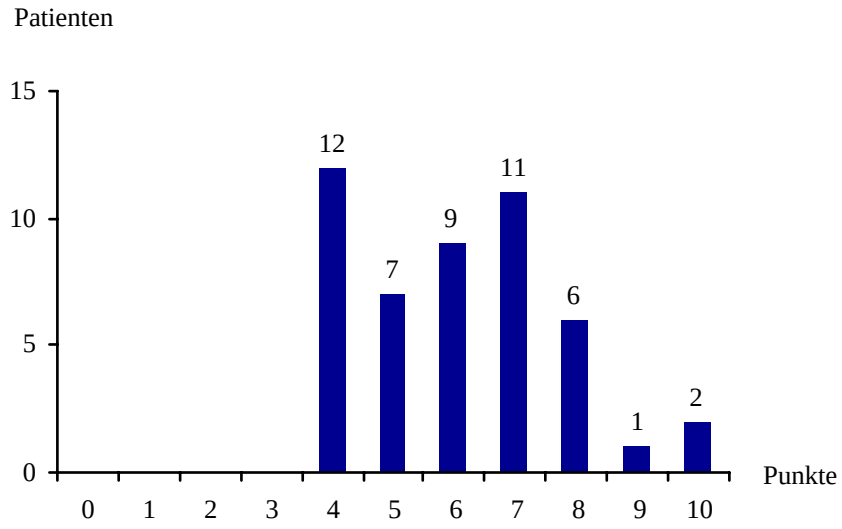

Abb. 17 Tegner-Score prätrauma (∅ 6,06 Punkte)

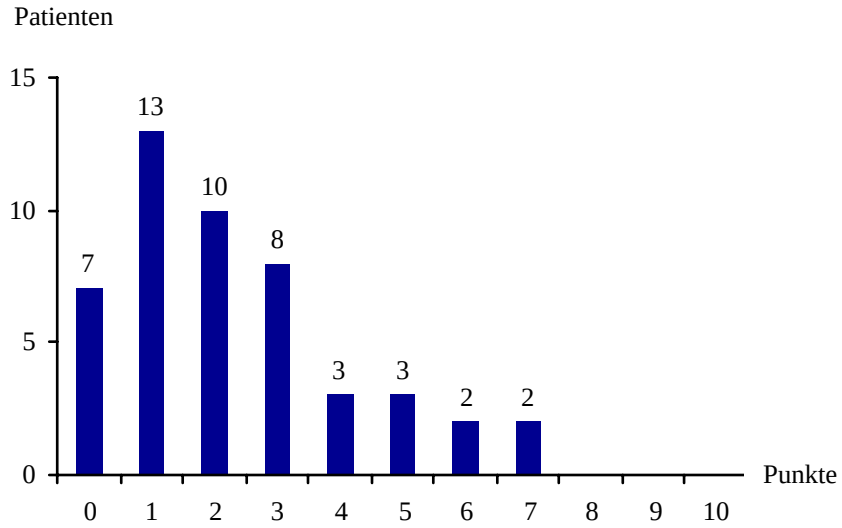

Abb. 18 Tegner-Score präoperativ (∅ 2,29 Punkte)

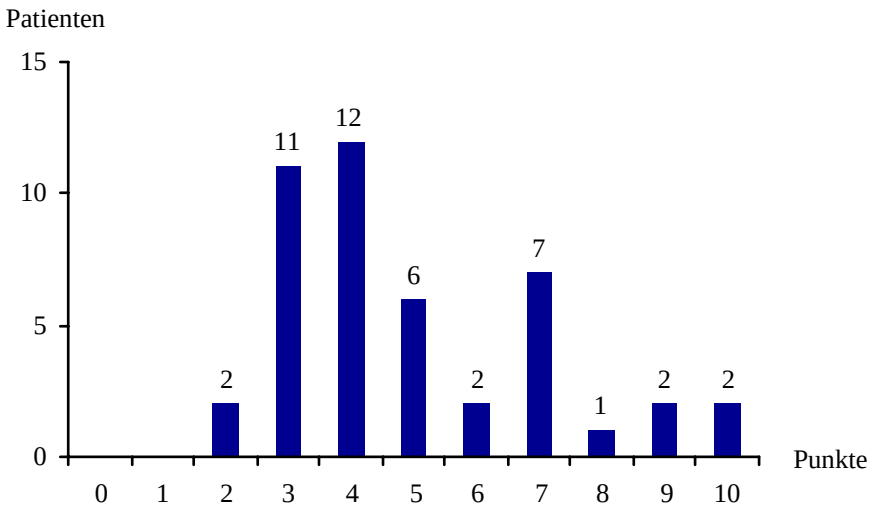

Abb. 19 Tegner-Score 6 Monate postoperativ (∅ 4,93 Punkte)

4.2 Messergebnisse der Tests

4.2.1 Ergebnisse der Kontrollgruppe

Als Resultate der Kontrollgruppe wurde für jede Testart der Mittelwert aus den fünf Testdurchgängen errechnet. Bei den einbeinig durchgeführten Tests unterscheiden sich die Mittelwerte des rechten und linken Beins, bei vorliegender Strukturgleichheit in Bezug auf das dominante Bein, nicht signifikant voneinander. Aus diesem Grund wird im Folgenden bei allen einbeinigen Tests nur der Mittelwert aus den Ergebnissen mit dem linken und dem rechten Bein dargestellt.

Insgesamt gilt: Je kleiner der SBI oder DBI desto besser das Ergebnis. Ein Anstieg des Wertes steht für eine Verschlechterung des Koordinationsvermögens.

Tab. 2 Ergebnisse der Kontrollgruppe

Testart	**Ergebnis**
Dynamisch beidbeinig	162,3 DBI (± 41,8)
Statisch beidbeinig	154,8 SBI (± 29,8)
Statisch einbeinig	139,2 SBI (± 18,1)

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

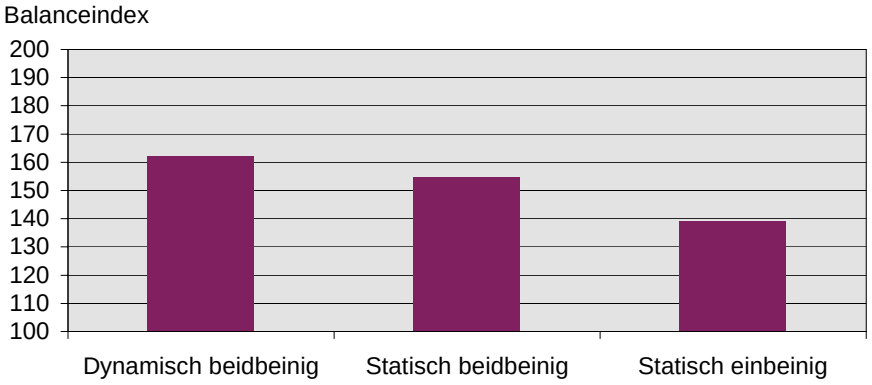

Abb. 20 Ergebnisse der Kontrollgruppe

4.2.2 Messergebnisse der Patientengruppe

Auch bei den Ergebnissen der Patientengruppe wurde jeweils der Mittelwert aus fünf Testdurchgängen ermittelt und die entsprechende Standardabweichung errechnet.

Weiter gilt: Je kleiner der DBI und SBI desto besser das Ergebnis

Tab. 3 Ergebnisse der Patientengruppe

Testart	**präoperativ**	**1. Monat postoperativ**	**2. Monat postoperativ**	**6. Monat postoperativ**
Dynamisch beidbeinig ohne Orthese	195,5 DBI (± 64,1)	146,4 DBI (± 50,7)	127,5 DBI (± 34,2)	146,2 DBI (± 39,1)
Statisch beidbeinig ohne Orthese	173,3 SBI (± 43,2)	144,5 SBI (± 36,0)	136,4 SBI (± 20,1)	143,8 SBI (± 23,1)
Statisch einbeinig krank, ohne Orthese	174,2 SBI (± 38,2)	139,8 SBI (± 31,9)	126,9 SBI (± 21,2)	144,6 SBI (± 27,1)
Statisch einbeinig gesund	174,0 SBI (± 42,1)	147,8 SBI (± 34,8)	145,6 SBI (± 47,4)	150,3 SBI (± 25,2)

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Es zeigt sich bei allen Testarten eine Verbesserung des Koordinationsverhaltens ein und zwei Monate nach der Operation im Vergleich zu dem Ergebnis vor der Operation. Sechs Monate postoperativ ohne Koordinationstraining kommt es wieder zu einer Verschlechterung der Resultate, aber eine deutliche Verbesserung gegenüber den präoperativen Werten bleibt bestehen.

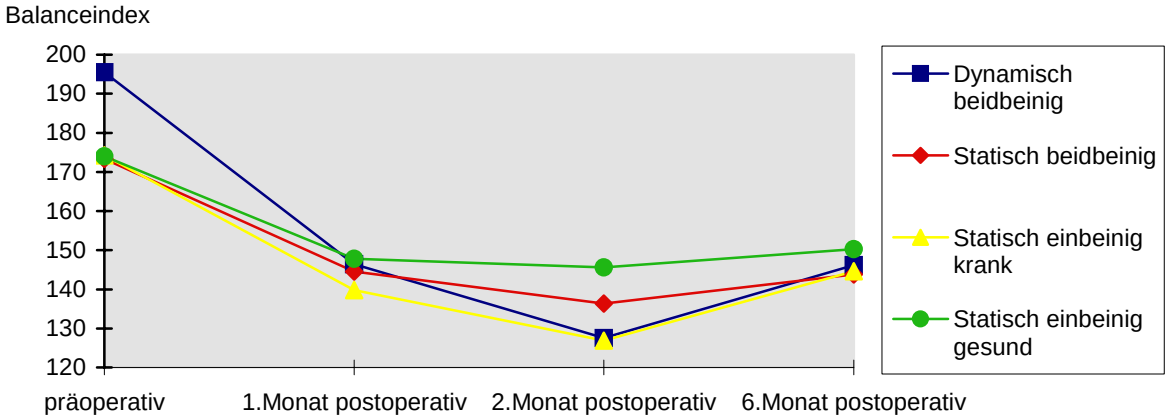

Abb. 21 Ergebnisse der Patientengruppe ohne Orthese

4.2.2.1 Vergleich der Messergebnisse der Patienten- mit der Kontrollgruppe

Um einen Vergleich der Resultate der Patientengruppe mit den Ergebnissen der gesunden Probanden vornehmen zu können, werden jeweils die Mittelwerte der Untersuchungen der Patienten zu einem bestimmten Untersuchungszeitpunkt mit dem Ergebnis der Kontrollgruppe verglichen.
Die Differenz der jeweiligen Mittelwerte wird im Folgenden als Deltawert angegeben. Ein positiver Wert stellt dabei eine Verschlechterung, ein negativer Wert eine Verbesserung dar.
Die statistische Auswertung erfolgt mit dem ungepaarten t-Test. Die durchgeführten Tests mit der Orthese werden gesondert dargestellt.
Aus den unten dargestellten Tabellen, wiederum aufgeschlüsselt nach Testarten, lassen sich außerdem noch die entsprechenden prozentualen Änderungen und die p-Werte entnehmen.

Tab. 4	**präoperativ gegen gesunde Probanden**			
	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig krank**	**Statisch einbeinig gesund**
Δ-Mittel	33,2 DBI	18,5 SBI	35,0 SBI	34,8 SBI
%	16,9	11,9	20,0	20,0
p-Wert	p < 0,001	p < 0,05	p < 0,001	p < 0,001
Kommentar	Patient	Patient	Patient	Patient

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Es zeigt sich das bei allen Testarten die VKB-insuffizienten Patienten signifikant schlechter abschneiden als die Probanden der Kontrollgruppe.

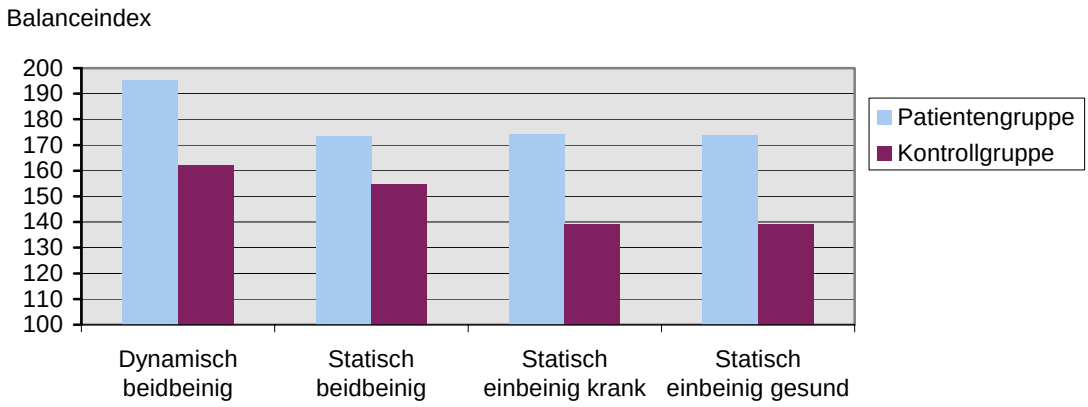

Abb. 22 Patientengruppe präoperativ gegen Kontrollgruppe

Tab. 5	**1. Monat postoperativ gegen gesunde Probanden**			
	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig krank**	**Statisch einbeinig gesund**
Δ-Mittel	- 15,9 DBI	-10,3 SBI	0,6 SBI	8,6 SBI
%	- 10,8	- 7,1	0,4	5,8
p-Wert	$p < 0,05$	$p = 0,17$	$p = 0,48$	$p = 0,34$
Kommentar	Patient besser	kein Unterschied	kein Unterschied	kein Unterschied

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Schon vier Wochen nach der Operation erreichen die Patienten wieder die Ergebnisse der gesunden Kontrollgruppe. Im dynamischen beidbeinigen Test sind sie sogar signifikant besser als die gesunden Probanden.

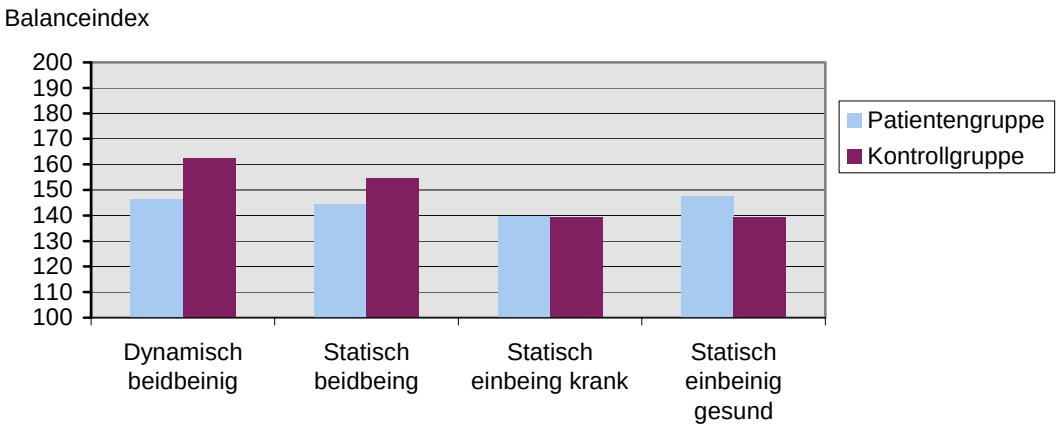

Abb. 23 Patientengruppe 1. Monat postoperativ gegen Kontrollgruppe

Tab.6	**2. Monat postoperativ gegen gesunde Probanden**			
	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig krank**	**Statisch einbeinig gesund**
Δ-Mittel	- 34,8 DBI	-18,4 SBI	- 12,3 SBI	6,4 SBI
%	- 27,2	- 13,4	- 9,6	4,3
p-Wert	$p < 0,001$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p = 0,42$
Kommentar	Patient besser	Patient besser	Patient besser	kein Unterschied

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Acht Wochen nach der Operation und mit koordinativen Training sind die Patienten in allen Tests mit dem kranken Bein jetzt besser als die gesunde Kontrollgruppe. Lediglich beim Test mit dem gesunden Bein zeigt sich keine Verbesserung.

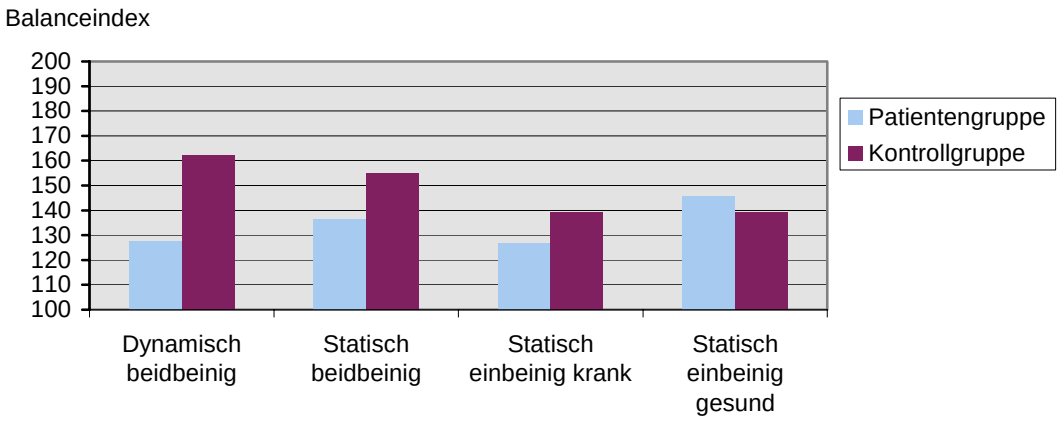

Abb. 24 Patientengruppe 2. Monat postoperativ gegen Kontrollgruppe

Tab. 7	**6. Monat postoperativ gegen gesunde Probanden**			
	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig krank**	**Statisch einbeinig gesund**
Δ-Mittel	16,1 DBI	11,0 SBI	5,4 SBI	11,1 SBI
%	- 11,0	- 7,2	3,7	7,4
p-Wert	p < 0,01	p = 0,32	p = 0,28	p = 0,35
Kommentar	Patient besser	kein Unterschied	kein Unterschied	kein Unterschied

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Sechs Monate nach der Operation und vier Monate nach Ende des koordinativen Trainings zeigt sich nur noch im dynamischen Test eine Verbesserung im Vergleich mit der gesunden Kontrollgruppe. Alle anderen Werte entsprechen jetzt wieder den Werten der gesunden Probanden.

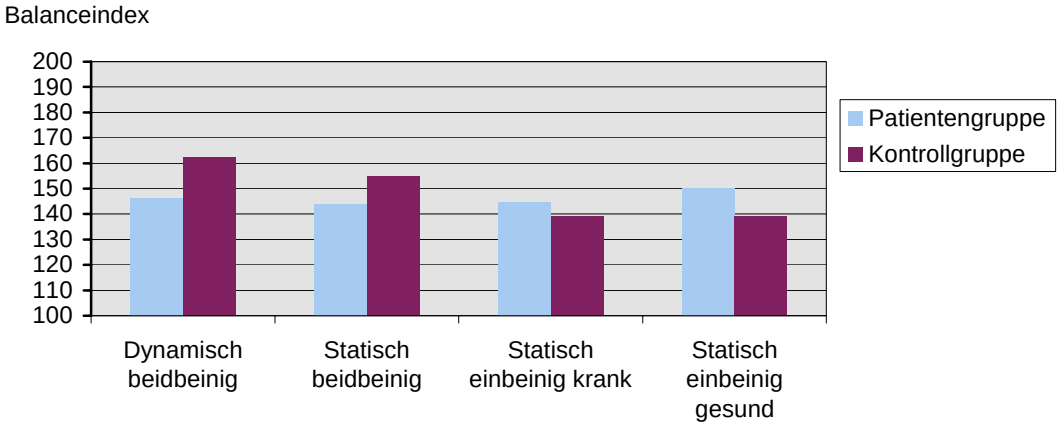

Abb. 25 Patientengruppe 6. Monat postoperativ gegen Kontrollgruppe

4.2.2.2 Vergleich der Messergebnisse innerhalb der Patientengruppe

Um die Ergebnisse der jeweiligen Testarten zu den verschiedenen Zeitpunkten, also innerhalb der Testreihe, miteinander vergleichen zu können, muss die statistische Auswertung mit dem gepaarten t-Test erfolgen. Für die aus dem Vergleich der Mittelwerte entstehenden Deltawerte gilt die bereits oben erwähnte Interpretation**,** nach der ein positiver Wert für eine Verschlechterung, ein negativer Wert für eine Verbesserung steht.

Tab. 8 **Präoperativ gegen 1. Monat postoperativ**

	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig krank**	**Statisch einbeinig gesund**
Δ-Mittel	49,1 DBI	28,8 SBI	34,4 SBI	26,1 SBI
%	- 23,8	- 14,5	- 18,6	- 13,4
p-Wert	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001
Kommentar	1. postop. besser	1. postop. besser	1. postop. besser	1. postop. besser

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Es zeigt sich bereits vier Wochen nach der Operation eine.signifikante Verbesserung der Ergebnisse in allen Testarten.

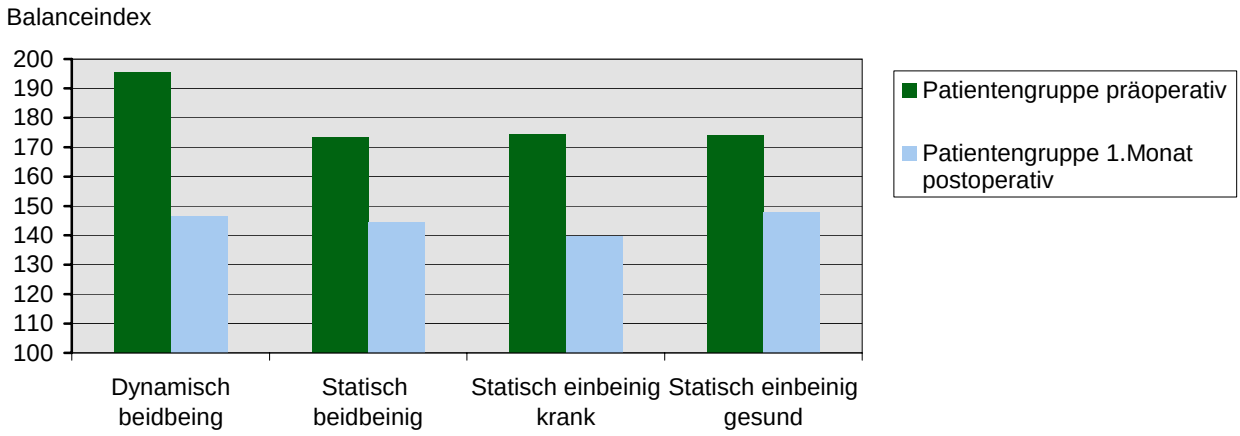

Abb. 26 Patientengruppe präoperativ gegen Patientengruppe 1. Monat postoperativ

Tab. 9	**1. Monat postoperativ gegen 2. Monat postoperativ**			
	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig krank**	**Statisch einbeinig gesund**
Δ-Mittel	18,9 DBI	8,1 SBI	12,9 SBI	2,2 SBI
%	- 9,0	- 2,7	- 6,4	- 1,1
p-Wert	p < 0,01	p = 0,12	p < 0,05	p = 0,78
Kommentar	2. postop. besser	kein Unterschied	2. postop. besser	kein Unterschied

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Durch das zwischenzeitich durchgeführte Koordinationstraining ergibt sich eine weitere signifikanteVerbesserung der Koordination in zwei der durchgeführten Testarten.

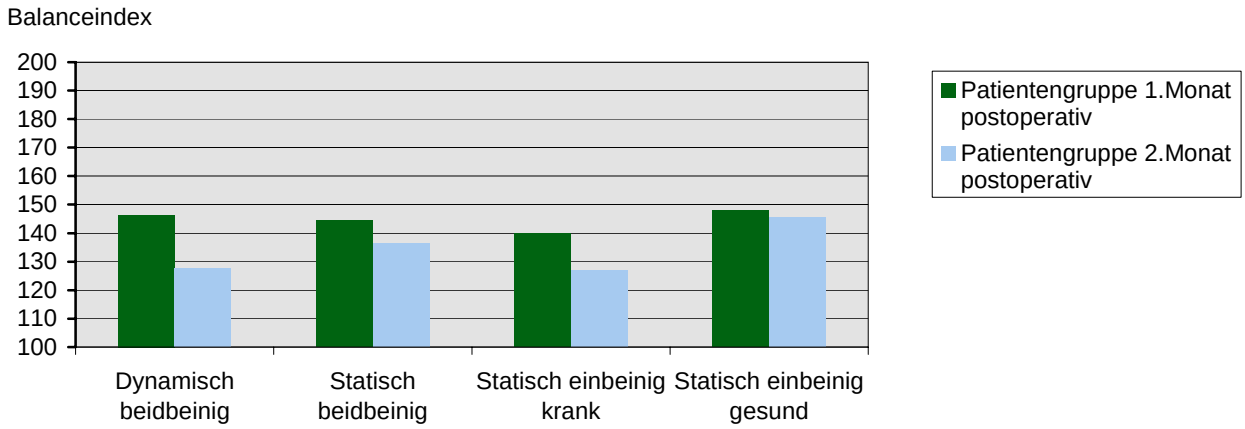

Abb. 27 Patientengruppe 1. Monat postoperativ gegen Patientengruppe 2. Monat postoperativ

Tab. 10 **2. Monat postoperativ gegen 6. Monat postoperativ**				
	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig krank**	**Statisch einbeinig gesund**
Δ-Mittel	18,7 DBI	7,4 SBI	17,7 SBI	4,7 SBI
%	12,3	4,7	11,8	3,1
p-Wert	p < 0,01	p = 0,14	p < 0,01	p = 0,12
Kommentar	2.postop. besser	kein Unterschied	2.postop. besser	kein Unterschied

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Nach Beendigung des Trainings und erneutem Test zeigt sich ein Rückgang der Koordinationsfähigkeit in zwei Testarten auf einen Wert wie vor dem zweiten Test.

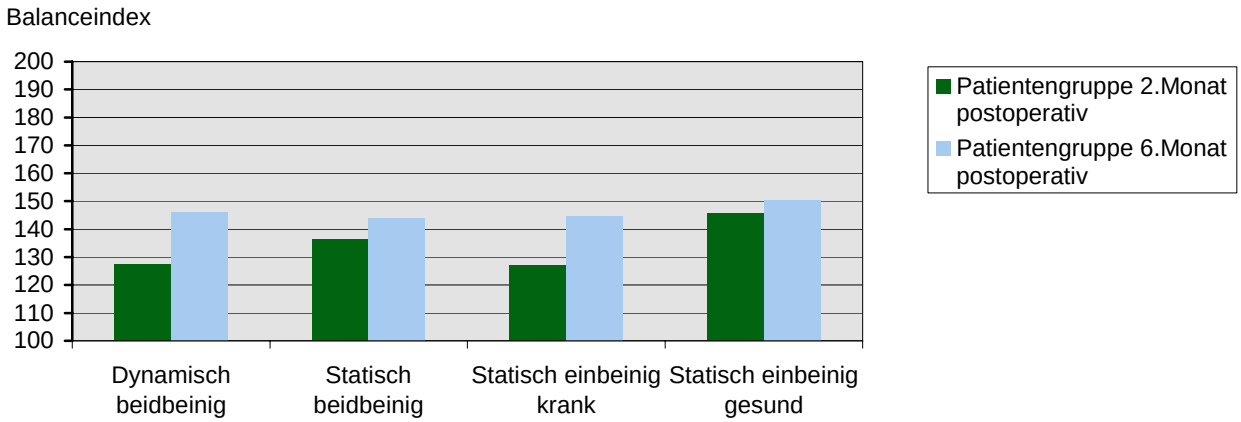

Abb. 28 Patientengruppe 2. Monat postoperativ gegen Patientengruppe 6. Monat postoperativ

4.2.2.3 Messergebnisse der Patientengruppe mit Orthese.

Tab. 11 Ergebnisse der Patientengruppe mit Orthese

Testart	präoperativ	1. Monat postoperativ	2. Monat postoperativ	6. Monat postoperativ
Dynamisch beidbeinig mit Orthese	156,1 DBI (± 34,7)	133,9 DBI (± 36,9)	131,2 DBI (± 33,9)	150,1 DBI (± 23,8)
Statisch beidbeinig mit Orthese	174,4 SBI (± 38,8)	148,3 SBI (± 27,4)	140,9 SBI (± 23,0)	141,7 SBI (± 32,3)
Statisch einbeinig krank mit Orthese	165,0 SBI (± 33,7)	139,9 SBI (± 26,5)	134,3 SBI (± 24,5)	142,3 SBI (± 27,8)

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Auch mit der Orthese zeigen sich dieselben Veränderungen wie in den Testreihen zuvor ohne Orthese. Es ergibt sich eine deutliche Verbesserung beim ersten Test postoperativ, beim zweiten Test nur noch eine geringe Verbesserung und sechs Monate postoperativ eine leichte Verschlechterung.

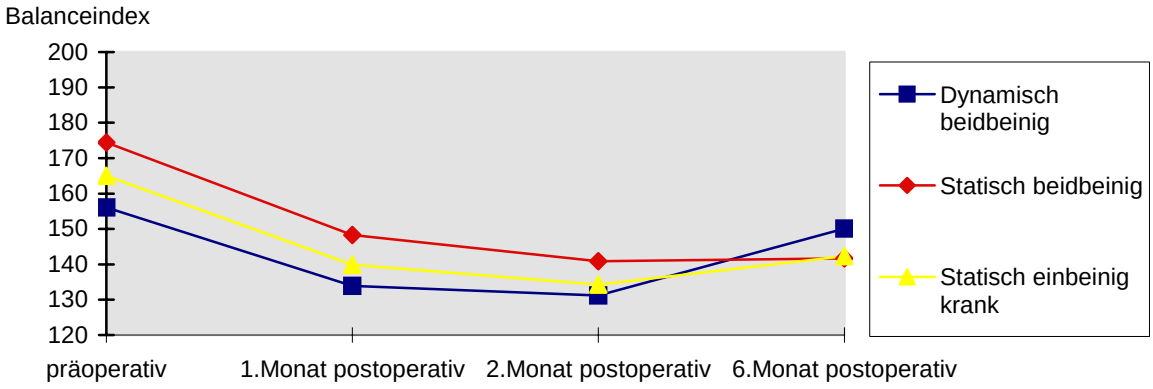

Abb. 29 Ergebnisse der Patientengruppe mit Orthese

4.2.2.4 Vergleich der Messergebnisse der Patientengruppe mit und ohne Orthese

Die Mittelwerte der verschiedenen Tests ohne Orthese wurden bereits in den Tabellen und Grafiken in Kapitel 4.2.2 dargestellt. Für den Vergleich der Testergebnisse wird wiederum der gepaarte t-Test eingesetzt. So lassen sich, innerhalb der jeweiligen Testart, die Ergebnisse der Tests mit und ohne Orthese zum jeweiligen Testzeitpunkt miteinander vergleichen. Die positiven Deltawerte stehen dabei für eine Verbesserung der Resultate durch die Orthese, die negativen entsprechend für eine Verschlechterung.

Tab. 12 **Vergleich präoperativ**

	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig krank**
Δ-Mittel	39,4 DBI	1,1 SBI	9,2 SBI
%	- 17,3	3,0	- 3,9
p-Wert	$p < 0,0001$	$p = 0,83$	$p < 0,05$
Kommentar	mit Orthese besser	kein Unterschied	mit Orthese besser

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Präoperativ lässt sich in zwei Testarten eine Verbesserung der Koordination durch die Orthese feststellen.

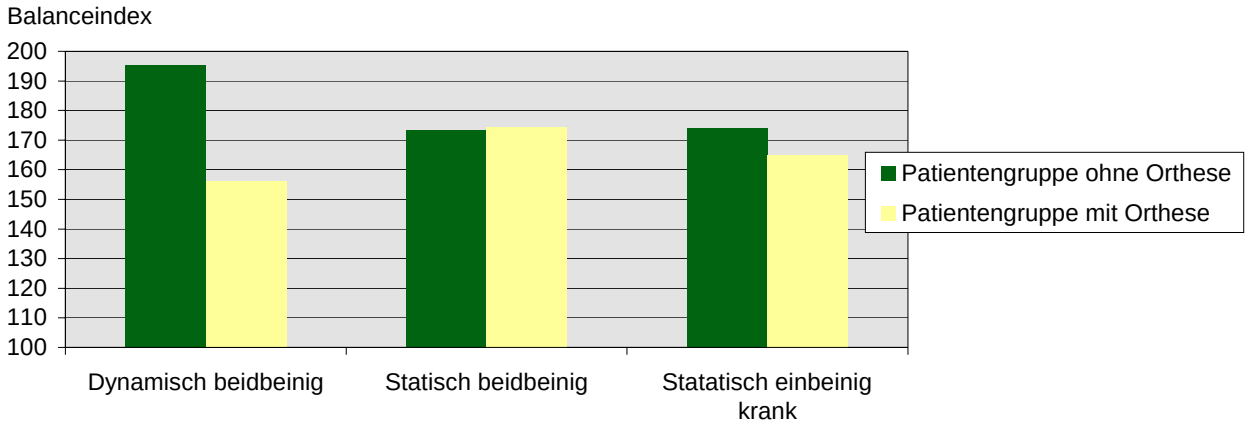

Abb. 30 Patientengruppe präoperativ ohne und mit Orthese

Tab. 13	**Vergleich 1. Monat postoperativ**		
	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig krank**
Δ-Mittel	12,6 DBI	3,8 SBI	0,1 SBI
%	- 4,4	4,6	1,8
p-Wert	$p < 0,05$	$p = 0,35$	$p = 0,98$
Kommentar	mit Orthese besser	kein Unterschied	kein Unterschied

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Einen Monat postoperativ zeigt sich nur noch in einem Test eine leichte Verbesserung der Koordination durch die Orthese.

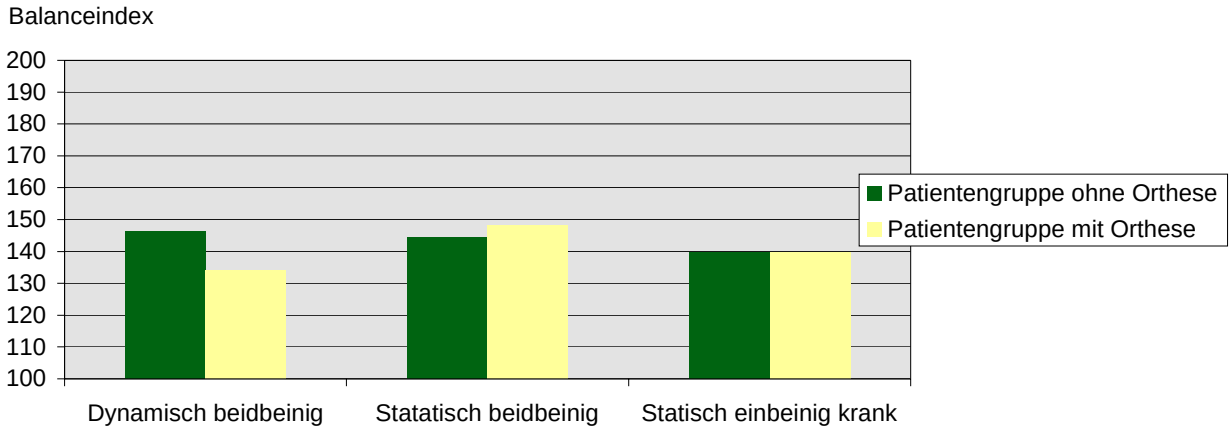

Abb. 31 Patientengruppe 1. Monat postoperativ ohne und mit Orthese

Tab. 14	**Vergleich 2. Monat postoperativ**		
	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig krank**
Δ-Mittel	3,7 DBI	4,5 SBI	7,4 SBI
%	5,1	3,8	6,5
p-Wert	p = 0,35	p = 0,07	p < 0,05
Kommentar	kein Unterschied	kein Unterschied	mit Orthese schlechter

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Zwei Monate postoperativ führt das Tragen der Orthese in einem Test eine zu einer Verschlechterung der Koordination, in zwei Testreihen ist die Koordinationsfähigkeit mit und ohne Orthese vergleichbar.

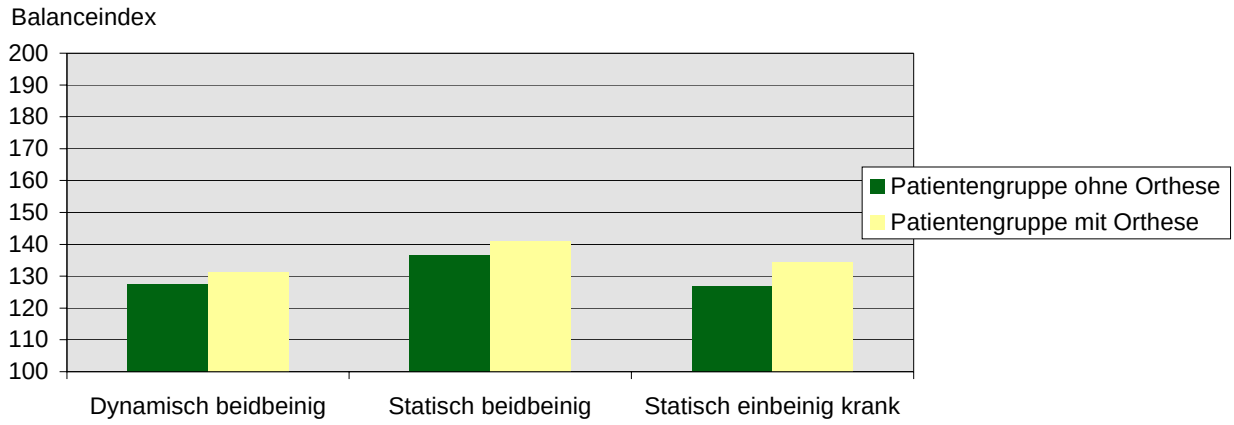

Abb. 32 Patientengruppe 2. Monat postoperativ ohne und mit Orthese

Tab. 15	**Vergleich 6. Monat postoperativ**		
	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig krank**
Δ-Mittel	3,9 DBI	2,1 SBI	5,7 SBI
%	2,9	- 3,2	- 4,4
p-Wert	p = 0,78	p = 0,86	p = 0,77
Kommentar	kein Unterschied	kein Unterschied	kein Unterschied

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Sechs Monate nach der Operation hat die Orthese keinen Einfluss mehr auf das Koordinationsverhalten.

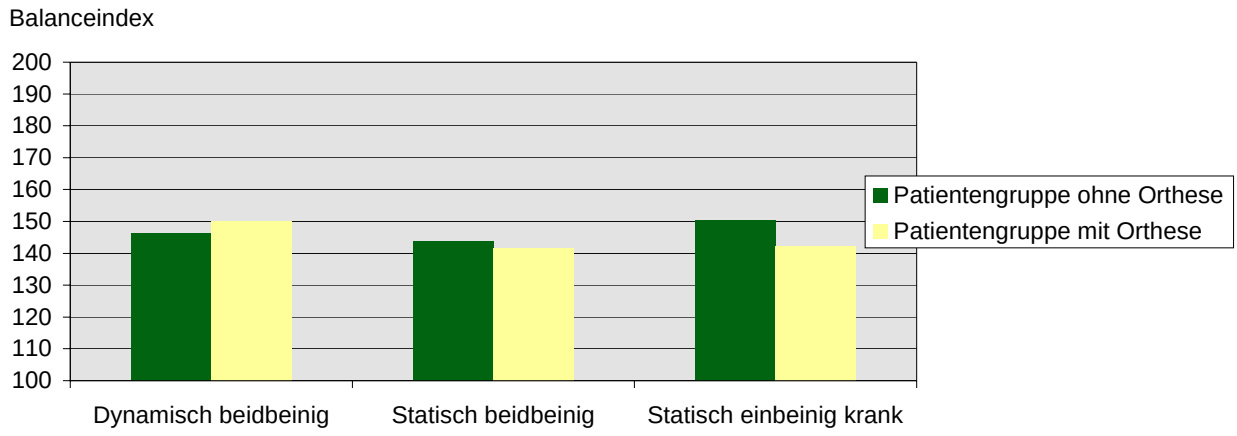

Abb. 33 Patientengruppe 6. Monat postoperativ ohne und mit Orthese

4.2.3 Messergebnisse der Sportlergruppe

Um die Ergebnisse der Sportlergruppe mit den Resultaten der Kontrollgruppe vergleichen zu können, werden die Mittelwerte der Sportlergruppe in der folgenden Tabelle und Graphik dargestellt.

Tab. 16 Ergebnisse der Sportlergruppe

Testart	**1. Test**	**2. Test**	**3. Test**
Dynamisch beidbeinig	186,6 DBI (± 38,2)	140,8 DBI (± 26,7)	154,3 DBI (± 29,1)
Statisch beidbeinig	169,0 SBI (± 37,0)	146,6 SBI (± 23,7)	156,0 SBI (± 31,0)
Statisch einbeinig	162,0 SBI (± 32,4)	142,1 SBI (± 18,7)	165,0 SBI (± 25,9)

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Es zeigt sich eine signifikante Verbesserung der Koordination durch das Training. Nach der Trainingspause ergibt sich wieder eine Verschlechterung der Ergebnisse bis fast auf das Niveau der Ausgangswerte.

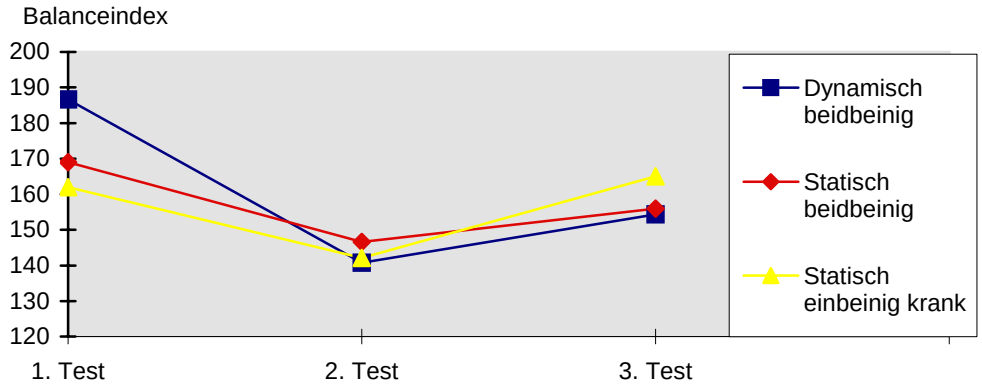

Abb. 34 Ergebnisse der Sportlergruppe

4.2.3.1 Vergleich der Messergebnisse der Sportler- mit der Kontrollgruppe

Der statistische Vergleich mit dem ungepaarten t-Test ist in den folgenden Tabellen ersichtlich.

Tab. 17	**1. Test gegen gesunde Probanden**		
	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig**
Δ-Mittel	24,3 DBI	13,8 SBI	22,8 SBI
%	13,0	8,2	14,1
p-Wert	$p < 0,01$	$p = 0,12$	$p < 0,01$
Kommentar	Sportler schlechter	kein Unterschied	Sportler schlechter

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

In zwei Tests zeigen die Sportler schlechtere Ausgangswerte als die vergleichbare Kontrollgruppe.

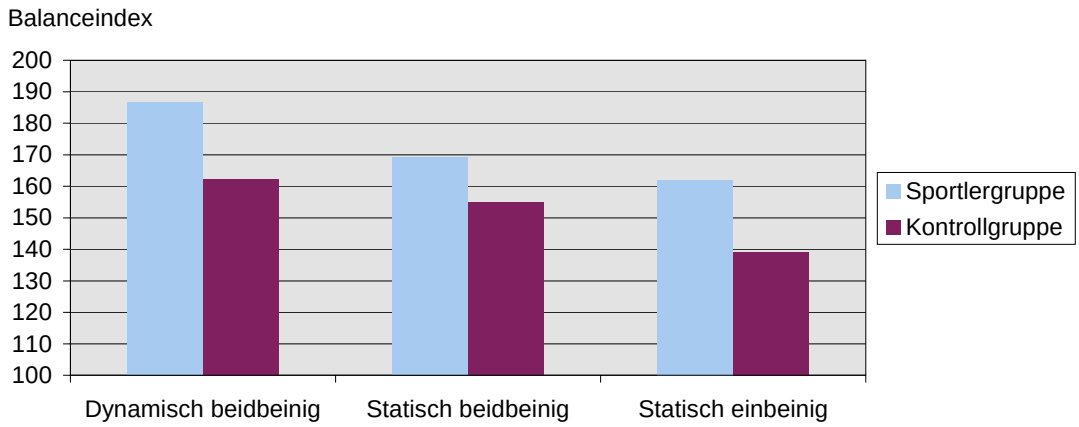

Abb. 35 Sportlergruppe 1. Test gegen Kontrollgruppe

Tab. 18	**2. Test gegen gesunde Probanden**		
	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig**
Δ-Mittel	21,5 DBI	8,2 SBI	2,9 SBI
%	- 15,3	- 5,6	2,0
p-Wert	$p < 0,01$	$p = 0,38$	$p = 0,46$
Kommentar	Sportler besser	kein Unterschied	kein Unterschied

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Nach dem Training haben die Sportler die Ergebnisse der Kontrollgruppe in zwei Tests erreicht und sind in einem Test signifikant besser.

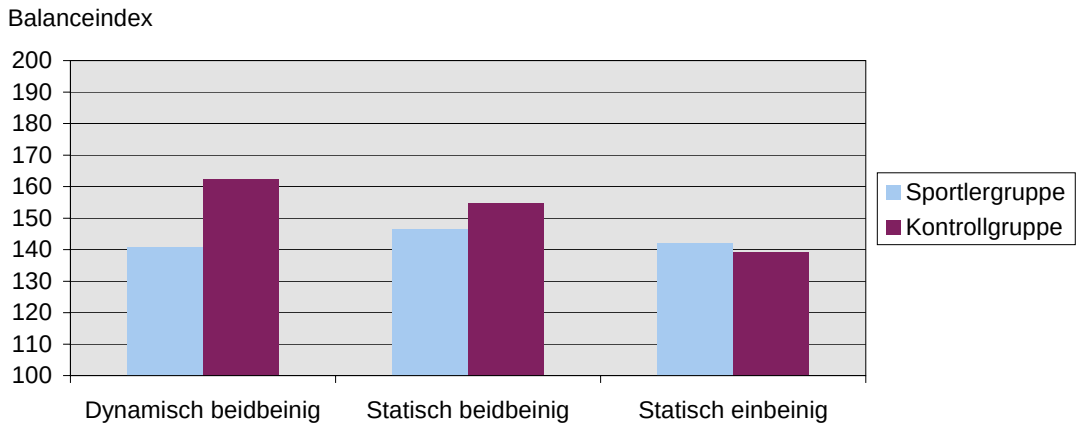

Abb. 36 Sportlergruppe 2. Test gegen Kontrollgruppe

Tab. 19	**3. Test gegen gesunde Probanden**		
	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig**
Δ-Mittel	8,1 DBI	1,2 SBI	25,8 SBI
%	- 5,2	0,8	15,6
p-Wert	p = 0,31	p = 0,86	p < 0,01
Kommentar	kein Unterschied	kein Unterschied	Sportler schlechter

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Nach der Trainingspause sinkt auch in der Sportlergruppe die Koordination wieder auf die Werte der Kontrollgruppe ab.

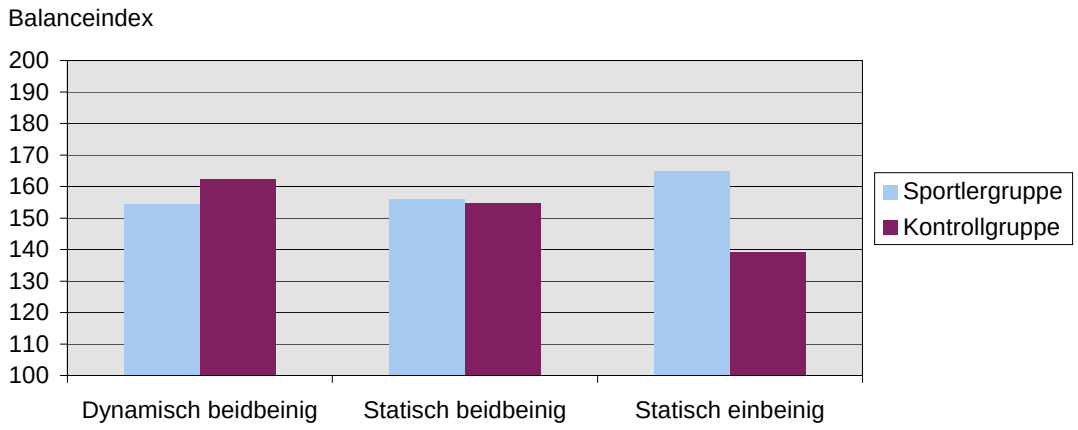

Abb. 37 Sportlergruppe 3. Test gegen Kontrollgruppe

4.2.3.2 Vergleich der Messergebnisse innerhalb der Sportlergruppe

Der statistische Vergleich der Ergebnisse innerhalb der Testreihe erfolgt wiederum mit dem gepaarten t-Test und wird in den folgenden Tabellen dargestellt.

Tab. 20	**1. Test gegen 2. Test**		
	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig**
Δ-Mittel	45,7 DBI	22,4 SBI	19,9 SBI
%	- 23,4	- 11,2	- 11,8
p-Wert	$p < 0,0001$	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Kommentar	2. Test besser	2. Test besser	2. Test besser

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Nach dem Training zeigen die Sportler in allen Testarten eine deutliche Verbesserung des Koordinationsvemögens.

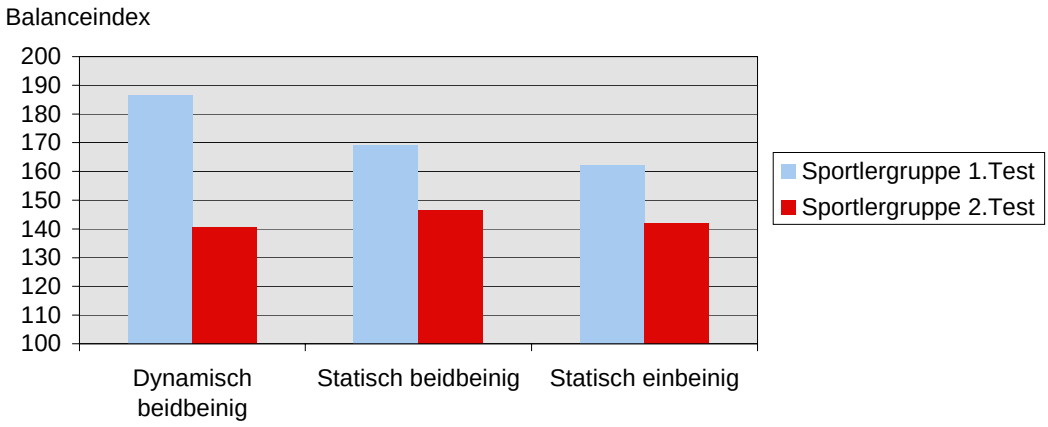

Abb. 38 Sportlergruppe 1. Test gegen 2. Test

Tab 21	**2. Test gegen 3. Test**		
	Dynamisch beidbeinig	**Statisch beidbeinig**	**Statisch einbeinig**
Δ-Mittel	13,5 DBI	9,4 SBI	22,9 SBI
%	8,7	6,4	16,1
p-Wert	$p < 0,05$	$p = 0,19$	$p < 0,001$
Kommentar	2. Test besser	kein Unterschied	2. Test besser

DBI = Dynamischer Balance Index, SBI = Statischer Balance Index

Nach der Trainingspause sinkt das Koordinationsvermögen wieder auf Werte nahe den Ausgangswerten vom ersten Test ab.

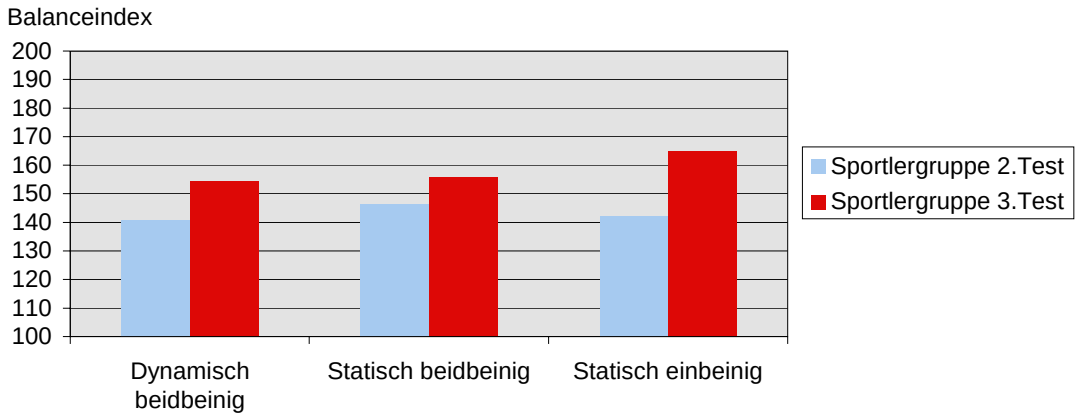

Abb. 39 Sportlergruppe 2. Test gegen 3. Test

5 Diskussion

5.1 Grundlagen und Methode

Im Mittelpunkt der vorliegenden Studie stehen Untersuchungen über die Koordinationsfähigkeit und das propriozeptive Verhalten von Normalpersonen, Patienten und Sportlern. Die Patienten wurden vor und nach Kreuzbandoperation, mit und ohne Orthese sowie vor und nach propriozeptivem Training getestet. Bevor eine Diskussion der Ergebnisse stattfindet, soll auf die Testmethode sowie die wesentlichen Grundlagen eingegangen werden.

Schon 1988 zeigen Harter et al. (79), dass nach Rekonstruktion des VKB oft wenig Übereinstimmung zwischen klinisch anerkanntem Test und persönlichem Empfinden des Patienten besteht: Aus den gängigen klinischen Tests ergaben sich bessere Ergebnisse als nach der bestehenden Patientenmeinung. Später berichten auch Skinner et al. (165), Barrett (15) und Beard et al. (20), dass bei Nachuntersuchungen operierter Kniegelenke häufig klinische Standarduntersuchungen nicht mit dem subjektiven Empfinden der Patienten korrelierten. Sie weisen aber gleichzeitig nach, dass die Propriozeption im Kniegelenk stark mit dem subjektiven Empfinden übereinstimmt. Das bestätigt auch die Ergebnisse von Fremerey et al. (64) bei einem Follow-up von 3,7 Jahren nach der Operation eindrucksvoll.

Die Untergliederung des Begriffs Propriozeption in Stellungs- und Bewegungssinn geht im Wesentlichen auf eine Arbeit von Skinner et al. (165) zurück. Bereits 1984 stellen sie eine hochsignifikante Korrelation zwischen beiden Sinnesqualitäten fest und folgern, dass durch Messung nur einer einzigen Qualität Aussagen über die gesamte Propriozeption eines Gelenks gemacht werden können. Neben dem subjektiven Befinden des Patienten werden der Propriozeption noch weitere wichtige Funktionen zugeschrieben. So werden zum einen durch Mechanorezeptoren im Knie protektive Muskelreflexe ausgelöst, die das Gelenk vor Verletzungen durch ein extremes

Bewegungsausmaß schützen (8). Zum anderen beeinflussen sie den Tonus der Muskulatur und sind somit für die Stabilität des Gelenks verantwortlich (15,104), was beim Verlust von propriozeptiver Information zu progredienter Instabilität und zu zusätzlichen Verletzungen führen kann (109). Zahlreiche Autoren heben den Schutz des Kniegelenks vor Verletzungen durch die Propriozeption deutlich hervor (83,104,127,174).

Verschiedene Autoren sehen in einer gestörten Propriozeption einen entscheidenden Faktor für eine vorzeitige Degeneration der Gelenke (16,48,103). Durch diese Störung können destruktive Gelenkserkrankungen initiiert bzw. verschlechtert werden (15,16,165,166). Zahlreiche Studien stellen bei Patienten mit Arthrose eine hochsignifikant schlechtere Propriozeption als bei altersentsprechend gesunden Patienten fest (16,18,38,165,166). Als Ursache für die Entstehung einer Arthrose werden deshalb sowohl biomechanische als auch biochemische Entstehungstheorien diskutiert. Die verantwortlichen Risikofaktoren sind neben einer genetischen Prädisposition, einem hormonellen Ungleichgewicht, einer statischen Deformität, rezidivierenden Traumen und Mikrotraumen, erhöhtem Alter und Übergewicht (32,88), auch der eingangs diskutierte Propriozeptionsverlust (16,18,38,103,165,166). Bisher noch völlig ungeklärt ist, ob sich das bei einer Arthrose vorhandene Propriozeptionsdefizit (16,165,166) idiopatisch entwickelt und durch entstehende Gangunsicherheit eine Fehlbelastung (165) mit konsekutiver Arthrose hervorruft oder, ob es durch die beschriebenen biomechanischen, metabolischen und vaskulären Veränderungen (30,38,60) zu einer Schädigung der empfindlichen Propriozeptoren kommt. Es wäre auch denkbar, dass die im Alter auftretenden biochemischen Veränderungen die Propriozeptoren zerstören und so zu einer vermehrten mechanischen Beanspruchung und einer unphysiologischen Belastung des Knorpels führen. Eine Abnahme der Propriozeption ist aber sicher ein kausaler Faktor in der Pathogenese der Arthrose (165,166).

In der vorliegenden Arbeit konnte weder auf den Einfluss einer vorbestehenden Arthrose – sie bildetet ein Ausschlusskriterium – noch auf den Einfluss verschiedener Altersgruppen auf die Propriozeption eingegangen werden, da die Teilnehmer ein Durchschnittsalter von 32,8 Jahren bei einer Standardabweichung von nur 8,4 Jahren aufweisen. An dieser Stelle sei deshalb nur auf die Literatur verwiesen, die bei Untersuchungen am Kniegelenk eine Verschlechterung der Propriozeption mit fortschreitendem Lebensalter feststellt. Zahlreiche Studien weisen auch eine deutliche Verschlechterung der Balance- und Bewegungsmechanismen mit zunehmendem Alter nach (126,145,172). Die Autoren führten diese Veränderung ebenfalls auf eine verschlechterte propriozeptive Funktion zurück.
Allgemein kann die Stabilität eines Gelenks aber auch in passive und funktionelle Stabilität unterteilt werden. Die passive Stabilität wird von ihrer Geometrie sowie den mechanischen Eigenschaften der Gewebe innerhalb und außerhalb des Gelenks bestimmt, wobei den Bändern die größte Bedeutung zukommt (101). Funktionelle Stabilität wird als Zustand definiert, in dem das Gelenk stabil ist und bei physischer Aktivität keine klinischen Symptome zeigt (101). Zwischen passiver und funktioneller Stabilität besteht keine eindeutige Abhängigkeit (27,91,182). Personen mit hypermobilen Gelenken erleiden keineswegs häufiger Gelenksverletzungen, als solche mit normaler Beweglichkeit (11). Nach Ansicht zahlreicher Autoren kann aber die funktionelle Gelenkstabilität durch Koordinationstraining deutlich verbessert werden (33,59,148,182,184).

Aus den genannten Gründen scheint es zum Verständnis bestimmter Verletzungen und Erkrankungen besonders wichtig, Aussagen über die propriozeptiven Fähigkeiten der Patienten vornehmen zu können. Die zur Verfügung stehenden Messmethoden der Propriozeption wurden bereits eingehend in Kapitel 1.6.3 vorgestellt. Alle Methoden haben gemeinsam, dass kein absolutes Maß der Propriozeption angegeben werden kann. Dadurch ist der direkte Vergleich der Methoden oder der so erarbeiteten Ergebnisse nicht möglich. Aus diesem Grund ist es erforderlich, Kontrollgruppen zu untersuchen und die Ergebnisse zueinander ins Verhältnis zu setzen. Außerdem messen alle bisher

zur Verfügung stehenden Methoden jeweils nur unter sehr speziellen Bedingungen ein minimales Spektrum der vorhandenen propriozeptiven Fähigkeiten. Rückschlüsse ihres Einflusses auf komplexe Bewegungsmuster oder auf das Gesamtverhalten des Körpers sind daher nur schwer vorzunehmen.

Noch 1987 erklärt Bizzi (27), dass für komplexe Bewegungsmuster die Propriozeption nicht unbedingt notwendig sei, da es sich um festgelegte Bewegungsmuster handele. Schon ein Jahr später beurteilen Hasan und Stuart (80) die Rolle der Propriozeption für den Körper weit vielfältiger. Sie sehen darin eine ständige Kontrollfunktion der Körperhaltung und die Möglichkeit zur Feinanpassung intern gesteuerter Bewegungsmuster. Zur präzisen Ausführung einer Bewegung werden dabei Richtung, Geschwindigkeit, Beschleunigungsvorgänge und Abbremsen permanent registriert (25). Außerdem ermöglicht die Propriozeption ein schnelles Erkennen unerwarteter Störungen von Bewegungsmustern bei gleichzeitigem Aufzeigen von geeigneten Reaktionen des Bewegungsapparats, z.B. beim plötzlichen Stolpern. Ein Verlust dieser Information bedeutet damit eine geringere Belastbarkeit und eine mangelhafte Haltungs- und Bewegungskoordination. Damit steigt zugleich die Gefahr von Stürzen und Verletzungen (48). Den Vorteil eines solchen zentralnervös gesteuerten Ablaufs, der auf afferentem Feedback aus den Propriozeptoren beruht, sehen die Autoren in der besseren Steuerung der Abläufe, im Gegensatz zu einer möglichen Stabilisation durch rein periphere Systeme.

1990 zeigten mehrere Autoren durch die Messung der EMG-Aktivität von Muskelrezeptoren eine deutlich höhere Aktivität beim Stehen auf beweglichem Untergrund, als auf festem Untergrund (4). Sie schließen auf einen großen propriozeptiven Einfluss bei bestimmten Koordinierungsvorgängen, wie etwa beim Stehen. Auch Hufschmidt und Sell (92) sehen in der Balancekontrolle beim Stehen und Gehen die wichtigste Aufgabe der Propriozeption des Kniegelenks. Eine Messung dieser komplexen Zusammenhänge wurde in der Vergangenheit immer wieder durch funktionelle Tests durchgeführt. Dabei mussten sehr komplexe Aufgaben gelöst werden,

die aufgrund der Einflussnahme vieler Störgrößen nur sehr schwer einen Rückschluss auf die körperlichen Fähigkeiten zuließen. Beispiele hierfür sind der One-leg-hop-Test oder der Achterlauf. Allein die Durchführung des One-leg-hop-Tests bereitet beispielsweise Patienten mit einer ventralen Instabilität nach VKB-Ruptur des Kniegelenks große Schwierigkeiten und ist in vielen Fällen nicht durchführbar. Auch nach Ersatz des VKB ist der Test frühestens sechs Monate postoperativ machbar. Außerdem unterliegen die so erhaltenen Messergebnisse zahlreichen Einflüssen, so dass ein Vergleich verschiedener Patienten untereinander schlecht möglich ist. Sinnvolle Messmethoden zur Überprüfung des Koordinationsverhaltens standen in der Vergangenheit nicht zur Verfügung. Daher liegen keinerlei vergleichbare Testergebnisse vor. Die Diskussion der eigenen Resultate erfolgt aus diesem Grund mit den Ergebnissen und Schlussfolgerungen der zuvor geschilderten Testmethoden zur Propriozeptionsforschung.

Grundlage dafür ist die von den meisten Autoren geschilderte Tatsache, dass die Untersuchung einer propriozeptiven Eigenschaft Rückschlüsse auf die anderen propriozeptiven und koordinativen Fähigkeiten zulässt. Die schlechte Vergleichbarkeit der gewonnenen Rohdaten mag einer der Gründe sein, warum bei allen derzeit zur Verfügung stehenden Kniescores, mit Ausnahme des IKDC (84,85), kein funktioneller Test durchgeführt wird. Aber auch beim IKDC, dem im Moment anerkanntesten Kniescore, geht der funktionelle Test nicht in das Gesamtergebnis ein. Es steht damit bisher kein Test zur Verfügung, der den Einfluss einer Verletzung oder einer Operation auf die Funktionalität des Kniegelenks objektiv und reproduzierbar darstellt.

5.2 Eigene Ergebnisse

In der vorliegenden Studie wurde das Koordinationsverhalten von Patienten vor und nach einer Kreuzbandoperation sowie das Koordinationsverhalten von Sportlern mit dem einer Kontrollgruppe verglichen. Da sich in der Kontrollgruppe nur gesunde

Personen ohne Ausschlusskriterien befanden, kann von einer normalen Propriozeption und Koordination dieser Personen ausgegangen werden. Ihre Ergebnisse bilden damit die so genannten Normwerte. Jede Abweichung der Testergebnisse der Patientengruppe vom Normwert muss daher als Verbesserung oder Verschlechterung der Koordination angesehen werden.

An dieser Stelle soll noch zu einigen allgemeinen Einflussfaktoren Stellung genommen werden:
Bei allen getesteten Patienten und Probanden handelte es sich um Rechtshänder. Hinsichtlich der Verteilung des dominanten zum untergeordneten Bein konnten in der Kontrollgruppe und in den durchgeführten Vortests keine Unterschiede im Koordinationsverhalten festgestellt werden. Ebenso erbrachte der Vergleich der Testresultate von Männern und Frauen keine signifikanten Unterschiede, so dass in dieser Untersuchung auf eine geschlechtsspezifische Auswertung der Einzelresultate verzichtet wurde. Im Übrigen deckt sich diese Erkenntnis mit den Ergebnissen anderer Autoren, die Studien zur Propriozeption am Kniegelenk durchgeführt haben (12,13,16,38,139,188).

5.2.1 Zusätzlich erfasste Parameter

Bei den objektiv erfassten Parametern aller drei Gruppen liegen in Bezug auf Alter, Körpergröße und Körpergewicht nahezu identische Werte vor. Damit ist Strukturgleichheit der Gruppen gegeben, was eine direkte Vergleichbarkeit der Testergebnisse miteinander zulässt.

Der durchschnittliche Zeitraum zwischen angeschuldigtem Trauma und Operation ist mit 9,3 Monaten bei einer Standardabweichung von 4,7 Monaten überdurchschnittlich lang. Dies ergibt sich aus der Tatsache, dass es sich bei dem untersuchenden Institut um eine Spezialeinrichtung zur Versorgung von Knieverletzungen handelt. Viele Patienten

werden erst nach der Akutversorgung und eingehender Diagnostik auswärts über ein Zuweisersystem vorstellig. Dies erhöht aber zugleich die Vergleichbarkeit der präoperativen Tests der Patientengruppe mit den Tests der Kontrollgruppe, da die Beeinflussung der Testergebnisse durch akuten Schmerz oder sonstige beeinträchtigende Faktoren wesentlich geringer ist, als bei einer Patientengruppe mit akuter VKB-Ruptur.

Die Verteilung der Unfallursache darf mit 60% Sportunfällen gefolgt von 15% Verkehrsunfällen als mit anderen Studien vergleichbar eingestuft werden. Das gilt auch für die Verteilung der Sportarten innerhalb der Sportverletzungen (171).

Die präoperativen und sechs Monate postoperativ erhobenen Untersuchungsergebnisse der Stabilität zeigen sehr zufriedenstellende Resultate. Der Lachman-Test, der Schubladentest und der Pivot-shift-Test weisen allesamt eine deutliche Reduktion der vorderen Instabilität nach. Sie entsprechen somit der gewünschten postoperativen Stabilität wie sie in den führenden Publikationen der Kniechirurgie gefordert wird. Auch die Kontrolluntersuchung mit dem Messgerät KT 1000 bestätigt die guten klinischen Untersuchungsergebnisse. Die dabei erzielte postoperative durchschnittliche Seitendifferenz von 0,8 mm nach einer präoperativen Differenz von 7,2 mm darf als positives Testergebnis angesehen werden.

Bei den intraoperativ erhobenen Befunden bestätigte sich die klinische Verdachtsdiagnose einer VKB-Ruptur in allen Fällen. Die Anzahl der aufgetretenen Begleitverletzungen liegt im Normbereich. 33% der Patienten weisen eine begleitende Innenmeniskusläsion und 35% der Patienten eine begleitende Chondromalazie II° zumeist am medialen Femurcondylus auf.

Die subjektiv erhobenen Daten mit dem Lysholm-Score zeigen ein gutes Ergebnis. Der Zustand vor dem jeweils angeschuldigten Unfallereignis, der retrospektiv erfragt wurde, konnte sechs Monate postoperativ bis auf durchschnittlich 10 Punkte erreicht werden.

Das Aktivitätsniveau vor dem Trauma, das mit der Tegner-Skala retrospektiv erfragt wurde, konnte nicht vollständig erreicht werden. Die durchschnittlich fehlenden 1,8 Punkte sind aber zum Untersuchungszeitpunkt ein befriedigendes Ergebnis. Dabei muss berücksichtigt werden, dass einige Patienten zum Untersuchungszeitpunkt voraussichtlich noch nicht auf ihrem endgültigen Aktivitätsniveau angelangt sind. Zusätzlich gaben einige Patienten an, aus privaten oder aus Altersgründen auf ein niedrigeres sportliches Aktivitätsniveau wechseln zu wollen. Auch ein Wechsel auf eine knieschonendere Sportart wurde teilweise in Erwägung gezogen. Eine endgültige Einstufung kann daher frühestens ein Jahr postoperativ durchgeführt werden. Insgesamt bildet die retrospektive Befragung der Patienten hinsichtlich ihres Aktivitätsniveaus vor dem Unfall eine wissenschaftliche Schwachstelle. Da sie aber erst nach Vorstellung in der Klinik – also nach Verletzung des VKB – in die Studie aufgenommen werden können, ist eine andere Erfassung dieser Daten nicht möglich.

5.2.2 Messergebnisse der Patientengruppe

Koordinationsverhalten nach VKB-Ruptur

Die vorliegende Studie zeigt deutlich, dass sich durch einen Riss des VKB das Koordinationsverhalten signifikant verschlechtert. Bei allen Testarten war das Koordinationsverhalten im Vergleich zu der Kontrollgruppe signifikant herabgesetzt. Dieses Resultat spiegelt sich auch in den bisher durchgeführten Studien zur Kniegelenkspropriozeption nach VKB-Ruptur wider. Barrack et al. 1989 (14), Barrett et al. 1991(15), Corrigan et al. 1992 (41), Beard et al. 1993 (18), Beard et al. 1994 (19), Prymka 1997 (139), Pap et al. 1999 (132) und Reider et al. 2003 (141) weisen ebenfalls eine signifikante Verschlechterung der Propriozeption nach Ruptur des VKB im Vergleich zur Kontrollgruppe nach. Auch das kontralaterale, gesunde Kniegelenk zeigt ein im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant schlechteres Ergebnis. Tests mit dem gesunden kontralateralen Kniegelenk wurden nur von Barrack et al. (14) Prymka (139)

und Reider et al. (141) durchgeführt. Alle Studien kamen ebenfalls zu dem Ergebnis, dass die Propriozeption des gesunden Kniegelenks schlechter ist als bei der jeweiligen Kontrollgruppe.

Bei der Suche nach den Gründen und den Mechanismen für diese propriozeptiven Defizite sehen einige Autoren den Schlüssel in der gelenkstabilisierenden Muskulatur, die das Kniegelenk umgibt. So weisen Fink et al. 1994 (56) eine signifikante Abnahme der Kraft der Oberschenkelextensoren nach VKB-Ruptur nach. Mittels EMG-Untersuchung konnten sie zeigen, dass dieses Defizit durch eine veränderte Aktivierung der motorischen Einheit zustande kommt. Sie führen dies auf die verletzungsbedingte Verminderung der propriozeptiven Information nach VKB-Ruptur zurück.

Auch andere Autoren zeigen, dass Patienten mit VKB-Ruptur nicht in der Lage sind, die Kapazität ihres M. quadriceps femoris willkürlich voll auszuschöpfen. Dieses Phänomen wird als arthrogene Muskelinhibition oder als Reflexinhibition bezeichnet (93). Der neurophysiologische Mechanismus dieser Reflexinhibition von Motoneuronen ist jedoch noch unklar (195). Von manchen Untersuchern wird er auf den Verlust der Rezeptoren im VKB zurückgeführt (119). Gleichzeitig zeigen diese Patienten Veränderungen in ihrem Gangbild, wobei sich zwischen dem Grad der Muskelinhibition und der Gangbildveränderung keine Korrelation nachweisen lässt (181). Es muss also davon ausgegangen werden, dass beide Phänomene von unterschiedlichen Mechanismen ausgelöst werden. Sie liegen für die arthrogene Muskelinhibition auf neurophysiologischer Ebene, während für die Gangbildveränderung eher die veränderte Kniegelenksmechanik als Ursache in Frage kommt (181).

1986 weisen Grüber et al. (76) durch direkten intraoperativen Zug am VKB eine elektromyographische Kontraktion der konsensuellen Kniebeugemuskulatur nach und postulieren einen so genannten Schutzreflex des VKB. Solomonov et al. (169) bekräftigen diese Hypothese 1987. Auch andere Autoren sprechen sich für die entscheidende Rolle von Gelenkrezeptoren als Auslöser von Schutzreflexen aus

(7,103,199). Nach ihren Ergebnissen und Schlussfolgerungen senden Mechanorezeptoren Afferenzen zum Rückenmark. Dort findet eine Verschaltung auf Interneurone statt. Vom Rückenmark gehen dann Impulse entweder direkt auf Motoneurone oder indirekt über die Gammaspindelschleife zu den Alpha-Motoneuronen über (54). Die Mehrzahl der Gelenkrezeptoren unterstützen die I b-vermittelten Afferenzen und wirken damit hemmend auf die Extensoren. Die ursprüngliche Postulation ihrer Funktion als Auslöser eines Schutzreflexes konnte aber nie abschließend nachgewiesen werden.
Andersson et al. (1), Peterson et al. (135) und Pope et al. (137) stellen diesen Schutzreflex in Frage. Auch anderen Autoren zufolge ist diese Hypothese besonders deshalb problematisch, weil Schutzreflexe von Band und Muskulatur unter Berücksichtigung des Zeitfaktors kaum in der Lage sein dürften, Verletzungen des Gelenks zu verhindern (54,196). Hierfür sprechen mehrere Faktoren. Zum einen das Fehlen exakt bestimmbarer Reflexeffekte bei schwacher elektrischer Stimulation von Gelenkafferenzen. Zum anderen das Fehlen von Reaktionen der Skelettmuskulatur nach mittlerer Zugbelastung der Bänder und schließlich die Tatsache, dass die meisten Gelenkrezeptorafferenzen nur in extremen Gelenkstellungen aktiv zu sein scheinen. Fischer-Rasmussen et al. (58) räumen dem VKB nach ihrer neueren Untersuchung aus dem Jahr 2001 eine eher untergeordnete Rolle im Rahmen der Propriozeption ein. Alle diese Faktoren erfordern deshalb eine weitere kritische Betrachtung der Schutzreflexhypothese.

Zätterström et al. (196) und Schäffer (154) verwenden bei ihren Untersuchungen von Patienten mit VKB-Ruptur die so genannte „Kistler-Force-Plattform“. Dabei werden Unterschiede des zentralen Auflagedrucks bei verschiedenen Standversuchen registriert.

In der Studie von Schäffer werden bei zwölf gesunden Probanden, zwölf Patienten mit VKB-Rekonstruktion und acht konservativ behandelten Patienten nach VKB-Ruptur mit Hilfe der Kistner-Plattform die Schwankungen der Schwerpunkte der Patienten beim Standversuch aufgezeichnet. Die konservativ behandelte Probandengruppe zeigt

eine signifikant größere Unsicherheit beim Einbeinstand mit dem verletzten und dem kontralateralen gesunden Bein als die gesunde Kontrollgruppe. Diese Testresultate bestätigen die in der vorliegenden Studie gezeigten Ergebnissen.

Koordinationsverhalten einen Monat postoperativ

Schon einen Monat nach operativer Versorgung ergeben sich bei den erneut durchgeführten Tests überraschende Ergebnisse:
Wie zu erwarten, sind zu diesem Zeitpunkt alle Tests signifikant besser als präoperativ. Allerdings zeigt sich bis auf einen Test auch kein signifikanter Unterschied mehr im Koordinationsverhalten der Patienten im Vergleich zu den Werten der Kontrollgruppe. Der einzige Unterschied wird im vermeintlich schwierigsten Test, dynamisch beidbeinig, sichtbar. Dabei weist die Patientengruppe ein besseres Koordinationsverhalten auf als die vergleichbare Kontrollgruppe. Auch das gesunde Kniegelenk zeigt wieder Untersuchungswerte, die den Ergebnissen der Normalpopulation entsprechen.

Dieses Ergebnis findet sich, wenn auch nicht ganz so deutlich, in der bisherigen Propriozeptionsforschung bestätigt. Schon Harter et al. (79) gehen davon aus, dass die Propriozeption nach operativer Kreuzbandrekonstruktion nicht mehr gestört ist. Sie verwenden allerdings als Kontrollgruppe das gesunde kontralaterale Kniegelenk der Patienten. Nach heutigem Wissensstand und auch nach den Ergebnissen der vorliegenden Studie wird das gesunde Kniegelenk eines Patienten ebenfalls von der Verletzung beeinflusst und kann somit nicht als Kontrollgruppe dienen.

1991 untersuchen Barrett et al. (15) Patienten, die ebenfalls mit dem mittleren Drittel der Patellasehne als vorderer Kreuzbandersatz versorgt wurden. Sie zeigen eine deutliche Verbesserung der Propriozeption im Vergleich zu nicht operierten Patienten. Allerdings sind die Ergebnisse immer noch signifikant schlechter als bei der untersuchten Kontrollgruppe.

Erst Co et al. (38) kommen 1993 zu demselben Ergebnis wie die vorliegende Studie. Auch bei ihnen zeigt sich kein Unterschied in der postoperativen Propriozeption im Vergleich zu den Ergebnissen einer Kontrollgruppe. Sie testen mit der Methode von Barrack aus dem Jahr 1983, bei der ein eingestellter Kniewinkel aktiv reproduziert werden muss. Wie auch im eigenen Versuchsaufbau und in zahlreichen weiteren Veröffentlichungen (110,113,188) gefordert, ist dadurch der Einfluss von Muskel- und Sehnenrezeptoren – im Gegensatz zur Methode nach Barrett (15) – vorhanden. Aus diesem Grund kommt diese Methode und auch das dabei erzielte Ergebnis den Resultaten der hier vorliegenden Studie am nächsten. Die Frage der adäquaten Vorgehensweise, ob aktiver oder passiver Test, wird aber weiterhin kontrovers diskutiert (26).

1997 werden von Prymka (139) die Ergebnisse von Barrett et al. (15) aus dem Jahr 1991 bestätigt. Sie finden eine signifikante Verbesserung der Propriozeption postoperativ im Vergleich zur präoperativen Situation, aber weiterhin ein propriozeptives Defizit im Vergleich zur Kontrollgruppe.

Auch Engelhardt et al. (54) beschreiben 2002, dass nach Knietrauma und operativer Versorgung die Voraussetzung zur korrekten Propriozeption wieder gegeben ist. Zu diesem Ergebnis kommen eigene Studien, die sie 1998 und 2000 durchgeführt haben (52,53). Ebenso können Reider et al. (141) 2003 eine Verbesserung der Propriozeption schon drei und sechs Wochen nach VKB-Plastik aufzeigen.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass mit einer operativen Versorgung des Kniegelenks durch Ersatz des VKB eine deutliche mechanische Stabilisierung einhergeht. Dadurch werden die postoperativen Koordinationstests, die dem Probanden die zusätzliche Zuhilfenahme aller Rezeptorensysteme erlauben, wie mit einem gesunden Kniegelenk bewältigt. Werden aber spezielle Propriozeptionstests durchgeführt, findet man zwar eine deutliche Verbesserung der präoperativen Propriozeption, die Ergebnisse der Kontrollgruppe werden aber dabei nicht vollständig

erreicht. Denkbar ist, dass durch die stabilisierende Kniegelenksoperation die normale Biomechanik des Kniegelenks wieder hergestellt wird. Denn die Rezeptoren aller am Kniegelenk beteiligten Strukturen sind dann wieder in der Lage, normale Informationen zu liefern. Aufgrund der wieder herbeigeführten Normalsituation verbessern sich die Testergebnisse der passiven Testmethoden; Normalwerte werden dabei aber noch nicht vollständig erreicht. Werden allerdings bei den koordinativen Tests noch andere Rezeptorsysteme mit einbezogen, ist schon kurz nach der durchgeführten Operation wieder eine normale Koordination – auch im Vergleich mit den Ergebnissen gesunder Probanden – gewährleistet. Unterstützt wird diese Interpretation durch die Ergebnisse bei der Untersuchung der Koordinationsveränderung mit und ohne Orthese.

Gleichzeitig nimmt dieses Ergebnis auch Einfluss auf die oft erörterte Frage der Reinnervation des Kreuzbandtransplantats. Vier Wochen postoperativ kann sicher noch von keiner ausreichenden Reinnervation des Transplantats ausgegangen werden. Auch Schäffer (154) zieht 1997 nach der Untersuchung von Patienten mit VKB-Rekonstruktion mit der Kistner-Force-Plattform diese Schlussfolgerung. Es machten sich zwar im Endergebnis noch signifikante Unterschiede im Vergleich zwischen operierten Patienten und gesunder Kontrollgruppe bemerkbar, in Bezug auf den Abbruch der Testdurchgänge zeigte sich aber schon kein signifikanter Unterschied mehr zwischen den Gruppen. Die operativ versorgten Patienten waren in der Lage, auch noch große Schwankungen auszubalancieren, während die konservativ behandelten Patienten die Versuche frühzeitig abbrechen mussten. Dies kann laut Schäffer (154) nicht nur Folge der krankengymnastischen Übung sein, sondern muss auch auf die erhöhte Stabilität des Knies zurückgeführt werden. Das Ergebnis zeigt, dass die operative Versorgung einen positiven Einfluss auf den Einbeinstand hat. Eine verbesserte Propriozeption durch Regeneration oder Neueinsprossung von Propriozeptoren hält die Arbeitsgruppe aufgrund des kurzen postoperativen Intervalls für unmöglich.

Brand (31) postuliert die Reinnervation des Narbengewebes des rupturierten Bands durch Neubildung von Neuronen und Nervenendigungen. Diese Hypothese lässt sich

durch die Arbeit von Fromm (65,66) und die Ergebnisse von Aumann (7) erhärten. Fromm et al. (65,66) weisen 1993 spärliche Nervenfasern im Transplantat erstmals nach sechs Wochen, Typ I- und Typ II- Nervenendigungen erstmals nach 52 Wochen nach. Die Ergebnisse von Aumann zeigen in Biopsien aus VKB-Rekonstruktion, die älter als fünf Monate sind, Nervenfasern und Nervenendigungen. Die Ergebnisse dieser Studie belegen – wie auch schon die Ergebnisse von Fromm et al. (65,66) –, dass eine Reinnervation der Kreuzbandrekonstruktion durchaus möglich zu sein scheint. Ob die Reinnervation des Narbengewebes durch Neubildung von Nervenfasern und -endigungen oder aber durch Regeneration geschädigter Nervenfasern erfolgt, bleibt unklar.

Betrachtet man alles zusammen, scheint der Schlüssel zur Wiederherstellung der Normalsituation des Kniegelenks eine erfolgreiche Operation zu sein. Durch den wiederhergestellten, normalen Gelenkmechanismus dürfte auch die Grundvoraussetzung zur Normalisierung der propriozeptiven Situation gegeben sein.

Koordinationsverhalten zwei Monate postoperativ

Eine weitere Möglichkeit zur Verbesserung der Propriozeption des Kniegelenks nach einer Verletzung oder Operation ist die krankengymnastische Übungsbehandlung der Patienten. In der vorliegenden Studie haben die Patienten in der dritten postoperativen Woche mit einem gezielten Koordinationstraining begonnen. Der Einfluss der Krankengymnastik scheint von großer Bedeutung zu sein und wird durch die Ergebnisse im nächsten Test einen Monat später – also zwei Monate postoperativ – deutlich.

Hier zeigt die Patientengruppe in allen Tests signifikant bessere Ergebnisse als die Kontrollgruppe. Nur die Tests mit dem gesunden Kniegelenk ergeben weiterhin Resultate, die den Werten der Kontrollgruppe entsprechen. Auch im Vergleich der beiden Tests der Patientengruppe miteinander zeigt sich eine Verbesserung. Bis auf den statischen beidbeinigen Test, die am leichtesten zu bewältigende Aufgabe, zeigen sich

signifikante Verbesserungen im Vergleich zu den Tests einen Monat vorher. Diese überraschenden Resultate können auf das zwischenzeitlich intensiv durchgeführte Koordinationstraining zurückgeführt werden. Sonstige Einflussfaktoren, wie z.B. mechanische Stabilität oder Reinnervation des Transplantats, haben sich im vierwöchigen Zeitraum zwischen dem ersten und zweiten postoperativen Test nicht entscheidend verändert. Dagegen war eine kontinuierliche Steigerung des koordinativen Trainings durchgeführt worden.

Bereits 1983 gelingt es Barrack et al. (12), den positiven Einfluss von Muskeltraining auf die Propriozeption anhand von Untersuchungen mit Hochleistungssportlern nachzuweisen. Im Umkehrschluss zeigen Skinner et al. 1986 (166), dass Muskelschwäche einen negativen Einfluss auf das propriozeptive Verhalten hat. Sie folgern, dass durch Muskeltraining die Propriozeption des Kniegelenks und damit auch die Schutzfunktion der aktiven und passiven Stabilisatoren für das Kniegelenk verbessert würden. 1989 bezeichnet Wentzensen (187) die Wiedererlangung der neuropropriozeptiven Steuermechanismen mit Hilfe der Krankengymnastik in der Nachbehandlung von frischen Kreuzbandverletzungen als das wichtigste Ziel der Therapie. Engel et al. (51) zeigen 1990 den Zusammenhang zwischen einer insuffizienten krankengymnastischen Behandlung und einer Verschlechterung der Propriozeption auf. Dementsprechend können Sell et al. 1992 und 1993 (159,160) durch Propriozeptionsuntersuchungen am Kniegelenk einen positiven Einfluss der krankengymnastischen Therapie nachweisen. Alle Ergebnisse der zitierten Studien decken sich mit den Erkenntnissen aus der vorliegenden Untersuchung.

Auch in der einzigen vergleichbaren Studie, 1997 von Weimar (184) durchgeführt, werden die zuvor erörterten Ergebnisse bestätigt. In dieser Untersuchung wurden 52 Schüler nach Verletzung der unteren Extremitäten (Distorsionen, Bandrupturen, Frakturen) mit anschließender konservativer Therapie oder operativer Versorgung getestet. Dabei wurde, wie in der eigenen Studie, der K.A.T. 2000 verwendet. Die Ergebnisse wurden mit den Resultaten einer unverletzten Kontrollgruppe (n=31)

verglichen. Es zeigt sich dabei ein geringfügiges Propriozeptionsdefizit gegenüber der Kontrollgruppe. Auch beim Vergleich der verletzten mit der unverletzten Extremität macht sich dieses Defizit bemerkbar. Speziell bei Schülern, die eine schwerere Verletzung erlitten hatten (Fraktur, Bandruptur, VKB-Ruptur) fiel auf, dass die Propriozeption der verletzten Extremität sogar besser war, als bei der unverletzten Gegenseite. Dies wird auf die intensive krankengymnastische Behandlung dieser Patienten zurückgeführt, die immer auch Koordinations- und Propriozeptionsübungen beinhalten.

Weimar führt in ihrer Arbeit ein spezifisches Training mit dem Therapiekreisel dreimal pro Woche von je zehn Minuten Dauer durch. Auch hier trat der Haupttrainingseffekt innerhalb der ersten sechs Wochen mit einer Verbesserungsrate von 38% gegenüber dem untrainierten Zustand ein. Danach war nur noch eine geringfügige Verbesserung zu verzeichnen. Laut Weimar (184) und anderer Autoren (29,33,59) hat sich sowohl bei Sportlern wie auch bei Normalpersonen gezeigt, dass sich durch spezifisches Training die funktionelle Stabilität des Kniegelenks deutlich steigern lässt. Siehe dazu auch Kapitel 5.2.4.

Koordinationsverhalten sechs Monate postoperativ

Gestützt werden die bisherigen Ergebnisse und ihre Schlussfolgerungen auch durch die Resultate der sechs Monate postoperativ durchgeführten Tests. Nach dem zweiten postoperativen Test hatte die Patientengruppe das Koordinationstraining eingestellt. Sie wurde dann erst vier Monate später erneut getestet.

Nur in einer Testreihe zeigt die Patientengruppe noch bessere Ergebnisse als die vergleichbare Kontrollgruppe. In den anderen Tests, einschließlich der Tests mit dem gesunden kontralateralen Bein, traten keinerlei Unterschiede zur Kontrollgruppe auf. Diese Resultate werden durch eine aktuelle Studie von Hopper et al. (90) bestätigt. Er kommt 2003 bei einer Nachuntersuchung 12 und 16 Monate postoperativ nach VKB-

Plastik zu demselben Ergebnis. Auch Beynnon et al. (23) kommen 2002 auf vergleichbare Resultate.

Beim Vergleich der Ergebnisse innerhalb der Patientengruppe zeigt sich ebenfalls eine signifikante Verschlechterung der Ergebnisse im Gegensatz zu der Untersuchung zwei Monate postoperativ. Dadurch wird deutlich, dass die Beendigung des intensiven Koordinationstrainings und die Rückkehr der Patienten in den Alltag auch mit einer Reduktion ihrer Koordinationsfähigkeit auf das Niveau der Normalpopulation verbunden ist. Es bestätigt den deutlichen Einfluss des Koordinationstrainings in doppelter Hinsicht. Einerseits zeigt die Patientengruppe schon nach kurzem Training trotz stattgefundener Operation ein besseres Koordinationsvermögen als die Kontrollgruppe. Andererseits sinkt es nach Beendigung des Trainings wieder auf das Normalmaß ab. Auf den Einfluss des Koordinationstrainings wird in der Diskussion der Ergebnisse der Sportlergruppe in Kapitel 5.2.4 noch genauer eingegangen.

5.2.3 Messergebnisse der Patientengruppe mit Orthese

Die Verwendung von Orthesen nach einer Knieverletzung oder nach einer Operation am Bandapparat des Kniegelenks wird nach wie vor kontrovers diskutiert. Alle zu diesem Thema bisher durchgeführten Studien weisen eine Gemeinsamkeit auf: Sie beschäftigen sich nur mit der rein mechanisch stabilisierenden Wirkung der Orthese oder mit ihrem Einfluss auf die kniegelenkstabilisierende Muskulatur. Neben der nicht zu überschätzenden mechanischen Wirksamkeit spielen aber wahrscheinlich ein propriozeptiver Effekt und ein so genannter Memory-Effekt eine noch unerforschte Rolle bei der Effektivität von Orthesen. Bisher gibt es keine Untersuchung, die sich mit der Veränderung des Koordinationsverhaltens durch die Orthese beschäftigt.

In der vorliegenden Studie wurde erstmals versucht, Erkenntnisse über den Einfluss stabilisierender Orthesen auf das Koordinationsverhalten zu gewinnen. Dabei zeigte

sich eine signifikante Verbesserung des Koordinationsverhaltens durch das Tragen der Orthese in den präoperativ durchgeführten Tests. Lediglich der vermeintlich leichteste Test, statisch beidbeinig, erbrachte dabei keine signifikante Verbesserung.

Auch in den bisher vorliegenden Studien, die sich nur mit der stabilisierenden Wirkung der Orthese auseinander gesetzt haben, konnte dieser positive Effekt nachgewiesen werden. Danach schützen Orthesen die verletzten Bandstrukturen vor erneuten Traumen, gewährleisten eine sichere Bandheilung und spielen möglicherweise eine Rolle bei der Prävention von neuerlichen Verletzungen (17,120,121). Diese Schutzwirkung konnte allerdings nur bei relativ niedrigen Schwerkrafteinwirkungen nachgewiesen werden (21,28,40,191). Bei in vivo Untersuchungen der VKB-Belastung mittels einer direkten intraartikulären Spannungsmessung weisen Beynnon et al. bei nur zwei von sieben getesteten Knieorthesen eine signifikante Minderung der anterior gerichteten Scherkraft bis zu 100 N nach (22). Vier Orthesen demonstrieren zudem einen signifikanten Schutzeffekt auf das VKB bei forcierter Innenrotationsbewegung. Bei einem Vergleich von zehn verschiedenen Knieorthesen unter statischer Belastung können nur drei Modelle einen Tibiavorschub unter einer Krafteinwirkung von mehr als 300 N reduzieren. Bei mehr als 450 N versagen alle Orthesen (111).

Beim One-leg-hop-Test mit Orthese zeigten Messungen beim Sportler mit insuffizientem VKB eine geringe anteriore Tibiaauslenkung (163). Obwohl es dabei um die rein mechanisch stabilisierende Wirkung der Orthese ging, können die meisten Studien den größten Nutzen der Orthese ebenfalls in der Phase der Akutversorgung bis zur operativen Stabilisierung nachweisen. Diese Resultate decken sich mit den Ergebnissen der eigenen Studie. Nach VKB-Ruptur bis zum Zeitpunkt der Operation scheint eine Versorgung des Kniegelenks mittels Orthese auch aus koordinativer Sicht vorteilhaft.

In einigen Studien wurde versucht, durch EMG-Messungen den Einfluss der Orthesen auf die das Knie stabilisierenden Muskeln darzustellen. Wojtys et al. (191) können

durch die Messung der spinalen (H-Reflex) und kortikalen Aktivität bei Stabilitätsprüfungen mit und ohne Orthese zwar eine Reduktion der vorderen Schublade aufzeigen, gleichzeitig zeigte sich aber auch eine Verzögerung der Hamstringkontraktion. Dagegen zeigen Geyer et al. (70) mittels Vier-Kanal-EMG-Messung und Videobewegungsanalyse, dass Orthesen eine Reduktion des Tibiavorschubs bewirken – ohne dass es zu einer Veränderung des Aktivitätsmusters kommen. Auch die Ergebnisse von Sitler et al. (164) sprechen gegen eine Verzögerung der Hamstingfunktion durch das Tragen einer Orthese. Sie weisen in einer prospektiven Untersuchung mit American-Football-Spielern nach, dass durch das prophylaktische Tragen einer Orthese die Frequenz von Knieverletzungen signifikant reduziert werden kann.
Ramsey et al. (140) zeigen 2003 mittels EMG einen stabilisierenden Effekt der Orthese auf, erklären ihn aber in erster Linie über ein propriozeptives Feedback als über einen mechanischen Stabilisierungseffekt der Orthese.

Während die Meinungen über die Anwendung einer Kniegelenksorthese postoperativ noch sehr stark differieren, ist die Meinung über den Einsatz von Orthesen bei der frischen VKB-Ruptur wesentlich einheitlicher. So ergibt eine 1993 durchgeführte Befragung der 20 führenden amerikanischen Kreuzbandspezialisten, dass ausnahmslos alle nach einer VKB-Ruptur bis zum Zeitpunkt der Operation eine Orthese verordnen, um das instabile Gelenk vor weiteren Verletzungen zu schützen und trotzdem mit der funktionellen Therapie beginnen zu können (130).

Unterstützt wird das oben genannte Vorgehen durch die Ergebnisse der postoperativen Tests. Schon in den Tests einen Monat postoperativ zeigt nur noch der dynamische Test eine signifikante Verbesserung des Ergebnisses durch die Orthese. In den beiden anderen Tests wird kein Unterschied mit oder ohne Orthese sichtbar. Zwei Monate postoperativ fallen alle Tests mit Orthese sogar schlechter aus als die Tests ohne Orthese, wobei aber nur der statisch einbeinige Test auch ein signifikant schlechteres Ergebnis mit Orthese zeigt. Auch sechs Monate postoperativ lässt sich kein

signifikanter Einfluss der Orthese mehr auf das Koordinationsverhalten in den durchgeführten Tests nachweisen. Dies wird auch durch die Ergebnisse von Risberg et al. 1999 (146) unterstützt.

Insgesamt bestätigen alle Ergebnisse die bisherigen Interpretationen der Testresultate des Koordinationsvermögens vor und nach Kreuzbandoperation. So wurde bereits das schlechte Koordinationsvermögen präoperativ und die signifikante Verbesserung der Testergebnisse nach stabilisierender Operation auf die Normalisierung der Biomechanik zurückgeführt. Die Verbesserung der präoperativen Testergebnisse durch die Orthese unterstützt diese Interpretation. Man muss davon ausgehen, dass die Orthese, wie auch die stabilisierende Operation, präoperativ zu einer Normalisierung der Gelenkkinematik führt. Dies würde auch erklären, weshalb bereits vier Wochen nach operativer Stabilisierung der Einfluss der Orthese nicht mehr nachweisbar ist: Die dann durch die Operation normalisierte Gelenksituation kann durch die Orthese nicht weiter verbessert werden.

Die vorliegende Studie zeigt somit eindeutig, dass die Orthese das Koordinationsvermögen unter bestimmten Voraussetzungen verbessert. Inwieweit Propriozeptoren der Haut bei diesem Vorgang beteiligt sind, kann durch die Studie nicht geklärt werden. In der Vergangenheit beschäftigten sich aber eine Vielzahl von Arbeiten mit der Frage, ob eine Verbesserung der Kniegelenkspropriozeption durch eine Neoprenbandage möglich ist (16,23,26,98,99,108,134). Dabei haben sich aber nahezu alle Studien mit den Auswirkungen einer Kniebandage auf degenerative oder entzündlich veränderte Kniegelenke befasst. Es wird dabei geschlussfolgert, dass die festgestellte Verbesserung der Propriozeption nur über die Stimulierung der Hautpropriozeptoren zustande kommen kann.

Eine Studie von Prymka (139) aus dem Jahr 1997 untersucht erstmals die Auswirkung einer Neoprenbandage auf die Propriozeption des Kniegelenks nach VKB-Ruptur. Dabei zeigt sich, vergleichbar mit den eigenen Ergebnissen, präoperativ ebenfalls eine

Verbesserung der Propriozeption durch die Bandage. Postoperativ besteht hingegen kein Unterschied bei den Testergebnissen mit und ohne Bandage. Da es sich um eine einfache Neoprenbandage handelt, kann die Verbesserung der Propriozeption nicht auf die stabilisierende Wirkung der Bandage zurückgeführt werden. Die Autoren machen vielmehr eine Steigerung der Information der Hautrezeptoren dafür verantwortlich. Ähnlich Mechanismen werden auch für Kniegelenksorthesen postuliert (97,143,193,197). Die überwiegend positive Bewertung der Orthese durch den Patienten selbst könnte zumindest teilweise ebenfalls dadurch erklärt werden. Daneben kann auch ein so genannter Memory-Effekt für die Verbesserung des Koordinationsverhaltens durch die Orthese mitverantwortlich sein. Dabei geht man davon aus, dass die Orthese den Patienten bewusst und unbewusst an seine Verletzung oder Operation erinnert und somit dazu beiträgt, ihn vor erneuten Verletzungen zu schützen (97).

5.2.4 Messergebnisse der Sportlergruppe

Neben einer stabilisierenden Operation und dem Tragen einer Orthese bietet eine krankengymnastische Behandlung eine weitere Möglichkeit zur Verbesserung des Koordinationsverhaltens nach einer Bandverletzung am Knie.
Bandverletzungen können länger andauernde Störungen in der sensorischen Rückkopplung des Gelenks hervorrufen, weshalb die bestehenden motorischen Programme an die veränderte sensorische Situation angepasst werden müssen (54,101). Die sensorische Rückkopplung spielt beim Wiedererlangen motorischer Abläufe eine wichtige Rolle. Es wird allgemein vermutet, dass die Informationsvermittlung von Gelenkrezeptoren zum Erlernen von zeitlicher Koordination und Stellung der Gliedmaßen in besonderer Weise erforderlich ist.

Ergebnisse über den Effekt eines spezifischen Koordinations- und Propriozeptionstraining der unteren Extremitäten liegen bisher nur aus dem

Leistungssport oder der Rehabilitation nach Verletzungen vor. Ein Vergleich der Ergebnisse aus der Literatur ist jedoch problematisch, da sowohl die Trainingsbedingungen als auch die Messmethoden und die Messkriterien sehr unterschiedlich sind. Messungen der Propriozeption mit dem K.A.T. erfolgten außer in der eigenen Studie nur bei France et al. (59) und bei Weimar (184).
In der vorliegenden Studie wurde in der Patientengruppe schon früh mit einemkrankengymnastischen Übungsprogramm begonnen. Um den Effekt dieser Übungen auf das Koordinationsvermögen gesondert beurteilen zu können, wurde in der Sportlergruppe ein identisches koordinatives Training im selben Umfang durchgeführt.

Schon bei der Eingangsuntersuchung vor Beginn des Trainings ergaben sich überraschende Ergebnisse. So zeigten sich in zwei von drei durchgeführten Tests signifikant schlechtere Ergebnisse in der Sportlergruppe als in der gesunden Kontrollgruppe. Der dritte Test war ebenfalls – wenn auch nicht signifikant – schlechter.

Die Entscheidung für die Durchführung der Tests mit Basketballspielern fiel bewusst, da von ihnen gutes koordinatives Verhalten gefordert wird. Die komplexen Vorgänge beim Korbwurf, mit Absprung, Stabilisation in der Luft, und anschließender sicherer Landung erfordern ein besonders hohes Maß an Koordinationsvermögen. Bei der Suche nach den Gründen für das Testergebnis fiel bei der Durchsicht der zusätzlich erhobenen Parameter auf, dass die durchschnittliche Körpergröße der Sportlergruppe die der Kontrollgruppe deutlich übersteigt. Es liegt also in Bezug auf die Körpergröße keine Strukturgleichheit vor. Das Testgerät lässt zwar das Anpassen des Körpergewichts durch die Veränderung des Luftdrucks in der Plattform zu, die verschiedenen Körpergrößen können aber nicht ausgeglichen werden. Dadurch liegt der Körperschwerpunkt überdurchschnittlich weit von der Plattform entfernt und so werden die Anforderungen, das Gleichgewicht auf der Plattform zu halten, deutlich höher. Aus diesem Grund ist der Vergleich der beiden Gruppen nur sehr eingeschränkt verwertbar.

Schon nach zwei Wochen Koordinationstraining zeigt sich in allen drei Tests eine signifikante Verbesserung des Koordinationsvermögens. Auch im Vergleich zur Kontrollgruppe waren die Sportler in einem Test signifikant besser, in den beiden anderen Test zeigt sich kein Unterschied mehr. Dies deckt sich mit den Ergebnissen einer Studie von France et al. (59). Sie ließen in ihrer Untersuchung über den Trainingseffekt an Normalpersonen die Probanden sechs Wochen lang dreimal pro Woche für eine Stunde trainieren und überprüften das Koordinationsverhalten nach einer, drei und sechs Wochen. Es zeigt sich, dass der Hauptübungseffekt innerhalb der ersten zwei bis drei Wochen eintritt und danach eine gewisse Stagnation in der Verbesserung des Balancevermögens zu verzeichnen ist. In der sechsten Trainingswoche liegen die Ergebnisse der Probanden um rund 40% unter den Ausgangswerten.

Wie bereits ausführlich erläutert, geht auch Weimar (184) davon aus, dass durch spezifisches Koordinationstraining postoperativ deutlich bessere Ergebnisse bei Koordinationstests erzielt werden können. Sie und andere Autoren weisen darauf hin, dass das Grundschulalter die geeignete Phase für das Lernen motorischer und koordinativer Fähigkeiten ist (46,173,185). Hollmann (89) gibt das Optimum zwischen dem siebten und zehnten Lebensjahr an, da in dieser Zeit sowohl eine schnellere Reifung des zentralen Nervensystems, als auch eine entscheidende Funktionsverbesserung akustischer und optischer Analysefähigkeiten sowie der Informationsverarbeitung zu beobachten ist. Auch Stautzenberg et al. (173) bemerken, dass nach dem elften/zwölften Lebensjahr aus mehreren Gründen eine deutliche Verlangsamung der koordinativen Entwicklung eintritt: Einerseits ist die morphologische Entwicklung des ZNS und des motorischen Analysators fast vollständig abgeschlossen, so dass eine Weiterentwicklung besonders intensiver Übungsreize bedarf. Hinzu kommt die einsetzende geschlechtliche Reifung verbunden mit körperbaulichen Veränderungen, die zur so genannten Umstrukturierung der Motorik führt und die Verlangsamung der koordinativen Entwicklung in dieser Altersstufe noch verstärkt. Steigerungsraten wie im jüngeren Schulalter sind in späteren

Altersperioden nicht mehr erreichbar. Daher fordern die Autoren, dass diese Phase der Ausprägung koordinativer Fähigkeiten stärker als bisher im Schulsport für eine Beeinflussung genutzt werden sollte. (173)

Auch Zätterström et al. (196) könnten in ihrer Untersuchung einen Trainingseffekt eindeutig nachweisen. In ihrer Studie über das Einbeinstandverhalten bei konservativ behandelten Patienten nach VKB-Ruptur mittels Kistler-Plattform zeigt sich, dass Probanden mit VKB-Ruptur sowohl mit dem verletzten als auch mit dem gesunden Bein signifikant schlechtere Ergebnisse erzielen als gesunde Vergleichspersonen. Nach drei, zwölf und 36 Monaten krankengymnastischer Behandlung macht sich jedoch eine Verbesserung beim Einbeinstand sowohl auf der gesunden als auch auf der kranken Seite bemerkbar. Auch die Ergebnisse und Schlussfolgerungen von Henriksson et al. 2001 (86) bestätigen diese Beobachtung.

Zur Frage der Trainierbarkeit von Strukturen, die an neuromuskulärer Gelenkprotektion beteiligt sind, entwickeln Colbone et al. 1990 (39) ein computergestütztes Feedback-System, das zur Gangschule eingesetzt wurde. Sie weisen eine Trainingsadaption aller untersuchten Parameter nach. Ebenso zeigen Häkkinen et al. (77) eine Trainingsadaption für die elektromechanische Kopplung vor und nach dreiwöchigem Krafttraining. Auch Ramsay et al. (140) plädieren 2003 nach EMG-Untersuchungen für ein gezieltes Koordinationstraining zur Verbesserung der Gelenkstabilität. Kreuzberger (105) weist eine altersabhängige verminderte Adaptionsfähigkeit des Kniegelenks während des Gehens nach. Er sieht die Ursachen insbesondere im Bereich des neuromuskulären Systems und weist eine Insuffizienz der neuromuskulären Protektion des Knies mit zunehmendem Alter nach. Danach muss extraartikulären Alterungsprozessen bei der Erforschung der Ätiologie der Arthrose mehr Bedeutung zugemessen werden (105).

Laut einiger Autoren lassen sich bei Sportlern wie bei Normalpersonen durch spezifisches Training Verletzungen signifikant verringern und die funktionelle Stabilität

des Kniegelenks deutlich steigern (29,33,59,184). Wie wichtig dieses Training in der Prophylaxe von Sportlern ist, zeigt eine groß angelegte Studie von Caraffa et al. (33) aus dem Jahr 1996 und die Arbeit von Cerulli et al. 2001 (35). Sie beobachten zwei Gruppen Fußballer mit je 300 Probanden über eine Saison. Eine Gruppe wurde angewiesen, zusätzlich zu ihrem normalen Fußballtraining täglich 20 Minuten propriozeptives Training durchzuführen, während die andere Gruppe normal weitertrainierte. Bei der Untersuchung der Häufigkeit von VKB-Rupturen in beiden Gruppen zeigt sich eine signifikant höhere Verletzungsrate in der Gruppe ohne zusätzliches propriozeptives Training. Die Rupturrate war siebenmal höher als in der Vergleichsgruppe.

Nach viermonatiger Pause ohne Koordinationstraining waren die Ergebnisse der Sportler bei zwei Tests wieder signifikant schlechter als im jeweils vorangegangenen Test, bei einem Test schlechter ohne Signifikanz. Auch im Vergleich zur Kontrollgruppe waren die Sportler in einem Test wieder signifikant schlechter, in den beiden anderen Tests jeweils schlechter ohne Signifikanz. Daraus kann gefolgert werden, dass zur Erhaltung des verbesserten Koordinationsvermögens ein ständiges Koordinationstraining erforderlich ist. Laut Hollmann (89) beruht die Verbesserung der Koordination vermutlich auf einer Bahnung der entsprechenden spezifischen Bewegungsmuster. Dabei werden bewusste, über die Großhirnrinde ablaufende Vorgänge zu unbewussten Automatismen, die über untergeordnete Hirnzentren geschaltet werden. Zusammen mit dieser Automatisierung treten Adaptionserscheinungen der sensorischen Reaktionen auf.
Wird auf das zusätzliche Training verzichtet, bilden sich die koordinativen Fähigkeiten wieder auf das zuvor bestehende Maß zurück. Das Fehlen der spezifischen Bewegungsmuster scheint also eine Adaption an den Zustand vor dem Koordinationstraining zu bewirken.

5.3 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie und der vergleichenden Literatur lassen folgende Schlussfolgerungen zu:

Die Ergebnisse der eigenen Studie decken sich mit Erkenntnissen vorangegangener Arbeiten über die Propriozeptionsmessung. Das lässt den Schluss zu, dass sich die verwendete Messmethode zur Messung des Koordinationsverhaltens eignet. Dadurch steht erstmals eine Methode zur Messung der Koordination in einer realitätsgetreuen Situation zur Verfügung. Weitere Messmethoden und Studien sind allerdings notwendig, um beispielsweise Erkenntnisse über den Einfluss der koordinativen Defizite auf die Entstehung von Krankheiten und deren Verlauf zu erhalten. Die neuen Testmethoden können dann die bisherigen funktionellen Tests ersetzen und damit Eingang in die verschiedenen Kniescores finden. Die tatsächliche funktionelle Situation des Kniegelenks könnte dann genauer beurteilt werden.

Außerdem korreliert der Koordinationstest, wie auch in der Literatur bei den Propriozeptionstests beschrieben, gut mit dem subjektiven Empfinden des Patienten. Dadurch könnten Klagen des Patienten über Beschwerden bei mechanisch stabilen Kniegelenken objektivierbar gemacht werden. Bei instabilen Kniegelenken könnten die funktionellen Ergebnisse als Entscheidungshilfe für oder gegen eine Operation herangezogen werden. Zusätzlich ließen sich operativ versorgte Kniegelenke neben der mechanischen Stabilität auch im Hinblick auf ihre Funktionalität testen. Insgesamt ließe sich postoperativ eine bessere Dokumentation der Operationsergebnisse im Sinne einer Qualitätskontrolle durchführen.

Bei den Tests der Patientengruppe zeigt sich außerdem deutlich, dass bei einer Ruptur des VKB ein deutliches Koordinationsdefizit besteht. Patienten mit vorderer Instabilität sollten also Risikosituationen oder Risikosportarten meiden, um sich so vor weiteren Verletzungen zu schützen, da ihr Risiko erneut zu verunfallen deutlich erhöht ist. Dieses

Risiko steigt weiter durch die Tatsache, dass auch das kontralaterale, gesunde Bein vom Defizit betroffen ist.

Die Verbesserung der Koordination schon einen Monat postoperativ lässt den Schluss zu, dass vor allem die gestörte Biomechanik des Gelenks für das Koordinationsdefizit verantwortlich ist. Die Ergebnisse zeigen, dass mit der Wiederherstellung der normalen biomechanischen Situation alle intakten Rezeptoren in den anderen Strukturen des Kniegelenks wieder in der Lage sind, richtige Information zu liefern. Auch die Werte der gesunden, kontralateralen Kniegelenke entsprechen wieder den Normalwerten. Vier Wochen postoperativ ist die Reinnervation des Transplantats noch nicht möglich. Es muss deshalb davon ausgegangen werden, dass die zerstörten nervalen Strukturen im VKB durch Informationen aus dem restlichen Kniegelenk ersetzt werden können. Damit ist ein Aspekt bei der Wahl der Operationstechnik – die umstrittene Frage, ob kreuzbanderhaltend oder resezierend operiert werden soll – um ein zusätzliches Argument bereichert.

Die Verbesserung der Testresultate zwei Monate postoperativ im Vergleich zu den Tests des Vormonats spricht für den positiven Einfluss von koordinativem Training auf die Gesamtkoordination. Koordinationstraining sollte daher Bestandteil jedes Rehabilitationsprogramms sein, da sich so die funktionelle Stabilität des Kniegelenks deutlich steigern lässt.

Dies wird durch die Verschlechterung der Koordination nach Beendigung des Trainings bestätigt. Die Tests sechs Monate postoperativ – zwischenzeitlich wurde das Training beendet – zeigen wieder die gleichen Ergebnisse wie in der Kontrollgruppe. Daraus kann gefolgert werden, dass die Operation im Hinblick auf das Koordinationsvermögen erfolgreich war. Wichtig dabei: Vermehrte Koordinationsfähigkeit kann nur durch konstantes Training erhalten werden.

Auch über den Einfluss der Orthese konnten wichtige Erkenntnisse gewonnen werden: Nach einer Verletzung bzw. präoperativ erscheint die Versorgung des Kniegelenks mit einer Orthese aus koordinativer Sicht äußerst sinnvoll. Dafür spricht die deutliche Verbesserung der Ergebnisse durch die Orthese präoperativ. Postoperativ hingegen lässt sich dieser Vorteil nicht mehr aufzeigen; teilweise werden die Ergebnisse der Tests mit Orthese sogar schlechter. Daraus kann geschlussfolgert werden, dass das Tragen einer Orthese postoperativ eingestellt werden sollte, sobald sie aus stabilisierenden Gründen nicht mehr notwendig ist.

Die Tests mit der Sportlergruppe zeigen die Bedeutung koordinativen Trainings. Mit nur geringem Trainingsaufwand waren die Sportler in der Lage, ihre Koordination deutlich zu verbessern. Ein positiver Effekt auf die sportlichen Leistungen kann nur vermutet werden. Gleichwohl kann mit Sicherheit von einer Senkung der Verletzungshäufigkeit und Verletzungsschwere ausgegangen werden – was auch in anderen Studien bereits nachgewiesen werden konnte. Die Verschlechterung der Testergebnisse nach Beendigung des Trainings in der Sportler- wie auch in der Patientengruppe zeigt, dass diese Fähigkeiten nur durch ein dauerndes Training zu erhalten sind. Sie bestätigen damit, dass koordinatives Training Bestandteil eines jeden Trainings im Amateur- und im Profisport sein sollte. So kann die Zahl der Verletzungen und die daraus entstehenden Folgen einschließlich der Folgekosten deutlich reduziert werden.

6 Zusammenfassung

Ein zentrales Thema der Kniechirurgie der letzten Jahre ist die Propriozeption. Zahlreiche Studien haben die propriozeptiven Defizite nach vorderer Kreuzband (VKB)-Ruptur und deren Einfluss auf die Ergebnisse nach VKB-Rekonstruktion untersucht. Die mit der Störung der Propriozeption einhergehende Minderung der Koordination war bisher nicht messbar.
Mit Hilfe einer neuen Messmethode – dem Kinesthetic Ability Trainer (K.A.T.) 2000, einer instabilen Plattform mit zentralem Auflagepunkt, die an einen Computer angeschlossen ist – mussten die Probanden in der vorliegenden Studie unterschiedliche statische und dynamische Tests durchführen. Untersucht wurden 48 VKB-insuffiziente Patienten vor und ein, zwei sowie sechs Monate nach Patellasehnenersatzplastik. Die Tests wurden jeweils mit und ohne Kniegelenksorthese durchgeführt. Als Kontrollgruppe dienten 26 gesunde Probanden. Zusätzlich wurden 20 Leistungssportler vor und nach Durchführung eines koordinativen Trainings den gleichen Tests unterzogen.

Bei bestehender VKB-Ruptur zeigte sich bei den Patienten im Vergleich zur Kontrollgruppe ein signifikant schlechteres Koordinationsverhalten. Schon einen Monat postoperativ war eine signifikante Verbesserung der Testergebnisse zu verzeichnen, teilweise auch gegenüber der Kontrollgruppe. Zwei Monate postoperativ waren alle Ergebnisse signifikant besser als die der Kontrollgruppe. Sechs Monate postoperativ entsprachen die Ergebnisse wieder dem Niveau der Kontrollgruppe.

Diese Testresultate decken sich mit den Ergebnissen der Studien zur Propriozeptionsforschung und sprechen für die Validität der verwendeten Testmethode. Die schnelle und deutliche Verbesserung der Koordination postoperativ spricht gegen den Propriozeptionsgewinn durch eine Reinnervation des Keuzbandtransplantats. Wahrscheinlicher ist, dass durch die normalisierte Biomechanik des Kniegelenks alle beteiligten Strukturen wieder in der Lage sind, normale Informationen zu liefern.

Unterstützt wird diese Interpretation durch die Ergebnisse mit der Kniegelenksorthese. Dabei zeigte sich eine signifikante Verbesserung des Koordinationsverhaltens lediglich in den präoperativ durchgeführten Tests. Postoperativ konnte dieser Effekt nicht nachgewiesen werden. Das entspricht den Testergebnissen anderer Studien mit Kniegelenksbandagen. Der Einsatz einer Orthese scheint daher aus koordinativer Sicht nur präoperativ sinnvoll. Postoperativ hingegen macht die Normalisierung der Gelenkkinematik den Einsatz der Orthese überflüssig.

Bei den Tests mit der Sportlergruppe zeigten sich überraschenderweise signifikant schlechtere Werte als bei der Kontrollgruppe. Das wurde durch die überdurchschnittliche Körpergröße und den damit höhergelegenen Körperschwerpunkt erklärt. Allerdings zeigte bereits der erste Test nach Durchführung des gleichen Koordinationstrainings wie in der Patientengruppe eine signifikante Verbesserung des Koordinationsvermögens. Auch im Vergleich zur Kontrollgruppe waren zu diesem Zeitpunkt die Ergebnisse teilweise signifikant besser. Sechs Monate später, nach Beendigung des Trainings, war das Koordinationsvermögen wieder auf die Werte der ersten Untersuchung zurückgegangen. Das lässt den Schluss zu, dass auch Sportler durch spezielles Training ihr Koordinationsvermögen weiter steigern können. Ein Gewöhnungseffekt scheint nicht vorhanden zu sein. Eine Senkung der Verletzungshäufigkeit und Verletzungsschwere wurde in anderen Studien bereits nachgewiesen.

7 Literaturverzeichnis

1 Andersson C, Odensten M, Good L, Gillquist J: Surgical or non-surgical treatment of acute ruptur of the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg 71 (A): 965-974 (1989)

2 Andrew BL, Dodt E: The development of sensory endings at the knee joint of the cat. Acta Physiol Scand 28: 8287-8296 (1953)

3 Andrew BL: The sensory innervation of the medial ligament of the knee joint. J Physiol 123: 241-250 (1954)

4 Aniss AM, Diener HC, Hore J, Gandevia SC, Burke D: Behavior of human muscle receptors when reliant on proprioceptive feedback during standing. J Neurophysiol 64: 661-670 (1990)

5 Appell HJ: Muscular atrophy following immobilisation - A review. Sports Med 10: 42-58 (1990)

6 Arnoczky SP: Anatomy of the anterior cruciate ligament. Clin Orthop 172: 19-25 (1983)

7 Aumann M: Klinische Bedeutung von sensorischen Nervenendigungen im vorderen Kreuzband. Med. Dissertation, Universität München (1994)

8 Avila de GA, O´Connor BL, Visco DM, Sisk TD: The mechanoreceptor innervation of the human fibular collateral ligament. J Anat 162: 1-7 (1989)

9 Barrack RL, Skinner HB, Brunet ME, Cook SD: Joint laxity and proprioception the knee. Physican Sportsmed 11: 130-135 (1983 a)

10 Barrack RL, Skinner HB, Brunet ME, Haddad RJ jr.: Functional performance of the knee after intraarticular anaesthesia. Am J Sports Med 11: 258-261 (1983 b)

11 Barrack RL, Skinner HB, Cook SD, Haddad RJ jr.: Effect of articular disease and total knee arthroplasty on knee-joint position sense. J Neurophysiol 50: 684-687 (1983 c)

12 Barrack RL, Skinner HB, Brunet ME, Cook SD: Joint kinesthesia in the highly trained knee. J Sports Med Phys Fitness 24: 18-20 (1984 a)

13 Barrack RL, Skinner HB, Cook SD: Proprioception of the knee joint. Pradoxical effect of training. Am J Phys Med 63: 175-181 (1984 b)

14 Barrack RL, Skinner HB, Buckley SL: Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. Am J Sports Med 17: 1-6 (1989)

15 Barrett DS: Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. J Bone Joint Surg 73 (Br): 833-837 (1991)

16 Barrett DS, Cobb AG, Bently G: Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. J Bone Joint Surg 73 (Br): 53-56 (1991)

17 Basset GS, Fleming BC: The Lenox Hill brace in anterolateral rotatory instability. Am J Sports Med 11: 345-348 (1993)

18 Beard DJ, Kyberd PJ, Fergusson CM, Dodd CA: Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligament. An objective indication of the need for surgery?

J Bone Joint Surg 75 (Br): 311-315 (1993)

19 Beard DJ, Dodd CA, Trundle HR, Simpson AH: Proprioception enhancement for Anterior Cruciate Ligament Deficientcy. J Bone Joint Surg 76-B: 654-659 (1994)

20 Beard DJ, Kyberd PJ, O`Connor JJ, Fergusson CM, Dodd CA: Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency. J Orthop Res 12: 219-228 (1994)

21 Beck C, Drez D Jr., Young J, Cannon WD Jr., Stone ML: Instrumented testing of functional knee braces. Am J Sports Med 14: 253-256 (1986)

22 Beynnon BD, Pope MH, Wertheimer CM, Johnson RJ, Fleming BC, Nichols CE, Howe JG: The effect of functional knee-braces on strain of the anterior cruciate ligament in vivo. J Bone Joint Surg 74 (A): 1298-1312 (1992)

23 Beynnon BD, Good L, Risber MA: The effect of bracing on proprioception of knees with anterior cruciate ligament injury. J Orthop Sports Phys Ther 32: 11-15 (2002)

24 Biedert RM, Stauffer E, Friedrich NF: Occurence of free nerve endings in the soft tissue of the knee joint. Am J Sports Med 20: 430-433 (1992)

25 Biedert RM, Stauffer E: Propriozeptives Training bei Spitzensportlern. Sportorth Sporttrauma 19: 102-105 (1996)

26 Birmingham TB, Inglis JT, Kramer JF, Vandervoort AA: Effect of a neoprene sleeve on knee joint kinesthesis. Med Sci Sports Exerc 32: 304-308 (2000)

27 Bizzi E: Motor control mechanisms. An overview. Neurol Clin 5: 523-528 (1987)

28 Branch TP, Hunter RE: Functional analysis of anterior cruciate ligament braces. Clin Sports Med 9: 771-797 (1990)

29 Brand B, Buchgraber A, Paessler HH: Veränderungen des Koordinationsvermögens vor und nach einer Kreuzbandruptur. Arthroskopie 9: 91-95 (1996)

30 Brandt KD, Palomski MJ, Perricone E: Aggregation of cartilage proteoglycans. Evidence for the presence in osteoarthritic cartilage. Arthritis Rheum 19: 1308-14 (1976)

31 Brand RA: Knee ligaments: A new view. J Biomech Eng 108: 106-110 (1986)

32 Calin A: Degenerative joint disease. Am Fam Physician 33: 167-172 (1986)

33 Caraffa A, Cerulli G, Projetti M, Aisa D, Rizzo A: Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 4: 19-21 (1996)

34 Cerulli, G: Mechanoreceptors in anatomical structures of the human knee. In: Müller W, Hackenbruch W (Hrsg): Surgery and arthroscopy of the knee. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, S. 50-54 (1988)

35 Cerulli G, Benoit DL, Caraffa A, Ponteggia F: Proprioceptive training and prevention of after anterior cruciate ligament injuries in soccer. J Orthop Sports Phys Ther 31:655-660 (2001)

36 Clark FJ, Horch KW, Bach SM, Larson GF: Contributions of cutaneus and joint receptors to static knee position sense in man. J Neurophysiol 42: 877-888 (1979)

37 Clark FJ, Burgess RC, Chapin JW, Lipscomb WT: Role of intramuscular receptors in the awareness of limb position. J Neurophysiol 54: 1529-1540 (1985)

38 Co FH, Skinner HB, Cannon WD: Effect of reconstruction of the anterior cruciate ligament on proprioception of the knee and the heel strike transient. Orthop Res 11: 696-704 (1993)

39 Colbome GR, Olney SJ: Feedback of joint angle and EMG in gait of able-bodied subjects. Arch Phys Med Rehabil 71: 478-483 (1990)

40 Cook FF, Tibone JE, Redfem FC: A dynamic analysis of a functional brace for anterior cruciate ligament insufficiency. Am J Sports Med 17: 519-524 (1989)

41 Corrigan JP, Cashman WF, Brady MP: Proprioception in the cruciate deficient knee. J Bone Joint Surg 74 (Br): 247-250 (1992)

42 Dahners LE, Padgett I: The effect of motion on collagen-organization in healing ligaments. Trans Orthop Res Soc 15: 511-514 (1990)

43 Daniel DM, Malcom LL, Losse G, Stone ML, Sachs R, Burke R: Instrumented measurement of anterior laxity of the knee. J Bone Joint Surg 67 (A): 720-726 (1985)

44 Daniel DM, Stone ML, Sachs R, Malcom LL: Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption. Am J Sports Med 13: 401-407 (1985)

45 David H: Wörterbuch der Medizin, Zetkin-Verlag, Berlin; S. 211 (1992)

46 Demeter A: Sport im Wachstums- und Entwicklungsalter. Johann Barth, Leipzig, S. 35-42 (1981)

47 Dommelen BA van, Fowler PJ: Anatomy of the posterior cruciate ligament. Am J Sports Med17: 24-29 (1989)

48 Duncan PW, Chandler J, Studenski S, Hughes M, Prescott B: How do physiological componants of balance effect mobility in elderly men? Arch Phys Med Rehabil 74: 1343-1349 (1993)

49 Eckhard I: Bedeutung der neuromuskulären Koordination für die sportliche Belastbarkeit nach VKB-Verletzung. Sportverletz Sportschaden 8: 17-25 (1994)

50 Ehrlich MG, Houle PA, Vigliani G: Correlation between articular cartilage collagenase activity and osteoarthritis. Arthritis Rheum 21: 761-66 (1987)

51 Engel A, Petsching R, Baron R, Ammer K: Einfluß der Menisektomie auf die Kraft des M. quadrizeps femoris nach mehr als drei Jahren. Klin Wochenschr 102: 663-666 (1990)

52 Engelhardt M: Neuromuskuläre Veränderungen nach Kniegelenkstraumen und Operationen am Kniegelenk. Med Habilitationsschrift, Universität Frankfurt (1998)

53 Engelhardt M, Freiwald J, Reuter I, Mortier J, Huth D: Beeinflussung der Sportfähigkeit durch neuromuskuläre Veränderungen nach Trauma und Operation am Kniegelenk. Arthroskopie 13: 302-306 (2000)

54 Engelhardt M, Freiwald J, Rittmeister M: Rehabilitation nach vorderer Kreuzbandplastik. Orthopäde 31: 791-798 (2002)

55 Ferell WR: The adequacy of stretch receptors in the cat knee joints for signalling joint angles throughtout a full range of movement. J Physiol 299: 85-99 (1980)

56 Fink C, Hoser C, Benedetto KP, Judmaier W: (Neuro)Muskuläre Veränderungen der kniestabilisierenden Muskulatur nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Sportverletz Sportschaden 8: 25-30 (1994)

57 Finsterbush A, Friedman B: Early changes in immobilized rabbits knee joints. Clin Orthop 92: 305-319 (1973)

58 Fischer-Rasmussen T, Jensen TO, Kjaer M, Krogsgaard M, Dyhre-Poulsen P, Magnusson SP: Is proprioception altered during loaded knee extension shortly after ACL ruptur? Int J Sports Med 22: 385-391 (2001)

59 France PE, Derscheid G, Irrgang JJ, Malone T: Preliminary clinical evaluation of the Breg K.A.T.: effects of training in nomals. Isokin Exerc Scie 2: 133-139 (1992)

60 Freeman MA, Wyke B: Articular contributions to limb muscle reflexes. The effect of partial neurectomy of the knee-joint on postural reflexes. J Surg (Br) 53: 61-68 (1966)

61 Freeman MA, Wyke B: The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. J Anat 101: 505-532 (1967)

62 Freiwald J, Jäger A, Thoma W: Isokinetische und isometrisch Muskelfunktionsanalysen nach arthroskopisch durchgeführter vorderen Kreuzbandersatzplastiken. Sportverletz Sportschaden 6: 6-13 (1992)

63 Freiwald J, Starischka S, Engelhardt M: Rehabilitatives Kraftraining. Z Sportmed 44: 368-78 (1993)

64 Fremerey RW, Lobenhoffer P, Zeichen J, Skutek M, Bosch U, Tscherne H: Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with deficiency of the anterior cruciate ligament: a prospective, longitudinal study. J Bone Joint Surg (Br) 82: 801-806 (2000)

65 Fromm B: Tierexperimentelle Untersuchungen über das allogen transplantierte vordere Kreuzband. Med Habilitationsschrift, Universität Heidelberg (1993)

66 Fromm B, Schäfer B, Kummer W: Nerve supply to the anterior cruciate ligament and cruciate ligament allograft. Sportverletz Sportschaden 7: 101-108 (1993)

67 Gamble JG, Edwards CC, Max SR: Enzymatic adaptation in ligaments during immobilization. Am J Sports Med 12: 221-228 (1984)

68 Gardner E: The distribution and termination of nerves in the knee joint of the cat.
J Comp Neurol 80: 11-32 (1944)

69 Gardner E: The innervation of the knee joint. Anat Rec 101: 109-130 (1948)

70 Geyer M, Siebert WE, Wirth CJ: Bewegungsanalysen im alpinen Skirennsport: Neue Ergebnisse. Orthop Mitteilungen 23: 110 (1993)

71 Gomez-Barrena EML: Neural pathways of anterior cruciate ligament to the spinal ganglia. Orthop Res Soc Meeting, Washington, DC (1992)

72 Grace TG, Skipper BJ, Newberry JC, Nelson MA, Sweetser ER, Rothman ML: Prophylactic knee braces and injury to lower extremity. J Bone Joint Surg 70 (A): 422-427 (1988)

73 Grifka J, Jutka H: Grundsätzliche Probleme der Versorgung mit Knieorthesen. Z Orthop 132: 207-213 (1994)

74 Grigg P: Biophysical studies of mechanoreceptors. J Appl Physiol 60: 1107-1115 (1986)

75 Grimby G, Gustafsson E, Peterson L, Renström P: Quadriceps function and training after knee ligament surgery. Med Sci Sports Exerc 12: 70-75 (1980)

76 Grüber J, Wolter D, Lierse W: Der vordere Kreuzbandschaden (LCA-Reflex). Unfallchirurg 89: 551-554 (1986)

77 Häkkinen K, Komi PV: Changes in neuromuscular perfomance in voluntary and reflex contraction during strength training in man. Int J Sports Med 4: 282-288 (1983)

78 Halata Z, Haus J: The ultrastructure of sensory nerve endings in human anterior cruciate ligament. Anat Embryol 179: 415-421 (1989)

79 Harter RA, Osterning LR, Singer KM, James RL, Larson RL, Jones DC: Long-term evaluation of knee stability and function following surgical reconstruction for anterior cruciate ligament insuffiency. Am J Sports Med 16: 434-443 (1988)

80 Hasan Z, Stuart DG: Animal solutions to problems of movement control: The role of proprioceptors. Annu Rev Neurosci 11: 199-223 (1988)

81 Haus J, Refior HJ: A study of the synovial and ligamentous structure of the ACL. Int Orthop 11: 117-124 (1987)

82 Haus J, Halata Z: Innervation of the anterior cruciate ligament. Int Orthop 14: 293-296 (1990)

83 Haus J, Halata Z, Refior HJ: Propriozeption im vorderen Kreuzband des menschlichen Kniegelenks - morphologische Grundlagen. Z Orthop 130: 484-494 (1992)

84 Hefti F, Müller W: Heutiger Stand der Evaluation von Kniebandläsionen – Das neue IKDC-Knie- Evaluationsblatt. Orthopäde 22: 351-362 (1993 a)

85 Hefti F, Müller W, Jacob RP, Stäubli HU: Evaluation of knee ligament injuries with the IKDC form. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 1: 226-234 (1993 b)

86 Henriksson M, Ledin T, Good L: Postural control after anterior cruciate ligament reconstruction and functional rehabilitation. Am J Sports Med 29: 359-366 (2001)

87 Hilton J: On the influence of mechanical and physiological rest in the treatment of accidents and surgical diseases and the diagnostic value of pain. A course of lectures. Bell and Dandy, London (1863)

88 Hollander J: Joint problems in the elderly. Postgrad Med 84: 209-216 (1988)

89 Hollmann W, Hettinger T: Arbeits- und Trainingsgrundlagen. In: Hollmann W, Hettinger T (Hrsg): Sportmedizin. Schattauer, Stuttgart - New York, S. 38-52 (1980)

90 Hopper DM, Creagh MJ, Fromby PA, Goh SC, Boyle JJ, Strauss GR: Functional measurement of knee joint position sense after anterior cruciate ligament reconstruction. Arch Phys Med Rehabil 84: 868-872 (2003)

91 Hsieh HH, Walker PS: Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. J Bone Joint Surg 58 (A): 87-93 (1976)

92 Hufschmidt HJ, Sell G: Über die proprioceptive Regulation des Stehens beim Menschen. Z Orthop 128: 16-20 (1990)

93 Hurley MV, Jones DW, Wilson D, Newham DJ: Rehabilitation of quadriceps inhibited due to isolated ruptur of the anterior cruciate ligament. J Orth Rheum 5: 145-154 (1994)

94 Jeletzky AG: Über die Innervation der Kapsel und der Epyphysen des Kniegelenks. Arch Klin Chir 158: 646 – 647 (1930)

95 Jeletzky AG: On the innervation of the capsule and epiphysis of the knee. Vestn Khir 22: 74-112 (1931)

96 Jennings AG, Seedholm BB: Proprioception in the knee and reflex hamstring contraction latency. J Bone Joint Surg 76 (Br): 491-494 (1994)

97 Jerosch J: Funktionelle Behandlung bei Bandverletzungen des Kniegelenkes. Klinik Magazin, Sonderheft Kniebandverletzungen 12: 36-38 (1996)

98 Jerosch J, Prymka M: Propriozeptive Fähigkeiten des gesunden Kniegelenkes: Beeinflussung durch eine elastische Bandage. Sportverletz Sportschaden 9: 72-76 (1995)

99 Jerosch J, Prymka M: Knee joint proprioception in normal volunteers and patients with anterior cruciate ligament tears. Taking special account of the effect of a knee bandage. Arch Orthop Trauma Surg 115: 162-166 (1996 a)

100 Jerosch J, Prymka M: Knee joint proprioception in normal volunteers and patients with anterior cruciate ligament tears. Taking special account of the effect of a knee bandage. Poster, ESSKA-Meeting, Budapest (1996 b)

101 Johansson H, Sjölander P, and Sojka P: A sensory role for the cruciate ligaments.
Clin Orthop 268: 161-178 (1991)

102 Kennedy JC, Weinberg WH, Wilson AS: The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. As determinated by clinical and morphological studies. J Bone Joint Surg 56 (A): 223-235 (1974)

103 Kennedy JC, Alexander IJ, Hayes KC: Nerve supply of the human knee and its functional importance. Am J Sports Med 10: 329-335 (1982)

104 Krauspe R, Schmidt M, Schaible HG: Sensory innervation of the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg 74 (A): 390-397 (1992)

105 Kreutzberger RR: Die Veränderung der neuromuskulären Koordination des Kniegelenks im Altersgang. Med Dissertation, Universität Ulm (1997)

106 Lackner JR: Some proprioceptive influences on the perceptual representation of body shape and orientation. Brain 111: 281-297 (1988)

107 Lawrence JS: Rheumatism in population. Heinemann Medical, London (1977)

108 Lephart SM: Proprioception following anterior cruciate ligament reconstruction. J Sport Rehab 1: 188-196 (1992)

109 Lephart SM, Fu FH: The role of proprioception in the treatment of sports injuries. Sports Execise Injury 1: 96-102 (1995)

110 Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, Fu FH: The Role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. Am J of Sports Med 25: 130-137 (1997)

111 Lui SH, Lunsford T, Vandsness TC (1993)
Comparison of functional knee braces for control of anterior tibial displacement. Vortrag beim Combined Congress of the Intern Arthroscopy ASS and Intern Soc. of the knee in Kopenhagen, 25-30.6.1993

112 Lysholm J, Gillquist J: Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. Am J Sports Med 10: 150-154 (1982)

113 Mackie PD, Rowe MJ: Bidirectional communication of sensory afferent information in a periphal nerve of the cat forelimb. Exp Brain Res 128: 369-376 (1999)

114 Mc Closkey DI: Kinesthetic sensibility. Physiol. Rev 58: 763-820 (1978)

115 Menzel A: Über die Erkrankung der Gelenke bei dauernder Ruhe derselben. Eine experimentelle Studie. Arch Clin Chir 12: 990-1009 (1871)

116 Mergener R, Hlavacka F, Schweigart G: Interaction of vestibular and proprioceptive inputs. J Vest Res 3: 41-57 (1993)

117 Miyatsu M, Atsuta Y, Watanabe M: The physiology of mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg 75 (Br): 653-657 (1993)

118 Mountcastle VS: In: Mountcastle VS (Hrsg): Medical physiology. Mosby, St. Louis, S. 73-74 (1980)

119 Newham DJ, Hurley MV, Jones DW: Ligamentous knee injuries and muscle inhibition. J Orth Rheum 2: 163-173 (1989)

120 Nicholas JA: Knee braces protect against sport injuries. J Musculoskel Med 3: 56-61 (1986)

121 Noyes FR, Torvik PJ, Hyde WB, De Lucas JL: Biomechanics of ligament failure: Analysis of immobilization, exercise and reconditioning effects in primates. J Bone Joint Surg 56 (A): 1406-1418 (1974)

122 Noyes FR, Matthews DS, Mooar PA, Grood ES: The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part II: The results of rehabilitation, activity

modification and counseling on functional disability. J Bone Joint Surg 65 (A): 163-174 (1983)

123 O`Connor BL, Mc Connaughey JS: The structure and innervation of cat knee menisci and their relation to a „sensory hypothesis“ of meniscal function. J Anat 153: 431-442 (1978)

124 O`Connor BL, Gonzales J: Mechanoreceptors in the medial collateral ligament of the cat knee joint. J Anat129: 719-729 (1979)

125 O`Connor BL, Seibel J: Anatomical variations of the posterior articular nerve to the cat joint. J Anat 136: 27-34 (1983)

126 O`Connor BL: The mechanoreceptor innervation of the posterior attachments of the lateral mensicus of the dog knee joint. J Anat 138: 15-26 (1984)

127 O´Connor BL, Palmoski MJ, Brandt KD: Neurogenic acceleration of degenerative joint lesions. J Bone Joint Surg 67 (A): 569-572 (1985)

128 Paessler HH, Shelbourne KD: Biologische, biomechanische und klinische Konzepte zur Nachbehandlung nach Bandeingriffen am Knie. Orthopäde 22: 421-435 (1993)

129 Paessler HH: Anatomiegerechte Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes. In: Wuschech H (Hrsg): Arthroskopische Knie- und Schulterchirurgie. Sympomed, München, S. 22-29 (1994)

130 Paessler HH: (1996 persönliche Mitteilung)

131 Paessler HH: Grundlagen der beschleunigten Rehabilitation. In: Paessler HH (Hrsg): Der vordere Kreuzbandschaden. Publikation in Vorbereitung (2000)

132 Pap G, Machner A, Nebelung W, Awiszus F: Detailed analysis of proprioception in normal and ACL-deficient knees. J Bone Joint Surg (Br) 81:764-768 (1999)

133 Parsch JD: Die Projektion und Faserqualität der sensiblen Afferenzen aus dem vorderen Kreuzband im Tierexperiment. Med Dissertation, Universität Heidelberg (1994)

134 Perlau R, Frank C, Fick G: The effect of elastic bandages on humen knee proprioception in the uninjured population. Am J Sports Med 23: 251-255 (1995)

135 Peterson L, Pitman MI, Gold J: The active pivot-shift: The role of the popliteus muscle. Am J Sports Med 12: 313-317 (1984)

136 Pitman MI, Nainzadeh N, Mench D, Gasalberti R, Song EK: The intraoperative evaluation of the neurosensory function of the anterior cruciate ligament in humans using somatosensory evoked potentials. Arthroscopy 8: 442-447 (1992)

137 Pope DF, Cole KJ, Brand RA: Physiologic loading of the anterior cruciate ligament does not activate quadriceps or hamstrings in the anaesthesized cat. Am J Sports Med 18: 595-599 (1990)

138 Prochazka A: Proprioception during voluntary movement. Can J Physiol Pharmacol 64 (4): 499-504 (1986)

139 Prymka M: Die Propriozeption des Kniegelenks. Med. Dissertation, Universität Münster (1997)

140 Ramsey DK, Wretenberg PF, Lamontagne M, Nemeth G: Electromyographic and biomechanic analysis of anterior cruciate ligament deficiency and functional knee bracing. Clin Biomech 18: 28-34 (2003)

141 Reider B, Arcand MA, Diehl LH, Mroczek K, Abulencia A, Stroud CC, Palm M Gilbertson J, Staszak P: Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy 19: 2-12 (2003)

142 Renström P, Arms SW, Stanwyck TS, Johnson RJ, Pope MH: Strain within the anterior cruiciate ligament during hamstring and quadriceps activity. Am J Sports Med 14: 83-87 (1986)

143 Reuter I, Engelhardt M, Freiwald J: Steuerung der Muskulatur durch sensorische Rückmeldung. TW Sport und Med 6: 181-184 (1994)

144 Rieder H: Koordinative Fähigkeiten. Zum Stand der Diskussion. In: Konexel E (Hrsg): Spektrum der Wissenschaft. Österreichischer Bundesverband, Wien (1987)

145 Ring C, Nayak USL, Isaacs B: Balance function in elderly people who have and who have not fallen. Arch Phys Med Rehabil 69: 261-264 (1988)

146 Risberg MA, Beynnon BD, Peura GD, Uh BS: Proprioception after anterior cruciate ligament reconstruction with and without bracing. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 7: 303-309 (1999)

147 Röthig P: Sportwissenschaftliches Lexikon. Hofmann-Verlag, Schorndorf , S.107-108 (1992)

148 Rompe G, Rieder H, Klump H: Unfallverhütung im Schulsport aus der Sicht des Orthopäden. In: Trageser, Böhmer (Hrsg): Unfallursachen, Unfallverhütung. Perimed-Verlag, Erlangen, S. 51-55 (1987)

149 Roth JH, Mendenhall HV, Mc Pherson GK: The effekt of immobilization on goat knees following reconstruction of anterior cruciate ligament. Clin Orthop 229: 278-282 (1988)

150 Roth K: Strukturanalyse koodinativer Fähigkeiten. In: Rieder H (Hrsg): Beiträge zur Bewegungsforschung im Sport. Limpert Verlag, Bad Homburg, S. 75-79 (1982)

151 Rovere GD, Adair MD: Anterior cruciate-deficient knees: A review of the literature. Am J Sports Med 11: 412-419 (1983)

152 Rovere GD, Haupt HA, Yates CS: Prophylactic knee bracing in college football. Am J Sports Med 15: 111-116 (1987)

153 Sainburg RL, Poizner H, Ghez C: Loss of proprioception produces deficits in interjoint coordination. J Neurophysiol 70: 2136-2147 (1993)

154 Schäffer C: Der Effekt der vorderen Kreuzband-Ruptur auf die Propriozeption. Med. Dissertation, Universität Münster (1997)

155 Scherer MA, Ascherl R, Gradinger R: Einfluss der Immobilisation auf das gesunde und das rekonstruierte vordere Kreuzband. Orth Mitteilungen 23: 103-105 (1993)

156 Schnabel G: Zur Bewegungskoordination. In: Rieder H (Hrsg) Bewegungslehre des Sports. Sammlung grundlegender Beiträge. Karl Hoffmann Verlag, Schorndorf (1977)

157 Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, Micheli L: Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. J Bone Joint Surg 66 (A): 1072-1076 (1984)

158 Schutte MJ, Dabezies EJ, Zimny ML, Happel LT: Neural anatomy of the human anterior cruicate ligament. J Bone Joint Surg 69 (A): 243-247 (1987)

159 Sell S, Zacher J, Lack S, Goethe S: Kniegelenkspropriozeption bei der chronischen Polyarthritis. Akt Rheumatol 17: 92-98 (1992)

160 Sell S, Zacher J, Lack S: Propriozeptionsstörung am arthrotischen Kniegelenk. Z Rheumatol 52: 150-155 (1993)

161 Shelbourne KD, Nitz PA: Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med 18: 292-299 (1990)

162 Sherrington CS: Observations of the sensual role of the proprioceptive nerve supply of the extrinsic ocular muscles. Brain 41: 332-343 (1918)

163 Siebert W, Geyer M, Scholz C: Dreidimensionale Bewegungsanalyse bei vorderer Knieinstabilität. Orthop Mitteilungen 23: 110 (1993)

164 Sitler M, Ryan J, Hopkinson W, Wheeler J, Santomier J, Kolb R: The efficacy of a prophylactic knee brace to reduce knee injuries in football. Am J Sports Med 18: 310-315 (1990)

165 Skinner HB, Barrack RL, Cook SD, Haddad RJ jr.: Joint position sense in total knee arthroplasty. J Orthop Res 1: 276-283 (1984)

166 Skinner HB, Wyatt MP, Hodgdon JA, Conard DW, Barrack RL: Effect of fatigue on joint position sense of the knee. J Orthop Res 4: 112-118 (1986)

167 Skoglund ST: Anatomical and physiological studies of knee joint innervation in the cat. Acta Physiol Scand 36: 1-100 (1956)

168 Skoglund ST: Joints receptors and kinethesis. In: Skoglund ST (Hrsg): Handbook of sensory physiology. Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg- New York, S. 111 - 136 (1973)

169 Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoij H, Bose W, Beck C, D`Ambrosia R: The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. Am J Sports Med 15: 207-213 (1987)

170 Spier W, Burri C: Nachbehandlung nach Kniebandverletzungen. Hefte Unfallheil 125: 35-41 (1975)

171 Steinbrück K: Epidemiologie von Sportverletzungen. Sportverletz Sportschaden 1: 2-12 (1987)

172 Stelmach GE, Teasdale N, Di Fabio RP, Phillips J: Age releated decline in postural control mechanisms. Int J Aging Hum Dev 29: 205-223 (1998)

173 Strauzenberg B: Entwicklung im Kindesalter. In: Strauzenberg B, Gürtler E, Hannemann H, Tittel J (Hrsg): Sportmedizin, Grundlagen der sportmedizinischen Betreuung. Johann Barth Verlag, Leipzig, S. 112-129 (1990)

174 Swash M: Position sense in a damaged knee. J Neurol 49: 100-101 (1996)

175 Swinkels A, Ward CD, Bagust J: Effect of immobilisation on position and movement sense of the knee. J Neuro Neurosurg Psychiatry 57 (3): 382-383 (1994)

176 Tegner Y, Lysholm J: Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. Clin Orthop 198: 43-49 (1985)

177 Teipel D: Diagnostik koordinativer Fähigkeiten. Profil Verlag, München (1988)

178 Teitz CC, Hermanson BK, Kromnal RA, Diehr PH: Evalution of the use of braces to prevent injury to the knee in collegiate football players. J Bone Joint Surg 69 (A): 2-9 (1987)

179 Thurner J, Marcacci M, Felli L: Die mögliche funktionelle Bedeutung von Gelenkrezeptoren. Z Orthop 119: 301-305 (1981)

180 Tibone JE, Antich TJ: Electromyographic analysis of anterior cruciate ligament deficient knees. Clin Orthop 288: 35-39 (1993)

181 Wahl B, Meinecke I, Awiszus F, Neumann W: Gangbildanalyse und arthrogene Muskelinhibition bei vorderer Kreuzbandruptur. Orthopäd Praxis 8: 531-534 (1997)

182 Walla DJ, Albright JP, Mc Auley E, Martin RK, Eldridge V: Hamstring control and the anterior cruciate ligament-deficient knee. Am J Sports Med 13: 34-39 (1985)

183 Warren PJ, Olanlokun TK, Cobb AG, Bentley G: Proprioception after knee arthroplasty. The influence of prothetic design. Clin Orthop 297: 182-187 (1993)

184 Weimar A: Sportunfälle: Ursachen, Verletzungsmuster, Prävention. Med. Dissertation, Universität Berlin (1997)

185 Weineck J: Sportbiologie. In: Weineck J (Hrsg): Beiträge zur Sportmedizin. Band 27, Perimed, Erlangen, S. 201-223 (1988)

186 Weineck J: Training der koordinativen Fähigkeiten. In: Weineck J (Hrsg): Optimales Training. Perimed, Erlangen, S. 85-97 (1996)

187 Wentzensen A: Frühkomplikationen, Begleit- und Nachbehandlung von frischen kombinierten Kniebandverletzungen. Langenbecks Arch Chir Suppl II: 435-443 (1989)

188 Wilke C, Froböse I: Quantifizierung propriozeptiver Leistungen von Kniegelenken. Dtsch Z Sportmed 54: 49-54 (2003)

189 Willis WD, Grossman RG: Medical neurobiologie. Mosby, St. Louis (1981)

190 Wilson AS, Lee BH: Hypothesis relevant to defective position sense in a damaged knee. J Neuro Neurosurg Psych 49: 1462-1463 (1986)

191 Wojtys EM, Loubert PV, Samson SY, Viviano DM: Use of a knee-brace for control of tibial translation and rotation. A comparison in cadavera of available models. J Bone Joint Surg 72 (A): 1323-1329 (1990)

192 Woo SL, Gomez MA, Seguchi Y, Endo CM, Akeson WH: Measurement of mechanical properties of ligament substance from a bone-ligament-bone preparation. J Orthop Res 1: 22-29 (1883)

193 Wu GK, Ng GY, Mak AF: Effects of knee bracing on the sensorimotor function of subjects with anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med 29: 641-645 (2001)

194 Wyke B: The neurology of joints. Ann R Coll Surg 41 (Br): 25-50 (1967)

195 Young A: Current issues in arthrogenous inhibition. Ann Rheum Dis 52: 829-834 (1993)

196 Zätterström R, Friden T, Lindstrand A, Moritz U: The effect of the physiotherapy on standing balance in chronic anterior cruciate ligament insufficiency. Am J Sports Med 22: 531-536 (1994)

197 Zichner D, Engelhardt M, Freiwald J: Sensorische Rückmeldung aus arthronalen Systemen als Steuerungsvoraussetzung der Muskulatur. Rheumatol Ortho 3: 45-49 (1994)

198 Zimmermann M: Das somatoviscerale sensorische System. In: Schmidt RF, Thews G (Hrsg) Grundriss der Sinnesphysiologie. 24. Aufl, Springer Verlag, Berlin-Heidelberg- New York, S.207-233 (1990)

199 Zimny ML, Schutte M, Dabezies E: Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. Anat Rec 214: 204-209 (1986)

8. Danksagung

Herrn Dr. med. Hans H. Paessler danke ich für die Bereitstellung des Themas der vorliegenden Arbeit und für die Unterstützung bei ihrer Durchführung.

Herrn Dr. med. Andreas Buchgraber danke ich für die vielen hilfreichen Anregungen, die fruchtbaren Diskussionen sowie seine praktische Unterstützung.

Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Thomas Naumann danke ich für seine Bereitschaft, die Arbeit zu betreuen und zu einem Abschluss zu bringen.