

Die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks vor und nach einem spezifischen sensomotorischen Training beim unverletzten Sportler

Von der Fakultät für Geschichts-, Sozial- und Wirtschaftswissenschaften der
Universität Stuttgart zur Erlangung der Würde eines Doktors der Philosophie
(Dr. phil.) genehmigte Abhandlung

Vorgelegt von Markus Gruber aus Ehenbichl/Tirol

Hauptberichter: PD Dr. W. Alt

Mitberichter: Prof. Dr. G. Schoder

Tag der mündlichen Prüfung: 12. September 2001

Institut für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart

2001

Die für uns wichtigsten Aspekte der Dinge sind durch
ihre Einfachheit und Alltäglichkeit verborgen.
Man kann es gar nicht bemerken – weil man es immer
vor Augen hat.
Die eigentlichen Grundlagen seiner Forschung fallen
dem Menschen gar nicht auf.

LUDWIG WITTGENSTEIN

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abkürzungsverzeichnis	V
Abstract	VII
Zusammenfassung	VIII
Vorwort	1
1 Einleitung	3
1.1 Fragestellung der Arbeit	8
1.2 Terminologie und Erläuterung grundlegender Begriffe	9
2 Literaturübersicht und Stand des Wissens	12
2.1 Das propriozeptive System.....	13
2.1.1 Die Muskelspindeln	14
2.1.1.1 Innervierung; Morphologie.....	14
2.1.1.2 Funktion; Aufgabe.....	16
2.1.2 Die Sehnenspindeln	19
2.1.2.1 Innervierung; Morphologie.....	19
2.1.2.2 Funktion; Aufgabe.....	19
2.1.3 Die Gelenksensoren	20
2.1.3.1 Morphologische und neurophysiologische Eigenschaften.....	22
2.1.3.2 Funktion; Aufgabe.....	23
2.1.4 Stellungen- und Bewegungssinn	28
2.1.4.1 Bedeutung der Gelenksensoren	28
2.1.4.2 Bedeutung der Muskel- und Sehnenspindeln	31
2.1.4.3 Bedeutung der Hautsensoren	32
2.1.4.4 Stellungen- und Bewegungssinn in der anwendungsorientierten Forschung	33
2.2 Das sensomotorische System	36
2.2.1 Direkt erregende und hemmende Einflüsse der Gelenksensoren	37
2.2.2 Indirekt erregende und hemmende Einflüsse der Gelenksensoren	40

2.2.2	Einfluß der Gelenksensoren auf das γ -motorische System.....	41
2.2.4	Das sensomotorische System und die Gleichgewichtsfähigkeit.....	43
2.2.5	Das sensomotorische System und die Kraftfähigkeit	45
2.2.6	Das sensomotorische System in der anwendungsorientierten Forschung	48
2.3	Synopsis – Stand des Wissens.....	54
3	Methodik	60
3.1	Probandendaten	60
3.2	Vorbereitung der Versuchspersonen	61
3.2.1	Elektromyographie.....	62
3.2.2	Goniometrie	63
3.3	Meßstationen und Parametererhebung	63
3.3.1	Standstabilität und funktionelle Gelenkstabilität (Posturomed [®]).....	64
3.3.1.1	Parameterberechnung (Posturomed [®]).....	65
3.3.1.2	Formulierung der Prüfhypothesen (Posturomed [®]).....	66
3.3.2	Funktionelle Gelenkstabilität bei dynamischer Tibiatranslation (Kniearthrometer)	67
4.3.3.1	Parameterberechnung (Kniearthrometer)	70
4.3.3.2	Formulierung der Prüfhypothesen (Kniearthrometer)	70
3.3.3	Isometrische Maximalkraftmessung (BKM)	71
3.3.3.1	Parameterberechnung (BKM).....	72
3.3.3.2	Formulierung der Prüfhypothesen (BKM)	73
3.4	Methodenkritik und Fehlerbetrachtung	74
3.4.1	Elektromyographie	75
3.4.2	Goniometrie	75
3.4.3	Parameter der isometrischen Maximalkraftmessung (BKM)	77
3.4.4	Parameter der Standstabilitätsmessung (Posturomed [®]).....	78
3.4.5	Parameter der funktionellen Gelenkstabilitätsmessung (Kniearthrometer)	79
3.5	Statistische Datenverarbeitung	80
3.6	Das Trainingsprogramm.....	81
3.6.1	Muskuläre Beanspruchung im Training.....	82
3.6.2	Formulierung der Prüfhypothesen (Training).....	84
4	Ergebnisse	85
4.1	Muskuläre Beanspruchung im Training	85
4.2	Standstabilität und funktionelle Kniegelenkstabilität (Posturomed [®]).....	89
4.2.1	Standstabilität	90
4.2.1.1	Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der Standstabilität	91

4.2.1.2 Gruppenspezifische Veränderungen der Standstabilität nach der Trainingsintervention.....	93
4.2.2 Funktionelle Kniegelenkstabilität (mechanische Aspekte).....	95
4.2.2.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der funktionellen Gelenkstabilität.....	96
4.2.2.2 Gruppenspezifische Veränderungen der funktionellen Gelenkstabilität nach der Trainingsintervention.....	97
4.2.3 Zusammenhang zwischen der Standstabilität und der funktionellen Gelenkstabilität.....	99
4.2.4 Neuromuskuläre Kontrolle	100
4.2.4.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der neuromuskulären Kontrolle	101
4.2.4.2 Gruppenspezifische Veränderungen der neuromuskulären Kontrolle nach der Trainingsintervention.....	103
4.2.5 Synopsis (Posturomed [®])	106
4.3 Funktionelle Gelenkstabilität bei dynamischer Tibiatranslation (Kniearthrometer)..	108
4.3.1 Langsame Krafteinleitung.....	108
4.3.1.1 Untersuchung der Kontrollvariable	109
4.3.1.2 Mechanische Stabilität des Kniegelenks (langsame Krafteinleitung)	110
4.3.1.2.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der mechanischen Stabilität (langsame Krafteinleitung)	111
4.3.1.2.2 Gruppenspezifische Veränderungen der mechanischen Stabilität nach der Trainingsintervention (langsame Krafteinleitung)	112
4.3.1.3 Neuromuskuläre Kontrolle (langsame Krafteinleitung)	114
4.3.1.3.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der neuromuskulären Kontrolle (langsame Krafteinleitung)	115
4.3.1.3.2 Gruppenspezifische Veränderungen der neuromuskulären Kontrolle nach der Trainingsintervention (langsame Krafteinleitung)	116
4.3.2 Schnelle Krafteinleitung	117
4.3.2.1 Untersuchung der Kontrollvariablen	118
4.3.2.2 Mechanische Stabilität des Kniegelenks (schnelle Krafteinleitung)	120
4.3.2.2.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der mechanischen Stabilität (schnelle Krafteinleitung)	121
4.3.2.2.2 Gruppenspezifische Veränderungen der mechanischen Stabilität nach der Trainingsintervention (schnelle Krafteinleitung)	123
4.3.2.3 Neuromuskuläre Kontrolle (schnelle Krafteinleitung)	125
4.3.2.3.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der neuromuskulären Kontrolle (schnelle Krafteinleitung)	128
4.3.2.3.2 Gruppenspezifische Veränderungen der neuromuskulären Kontrolle nach der Trainingsintervention (schnelle Krafteinleitung)	129
4.3.3 Synopsis (Kniearthrometer).....	133

4.4 Isometrische Maximalkraftmessung (BKM).....	135
4.4.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der isometrischen Maximalkraftmessung	137
4.4.2 Gruppenspezifische Veränderungen der erhobenen Parameter nach der Trainingsintervention.....	139
4.4.3 Synopsis (BKM)	144
5 Diskussion	145
5.1 Sensomotorische Trainingsintervention	145
5.2 Standstabilität und funktionelle Gelenkstabilität (Posturomed [®]).....	147
5.3 Funktionelle Gelenkstabilität bei dynamischer Tibiatranslation (Kniearthrometer)..	154
5.4 Isometrische Maximalkraft der Beinstrecker (BKM).....	164
6 Schlußfolgerungen und Ausblick	173
Anhang A	179
Anhang B	180
Anhang C	182
Literaturverzeichnis	183
Lebenslauf	

Abkürzungsverzeichnis

ACL	Anterior Cruciate Ligament
Ap	anterior-posterior
BKM	Beinkraftmeßgerät
bzgl.	bezüglich
Eds.	Editors
EMG	Elektromyogramm
Hrsg.	Herausgeber
iEMG	integriertes EMG
KSP	Körperschwerpunkt
LAN	Lateral Articular Nerve
LCA	Ligamentum cruciatum anterius
LCL	Lateral Collateral Ligament
LCP	Ligamentum cruciatum posterius
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
MAN	Medial Articular Nerve
MCL	Medial Collateral Ligament
Mittelw.	Mittelwert
ml	medial-lateral
mod.	modifiziert
myl.	myelinisiert
MVC	Maximal Voluntary Contraction
N.	Nervus
PaC	Pacinian Corpuscle (Pacini-Körper)
PAN	Posterior Articular Nerve

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

PC	Personal Computer
PCL	Posterior Cruciate Ligament
RA	Rapidly Adapting (schnell adaptierend)
s.o.	siehe oben
SA	Slowly Adapting (langsam adaptierend)
SMS	Sensomotorisches System
Std.abw.	Standardabweichung
sub.	subjektiv
Suppl.	Supplementum
VAS	visuelle Analaogskala
vgl.	vergleiche

Abstract

Introduction: Neuromuscular control of the knee joint can influence performance in sports. Disorder of neuromuscular control may lead to poor control of movement and therefore probably to injury. In sports the lower extremity especially the knee joint is often involved in injuries. Consequential improvement of neuromuscular control, which is often done by sensomotor-training, becomes important. For the ankle joint improvement of postural equilibrium, functional joint stability and strength have been shown by some studies. To get some adaptations for the knee joint system fixation of the ankle joint seems to be meaningful. The purpose of this study is to examine neuromuscular control before and after a special (with and without fixation of the ankle joint) sensomotor-training-intervention.

Methods: 63 students (32male / 31 female) of physical education participated in this study. They were subdivided into three training groups (bare footed, orthetic device, ski boot). The training consisted of postural stabilisation tasks. The subjects were examined before and after the sensomotor-training with regard to postural equilibrium, functional joint stability and isometric strength ability under functional conditions.

Results: The neuromuscular strain of the muscles surrounding the knee joint was increased by fixation of the ankle during sensomotor-training. After the training, postural equilibrium and functional joint stability were increased in all three training groups. Strength ability could only be improved by the group with fixed ankle joint. These improvements were accompanied by functional adaptations of neuromuscular control.

Conclusions: A special sensomotor-training improves neuromuscular control of the knee joint system and thereby enhances postural equilibrium, functional joint stability and also strength ability. Thus these training intervention can be absolutely recommended to increase efficiency and control of movement and to prevent potential injuries of the knee joint system.

Key words: Sensomotor System; Neuromuscular Control; Proprioception; Training, Knee

Zusammenfassung

Einleitung: Die neuromuskuläre Kontrolle hat einen großen Einfluß auf die Qualität der sportlichen Bewegung. Ist sie gestört, kommt es möglicherweise zu einer fehlerhaften Bewegungsausführung, die sich leistungsmindernd auswirkt und unter Umständen zu einer Verletzung führen kann. Dabei ist die untere Extremität, insbesondere das Kniegelenk, häufig die leidtragende Struktur der sportlichen Überbeanspruchung. Um eine zielgerichtete Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle zu erreichen, wird häufig ein sensomotorisches Training durchgeführt. Für das Sprunggelenk und die sprunggelenkumgreifende Muskulatur sind in mehreren Studien Anpassungen, im Hinblick auf die Standstabilität, die funktionelle Gelenkstabilität und die Kraftfähigkeit, der gelenkumgreifenden Muskulatur nachgewiesen. Für die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks liegen zu dieser Thematik bisher keine Untersuchungen vor. Um am Kniegelenk stärkere Anpassungen zu erreichen, bietet sich eine Fixierung des Sprunggelenks während der Trainingsintervention an. In der vorliegenden Arbeit wird deshalb die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks vor und nach einem speziellen sensomotorischen Training untersucht.

Methodik: An der Untersuchung nehmen 63 Sportstudenten (32 männlich / 31 weiblich) der Universität Stuttgart teil. Im Sinne der Fragestellung werden sie randomisiert in drei gleich große Trainingsgruppen (keine Fixation des Sprunggelenks (Barfuß); teilweise Fixation des Sprunggelenks (Orthese); Fixation des Sprunggelenks (Skischuh)) aufgeteilt. Es werden Parameter zur Bestimmung der Standstabilität (Posturomed[®]), der funktionellen Gelenkstabilität (Kniearthrometer) und der isometrischen Maximalkraftfähigkeit (Beinkraftmeßgerät) erhoben. Darüber hinaus wird im Training einmalig die neuromuskuläre Aktivierung der sprung- und kniegelenkumgreifenden Muskulatur in den verschiedenen Trainingsgruppen bestimmt. Dabei ergeben sich zwei hauptsächliche Anforderungen an das methodische Vorgehen. Um die Ergebnisse der Untersuchung auf die sportliche Bewegung übertragen zu können, muß für die Meßsituation eine möglichst hohe Funktionalität gegeben sein. Eine adäquate Beurteilung der neuromuskulären Kontrolle kann dabei nur in Verbindung von mechanischen (Innensicht) und neurophysiologischen (Außensicht) Parametern erfolgen.

Ergebnisse und Diskussion: Durch eine Fixierung des Sprunggelenks während des sensomotorischen Trainings gelingt es, die neuromuskuläre Beanspruchung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur zu erhöhen.

Alle Trainingsgruppen zeigen deutliche Anpassungseffekte bezüglich der Standstabilität. Die trainingsbedingten Anpassungen der neuromuskulären Kontrolle des Sprung- und Kniegelenks führen zu einer verbesserten neuromuskulären Koordination.

Für die funktionelle Gelenkstabilität des Knies kommt es zu einer Vergrößerung der Gelenkstiffness, verbunden mit einer Erhöhung der Hamstrings-Aktivität und einer, im Bereich der frühen Reflexe, zusätzlichen Reduktion der Quadrizeps-Aktivität. Es lassen sich reizadäquate Anpassungen der neuromuskulären Kontrolle feststellen, die hochfunktionell im Sinne der Reduktion einer ventralen Verschiebung des Unterschenkels sind. Dabei zeigt sich keine spezifische Abhängigkeit der Adaptationen von der Fixierung des Sprunggelenks während der sensomotorischen Trainingsinterventionen. Für die Gelenkstiffness des Knies ist darüber hinaus eine spezifische Abhängigkeit vom Körpergewicht und Geschlecht der Teilnehmer nachzuweisen.

Für die Kraftfähigkeit ergeben sich, durch das sensomotorische Training mit fixiertem Sprunggelenk, Verbesserungen in einem sehr frühen bis frühen Bereich der Kraftentwicklung. In diesem Bereich kommt es zu einer Verbesserung der Explosivkraft, die von einer verstärkten neuromuskulären Aktivität des Quadrizeps begleitet ist. Diese Verbesserungen sind nur durch eine Fixierung des Sprunggelenks während des sensomotorischen Trainings zu erreichen.

Schlußfolgerungen und Ausblick: Für die Kraftfähigkeit, die Standstabilität und die funktionelle Gelenkstabilität ergeben sich auf Grund der durchgeführten sensomotorischen Trainingsinterventionen Anpassungen der neuromuskulären Kontrolle, die als effizient im Sinne der Anforderung einer leistungssteigernden bzw. verletzungspräventiven Funktion zu werten sind. Eine Fixierung des Sprunggelenks während des sensomotorischen Trainings ergibt nur für die Verbesserung der Kraftfähigkeit einen deutlichen Vorteil gegenüber dem Training mit teilfixiertem bzw. freiem Sprunggelenk.

Ein sensomotorisches Training kann auf Grund dieser Studie für die Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle des Kniegelenks uneingeschränkt empfohlen werden. Eine Fixation des Sprunggelenks während des Trainings ist nur zu empfehlen, wenn speziell die Kraftfähigkeit im Vordergrund steht oder entsprechende sportartspezifische Anforderungen gegeben sind (wie z.B. im Skilauf).

In weiterführenden Untersuchungen sollten zusätzlich zu einem rein sensomotorischen Training die Auswirkungen von Krafttraining und kombinierten Trainingsformen verglichen werden, um ein differenziertes Trainingskonzept zur Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle des Kniegelenks vorlegen zu können.

Schlagwörter: Sensomotorisches System, neuromuskuläre Kontrolle, Propriozeption, Training, Kniegelenk

Vorwort

Die vorliegende Dissertationsschrift entstand in den Jahren 1998 bis 2000 am Institut für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart. Die Arbeit wurde von der Landesgraduiertenförderung von April 1998 bis September 2000 finanziell gefördert.

Ohne die nötige finanzielle Unterstützung wäre weder diese Arbeit noch meine Teilnahme an zahlreichen Kongressen und fachlichen Tagungen in diesem Umfang möglich gewesen. Deshalb gilt mein erster Dank der Landesgraduiertenförderung. Ganz besonders möchte ich mich bei Fr. Harrer bedanken, die immer ein offenes Ohr und ein freundliches Wort für meine Anliegen gehabt hat.

Auch ohne die fachliche Unterstützung und Mitarbeit vieler Kollegen am Institut für Sportwissenschaft wäre diese Arbeit so nicht möglich gewesen. Bei der gesamten Arbeitsgruppe möchte ich mich deshalb für das entspannte aber dennoch ideenreiche Arbeitsklima bedanken.

Herrn Prof. Dr. Albert Gollhofer gilt in diesem Zusammenhang mein besonderer Dank für das freundliche und ungezwungene Arbeitsklima und die wertvolle menschliche und fachliche Unterstützung während meiner Promotionszeit. Ihm und Herrn Prof. Dr. Schoder möchte ich für die Betreuung innerhalb meines Promotions-Stipendiums danken.

Darüber hinaus danke ich Herrn Dipl. Sportlehrer Walter Rapp, Herrn PhD Hans-Josef Gros, Herrn Dr. Heinz Lohrer vom Sportmedizinischen Institut in Frankfurt am Main und Herrn Bernd Herbeck (Sportomed[®] Mannheim) für die hilfreichen Gespräche und die vielen Hinweise zur Arbeit. Ganz besonders möchte ich mich in diesem Zusammenhang bei Herrn Dr. Sven Bruhn bedanken, der nicht nur eine immense Vorarbeit für diese Arbeit geleistet hat, sondern der mir darüber hinaus stets bei Fragen und Problemen hilfreich zur Seite stand.

Meinen Probanden danke ich für die eiserne Disziplin und ihren Einsatz bei der Durchführung der Trainingseinheiten, sowie für ihr zeitliches Engagement (das einige Probanden durchaus aufbringen mußten) während der Messungen.

Außerdem möchte ich mich bei allen Studenten bedanken, die als Hilfswissenschaftler oder durch eine wissenschaftliche Qualifikationsarbeit einen wertvollen Beitrag zur Fertigstellung

dieser Arbeit geleistet haben. In diesem Zusammenhang gilt mein Dank Jörg Arens, Daniel Gresser, Tanja Frisch, Nina Klingele, Martin Mäusle, Dirk Moser, Alexander Schempp, Wolfgang Volz, Beatrice Wiesbacher und in ganz besonderem Maße Stefanie Karl und Kerstin Sigle.

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. Wilfried Alt, der diese Arbeit betreut hat. Ich möchte mich bei ihm für das freundliche Klima, die wertvolle fachliche und auch menschliche Unterstützung und, nicht zuletzt, für die Übernahme des Hauptberichtes bedanken.

Zum Schluß gilt mein größter Dank zwei Menschen, die keinen inhaltlichen Einfluß auf die Arbeit genommen haben – die aber dennoch den größten Anteil an ihrer Fertigstellung haben: meinen Eltern.

Kapitel 1

Einleitung

Der Spitzensportler, der z.B. im alpinen Skisport eine Abfahrt in knapp zwei Minuten bewältigt, hat scheinbar wenig gemein mit dem Skiläufer, der eine Woche später im Urlaub die gleiche Strecke in fünfzehn Minuten hinter sich bringt. Zu offensichtlich unterscheiden sich die beiden in der Dynamik der Bewegungen. Durch jahrelanges Training bringt der Rennläufer bessere Kraft, Ausdauer- und Schnelligkeitsfähigkeiten mit, des weiteren besitzt er bessere sporttechnische Fertigkeiten und eine höhere Handlungskompetenz als der Freizeitsportler.

Für den Laien wird schnell klar, daß aus diesen Gründen der Skirennläufer in der Lage ist eine höhere absolute sportliche Leistung zu realisieren, wie sich in diesem Fall anhand der Zeit objektiv recht einfach feststellen läßt. Der Sportwissenschaftler setzt sich differenzierter mit den Leistungsvoraussetzungen und dem Zustandekommen der sportlichen Leistung auseinander.

In der Trainingswissenschaft reduzieren SCHNABEL ET AL. (1997) die Voraussetzungen für das Erbringen einer sportlichen Leistung auf vier Ebenen. In Anlehnung an GUNDLACH (1980) entwickeln die Autoren ein Strukturmodell der sportlichen Leistung, in dem konstitutionelle, konditionelle, koordinative und kognitive Faktoren die Grundvoraussetzungen sportlicher Leistung darstellen. Darüber hinaus kommen die Autoren zum Schluß: *„Man kann jedoch dem Wesen sportlicher Leistungen nur gerecht werden, wenn man die Entstehung des Resultats, d.h. die ganze Handlung bzw. Handlungsfolge, in den Leistungsbegriff einschließt“* (SCHNABEL ET AL. 1997, 33). Diese *„Entstehung des Resultats“* wird von den Autoren in Anlehnung an den Begriff Handlungsvollzug als Leistungsvollzug definiert. In Abb.1-1 sind die vier Vollzugsebenen der sportlichen Leistung sowie die Wechselwirkungen untereinander und innerhalb der Ebenen zu den Leistungsvoraussetzungen und dem Leistungsvollzug dargestellt.

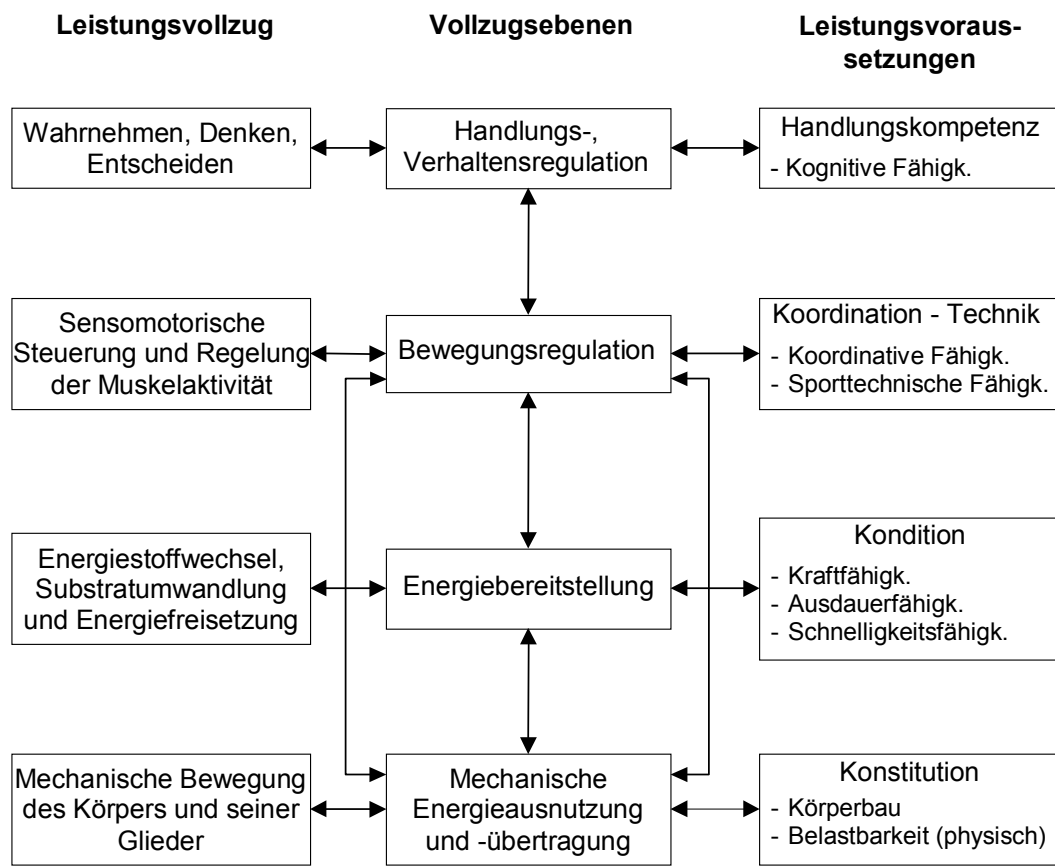


Abb.1-1 Modellansatz der verallgemeinerten Struktur sportlicher Leistung
(mod. nach SCHNABEL ET AL. 1997, 45).

In ihrer Gesamtheit stellen die Leistungsvoraussetzungen ein Wirkungs- bzw. Bedingungsgefüge der sportmotorischen Leistungsfähigkeit dar (vgl. KIBELE 1995). In ihm werden die Wechselwirkungen zwischen den einzelnen Faktoren deutlich. Eine besondere Bedeutung wird dabei den koordinativen Voraussetzungen beigemessen, da sie durch die Regulation der Bewegung ständig mit den drei anderen Leistungsvoraussetzungen in Wechselwirkung stehen. So kommt beispielsweise GOLLHOFER (1993) zu dem Schluß, daß erst die Eingliederung von sensorischen Rückmeldungen eine koordinativ abgestimmte Motorik erwarten läßt.

Bei jeder Bewegung müssen die energetischen Prozesse einer Vielzahl von Muskeln zeitlich und niveaumäßig abgestimmt sein. Diese Abstimmung muß dabei im Hinblick auf die Einwirkung äußerer Kräfte erfolgen. Da ohne eine genaue Steuerung und Regelung der muskulären Aktivitäten, weder das konstitutionelle noch das energetisch-konditionelle Potential optimal genutzt werden können, gewinnt dieser Aspekt, besonders bei lang andauernden sportmotorischen Leistungen, im Hinblick auf Ermüdungsauswirkungen, an Bedeutsamkeit (vgl. SCHNABEL ET AL. 1994, 53f).

In direktem Zusammenhang mit der sportlichen Leistung und der „Leistungserbringung“ steht der Belastungs- und Beanspruchungsbegriff (SCHNABEL ET AL. 1997, 54f; vgl. auch ROHMERT 1984). Die Belastung wird dabei in Anlehnung an RÖTHIG (1983) und SCHNABEL / THIEß (1993), als eine Anforderung, die zur Adaptation sportlicher Leistung führt, gesehen. Die Beanspruchung wird nach GOLLHOFER (1993) als individuelle Reaktion auf die Belastung im Sinne einer Störung des inneren Gleichgewichts (vgl. auch NITSCH / HACKFORTH 1987) betrachtet.

Die enge Verknüpfung der Begriffe und ihre Auswirkung ist im Spitzensport offensichtlich. Dort werden die Belastungen für die Sportler aufgrund der fortschreitenden Steigerung der Leistungen immer größer. Die individuelle Beanspruchung der Athleten scheint dabei oftmals an ihre Grenzen zu stoßen oder diese gar zu überschreiten. Diese Gratwanderung endet nicht selten in einer Verletzung des Athleten. Ein Extrembeispiel im Leistungssport liefert hier das Rennwochenende des alpinen Damen-Weltcups St. Moritz im Jahre 2000. Fünf Rennläuferinnen fallen durch eine Verletzung, die sie sich während des Rennens zuziehen für die restliche Saison aus, das sind immerhin 10% der Gestarteten (VOGT 2000). Bemerkenswert ist, daß es sich dabei ausschließlich um Verletzungen des Kniegelenks handelt.

Die Gelenke bilden aus anatomischen Gründen die Schwachstellen des menschlichen Körpers im Hinblick auf externe und interne Krafteinflüsse. Aus diesem Grund sind sie einerseits sehr verletzungsanfällig, spielen aber andererseits eine wichtige Rolle bei der Kontrolle von Bewegungen. Die Kräfte müssen koordiniert und gerichtet über die Gelenke übertragen werden. Geschieht hier ein Fehler, resultiert daraus eine fehlerhafte Bewegungskontrolle, die zu einer Qualitätsminderung der sportlichen Bewegung führen kann.

Die Problematik der steigenden Beanspruchung der Gelenkstrukturen scheint im Bereich des Spitzensports offensichtlich, darf jedoch nicht nur für diesen diskutiert werden. Ein eindrucksvolles Beispiel liefert hier wiederum der alpine Skisport und die Entwicklung des Carvingsskis. Auf Grund dieser Neuentwicklung, konzipiert für den Rennsport und von der Industrie auch für den Breitensport vermarktet, resultiert im allgemeinen eine höhere Belastung der gelenkigen Strukturen der unteren Extremität. Diese externen Krafteinflüsse werden dem Skifahrer möglicherweise „ohne sein Zutun aufgezwungen“ und beinhalten dadurch ein erhebliches Gefahrenpotential (GREENWALD ET AL. 1997; SCHWARZER ET AL. 1999; HÖRTERER 2000).

Die untere Extremität, insbesondere das Kniegelenk, ist im alpinen Skilauf häufig die leidtragende Struktur der sportlichen Überbeanspruchung (STEINBRÜCK, 1997; SILVER 1998, HÖRTERER 2000). Aber auch in anderen Sportarten, wie z.B. im Fußball, läßt sich ein ähnlicher Trend feststellen (ERIKSSON 1991; HENKE / GLÄSER 1998; HENKE ET AL. 2000). Das

Kniegelenk stellt einerseits aufgrund seiner exponierten Lage und seiner Bewegungsfreiheiten ein wichtiges Gelenksystem für die Bewegungskontrolle der unteren Extremität dar. Andererseits liegt die Vermutung nahe, daß die anatomische Lage, zwischen den langen Hebelarmen von Femur und Tibia, und die weitgehend fehlende knöchernen Führung, für die überdurchschnittlich häufige Verletzungsinzidenz des Kniegelenks im Vergleich mit den übrigen gelenkigen Strukturen des menschlichen Körpers verantwortlich ist (RASCHKA 1995; NIGG ET AL. 1997).

Diese anatomischen Nachteile im Hinblick auf die Verletzungsanfälligkeit des Gelenks können teilweise durch die kräftige gelenkumgreifende Muskulatur, die eine „Schutzmantelfunktion“ entwickeln kann, kompensiert werden. Voraussetzung hierfür ist eine gute neuromuskuläre Kontrolle des Gelenksystems und eine daraus resultierende hohe funktionelle Stabilität des Gelenks.

Auf der Ebene der Bewegungsregulation wird diese neuromuskuläre Kontrolle durch die ständige Information über Gelenkpositionen, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen der einzelnen Körpersegmente sowie über Informationen aus der Umwelt gewährleistet. Diese Kontrolle erfolgt durch verschiedene Sinne (z.B.: Tast-, Seh-, Hör-, Temperatur-, Schmerzsinne), denen spezifische Endorgane zugeordnet sind, die bestimmte Reize in spezieller Form beantworten. Wir erhalten auf diesem Weg unzählige Informationen aus der Peripherie, die im Rückenmark oder in übergeordneten Strukturen des Zentralen Nervensystems (ZNS) weiterverarbeitet werden und zu einer neuromuskulären Antwort führen. Diese rückgekoppelte Kontrolle der Bewegung stellt das sensomotorische System (SMS) dar (BIEDERT ET AL. 1998; JEROSCH / THORWESTEN 1999) (vgl. Abb.1-2).

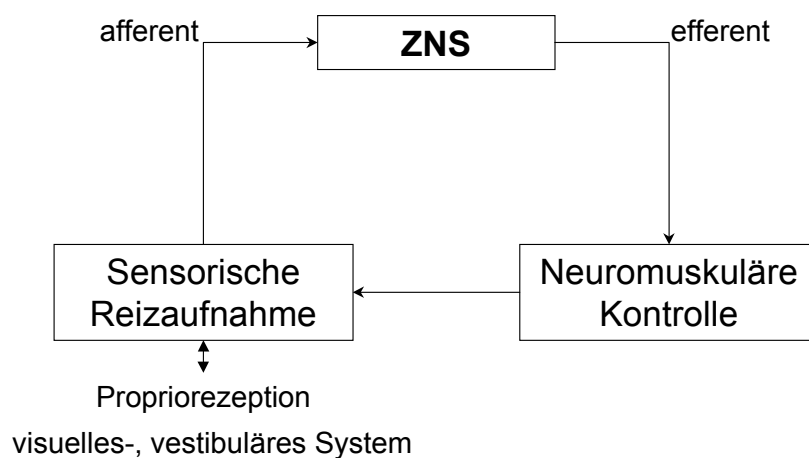


Abb.1-2 Sensomotorisches System (SMS)

Einen besonderen Stellenwert besitzt dabei das propriozeptive¹ System (HOUK / RYMER 1981; BRAND 1989; SJÖLANDER 1989; LOEB / LEVINE 1990; SABBAHI ET AL. 1990; GHEZ 1991; JOHANSSON 1991; DIETZ 1992; LEPLOW ET AL. 1992; GOLLHOFER 1993; ATWOOD / MACKAY 1994; ENOKA 1994; GRIGG 1994; LATTANZIO / PETRELLA 1998; PARK ET AL. 1999; SCHMIDT ET AL. 2000 / GOLLHOFER ET AL. 2000b).

Diesem sensorischen System, das neben dem visuellen System und dem Vestibulärapparat für die Reizerfassung zuständig ist, wird in neuester Zeit immer mehr Aufmerksamkeit geschenkt. Die Propriozeption stellt als Sinnesqualität Informationen bereit, die vom ZNS zur Steuerung und Regelung von Bewegung eingesetzt werden. Dabei wird über diese Informationen nicht nur der Muskeltonus reguliert, sondern auch das Zusammenspiel einzelner Muskeln und Muskelgruppen koordiniert (STROBEL ET AL. 1997). Aus diesem Grund wird dieses sensorische System auch innerhalb der Sportwissenschaft diskutiert. So kommt beispielsweise GOLLHOFER (1993, 11) zu dem Schluß: *„Erst die situationsangepaßte Modifikation des zentralen Bewegungsprogramms durch die Propriozeptoren lassen eine koordinativ abgestimmte Motorik erwarten“*.

Die Propriozeption stellt demnach eine wichtige Grundlage der sensomotorischen Steuerung und Regelung der Muskelaktivität dar und beeinflusst damit direkt die koordinativen Leistungsvoraussetzungen. Hierdurch kann nicht nur das Gelenk gegen extern oder intern einwirkende Kräfte stabilisiert und damit geschützt, sondern auch in seiner Funktion der Kraftübertragung verbessert werden.

Eine angepaßte neuromuskuläre Kontrolle der Gelenkbewegung könnte neben einem leistungssteigernden auch einen verletzungspräventiven Aspekt beinhalten. Ein adäquates Mittel der Sportwissenschaft zur zielgerichteten Beeinflussung von adaptiven Systemen ist das sportliche Training. Im Zusammenhang mit der funktionellen Gelenkstabilität taucht immer wieder der Begriff des „propriozeptiven Trainings“ auf. „Propriozeptive Trainingsmaßnahmen“ sind sowohl im Leistungssport als auch in der Rehabilitation und Prävention von Gelenkverletzungen weit verbreitet. Diese Trainingsformen sind allerdings noch sehr jung und haben bisher noch nicht Einzug in die trainingswissenschaftlichen Standardwerke gehalten (vgl. MARTIN ET AL. 1991; WEINECK 1996; SCHNABEL ET AL. 1997).

In der Literatur sind einige neuere Studien veröffentlicht, die sich mit „propriozeptiven“ Trainingsinterventionen beschäftigen. Der Großteil dieser Untersuchungen wird jedoch an verletzten Probanden durchgeführt mit dem Ziel, das geschädigte Gelenksystem durch die

¹ Pröprius (lat.) = dauernd, beständig; recéptio (lat.) = die Aufnahme (aus PENZLIN 1996, 432)

Trainingsmaßnahmen zu rehabilitieren (LÖFVENBERG ET AL. 1996; STROBEL ET AL. 1997; BERNIER / PERRIN 1998; JEROSCH ET AL. 1998; ROZZI ET AL. 1999). Einige Studien haben jedoch auch ein gesundes Probandengut zum Gegenstand mit der Zielsetzung, die Übungen verletzungsvorbeugend einzusetzen (HOFFMAN / PAYNE 1995; CARAFFA ET AL. 1996; GAUCHARD ET AL. 1999; GOLLHOFER ET AL. 1999).

Bei allen bisher durchgeführten Studien wird jedoch stets mit „herkömmlichen Trainingsmethoden“ trainiert. Die üblichen „propriozeptiven“ Trainingsmittel, wie „Wackelbretter“, „Sportkreisel“, unterschiedliche Matten und spezielle andere Trainingsgeräte haben eine funktionelle Gemeinsamkeit. Sie beeinflussen die Möglichkeit ruhig zu stehen, indem sie einen mehr oder weniger „instabilen“ Untergrund bereitstellen. Der Trainierende ist ständig gezwungen seinen Körper im Gleichgewicht zu halten. Da die Übungen barfuß durchgeführt werden, entfällt die neuromuskuläre Arbeit hauptsächlich auf das Sprunggelenk. Aus diesem Grund kann dort auch ein hoher Trainingseffekt erwartet werden.

Ein Trainingskonzept zur Verbesserung der neuromuskulären Gelenkkontrolle am Kniegelenk, basierend auf wissenschaftlich fundierten Daten, existiert bisher noch nicht, ist aber aus den oben genannten Gründen dringend zu fordern. Für das Training der kniegelenkumgreifenden Muskulatur bietet es sich an, die Stabilisationsarbeit, über eine Fixierung des Sprunggelenks während der Trainingsinterventionen, vom Sprunggelenk auf das Kniegelenk zu verlagern. Wird z.B. ein Skischuh während des sensomotorischen Trainings getragen, sollte es am Kniegelenk zu einer höheren muskulären Beanspruchung kommen, die in der Folge zu einem verstärkten Trainingseffekt führen sollte.

1.1 Fragestellung der Arbeit

In dieser Arbeit wird, anhand einer experimentellen Studie, die neuromuskuläre Kontrolle am Kniegelenk, vor und nach einem spezifischen sensomotorischen Training, beim gesunden sporttreibenden Menschen untersucht.

Dabei sollen in einem komplexen, empirischen Zugang zwei Fragen beantwortet werden:

1. Wie verändert sich die neuromuskuläre Kontrolle am Kniegelenk durch eine spezielle sensomotorische Trainingsintervention?
2. Kann die Anpassung der neuromuskulären Kontrolle am Kniegelenk, über eine Fixierung des Sprunggelenks während der Trainingsmaßnahmen, beeinflusst werden?

Die einzelnen Prüfhypothesen werden in Kapitel 3 nach der jeweiligen Methodenbeschreibung präzisiert.

1.2 Terminologie und Erläuterung grundlegender Begriffe

Arthronales System (Arthron): Unter einem arthronalen System versteht man das Gelenk mit Gelenkkapsel, Ligamenten, Disciarticularis und umgebender Muskulatur (vgl. REUTER ET AL. 1994a und 1994b).

Bewegungssinn (Kinästhesie): Eine Untermodalität des \rightarrow propriozeptiven Sinnes. Der Bewegungssinn ist für die bewußte Repräsentation der dynamischen Veränderung der Gelenkposition im dreidimensionalen Raum verantwortlich. Die Gelenkbewegung kann dabei aktiv (hervorgerufen durch interne Kräfte) oder passiv (hervorgerufen durch externe Kräfte) erfolgen (vgl. ZIMMERMANN 2000).

Fusimotorisches System: Der Begriff wird äquivalent zu dem Begriff „ γ -motorisches System“ gebraucht. Der Begriff Fusi-Motoneuron entspricht dem Begriff γ -Motoneuron (WIESENDANGER 2000, 99).

Gelenklaxizität: Zustand der Gelenklockerheit (vgl. NOYES ET AL. 1989; STROBEL ET AL. 1995). Sie ist abhängig von der Kollagenzusammensetzung und dem physiologischen Zustand der Bänder, dem Alter und dem Geschlecht, sowie dem Aktivitätsniveau der gelenkumgreifenden Muskulatur (vgl. JAKOB / STÄUBLI 1990; STROBEL / NEUMANN 1996).

Gelenkstabilität: Das subjektive Empfinden einer Person in bezug auf den Gesamteindruck, den ein Gelenk hinterläßt (vgl. NOYES ET AL. 1989; STROBEL ET AL. 1995). Die Gelenkstabilität wird durch WISSMEYER ET AL. (1997) in die **aktive Stabilität** (\rightarrow neuromuskuläre Kontrolle, axiale Belastung) und in die **passive Stabilität** (mechanische Eigenschaften des gelenkumgreifenden Weichteilgewebes, Gelenkgeometrie) unterteilt.

Gelenkstabilität, funktionelle: „*Unter funktioneller Gelenkstabilität versteht man die Möglichkeit des menschlichen Körpers, Bewegungen des Gelenks zu kontrollieren, ...*“ (WAGNER / SCHABUS 1982, 87; Unterstreichung vom Verfasser). Dieser Begriff bezieht sich dabei sowohl auf statische als auch dynamische Situationen und beinhaltet neben dem Einfluß der aktiven Stabilität auch den Einfluß der passiven Stabilität.

Gelenkstiffness: Die Stiffness gibt das Verhältnis von Kraftänderung und Wegänderung wieder. Für die vordere Schublade wird die Stiffness des Kniegelenks durch MARKOLF ET AL. (1978) als Quotient von Kraft zu Längenänderung bei einem Kraftwert von 100N bestimmt. In dieser Arbeit wird die Gelenkstiffness über den gesamten Bereich der Krafteinleitung von $F=F_0$ bis $F=F_{max}$ und der dazugehörenden Wegänderung definiert. Sie drückt dabei aus, wieviel Widerstand das Arthron einer Auslenkung entgegensetzt und kann als Maß für die funktionelle Gelenkstabilität gelten (vgl. BRUHN 1999).

Gleichgewichtskontrolle: Die Fähigkeit, das Gleichgewicht aufrecht zu erhalten. Die Kontrollmechanismen laufen automatisch und aufgabenspezifisch ab (vgl. ENOKA 1994). In die Gleichgewichtskontrolle ist das gesamte →SMS involviert. Durch die Aufnahme somatosensorischer, visueller und vestibulärer Reize und der zentralnervösen Integration dieser afferenten Informationen werden adäquate motorische Antworten durch das neuromuskuläre System ausgeführt (vgl. DIETZ 1992).

Gleichgewichtslage: Gleichgewicht der Kräfte und Momente am Körperschwerpunkt (KSP), das sich in einem minimierten Körperschwanen manifestiert (vgl. WINTER 1995).

Kraftsinn: Eine Untermodalität des →propriozeptiven Sinnes. Die Wahrnehmung des Ausmaßes der Muskelkraft, die benötigt wird, um eine Bewegung durchzuführen oder eine Gelenkstellung, z.B. gegen externe Kräfte, einzuhalten (vgl. ZIMMERMANN 2000).

Neuromuskuläre Kontrolle: Die unbewusste efferente Antwort auf eine afferente Information. Diese afferente Information betrifft meist die Stabilität des Gelenkes in einer dynamischen Situation (LEPHART / FU 2000a), daher kann die neuromuskuläre Kontrolle als efferente Antwort zur Erhaltung oder Verbesserung der funktionellen Gelenkstabilität betrachtet werden.

Propriozeption: Der Begriff Propriozeption wird äquivalent zum Begriff Propriozeption gebraucht und beschreibt die afferente Information der Propriozeptoren. Diese Information trägt zu bewußten Wahrnehmungen (Kraftsinn, Gleichgewichtssinn des gesamten Körpers) (→Gleichgewichtslage) und zum Gleichgewichtssinn einzelner Körpersegmente bei (→Gelenkstabilität, funktionelle). SHERRINGTON (1906) benutzt den Begriff der **Propriozeptoren**, um sie von den Exterorezeptoren, die Reize aus der körperexternen Umwelt aufnehmen, und von den Interorezeptoren, die im Gastrointestinaltrakt angesiedelt sind, zu unterscheiden. Er bezeichnet alle →Sensoren, die in Gelenken, Muskeln oder Sehnen angesiedelt sind als Propriozeptoren. Der **propriozeptive Sinn** setzt sich aus dem →Bewegungssinn, dem →Stellungssinn und dem →Kraftsinn zusammen (vgl. ZIMMERMANN 2000).

Sensomotorisches System (SMS): Das System sensorischer, motorischer und zentralnervöser Integration und aller beteiligten Strukturen, die zur →funktionellen Gelenkstabilität beitragen. Das SMS verbindet die neurosensorische Reizaufnahme und die dadurch hervorgerufene neuromuskuläre Antwort sowie die zentralnervösen Prozesse, die zu dieser Antwort führen (vgl. LEPHART ET AL. 2000b).

Sensor: Die Sinnesfühler von Sinnesorganen, also Zellen oder Zellmembranbereiche, die auf die Aufnahme von Reizen und die Informationsaufbereitung in nervöse Signale spezialisiert sind, werden als Sensoren bezeichnet (HANDWERKER 2000). Der Begriff des Rezeptors wird in der Molekularbiologie zur Beschreibung von Molekülkomplexen an

Zelloberflächen verwendet (FISHER / STOECKENIUS 1982; BLÜMEL / KRAATZ 1997; HANDWERKER 2000). Kommt der Begriff Rezeptor in feststehenden Begriffen vor (Propriorezeptor, Exterorezeptor, ...), wird er analog zum Begriff Sensor verwendet.

Somatosensorisches System: Die Gesamtheit aller in der Körperperipherie angesiedelter Sensoren, die durch afferente Informationen die mechanische, die thermische und die Schmerzwahrnehmung ermöglichen (vgl. ZIMMERMANN 2000).

Standstabilität: Die Fähigkeit auf einer unebenen oder beweglichen Unterlage möglichst ruhig zu stehen. Für die Standstabilität spielt sowohl die → Gleichgewichtskontrolle als auch die → funktionelle Gelenkstabilität eine wichtige Rolle.

Stellungssinn: Eine Untermodalität des → propriorezeptiven Sinnes. Der Stellungssinn bewerkstelligt die bewußte Repräsentation der statischen Gelenkposition im dreidimensionalen Raum (vgl. Zimmermann 2000).

Kapitel 2

Literaturübersicht und Stand des Wissens

In diesem Kapitel wird der Stand des Wissens, anhand der physiologischen Grundlagenliteratur in Verbindung mit anwendungsorientierten Studien aufgearbeitet. Zunächst wird das propriorezeptive System vorgestellt und die Begriffsproblematik „Propriorezeption“ aufgearbeitet. Danach werden die sensorischen Strukturen, die für die Reizaufnahme zuständig sind, bezüglich ihrer Aufgabenbereiche und ihrer funktionellen Bedeutung sowie der Stellungs- und der Bewegungssinn, als bewußte Repräsentation der propriorezeptiven Information, dargestellt.

Der zweite Teil dieses Kapitels beschäftigt sich mit dem sensomotorischen System. Es werden die Auswirkungen des Systems auf motorische Größen, wie die Standstabilität und die neuromuskuläre Kraftfähigkeit, dargelegt. Anschließend wird ein Literaturüberblick über anwendungsorientierte Studien zu dieser Thematik gegeben. Darüber hinaus werden die Ergebnisse und Erkenntnisse dieser Studien auf der Basis der vorangegangenen Kapitel diskutiert.

Abschließend werden in einer Synopsis für die vorliegende Arbeit besonders relevante Punkte herausgegriffen, um das weitere methodische Vorgehen zu begründen.

2.1 Das propriozeptive System

Obwohl es sich bei der Propriozeption um einen „zentralen“ Begriff im Forschungsfeld der Bewegungskontrolle handelt, existiert nach Meinung einiger Wissenschaftler nach wie vor keine exakte und allgemeingültig akzeptierte Definition (BEARD ET AL. 1993; BIEDERT ET AL. 1998; QUANTE / HILLE 1999).

Bereits im letzten Jahrzehnt des 19. Jahrhunderts wird von Sherrington der Begriff Propriozeption geprägt. Er bezeichnet damit den „verborgenen sechsten Sinn“, die Eigenwahrnehmung, durch die wir in der Lage sind „*unseren Körper als uns zugehörig, als unser «Eigen-tum», als uns selbst zu erleben*“ (SACKS 1999, 69). SHERRINGTON (1906, 1918) beschreibt die Propriozeption näher als den Sinn, der neben Muskelorganen und Gelenkorganen auch den Vestibulärapparat einschließt.

Häufig werden Begriffe wie Tiefensensibilität, kinästhetische Sensibilität, Stellungssinn, Bewegungssinn oder Kraftsinn synonym zum Begriff der Propriozeption gebraucht (GOODWIN ET AL 1972; SCHMIDT ET AL. 2000). Es gibt jedoch auch Autoren, die zwischen den genannten Begriffen Unterscheidungen vornehmen.

MOUNTCASTLE / WILLIS (1980) definieren Propriozeption beispielsweise als die bewußte Wahrnehmung der Gelenkposition, und Kinästhesie als die bewußte Wahrnehmung der Gelenkbewegung. JEROSCH / PRYMKA (1996) haben eine umfassendere Anschauung vom Begriff der Propriozeption. Sie teilen die Propriozeption in eine statische und in eine dynamische Komponente ein. Die statische Propriozeption ist mit dem Stellungssinn gleichzusetzen und beinhaltet die bewußte Wahrnehmung von Winkelstellungen der einzelnen Körpersegmente. Dynamische Propriozeption bezeichnet dagegen die bewußte Wahrnehmung von Körpersegmentbewegungen. Dadurch erklären die Autoren die Kinästhesie zu einer Untermodalität der Propriozeption.

Eine noch weiter gefaßte Begriffsbeschreibung findet man bei BEARD ET AL. (1993). Nach den Autoren besteht die Propriozeption aus drei Teilkomponenten: der statischen (bewußten) Wahrnehmung der Gelenkposition, der kinästhetischen (bewußten) Wahrnehmung der Gelenkbewegung (Wahrnehmung des Beginns einer passiven Bewegung und Wahrnehmung der Beschleunigung eines Körpersegments) und einer „closed-loop“ Aktivität, die für Reflexantworten und zur Regulation der Muskelstiffness nötig ist.

Eine Begriffsbeschreibung, die der Propriozeption lediglich eine sensorische Aufgabe zuschreibt, stellen CORDO ET AL. (1995) vor. Die Autoren sehen die Propriozeption als Informationssystem peripherer Sensoren (Muskelspindeln, Golgi-Sehnenorgane,

Gelenksensoren und kutane Sensoren), das einen Einfluß auf die Bewegung und die Haltung hat. Dieser Ansatz, der auf die Ausführungen SHERRINGTONS (1906) zurückgeht, wird in einem Workshop, der 1997 in Pittsburgh, Pennsylvania stattfindet, aufgegriffen (vgl. LEPHART / FU 2000).

Der Begriff Propriozeption bezeichnet die Aufnahme von Reizen durch „Propriorezeptoren“ sowie die Umwandlung des Reizes in ein neuronales Signal, das über afferente Bahnen dem ZNS zur weiteren Verarbeitung verfügbar gemacht wird (LEPHART ET AL. 2000). Propriozeption beschreibt demnach nur die Prozesse des afferenten Zweigs des sensomotorischen Systems. Propriozeption beschreibt weder die Verarbeitung dieser Information durch das ZNS noch eine Aktivität auf dem efferenten Zweig des sensomotorischen Systems oder einer motorischen Antwort auf den ursprünglichen sensorischen Reiz (vgl. Kap. 1.2).

Im folgenden werden die verschiedenen Propriozeptoren, im Hinblick auf Vorkommen, Morphologie und Funktionalität, erläutert.

2.1.1 Die Muskelspindeln

Im menschlichen Körper haben mehr Neurone die Aufgabe Muskelspindel signale zu verarbeiten oder Muskelspindeln zu innervieren, als die Muskulatur selbst mit Informationen zu versorgen (vgl. MATTHEWS 1981). Dieses Bauprinzip unterstreicht die besondere Rolle der Muskelspindeln innerhalb der Motorik. Ihre wichtige Funktion bei der Kontrolle der muskulären Kontraktion ist durch zahlreiche Untersuchungen bestätigt worden (MATTHEWS 1981; PROCHAZKA / HULLINGER 1998; KAKUDA / NAGAOKA 1998).

2.1.1.1 Innervierung; Morphologie

Die Muskelspindeln sind etwa 2-3mm groß. Sie bestehen aus dünnen quergestreiften Muskelfasern, die von einer Kapsel umgeben sind. Die Muskelfasern der Muskelspindel werden als intrafusale Muskulatur bezeichnet, während die Arbeitsmuskulatur als extrafusale Muskulatur bezeichnet wird. Die Enden der intrafusalen Muskulatur sind über bindegewebige Strukturen mit dem Perimysium, dem Bindegewebe der parallel angeordneten extrafusalen Muskulatur, verknüpft. Eine Längenänderung der Arbeitsmuskulatur führt zwangsläufig zu einer Längenänderung der Spindel und damit zur Reizung der Nervenendungen, die sich im Inneren der Muskelspindel befinden.

Innerhalb der intrafusalen Muskulatur können zwei Fasertypen unterschieden werden. Kern-Ketten-Fasern (chain fibers) und Kern-Sack-Fasern (bag I und bag II fibers) (BOYD ET AL. 1977). Die afferente Innervation erfolgt über markhaltige 10-20µm dicke Ia-Fasern (primäre

sensible Endungen) und über 2-8 μ m dicke Gruppe-II-Fasern (sekundäre sensible Endungen). Für die motorische Innervation sind γ -Motoneurone zuständig. Es existieren dynamische fusimotorische Fasern (γ_d) und statische fusimotorische Fasern (γ_s). Die dynamischen fusimotorischen Fasern regeln die Geschwindigkeitsempfindlichkeit (Dehnungsempfindlichkeit) der Muskelspindeln, während die statischen fusimotorischen Fasern die Dauerentladungsrate der Muskelspindeln (ohne Längenänderung der zugehörigen Arbeitsmuskulatur) regeln (MATTHEWS 1981). In Abb.2-1 wird eine typische Muskelspindel schematisch dargestellt.

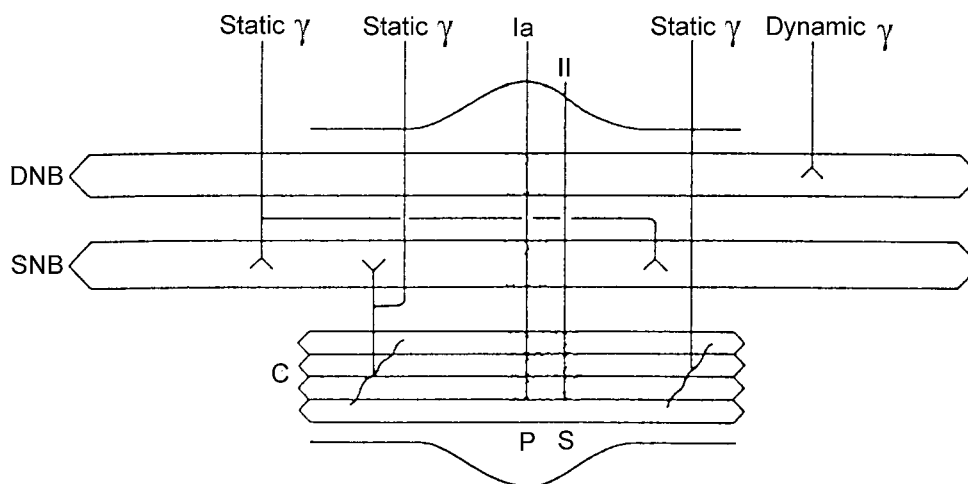


Abb.2-1 Beispiel einer typischen Spindel (BOYD ET AL. 1977). Sie beinhaltet eine dynamische Kern-Sack-Faser (dynamic nuclear bag: DNB), die selektiv durch ein dynamisches γ -Axon kontrolliert ist, eine statische Kern-Sack-Faser (static nuclear bag: SNB), die durch ein selektives und ein nicht selektives statisches γ -Axon kontrolliert ist und vier Kern-Ketten-Fasern (nuclear chain fibres: C), die durch ein selektives statisches γ -Axon und das gleiche nicht selektive γ -Axon wie die SNB kontrolliert werden. Primäre sensorische Nervenendigung: P; sekundäre sensorische Nervenendigung: S.

Die Kern-Sack-Fasern werden hauptsächlich durch die dynamischen Fasern innerviert, die an den peripheren Enden der Spindeln endplattenähnliche Synapsen bilden, während die Kern-Ketten-Fasern durch statische Fasern innerviert werden, die an den peripheren Enden der Spindeln netzartige Synapsen bilden (SCHMIDT / WIESENDANGER 1993, 91).

Darüber hinaus existiert eine gemeinsame Innervationsmöglichkeit der extra- und intrafusalen Muskulatur über β -Motoneurone. Diese β -Innervation (skeleto-fusimotorische Innervation), die bei ihrer Entdeckung noch als evolutionäres Überbleibsel gesehen wurde (BESSOU ET AL. 1965), besitzt nach neueren Erkenntnissen durchaus ihren funktionellen Sinn in der schnellen Längenregelung der intrafusalen Muskulatur (MATTHEWS 1981, 210; REUTER ET AL. 1994).

2.1.1.2 Funktion; Aufgabe

Der sensorische Input der Muskelspindel ist sowohl spinal als auch supraspinal verschaltet (CORDO 1990; VALLBO / AL-FALAHE 1990). Die sensorische Aufgabe der Muskelspindeln wird durch die spinale Verschaltung deutlich. Die Ia-Fasern bilden monosynaptische erregende Verbindungen zu den homonymen Muskeln und disynaptisch hemmende zu den Antagonisten (reziproke antagonistische Hemmung). Muskelspindeln haben als Mechanosensoren die Möglichkeit, Informationen über die Muskellänge bzw. die Änderung der Muskellänge zu registrieren. Die Kern-Sack-Fasern haben, entsprechend ihrer Innervierung, die Aufgabe, als „Differentialfühler“ dynamische Veränderungen anzuzeigen. Diese dynamische Information wird über die Ia-Afferenz weitergeleitet. Dagegen besitzen Kern-Ketten-Fasern als „Proportionalfühler“ vorwiegend die Aufgabe, statische Information weiterzuleiten. Diese Information wird vor allem über II-Afferenzen weitergeleitet. Die Empfindlichkeit der Kern-Sack-Faser wird entsprechend ihrer hauptsächlichen Funktion als dynamischer Sensor durch dynamische γ -Motoneurone reguliert, während Kern-Ketten-Fasern größtenteils durch statische γ -Motoneurone reguliert werden (BOYD ET AL. 1977; WIESENDANGER 2000).

Dieses komplizierte Sensorsystem ermöglicht es nicht nur, die aktuelle Muskellänge und die Muskellängenänderung getrennt zu messen, sondern auch die Empfindlichkeit der Meßfühler separat einzustellen. Dabei kann die Muskelspindel durch das skeleto-fusimotorische System (β -Innervation) oder durch die α - γ -Koaktivierung, in diesem Fall zeitlich leicht verzögert (bedingt durch die unterschiedlichen Leitungsgeschwindigkeiten von α -Fasern und γ -Fasern), parallel zur extrafusalen Muskulatur geregelt und empfindlich gehalten werden (HUNT / KUFFLER 1951; GRANIT 1970; BLICKHAN 1996, 195).

Beim Menschen ist das γ -motorische System vom α -motorischen System weitgehend unabhängig und bildet möglicherweise ein integratives Neuronennetz, das zentralnervöse Befehle und peripheren Input verarbeitet und an das skeletomotorische System weiterleitet (APPELBERG ET AL. 1983b; APPELBERG ET AL. 1983c). Diese besondere Funktion des fusimotorischen Systems wird von den Autoren unter dem Namen „the final common input hypothesis“ vorgestellt (APPELBERG ET AL. 1983c, 289) (vgl. Abb.2-2).

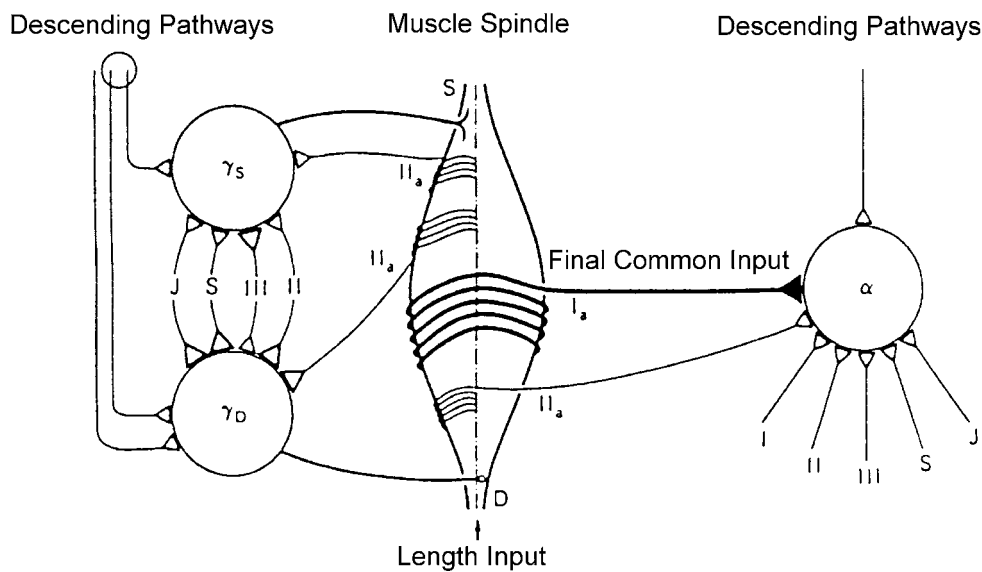


Abb.2-2 Die „Final Common Input“ Hypothese (APPELBERG ET AL. 1983c). Im linken Teil der Schemazeichnung sind die multisensorischen Einflüsse auf die statischen (γ_s) und die dynamischen (γ_D) γ -Motoneurone skizziert. Diese Einflüsse erreichen die γ -Motoneurone über absteigende Bahnen, über Muskelaferenzen (homonyme II-Aferenzen (II_a), heteronyme II-Aferenzen (II), III-Aferenzen (III)), sowie Hautafferenzen (S) und Gelenkafferenzen (J). Die Information der fusimotorischen Neurone wird an die Muskelspindel weitergeleitet (mittlerer Teil der Darstellung) und wird dort an die momentane Länge und Längenänderung der Muskelfaser angepasst. Diese Information wird letztendlich über die primäre Muskelspindelafferenz (Final Common Input) an das α -Motoneuron (rechter Teil der Darstellung) weitergeleitet. Sekundäre Spindelafferenzen verbinden statische und dynamische γ -Motoneurone und können darüber hinaus auch einen Einfluß auf das α -Motoneuron ausüben.

Anzumerken ist, daß die Rate der Muskelspindelentladungen nicht linear mit der Dehnung der extrafusalen Muskulatur zunimmt, sondern für kleine Längenänderungen des Muskels relativ größer ist als für große Längenänderungen. Darüber hinaus stellt die Dehnung des Muskels einen größeren Reiz als die Kontraktion des Muskels dar (GORDON / GHEZ 1991, 569ff).

So kann das Muskelspindelssystem zusammen mit dem zugehörigen Muskel als ein Regelkreis zur Längenregelung des Muskels angesehen werden (ZIMMERMANN 1987). „Bei einer von außen aufgezwungenen Längenänderung hat der Muskel die Tendenz, sich durch die reflektorisch erzeugte zusätzliche Spannung wieder auf die ursprüngliche Länge einzustellen“ (WIESENDANGER 2000, 99). Bei den Dehnungsreflexen handelt es sich um Eigenreflexe, da Reizung und Reizantwort im gleichen Muskel stattfinden.

Die Laufzeiten (Latenzen) der Reflexe sind dabei abhängig von der Leitungstrecke im afferenten und efferenten Schenkel und von der Zahl der Interneurone im Reflexzentrum. In diesem Zusammenhang hat sich die zeitliche Einteilung der Reflexkomponenten nach LEE / TATTON (1978) in der Literatur durchgesetzt (vgl. DUDEL ET AL. 1996, 206) (Abb.2-3).

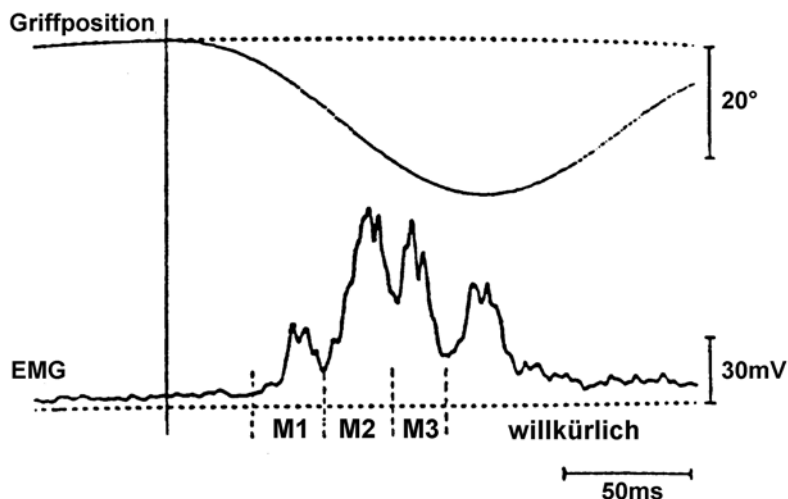


Abb.2-3 Gleichgerichtetes und gemittelttes EMG der Handgelenkextensoren nach plötzlichen Verlängerungen der Muskulatur durch einen Motor. Die vertikale Linie markiert den Zeitpunkt, an dem der Motor gestartet wird. Die Griffposition gibt proportional die Länge der Handgelenkextensoren wieder (mod. nach LEE / TATTON 1978).

Die M1- und M2-Komponenten sind einerseits durch die Ia-Afferenz und andererseits durch die II-Afferenz der Muskelspindel bedingt. Beide Afferenzen lösen einen monosynaptischen Reflex aus. Die längere Latenzzeit der M2-Komponente ist durch die geringere Nervleitgeschwindigkeit der II-Afferenz, im Vergleich mit der Ia-Afferenz, bedingt.

Eine andere Bezeichnung verwendet MATTHEWS (1984). Er bestimmt die Reflexlatenzen für den *M. flexor pollicis longus* bei definierten Bewegungen des Daumens beim Menschen und bestimmt einen „short-latency“ Reflex (ca. 25-30ms Laufzeit; entspricht M1), und einen „long-latency“ Reflex (ca. 40ms Laufzeit; entspricht M2). Die Reflexlatenzen werden für diese Komponenten auch von anderen Autoren in ähnlichen Größenordnungen bestimmt (DIETZ ET AL. 1981; HORAK ET AL. 1997).

HORAK ET AL. (1997) geben den Dehnungsreflex der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur bei Perturbationsmessungen mit 40-50ms an. An der Armmuskulatur finden DIETZ ET AL. (1981) monosynaptische Dehnungsreflexe mit Latenzen von 20-30ms und von ca. 40ms an der Beinmuskulatur. Aus diesem Grund sind Spindelreflexe aufgrund ihrer Laufzeit leicht von polysynaptischen Reflexen zu unterscheiden, die eine wesentlich längere Reflexlatenz von 70-180ms aufweisen. Willkürliche neuromuskuläre Erregungen finden, den Autoren zufolge, noch später, ab etwa 180-250ms statt.

2.1.2 Die Sehnenspindeln

Neben der Möglichkeit, Informationen über die Längenverhältnisse der Muskulatur direkt von Muskelspindeln abzugreifen, ist das ZNS in der Lage, Spannungsänderungen der Muskulatur über die Sehnenspindeln zu erfassen. Sehnen verbinden die kontraktile Elemente der Muskulatur mit unserem knöchernen Skelett. Ihre Funktion besteht hauptsächlich in der Energieübertragung und Energiespeicherung. Durch ihren Aufbau kommt es während einer Bewegung zu fortlaufenden Spannungsänderungen. Diese Information wird dem ZNS über das Sehnenspindelnsystem (Golgi-Organsystem) zur Verfügung gestellt.

2.1.2.1 Innervierung; Morphologie

Die Sehnenspindeln (Golgi-Sehnenorgane) sind etwa $650 \times 50 \mu\text{m}$ große Organe. Sie befinden sich in den Sehnenaponeurosen nahe dem muskulären Ende (REUTER ET AL. 1994). Jedes Golgi-Organ wird durch eine Ib-Faser innerviert. Eine Dehnung der Kollagenfasern der Sehne führt zu einer Aktivierung der Nervenendungen der Ib-Afferenz und zu einer Entladung der Sehnenspindel.

2.1.2.2 Funktion; Aufgabe

Über die Innervation durch Ib-Fasern wirken die Sehnenorgane di- oder trisynaptisch hemmend auf homonyme Motoneurone und disynaptisch erregend auf antagonistische Motoneurone. Diese Reflexwege haben funktionell eines gemeinsam: Sie reduzieren die Spannung in der Sehne. Aus diesem Grund liegt es nahe, die Aufgabe der Sehnenorgane in einem Schutzmechanismus zu sehen, der die Sehne vor Überbelastungen bewahren soll.

Die Golgi-Sehnenorgane registrieren aber nicht nur große Spannungsänderungen der Sehne. Sie reagieren darüber hinaus sehr empfindlich auf kleine Veränderungen der Muskelspannung (HOUK / HENNEMAN 1967; CRAGO ET AL. 1982). So können HOUK / HENNEMAN (1967) für den M. soleus bei Katzen zeigen, daß die Einzelzuckung einer motorischen Einheit ausreicht, um die Entladungsfrequenz einer zugehörigen Sehnenspindel zu erhöhen.

Damit kann die Funktion der Sehnenorgane nicht auf einen Schutzmechanismus reduziert werden. Statt dessen erstreckt sie sich, in Verbindung mit Muskelspindelinformationen, auch auf die eines empfindlichen Spannungsmessers. Beide Systeme scheinen sich in idealer Weise zu ergänzen. Wird der Muskel passiv gedehnt, hat dies eine Muskelspindelaktivität zur Folge. Die in der Kollagenstruktur der Sehne in Serie geschalteten Sehnenorgane werden dabei nicht aktiviert, da die Kollagenfasern wesentlich „stiffer“ als die Muskelfasern sind. Kontrahiert der Muskel und verändert dadurch die Spannung in der zugehörigen Sehne, werden die Golgi-

Sehnenorgane aktiv während die Muskelspindelorgane zunehmend inaktiver werden (vgl. GORDON / GHEZ 1991, 568).

Über die hemmende Wirkung auf homonyme Motoneurone und die erregende Wirkung auf antagonistische Motoneurone können die Ib-Afferenzen auf die Muskeln anderer Gelenke einwirken. Damit kann der Muskeltonus der ganzen Extremität beeinflusst werden.

Da die Muskellängen der Gelenkmantelmuskulatur direkt mit dem zugehörigen Gelenkwinkel verknüpft sind, besitzt das ZNS mit den Muskelspindeln und Golgi-Sehnenorganen das Informationspotential, um die relativen Positionen der Gelenksegmente statisch und dynamisch bestimmen zu können.

2.1.3 Die Gelenksensoren

„There appear to be two major functions which the knee joint proprioceptors can serve. They can fire into higher centers, where they may produce an awareness of specific movements and positions, and/or they may produce subconscious reflex effects.“ (COHEN / COHEN 1956, 433)

Bis Mitte der vierziger Jahre des 20. Jahrhunderts ist man davon überzeugt, daß nur die Muskelspindeln und die Sehnenorgane die Aufgabe besitzen, das ZNS mit Informationen über Position und Bewegung der Körpersegmente im Raum zu versorgen. Dem Gelenksystem wird eine rein mechanische Funktion zugeschrieben. Diese Sichtweise ändert sich als GARDENER (1944) die nervale Versorgung des Kniegelenks der Katze entdeckt. Er vermutet, daß über die gefundenen Nervenbahnen Sensoren, die sich im Kniegelenk befinden, innerviert werden. Vier Jahre später erbringt er den Nachweis für die Innervierung des menschlichen Kniegelenks (GARDENER 1948).

Weitere fünf Jahre später beschreiben BOYD / ROBERTS (1953) die Reaktionen von langsam adaptierenden Gelenksafferenzen bei Katzen. Sie erhalten in Abhängigkeit vom Kniegelenkwinkel reproduzierbare, lang anhaltende und äußerst präzise Entladungen. Die Sensoren scheinen im posterioren Teil der Gelenkkapsel zu liegen und auf die Deformation der Kapsel bei Flexions- oder Torsionsbewegungen des Kniegelenks zu reagieren. Schon ein Jahr später findet BOYD (1954) drei verschiedene Sensortypen in der hinteren Kapsel des Kniegelenks bei Katzen. Er beschreibt sie als „spray-type“, „lamellated“ und „Tendon-organ“. Er entdeckt schnell und langsam adaptierende Sensoren und kann diesen Sensoren die von ihm ein Jahr zuvor gefundenen afferenten Entladungen bei Flexions- und Torsionsbewegungen am Kniegelenk (vgl. BOYD / ROBERTS 1953) zuschreiben.

Zur selben Zeit gelingt einer anderen Arbeitsgruppe, durch Dehnung des medialen Seitenbandes, eine Erhöhung der Impulsrate von Sensoren in der belasteten Bandstruktur bei Katzen, hervorzurufen (ANDREW / DODT 1953; ANDREW 1954).

FREEMAN / WYKE (1967b) beschreiben schließlich genau die Innervierung des Kniegelenks der Katze. Die Autoren identifizieren drei hauptsächliche Leitungsbahnen, die unterschiedliche Bereiche des Kniegelenks versorgen. Die Einteilung in „posterior articular nerve“ (PAN), „medial articular nerve“ (MAN) und „lateral articular nerve“ (LAN) hat bis heute Bestand. Die Innervierung der gelenkigen Struktur über diese drei Nerven wird später auch für das menschliche Knie bestätigt (WAGNER / SCHABUS 1982; GRÜBER 1986; BARRACK / SKINNER 1990). Eine genaue graphische Darstellung dieser Innervationsverhältnisse ist in KENNEDY ET AL. (1982, 330) zu finden. Tab.2-1 gibt einen Überblick dieser Untersuchungen.

Tab.2-1 Versorgungsareale der Nerven des Kniegelenks nach Untersuchungen an Katzen und am Menschen

Nerv	Ursprung	Versorgungsareal (Mensch) (GARDENER 1948; KENNEDY ET AL. 1982)	Versorgungsareal (Katze) (FREEMAN / WYKE 1967b)
Posterior articular nerve (PAN)	N. tibialis	Hintere Kapsel Vorderes Kreuzband Hinteres Kreuzband Hinteres Schrägband Vorderer Kapselbereich bis Ligamentum patellae	Hintere Kapsel Vorderes Kreuzband Hinteres Kreuzband Medialer Meniscus Lateraler Meniscus Hinteres Schrägband
Medial articular nerve (MAN)	N. obturatoris N. saphenus	Anteromediale Kapsel Ligamentum patellae Mediale Kapsel Hoffa	Mediale Kapsel Ligamentum patellae Mediales Seitenband Hoffa Periost der Patella medial
Lateral articular nerve (LAN)	N. peroneus	Anteromediale Kapsel bis Ligamentum patellae	Laterales Seitenband

In der Literatur liegen weitere Zusammenstellungen bisheriger Arbeiten zu dieser Thematik vor (SCHIMEK 1985; BARRACK / SKINNER 1990; FREIWALD ET AL. 1998).

2.1.3.1 Morphologische und neurophysiologische Eigenschaften

„There is little direct evidence bearing on the functions of these nerves.“ (GARDENER 1948, 127). „If the knee joint of man is similar to that of other animals, insofar as nerves are concerned, it may well be that proprioceptive endings occur in this region.“ (GARDENER 1948, 126)

Gelenksensoren werden in vielen Studien in den verschiedensten Anteilen des Kniegelenks und in vielen anderen Gelenken identifiziert. In einer der ersten Studien finden FREEMAN / WYKE (1967b) vier grundsätzlich verschiedene Sensortypen, die sie als Typ I, II, III, IV bezeichnen. In weiteren morphologischen Untersuchungen werden die verschiedenen Sensoren oft auch mit Ruffini-Endigungen, Pacini- oder Vater-Pacini-Körperchen, Golgi-Sehnenorgan-Endigungen und freie Nervenendigungen bezeichnet (SCHULTZ ET AL. 1984; ZIMNY ET AL. 1986; SCHUTTE ET AL. 1987; JOHANSSON ET AL. 1991; HAUS ET AL. 1992). In Übersichtsartikeln werden häufig beide Bezeichnungssysteme verwendet (GRABINER 1993; HOGERVORST / BRAND 1998). Neben diesen Möglichkeiten, die Gelenksensoren einzuteilen, existiert noch eine weitere Unterteilung, die sich bezüglich des Einteilungskriteriums unterscheidet (vgl. Tab.2-2).

Tab.2-2 Einteilung der Propriozeptoren nach unterschiedlichen Kriterien

Einteilungskriterium	Sensorunterteilung	Literatur
Histologie	Freie (marklose) Sensoren Korpuskuläre Sensoren	STROBEL ET AL. 1995, 36
Funktion (Qualität)	Mechanosensoren Chemosensoren Schmerzsensoren Thermosensoren Osmosensoren	STROBEL ET AL. 1995, 36
Funktion (Spezialisierung)	Typ I: (Ruffini-Körperchen) Typ II: (Vater-Pacini-Körperchen) Typ III: (Golgi-Körperchen) Typ IV: (marklose Nervenendigungen)	FREEMAN / WYKE 1967b

In der Literatur hat sich die Einteilung nach FREEMAN und WYKE durchgesetzt (vgl. BLÜMEL / KRAATZ 1997, 8). In der vorliegenden Arbeit wird deshalb im folgenden diese Einteilung der Sensoren verwendet.

2.1.3.2 Funktion; Aufgabe

Typ I Sensoren (Ruffini-Endigungen) werden schon bei geringen Spannungen aktiv. Sie entladen auch in Ruhe mit einem bis zwanzig Impulsen in der Sekunde (NEWTON 1982, 22). Diese Sensoren sind demnach unentwegt aktiv und spielen möglicherweise eine Rolle bei der Einstellung und Aufrechterhaltung des Muskeltonus (SCHIMEK 1985, 238). Aufgrund ihrer niedrigen mechanischen Schwelle (JOHANSSON ET AL. 1991, 346) besitzen sie die Fähigkeit, kleinste Gelenkbewegungen, geringste Kontraktionen der gelenkumgreifenden Muskulatur oder Veränderungen des intraartikulären Drucks anzuzeigen (WYKE 1981, 225; GRABINER 1993, 239). Typ I Sensoren sind dabei sowohl in statischen als auch in dynamischen Situationen aktiv.

Typ II Sensoren (Vater-Pacini-Körperchen) verhalten sich mechanisch sehr ähnlich wie Typ I Sensoren. Sie adaptieren aber im Gegensatz zu Typ I Sensoren sehr schnell. Aus diesem Grund sind sie im immobilen Zustand des Gelenks nicht aktiv. Sie werden aktiv, falls das Gelenk aktiv oder passiv in Bewegung gesetzt wird. Sie emittieren dann nur sehr kurze Impulsstöße („bursts of impulses“), die weniger als eine Sekunde dauern (WYKE 1981, 226). Diese Impulse werden in dem Moment erzeugt, in dem die Beschleunigung an der Kapsel, in die sie eingebettet sind, auftritt. Aufgrund dieser Tatsache zählen Typ II Sensoren zu den dynamischen Sensoren. Sie sind in der Lage, geringste Bewegungen und Beschleunigungen wahrzunehmen.

Typ III Sensoren (Golgi-Sehnenorgan-Endigungen) sind die größten der Gelenksensoren. Ihr Vorkommen ist auf die Ligamente begrenzt (SKOGLUND 1973; WYKE 1981, 226). Typ III Sensoren sind ebenfalls Mechanosensoren. Allerdings besitzen sie im Gegensatz zu Typ I und Typ II Sensoren eine sehr hohe Schwelle und adaptieren nur sehr langsam. Dadurch sind sie im immobilisierten Gelenk völlig inaktiv und bleiben es auch über weite Strecken bei aktiven und passiven Bewegungen. Erreicht die Gelenkbewegung allerdings große Ausmaße, die an die physiologischen Grenzen der Gelenkbeweglichkeit heranreichen, oder werden große Traktionskräfte axial am Gelenk appliziert, dann werden durch die Golgi-Sehnenorgan-Endigungen salvenartig „Impulsbündel“ ausgesandt. Die Frequenz der Feuerungsrate läßt dabei nur sehr langsam nach, wenn die Spannung des Bandes nicht vermindert wird.

Typ IV Sensoren (Freie Nervenendigungen) bilden die Nozizeption des Gelenks. WYKE (1981, 227) weist diesen Sensoren als nozizeptiven Sensoren eine grundsätzlich andere Funktion als den Mechanosensoren des Gelenks zu. Freie Nervenendigungen besitzen eine sehr hohe Schwelle und sind unter normalen Umständen inaktiv. Treten Rupturen der Bänder oder der Kapsel bzw. hohe Spannungen oder große mechanische Deformationen an den Gelenkstrukturen auf, werden diese Nervenendigungen aktiv. Sie sprechen außerdem auf chemische Stoffe wie z.B. Histamine oder Bradykine an, die bei Entzündungen im Gelenk

entstehen (SCHIMEK 1985, 240; REUTER, 1994b, 183). NEWTON (1982, 22) charakterisiert Typ IV Sensoren als reine Schmerzsensoren und unterscheidet sie funktionell von Typ I, II, III Mechanosensoren, in denen er „wahre“ Gelenksensoren sieht.

Die morphologischen und funktionellen Eigenschaften der Gelenksensoren werden in (Tab.2-3) zusammengefaßt.

Tab.2-3 Morphologische und funktionelle Charakteristik des artikulären Sensorsystems

Typ	synonyme Nomenklatur (andere Autoren)	Morphologie / Vorkommen	Durchmesser der afferenten Faser [µm]	Verhalten
I	Ruffini	dünn eingekapselte globuläre oder ovoide Körperchen / dreidimensionale Büschel (3-8 Körperchen)	5-9	Statische und dynamische Mechanosensoren: niedrige Schwelle, langsam adaptierend Drucksensor
II	Pacini, Vater-Pacini, Krause	dick eingekapselte konisch bzw. ellipsenförmige Körperchen / einzeln oder in Büscheln (2-4 Körperchen)	9-12	Dynamische Mechanosensoren: niedrige Schwelle, schnell adaptierend Beschleunigungssensor
III	Golgi, Golgi-Mazzoni	dünn eingekapselte fusiforme Körperchen / einzeln oder in Büscheln (2-3 Körperchen)	13-17	Dynamische Mechanosensoren: hohe Schwelle, langsam adaptierend Spannungssensor
IV	freie Nervenendigungen	a) dreidimensionale Geflechte aus myl. Nervenfasern b) freie nicht myl. Nervenendigungen	myelinisiert: 2-5 nicht myl.: 0,5-2	nozizeptive Mechanosensoren: sehr hohe Schwelle, nicht adaptierend, chemosensitiv

Durch das Vorkommen dieser Sensoren in beinahe allen Strukturen des gelenkigen Systems (vgl. Tab.2-4 für das Kniegelenk) besitzt das ZNS neben Muskelspindel und Sehnenspindel eine weitere sensorische Informationsquelle in der Körperperipherie.

Tab.2-4 Übersicht histologischer Untersuchungen am Kniegelenk bei der Katze und beim Menschen

Ort	Art	Untersuchtes Objekt	Autor	
LCA	Typ I (Ruffini-Körperchen)	Katze	SJÖLANDER ET AL. 1989	
		Mensch	ZIMNY ET AL. 1986 SCHUTTE ET AL. 1987 HALATA / HAUS 1989 HAUS / HALATA 1990 HAUS ET AL. 1992 AMIR ET AL. 1995	
	Typ II (Vater-Pacini-Körperchen)	Katze	SJÖLANDER ET AL. 1989	
		Mensch	ZIMNY ET AL. 1986 SCHUTTE ET AL. 1987 HALATA / HAUS 1989 HAUS / HALATA 1990 HAUS ET AL. 1992 AMIR ET AL. 1995	
	Typ III (Golgi-Körperchen)	Katze	FREEMAN / WYKE 1967b SJÖLANDER ET AL. 1989	
		Mensch	SCHULTZ ET AL. 1984 GRÜBER ET AL. 1986 ZIMNY 1988	
	Typ IV (Marklose Nervenendigungen)	Katze	FREEMAN / WYKE 1967b	
		Mensch	KENNEDY ET AL. 1982 SCHULTZ ET AL. 1984 ZIMNY ET AL. 1986 SCHUTTE ET AL. 1987 HALATA / HAUS 1989 HAUS / HALATA 1990 HAUS ET AL. 1992 AMIR ET AL. 1995	
	LCP	Typ I (Ruffini-Körperchen)	Katze	SJÖLANDER ET AL. 1989
			Mensch	ZIMNY ET AL. 1986
		Typ II (Vater-Pacini-Körperchen)	Katze	SJÖLANDER ET AL. 1989
			Mensch	-
Typ III (Golgi-Körperchen)		Katze	SJÖLANDER ET AL. 1989	
		Mensch	KENNEDY ET AL. 1982 SCHULTZ ET AL. 1984 ZIMNY 1988	
Typ IV (Marklose Nervenendigungen)		Katze	FREEMAN/WYKE 1967b	
		Mensch	-	

LCL	Typ I (Ruffini-Körperchen)	Katze	FREEMAN/WYKE 1967b
	Typ III (Golgi-Körperchen)	Katze	SKOGLUND 1956 FREEMAN/WYKE 1967b
		Mensch	-
	Typ IV (Marklose Nervenendigungen)	Katze	FREEMAN / WYKE 1967b
		Mensch	-
	MCL	Typ I (Ruffini-Körperchen)	Katze
Katze			O'CONNOR / GONZALES 1979
Typ II (Vater-Pacini-Körperchen)		Katze	ANDREW 1954 SKOGLUND 1956 FREEMAN / WYKE 1967b O'CONNOR / GONZALES 1979
		Mensch	-
Typ IV (Marklose Nervenendigungen)		Katze	ANDREW 1954 FREEMAN / WYKE 1967b O'CONNOR / GONZALES 1979
		Mensch	-
Menisken	Typ I Ruffini-Körperchen	Katze	O'CONNOR ET AL. 1978 O'CONNOR / GONZALES 1979
		Mensch	ZIMNY ET AL. 1988
	Typ II Vater-Pacini-Körperchen	Katze	O'CONNOR ET AL. 1978
		Mensch	ZIMNY ET AL. 1988
Kapsel	Typ I Ruffini-Körperchen	Katze	FREEMAN/WYKE 1967b HALATA 1977
		Mensch	KENNEDY ET AL. 1982 GRIGG ET AL. 1982 HALATA ET AL. 1985 HALATA / HAUS 1989
	Typ II Vater-Pacini-Körperchen	Katze	HALATA 1977 FREEMAN/WYKE 1967b
		Mensch	HALATA ET AL. 1985 HALATA / HAUS 1989 GERLACH ET AL. 1993
	Typ IV Marklose Nervenendigungen	Mensch	HALATA / HAUS 1989

Die meisten histologischen Untersuchungen liegen für das Kniegelenk vor. Besonders gut ist das LCA untersucht. Nervenendigungen im vorderen Kreuzband werden erstmals von SCHULTZ (1984), später von GRÜBER (1986), ZIMNY (1986) und SCHUTTE (1987) nachgewiesen. Dabei ist die Zuordnung der nervalen Strukturen zu den bindegewebigen Strukturen des LCA (Synovialis, Kollagenfaszikel, interfazikuläres Bindegewebe) aus methodischen Gründen nicht sicher möglich. Erst mit der von HAUS ET AL. (1992) beschriebenen Einbettungsmethode gelingt der Nachweis, daß diese Nervenendigungen nur in der Subsynovialis und im interfazikulären Bindegewebe, die Pacini-Körperchen sogar nur subsynovial, vorkommen.

Diese ausschließliche Einbindung von Nerven und Nervenendigungen in die Bandweichteilstrukturen bedeutet, daß die Kollagenfaszikel, als der eigentliche Stabilisator des LCA, frei von Nerven und Nervenendigungen ist. Um Belastung bzw. Bewegungsimpulse bei mechanischer Einwirkung auf das LCA zu perzipieren, muß zwischen Subsynovialis bzw. interfazikulärem Bindegewebe und den Kollagenfasern eine mechanische Brücke existieren. Diese mechanische Verbindung ist durch die Mechanosensoren gegeben (HAUS ET AL. 1992).

Im Kniegelenk werden nicht nur bei Katzen oder beim Menschen Mechanorezeptoren nachgewiesen. Am Schweineknie können BLÜMEL / KRAATZ (1997) Ruffini- und Vater-Pacini-Körperchen im LCA und LCP sowie in den Bandaufhängungen der Menisken nachweisen. In einer sehr genauen Untersuchung identifizieren YAHIA / NEWMAN (1991) Mechanorezeptoren in verschiedenen Anteilen des LCAs bei Hunden. Dabei finden die Autoren Ruffini-Endigungen und Pacini-Körperchen.

Das Vorkommen von Mechanosensoren in arthronalen Systemen ist beim Menschen aber selbstverständlich nicht nur auf das Kniegelenk beschränkt. Mechanosensoren sind durch diverse Arbeitsgruppen auch für andere Gelenke nachgewiesen. Beispielhaft sollen das Sprunggelenk (MICHELSON / HUTCHINS 1995) und das Schultergelenk (BACKENKOHLER ET AL. 1996) angeführt werden.

2.1.4 Stellungs- und Bewegungssinn

Es liegen in der Grundlagenforschung diverse Arbeiten zur Bedeutung der Gelenksensoren, der muskulären Sensoren und der Hautsensoren für den Stellungs- und Bewegungssinn als Untermodalitäten des propriozeptiven Sinnes vor.

2.1.4.1 Bedeutung der Gelenksensoren

Bei aktiven oder passiven Bewegungen treten Kräfte am Gelenksystem auf, die zu Rotationen des Gelenks führen. Dadurch wird zwangsläufig die Gelenkkapsel auf der einen Seite gedehnt und gegen benachbarte Strukturen gepreßt. Auf der anderen Seite wird die Gelenkkapsel entlastet. Durch Mechanosensoren im Kapsel-Band-Apparat des Gelenks kann diese Bewegung erkannt und über afferente Bahnen zentralnervös integriert werden. Somit liegt die Vermutung nahe, daß Gelenksensoren zum Lage- und Bewegungssinn des Menschen beitragen. Dies nachzuweisen ist Gegenstand zahlreicher Untersuchungen.

Frühe Untersuchungen zeigen, daß bereits geringe Dehnungsbeanspruchungen ausreichen, um die Impulsrate von Sensoren im medialen Seitenband am Kniegelenk bei Katzen zu erhöhen (ANDREW / DODT 1953; ANDREW 1954). Die Autoren schreiben daraufhin den ligamentären Sensoren eine wichtige Aufgabe bei der Positionsbestimmung des Gelenkes zu. Zum gleichen Schluß kommen auch BOYD / ROBERTS (1953), welche die Reaktion von langsam adaptierenden Gelenkafferenzen im posterioren Teil der Gelenkkapsel des Kniegelenks bei Katzen untersuchen. In Abhängigkeit vom Kniewinkel erhalten die Autoren lang anhaltende und äußerst präzise Entladungen. Sie schreiben den Gelenksensoren deshalb eine wichtige Rolle beim Stellungssinn zu und stellen die bisherige Hypothese, wonach ausschließlich Muskelspindeln und Sehnenspindeln für den Stellungssinn verantwortlich sind, in Frage.

SKOGLUND (1956) führt ebenfalls eine Untersuchung am Kniegelenk bei Katzen durch. Er mißt Kniegelenksafferenzen während passiver Bewegungen des Kniegelenks in unterschiedlichen Streckungsgraden. SKOGLUND zeigt, daß Sensoren im Kreuzband sehr empfindlich auf Rotationen im Kniegelenk reagieren. Allerdings scheinen die Gelenksafferenzen dabei nur in den Endpositionen der Gelenkbeweglichkeit aktiv zu werden. Die gemessenen, langsam adaptierenden sensorischen Endigungen sind nur im gebeugten bis stark gebeugten oder im fast bis ganz gestreckten Gelenk aktiv. Bei mittleren Gelenkwinkeln findet SKOGLUND keine aktiven Afferenzen.

Durch Ableitungen von Gelenkafferenzen der menschlichen Hand können BURKE ET AL. (1988) diese Ergebnisse bestätigen. Nur wenige Gelenksensoren reagieren innerhalb des physiologischen Bewegungsausmaßes. Die Mehrheit der Gelenksensoren reagiert erst in

Extremstellungen des Gelenks und scheint das Bewegungsende zu signalisieren. Darüber hinaus erfolgt eine richtungsunspezifische Reaktion der Gelenksensoren. Eine Richtungs differenzierung wäre somit nur durch eine integrative Analyse von Sensorgruppen möglich. Dies ist sehr viel komplizierter als bei Sehnenspindeln, die nur in einer Bewegungsebene reagieren. Den Autoren zufolge sprechen diese Gründe gegen eine starke Beteiligung der Gelenksensoren am Stellungssinn.

FERRELL (1980) kommt bei Untersuchungen des Kniegelenks von Katzen zu einem anderen Ergebnis. Er zeigt, daß langsam adaptierende Mechanosensoren auch im mittleren Bewegungsbereich des Gelenks adäquat dessen Position signalisieren. Damit könnten, dem Autor zufolge, Gelenkafferenzen einen wertvollen Beitrag zum Stellungssinn in Bezug auf das Kniegelenk liefern. Sechs Jahre später bestätigen FERRELL ET AL. (1986) diese Ergebnisse für Kniegelenksafferenzen im Medial Articular Nerve (MAN) von Hunden.

Ein sehr viel differenzierteres Bild erarbeiten sich FERRELL ET AL. (1987) durch Untersuchungen an der menschlichen Hand. Die Autoren untersuchen den Lage- und Bewegungssinn am distalen Interphalangealgelenk des Mittelfingers unter Ausschaltung der Muskelspindeln und der Hautafferenzen. Dabei zeigt sich, daß die Probanden mittels Informationen von Gelenksensoren die Bewegungen am Gelenk mit einer gewissen Fehlertoleranz erkennen können. Sobald ein Lokalanästhetikum ins Gelenk gespritzt und damit der afferente Informationsfluß aus dem Gelenk unterbrochen wird, steigt die Fehlerrate stark an. Die Autoren schließen daraus, daß das ZNS Informationen von den Gelenksensoren erhält und daraus Gelenkbewegungen erkennen kann. Diese Informationen werden ergänzend optimierend zu Muskelspindelinformationen gesehen. Sie werden dann immens wichtig, wenn Muskelspindelinformationen und andere periphere Informationen ausfallen.

In einer Untersuchung, bei der MACEFIELD ET AL. (1990) in der Lage sind, Afferenzen eines definierten Mechanosensors des Fingergelenks oder der fingergelenksumgreifenden Haut bzw. Muskulatur elektrisch zu stimulieren, kommen die Autoren zu dem Schluß, daß ein einziger Gelenksensor in der Lage ist, eine spezifische und sinnvolle Information zu liefern, die vom ZNS mit einer korrekten Bewegung assoziiert werden kann.

Zwei Einschränkungen müssen jedoch gemacht werden. Zum einen handelt es sich bei den angeführten Studien um Untersuchungen an der Hand, weshalb ein Übertrag auf andere Gelenke nur bedingt möglich ist (wie z.B. auf das Kniegelenk). Zum anderen kann das Sensorsystem des Gelenks, aufgrund der Redundanz aller beteiligten Strukturen, nicht unter Ausschaltung der anderen Systeme untersucht werden. Es übernimmt möglicherweise eine Funktion, die es, wenn alle Systeme einsatzbereit sind, gar nicht ausübt. Aus diesem Grund ist ein Übertrag auf ein funktionierendes System nicht gewährleistet. Grundsätzlich scheint

jedoch auch für das Kniegelenk die Möglichkeit zu existieren, daß Gelenksensoren zum Stellungs- und Bewegungssinn beitragen.

So erbringen KRAUSPE ET AL. (1992) den Nachweis, daß Afferenzen der Gruppe II durch Beanspruchung des vorderen Kreuzbandes bei Extension bzw. Flexion und/oder internaler bzw. externaler Rotation des gestreckten Katzenknies aktiviert werden. Die mechanischen Schwellen dieser Einheiten liegen dabei im physiologischen Bereich der Gelenkbeweglichkeit. Damit könnten Mechanosensoren im vorderen Kreuzband in der Lage sein, Informationen über die Spannung des Bandes während alltäglicher Bewegungen, wie z.B. dem Gehen, ans ZNS zu liefern. Am Rand des physiologischen Bewegungsausmaßes (Hyperextension, Innenrotation gegen Widerstand des Gelenkes) sind die Entladungsfrequenzen beträchtlich erhöht (vgl. Abb.2-4).

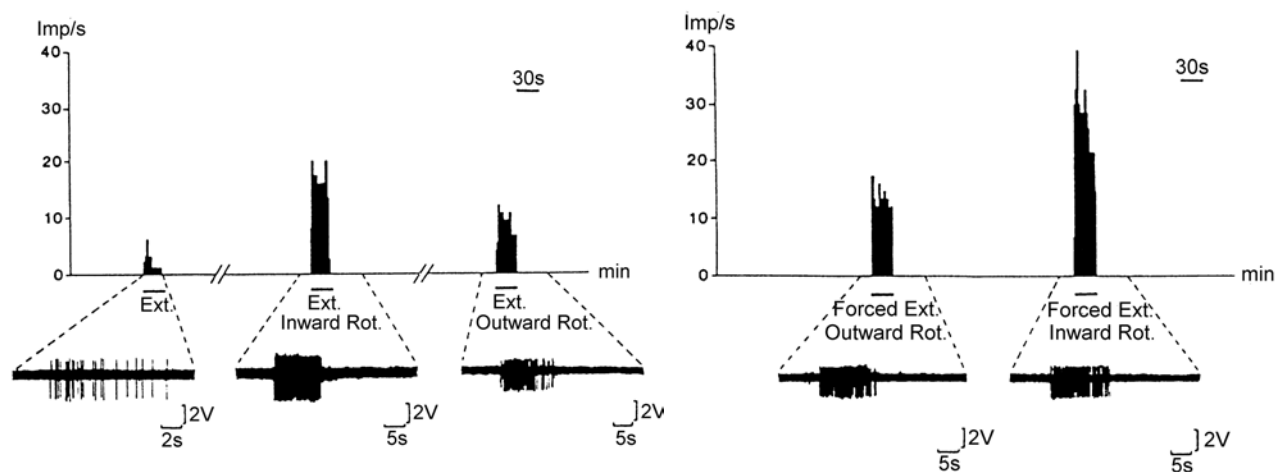


Abb.2-4 Eine afferente Einheit des vorderen Kreuzbandes. Der obere Teil der Darstellung gibt die gemessenen Aktionspotentiale pro Sekunde an. Im unteren Teil der Darstellung sind die tatsächlichen Aktionspotentiale der Nervenfasern dargestellt. Die ersten drei Messungen zeigen die Aktivität der Faser bei Bewegungen im physiologischen Bewegungsausmaß des Gelenkes. Die zwei folgenden Messungen zeigen die Aktivität der Nervenfasern bei erzwungenen Bewegungen am Kniegelenk, die über das normale Bewegungsausmaß des Gelenkes hinausgehen (mod. nach KRAUSPE ET AL. 1992).

Dabei tragen nicht nur Afferenzen der Gruppe II zum Stellungs- und Bewegungssinn am Gelenk bei. Für das Kniegelenk bei Katzen finden SCHAIBLE / SCHMIDT (1983) Afferenzen der Gruppe III und IV, die mechanosensitiv reagieren, niederschwellig sind und besonders gut langsame Bewegungen des Kniegelenkes repräsentieren.

2.1.4.2 Bedeutung der Muskel- und Sehnenspindeln

Bei einer Untersuchung der Afferenzen von Fingergelenken des Menschen finden BURKE ET AL (1988) eine sehr unspezifische Reaktion von Gelenk- und Hautsensoren auf die Bewegung des Gelenkes, aber einer sehr gute Repräsentation durch Muskelspindelafferenzen. Dabei kann diese Repräsentation nur stattfinden, wenn durch die Bewegung eine Dehnung der gelenkumgreifenden Muskulatur auftritt. Die Dehnungsrate ist dabei abhängig von der Ausgangslänge der Muskulatur.

REFSHAUGE ET AL. (1998) können zeigen, daß das Bewegungsempfinden am Interphalangealgelenk des großen Zehs vom Flexionsgrad des Sprunggelenks abhängt. Eine Veränderung dieses Flexionsgrades bedingt eine Längenveränderung des M. extensor hallucis longus. Bei Versuchen unter Plantarflexion des Sprunggelenks, also mit einem vorgespannten Muskel zeigen die Probanden eine bessere Bewegungswahrnehmung. Die Autoren führen dies auf Informationen von Muskelspindeln zurück, die eine Längenänderung des Muskels registrieren (MATTHEWS 1981; GORDON / GHEZ 1991, 569ff).

Einen ähnlichen methodischen Ansatz wählen GANDEVIA / MCCLOSKEY (1976), GANDEVIA ET AL. (1983) und GARLAND / MYLES (1997). Sie führen Messungen am tiefen Fingerflexor durch und können eine besonders gute Lagewahrnehmung des Fingergelenks zeigen, falls Flexor- und Extensormuskulatur unter Spannung stehen. Die Lagewahrnehmung wird schlechter, wenn nur die Flexormuskulatur angespannt ist und sie ist am schlechtesten, wenn keine der beiden Muskelgruppen eine Längenveränderung bei der Bewegung aufweist.

Methodisch ist es durch diese Untersuchungen allerdings nicht einfach, die gemessene Lagewahrnehmung ausschließlich auf eine veränderte Muskelspindelinformation zurückzuführen. Durch die Spannungsänderungen der Muskulatur wird auch der axiale Druck im Gelenk verändert, außerdem kommt es zu Hautverschiebungen oberhalb der Muskulatur. Aufgrund der dadurch veränderten Bedingungen für Haut- und Gelenksensoren können die Veränderungen bezüglich der Bewegungswahrnehmung deshalb nicht ausschließlich dem muskulären Sensorsystem zugeschrieben werden.

Allerdings kommen GANDEVIA / MCCLOSKEY (1992) auch nach Anästhesie des Fingergelenks und der gelenkumgreifenden Hautpartien zu den gleichen Ergebnissen. Auch in diesem Fall finden sie eine verbesserte Bewegungswahrnehmung, wenn sie die muskuläre Spannung der Flexorenmuskulatur erhöht ist. In einem ähnlichen Experiment am menschlichen Kniegelenk stellen CLARK ET AL. (1979) allerdings keine Wahrnehmungseinschränkung für langsame Bewegungen fest. Auch die Fähigkeit der Probanden, einen Gelenkwinkel zu reproduzieren,

ist nach Anästhesie des Gelenkes und der damit verbundenen Ausschaltung von Gelenk- und Hautsensoren nur geringfügig eingeschränkt.

Alle diese Experimente sprechen dafür, daß der Stellungs- und Bewegungssinn des Menschen hauptsächlich von Informationen der Muskelspindeln abhängt. Die Problematik dieser Methode liegt allerdings im Umstand der Redundanz der verschiedenen beteiligten Systeme. So ist es durchaus denkbar, daß die Anästhesie des Gelenkes und das damit verbundene Ausschalten der Gelenk- und Hautafferenzen zu einer verstärkten Repräsentation der Muskelspindelinformation führt, die so nicht für ein intaktes (nicht anästhesiertes) Gelenk gilt. Verzichtet man hingegen auf die Gelenkanästhesie, kann nicht mehr gewährleistet werden, daß die Stellungs- bzw. Bewegungswahrnehmung ausschließlich auf Muskelspindelinformationen beruht.

Des weiteren ist zu bedenken, daß im intakten Gelenk die Gelenksensoren über die Beeinflussung der Muskelspindeleinstellung auch einen Einfluß auf die Muskelspindel haben und damit indirekt zum Stellungs- und Bewegungssinn beitragen (vgl. APPELBERG ET AL. 1983c).

2.1.4.3 Bedeutung der Hautsensoren

Eine Bewegung des Gelenksystems verursacht immer eine Dehnung der Haut auf der einen Seite des Gelenks und eine Entspannung der Haut auf der anderen Seite des Gelenks. Aus diesem Grund kann ein Beitrag der Hautsensoren zur Lagebestimmung des Gelenks durchaus erwartet werden. Dabei gibt es sowohl kutane Sensoren, die in der Lage sind, statische Positionen zu ermitteln (SA II-Sensoren) als auch Sensoren, die auf dynamische Veränderungen reagieren (SA I-, RA-, PaC-Sensoren)² (HULLINGER ET AL. 1978).

EDIN / ABBS (1991) können den Einfluß von Hautsensoren durch eine Untersuchung an der menschlichen Hand bestätigen. Sie finden kutane Mechanosensoren, die in der Lage sind, Bewegung und Position zu signalisieren. EDIN (1992) errechnet in einer weiterführenden Untersuchung eine geringere Präzision von kutanen Sensoren im Vergleich zu Muskelspindeln bei der Positionsbestimmung des Gelenks. Er führt aber an, daß Hautsensoren in viel größerer Zahl vorkommen und dadurch als integrative Informationsquelle eine wichtige Rolle spielen können.

² die Hautsensoren wurden von HULLINGER ET AL. (1978) nach ihrer Schwelle benannt (SA = Slowly Adapting; RA = Rapidly Adapting) und nach ihrer Ähnlichkeit zu bereits bezeichneten Mechanosensoren (PaC = Pacinian Corpuscle unit)

COLLINS / PROCHAZKA (1996) können durch Dehnung der Haut, durch elektrische Stimulationen oder durch Vibrationen an der Handrückseite Bewegungsvorstellungen auslösen. Sie bestätigen damit, daß kutane Afferenzen zur bewußten Wahrnehmung der Gelenkbewegung beitragen können.

BURKE ET AL. (1988) untersuchen afferente Beiträge von Hautsensoren zur Bewegungswahrnehmung am Handgelenk. Sie stellen fest, daß nicht alle gefundenen Afferenzen bei einer Gelenkbewegung aktiv sind. Aktiviert werden die Hautsensoren nur bei starken Gelenkbewegungen in den Randbereichen der Gelenkbeweglichkeit. Darüber hinaus ist nur die Hälfte der Hautsensoren richtungsspezifisch aktiv. Die Autoren schreiben den kutanen Sensoren daher eine untergeordnete Rolle für den Bewegungs- und Stellungssinn zu.

Zum gleichen Schluß kommen auch FERRELL ET AL. (1987). Nach einer lokalen Anästhesie der Haut um das Interphalangealgelenk des mittleren Fingers beim Menschen kommt es bei der Erkennung einer passiven Bewegung zu einer wesentlich geringeren Fehlerquote, als nach einer Lokalanästhesie des Gelenks. Gleichzeitig schließen die Autoren durch die Positionierung des Fingers einen Muskelspindelbeitrag zum Bewegungssinn aus. Sie nützen dabei die Tatsache aus, daß in einem bestimmten Bewegungsbereich des Interphalangealgelenks weder die Extensor- noch die Flexormuskulatur unter Spannung steht (vgl. GANDEVIA / MCCLOSKEY 1976; GANDEVIA ET AL. 1983; GARLAND / MYLES 1997).

Im allgemeinen wird auch durch andere Autoren die Bedeutung von kutanen Sensoren für den Bewegungs- und Stellungssinn im Vergleich mit Informationen der Muskelspindeln als eher gering eingestuft (GANDEVIA / MCCLOSKEY 1976; CLARK ET AL. 1979; MACEFIELD ET AL 1990).

Hier muß allerdings angemerkt werden, daß es sich bei den Untersuchungen, welche die Hautsensoren betreffen, fast ausschließlich um Untersuchungen am Handgelenk und an den Fingergelenken handelt. Ein Übertragung der Ergebnisse auf die restlichen Gelenke des menschlichen Körpers ist zwar denkbar, aber aufgrund der unterschiedlichen Beschaffenheit der Haut und deren sensorischen Versorgung nur unter Vorbehalt zu tätigen (vgl. COLLINS / PROCHAZKA 1996, 870).

2.1.4.4 Stellungs- und Bewegungssinn in der anwendungsorientierten Forschung

Die vorliegenden Untersuchungen zeigen, daß die Propriozeption ein umfassendes und nicht zu ersetzendes Reizerfassungssystem des menschlichen Körpers darstellt. Propriozeptoren sind in beinahe allen Strukturen des menschlichen Bewegungsapparates nachzuweisen. In der Muskulatur, in Sehnen und Gelenken sorgen zahlreiche Sensoren für die Aufnahme unterschiedlichster Reize. Diese Informationen gelangen über afferente

Nervenbahnen zum ZNS und werden dort integrativ verarbeitet. Ein Teil dieser Informationen wird supraspinal verarbeitet und bildet die bewußtseinsfähige Informationsgrundlage, aufgrund der wir in der Lage sind, Stellung und Bewegung unserer Gelenke zu erfassen. Für viele Autoren stellt der daraus resultierende Stellungs- und Bewegungssinn die Propriozeption dar (vgl. SCHMIDT ET AL. 2000, 223).

In der Literatur liegen einige anwendungsorientierte Arbeiten vor, die sich mit der Propriozeption als Teil des SMS beschäftigen. Die meisten Untersuchungen stammen dabei von Arbeitsgruppen aus der Sportmedizin. Das hat einen einfachen Grund: man bemerkt die Wichtigkeit eines Systems immer dann, wenn es beschädigt oder nicht mehr vorhanden ist. In der medizinischen Forschung werden unterschiedliche Methoden benutzt, um sich ein Bild von der „propriozeptiven Leistungsfähigkeit“ des Patienten zu machen.

Viele dieser Arbeiten orientieren sich an der von MOUNTCASTLE / WILLIS (1980) gegebenen Definition und beziehen sich stets auf die bewußte Wahrnehmung von Gelenkpositionen oder Gelenkbewegungen. Dabei wird die propriozeptive Fähigkeit eines Gelenksystems häufig durch eine auf Goldschneider zurückgehende Technik bestimmt (vgl. HALL / MCCLOSKEY 1983). Das zu untersuchende Gelenk wird plötzlich aus der Ruheposition heraus mit einer konstanten Winkelgeschwindigkeit bewegt und der Proband wird aufgefordert, den Zeitpunkt anzuzeigen, an dem eine Bewegung auftritt. Dabei muß er nicht nur das Auftreten der Bewegung zu erkennen, sondern auch die Richtung angeben. Nur falls beide Qualitäten der Bewegung bewußt werden, wird der Test als spezifisches Instrumentarium für die propriozeptive Wahrnehmung angesehen. Es existiert eine ganze Reihe von Untersuchungen, die sich mit diesem „Bewegungssinn“ an den verschiedenen Gelenken des menschlichen Körpers beschäftigen. Dabei ist die Bewegungswahrnehmung nicht für alle Gelenke gleich. So kann der Mensch bei einer Winkelgeschwindigkeit von $0,1^\circ/\text{s}$ schon eine Veränderung von $0,6^\circ$ am Hüftgelenk, von 1° am Kniegelenk und von 2° am Schulter- und Ellbogengelenk wahrnehmen. Der Bewegungssinn der Interphalangealgelenke der Finger und der großen Zehe ist dagegen deutlich schwächer. Hier muß bei einer Winkelgeschwindigkeit von $1,25^\circ/\text{s}$ am Fingergelenk ein Winkel von 6° überschritten werden, und bei der großen Zehe bei einer Winkelgeschwindigkeit von $1^\circ/\text{s}$ gar ein Winkel von 20° , um beim Menschen ein Bewegungsgefühl auszulösen (HALL / MCCLOSKEY 1983; REFSHAUGE ET AL. 1995; REFSHAUGE ET AL. 1998).

Nach LEPHART ET AL. (1998) ermöglicht dieser Test eine Messung der kinästhetischen Wahrnehmung. In der medizinischen Forschung wird durch diese Methode nach Bandrupturen am Kniegelenk (LEPHART ET AL. 1992; PAP ET AL. 1999) und am chronisch instabilen Sprunggelenk (GLICK ET AL. 1976; TROPP 1986; LÖFVENBERG ET AL. 1995; LÖFVENBERG ET AL. 1996) ein propriozeptives Defizit attestiert.

Eine weitere Methode zur Bestimmung eines propriozeptiven Defizits ist die „Winkelreproduktionsmethode“. Dabei muß der Proband einen vorgegebenen Gelenkwinkel nach mehrmaligem Bewegen reproduzieren. Diese Methode wurde erstmals durch BARRETT ET AL. (1991) vorgestellt und durch JEROSCH / PRYMKA (1995) auf ihre Reproduzierbarkeit hin überprüft. Auch mit dieser Methode kann ein propriozeptives Defizit nach Bandverletzungen am Kniegelenk nachgewiesen werden (JEROSCH / PRYMKA 1996).

Auf der Grundlage dieser Methode werden unterschiedliche Untersuchungen am Kniegelenk bereits ermüdeten Probanden durchgeführt. Dabei können sowohl in der offenen Kette (Proband sitzt mit baumelnden Beinen auf einem Stuhl, das terminale Ende der Bewegungskette, der Fuß, ist nicht fixiert) durch SKINNER ET AL. (1986) als auch in der geschlossenen Kette (Proband steht beidbeinig auf dem Boden, das terminale Ende der Bewegungskette, der Fuß, ist fixiert) durch LATTANZIO ET AL. (1997) propriozeptive Defizite nach erschöpfenden Belastungen nachgewiesen werden.

Für unverletzte Probanden sind in der Literatur noch keine Trainingsstudien beschrieben, bei denen nach einem sensomotorischen Trainingsprogramm der Stellungs- bzw. Bewegungssinn untersucht wird. Aus einigen Untersuchungen lassen sich jedoch indirekt Rückschlüsse auf die Veränderung dieser Sinnessysteme schließen. Bei der Bestimmung des Stellungs- und Bewegungssinnes des Kniegelenks schneiden nach LEPHART ET AL. (1996) gut trainierte Turnerinnen signifikant besser ab als eine vergleichbare Kontrollgruppe ohne turnerische Vorgeschichte. Die Autoren führen diesen Effekt auf das langjährige Training der Turnerinnen zurück. Damit kann durch spezielles Training anscheinend ein kinästhetischer Lerneffekt erzielt werden. BARRACK ET AL. (1984) vergleichen den Stellungs- und Bewegungssinn von Ballettänzern mit einer durchschnittlichen Berufstätigkeit von vierzehn Jahren mit einer Gruppe, die keinen Wettkampfsport betreibt. Dabei schneiden die Ballettänzer für den Stellungssinn signifikant schlechter ab als die Mitglieder der Kontrollgruppe, erkennen dafür aber eine passiv applizierte Gelenkbewegung früher als die Teilnehmer der Kontrollgruppe. Die Autoren schließen aus ihren Ergebnissen, daß dem Stellungssinn im Gegensatz zum Bewegungssinn andere neuronale Mechanismen zugrunde liegen, die durch das Training in unterschiedlicher Art und Weise beeinflusst werden. Allerdings kann man nicht davon ausgehen, daß die Kniegelenke von Leistungsturnern bzw. von Ballettänzern mit einer über zehnjährigen Berufstätigkeit mit einem Kniegelenk eines durchschnittlichen Menschen hinsichtlich Laxizität des Gelenks und Kraftfähigkeit der kniegelenkumgreifenden Muskulatur zu vergleichen sind. Somit können aus diesen beiden Studien kaum Rückschlüsse auf die Trainierbarkeit der beteiligten Strukturen gezogen werden.

Diesen Untersuchungen liegt ein Begriff der Propriozeption zugrunde, der die bewußt verfügbare Information über Gelenklage und Gelenklageveränderung beinhaltet (MOUNTCASTLE / WILLIS 1980). Die Untersuchungssituation selbst stellt dabei eine künstliche Situation dar, der keine funktionelle Bedeutung in einer normalen oder sportlichen Bewegungsaufgabe zukommt. Im Falle einer schweren Schädigung des propriozeptiven Systems, wie sie bei Bandverletzungen oder anderen schweren Gelenkverletzungen auftreten kann, ist diese Untersuchungsmethode geeignet, um ein schnelles Bild über das „propriozeptive Defizit“ zu erhalten. Sie stellt aber kein ausreichendes Merkmal zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit des propriozeptiven Systems für eine sportliche Bewegungssituation dar (vgl. GOLLHOFER ET AL. 2000b).

2.2 Das sensomotorische System

Im Gegensatz zum propriozeptiven System beinhaltet das sensomotorische System neben der sensorischen Reizaufnahme, die sich aus visuellem- und vestibulären System sowie der Propriozeption zusammensetzt, auch eine motorische Komponente, die neuromuskuläre Kontrolle (vgl. Abb.1-2). Die sensomotorische Steuerung und Regelung der Muskelaktivität wird in der Bewegungslehre als Bewegungskoordination oder motorische Koordination bezeichnet. Sie stellt die motorische Komponente der Handlungsregulation dar (vgl. SCHNABEL ET AL. 1997, 66ff).

Das sensomotorische System besitzt daher direkt und indirekt die Möglichkeit auf verschiedene Leistungsvoraussetzungen Einfluß zu nehmen. Im besonderen werden in der Grundlagenliteratur in diesem Zusammenhang die Gleichgewichtsfähigkeit (vgl. DIETZ 1992; FITZPATRICK ET AL. 1994) und die Kraftfähigkeit (vgl. NICHOLS / HOUK 1976; HOUK / RYMER 1981; HAGBARTH ET AL. 1986; MEUNIER / PIERROT-DESEILLIGNY 1989; MACEFIELD ET AL. 1993; VAN CUTSEM ET AL. 1998) untersucht. Die prinzipiellen Einflußmöglichkeiten der Muskel- und Sehnenspindeln sind bereits erläutert worden.

Darüber hinaus scheinen für die neuromuskuläre Kontrolle der kniegelenkumgreifenden Muskulatur, Reflexe, die durch Mechanosensoren im Knie ausgelöst werden, eine wichtige Rolle zu spielen (SOLOMONOW ET AL. 1987; GRABINER 1993b; BARATTA ET AL. 1988; DRAGANICH ET AL. 1989 JOHANSSON ET AL. 1991; BRUHN / GOLLHOFER 1998; GRUBER ET AL. 2000). Die Gelenksensoren können dabei die gelenkumgreifende Muskulatur auf unterschiedlicher Art und Weise beeinflussen. Im folgenden werden die verschiedenen Aspekte anhand der Literatur näher erläutert.

2.2.1 Direkt erregende und hemmende Einflüsse der Gelenksensoren

„It is apparent that the relationship expressed by Hilton (1891) hold here. All of the nerves which supply muscles bringing about a major movement at the knee send branches to the knee joint. The real significance of this statement, known as Hilton's law, must await the experimental demonstration of some correlation between afferent impulses arising in the joint and changes in muscular activity resulting therefrom.“ (GARDENER 1948, 125)

Nachdem GARDENER (1944, 1948) die Innervierung des Kniegelenks beschrieben hat und die Existenz von Sensoren im Gelenk durch Ableitungen dieser afferenten Nervenbahnen zu vermuten ist (ANDREW / DODT 1953; BOYD 1953), liegt es nahe die Frage zu stellen, ob diese Sensoren in der Lage sind, Reflexantworten in der gelenkumgreifenden Muskulatur auszulösen.

Erstmals gelingt COHEN / COHEN (1956) die Aktivierung von α -Motoneuronen durch Gelenkafferenzen am Katzenknie. Sie applizieren Flexions- und Extensionsbewegungen mit einer Winkelgeschwindigkeit von 12°/s am Kniegelenk und erhalten hauptsächlich an den Grenzen des Bewegungsausmaßes klare und deutliche Antworten der Hamstring- und der Quadrizeps-Muskulatur. Die Ergebnisse können von ECCLES / LUNDBERG (1959) ebenfalls am Katzenknie für den Flexorreflex bestätigt werden. Allerdings kann eine Aktivierung der Muskulatur in beiden Untersuchungen nur durch sehr hochschwellige Afferenzen erzielt werden.

Ende der siebziger Jahre experimentieren LUNDBERG und seine Mitarbeiter am Kniegelenk von anästhesierten Katzen (N=16). Sie untersuchen die Wirkung von Entladungen im PAN auf die Aktivität von Motoneuronen und Ib-Afferenzen. Dabei gelingt es ihnen bei „einem Drittel der Katzen“ α -Motoneurone über niederschwellige Gelenkafferenzen zu erregen (LUNDBERG ET AL. 1978).

Die ersten Arbeiten, bei denen spezifische Gelenkafferenzen untersucht werden, beschäftigen sich mit Reflexaktivitäten von kapsulären Sensoren. Dabei erzeugen isolierte passive Gelenkbewegungen und äußerer Druck auf die Gelenkkapsel Reflexaktivitäten der gelenkumgreifenden Muskulatur (COHEN / COHEN 1956; BAXENDALE / FERRELL 1981). So können beispielsweise BAXENDALE / FERRELL (1981) zeigen, daß die Erregungsschwelle für den Flexorreflex am Kniegelenk bei Katzen vom Kniewinkel abhängt. Die Erregungsschwelle wird dabei weder von afferenten Signalen der Muskulatur noch durch Signale von Hautsensoren beeinflusst. Dagegen tritt nach Anästhesie des Kniegelenkes die Modulation der Erregungsschwelle des Flexorreflexes in Abhängigkeit vom Kniewinkel nicht mehr auf. Die

Autoren werten dies als Hinweis darauf, daß Kniegelenkafferenzen die Möglichkeit besitzen, hemmend auf den Flexorreflex zu wirken.

Darüber hinaus zeigen Untersuchungen, bei denen der intraartikuläre Druck erhöht wird, eine starke Aktivitätssteigerung von Gelenkafferenzen (ANDREW / DODT 1953; FERRELL ET AL. 1986), durch die möglicherweise inhibitorische Effekte auf α -Motoneuronen der gelenkumgreifenden Muskulatur ausgeübt werden (ILES ET AL. 1984).

Schon bald nach den ersten Untersuchungen, in denen die ganze kapsuläre Gelenkstruktur gereizt wird, beschäftigen sich Wissenschaftler mit der isolierten mechanischen Reizung von einzelnen Bandstrukturen und deren Auswirkung auf die Reflexaktivität der gelenkumgreifenden Muskulatur. Eine solche Reflexaktivität, hervorgerufen durch ligamentäre Sensoren, wird erstmals von PALMER (1958) vermutet. Er erhält einen Dehnungsreflex an M. semimembranosus, M. sartorius und M. vastus medialis durch „Beklopfen“ des medialen Seitenbandes bei Katzen. Zwei Jahre später lösen EKHOLM ET AL. (1960) eine Reflexantwort der Knieflexoren durch Dehnung des medialen Seitenbandes bei Katzen aus.

Diese Untersuchungen werden alle mit Katzen durchgeführt und sind daher nicht ohne Einschränkungen auf den Menschen übertragbar. Außerdem werden in den Versuchen relativ kleine Populationen (zwischen vier und sechzehn Katzen) untersucht. Dennoch deuten die Ergebnisse der Arbeiten darauf hin, daß Gelenksensoren die Möglichkeit besitzen, die Reflexaktivität der gelenkumgreifenden Muskulatur direkt zu beeinflussen. In jüngster Zeit wird vor allem dem vorderen Kreuzband eine besondere Bedeutung bei der reflektorischen Aktivierung der kniegelenkumgreifenden Muskeln beigemessen.

Beim Menschen wird erstmals durch GRÜBER ET AL. (1986) eine isolierte Reflexaktivität der gelenkumgreifenden Muskulatur nach mechanischer Reizung des LCAs nachgewiesen. Die Autoren finden Artefakte im M. biceps femoris und M. semimembranosus und regelrechte muskuläre Antworten im M. vastus medialis und M. vastus lateralis. Die neuromuskuläre Aktivierung des M. biceps femoris und M. semimembranosus nach Reizung des vorderen Kreuzbandes stellt einen echten Fremdreiflex dar. Dieser Fremdreiflex wird von den Autoren als LCA-Reflex bezeichnet. GRÜBER ET AL. (1986) dehnen selektiv den tibialen und femuralen Ansatz des LCAs und erhalten für beide Reizsituationen identische Antworten des M. biceps femoris. Es muß allerdings angemerkt werden, daß es sich bei den dargestellten Ergebnissen um Einzelfalldarstellungen handelt. Die Autoren versäumen es weiterhin ihre Probandenpopulation zu beschreiben. Darüber hinaus wird nicht klar, wie die Autoren durch ihre Versuchsbedingung sicherstellen, daß es bei Auslösung der Zugbelastung nicht zu einer Reizung kapsulärer bzw. muskulärer Sensoren kommen kann.

Die Ergebnisse der Studie können jedoch ein Jahr später durch eine Untersuchung von SOLOMONOW ET AL. (1987) bestärkt werden. Die Autoren legen bei den anästhesierten Versuchstieren das LCA frei und befestigen eine Drahtschlinge um das freie vordere Kreuzband. Indem sie Tibia und Femur der Katzen in einem Winkel von 90° fixieren schließen sie aus, daß die erhaltenen Reflexantworten von kapsulären oder muskulären Mechanosensoren herrühren. Durch Zug am vorderen Kreuzband bei Katzen (N=6) erhalten die Autoren Reflexantworten in der ischiokruralen Muskulatur, während der Quadrizeps inhibiert wird. Mit dieser Untersuchung gelingt es den Autoren eine Verbindung zwischen LCA und ischiokruraler Muskulatur nachweisen, über die, bei direkter Krafteinwirkung auf das LCA, ein Fremdreflex ausgelöst wird (vgl. Abb.2-5).

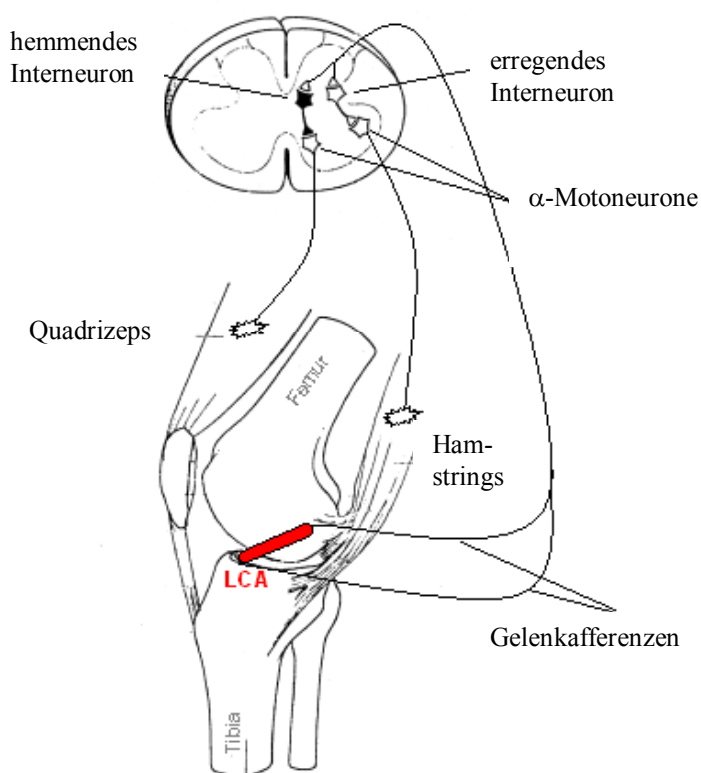


Abb.2-5 Schematische Darstellung des LCA-Fremdreflexes. Gelenkkafferenzen registrieren eine Dehnungsbeanspruchung des vorderen Kreuzbandes. Über ein erregendes Interneuron wird das α -Motoneuron der Hamstrings aktiviert und über ein hemmendes Interneuron das α -Motoneuron des Quadrizeps inhibiert (mod. nach WAGNER / SCHABUS 1982 und KANDEL ET AL. 1991).

Einschränkend muß zu der Untersuchung von SOLOMONOW ET AL. (1987) allerdings bemerkt werden, daß die Messungen an Katzen durchgeführt werden und dabei unphysiologisch hohe Kräfte (ca. 116N) appliziert werden.

In weiteren Untersuchungen können bei Katzen, Hunden und Schafen muskuläre Antworten der Kniegelenksflexoren nach Zugbelastungen des vorderen Kreuzbandes gezeigt werden. MIYATSU ET AL. (1993) belasten das vordere Kreuzband bei Hunden und Katzen mit 10–60N und erzeugen dadurch deutliche Erhöhungen des Hamstrings-EMGs, aber auch des Quadrizeps-EMGs. Mit viel höheren Kreuzbandbelastungen arbeiten RAUNEST ET AL. (1996).

Sie belasten das ACL und PCL von Schafen statisch mit 200–500N und dynamisch mit einer Kraftanstiegsgeschwindigkeit zwischen 50 und 200N/s. Die Autoren finden bei diesen Versuchsbedingungen einen signifikanten ($p < 0.001$) Anstieg der Hamstrings-Aktivität bei gleichzeitiger Quadrizeps-Inhibition.

Im Gegensatz zu diesen Untersuchungen finden POPE ET AL. (1990) bei „physiologischen“ Belastungen des vorderen Kreuzbandes bei Katzen weder reflektorische Antworten der Quadrizeps- noch der Hamstrings-Muskulatur. Weder eine anteriore Bewegung der Tibia, die eine Schublade von ca. 4mm bewirkt und in einer Zeit zwischen 1s und 0,1s erreicht wird, noch eine direkte Zugkraft am vorderen Kreuzband mit bis zu 125N ist in der Lage, eine Reflexaktivität in der gelenkumgreifenden Muskulatur auslösen.

2.2.2 Indirekt erregende und hemmende Einflüsse der Gelenksensoren

Untersuchungen zu reflektorischen Beiträgen von Gelenksensoren zeigen aber nicht nur die Möglichkeit der direkten Auslösung eines Fremdreflexes. Die Gelenksensoren besitzen darüber hinaus die Möglichkeit, über Interneuronen hemmend oder erregend auf den Motoneuronenpool der gelenkumgreifenden Muskulatur einzuwirken.

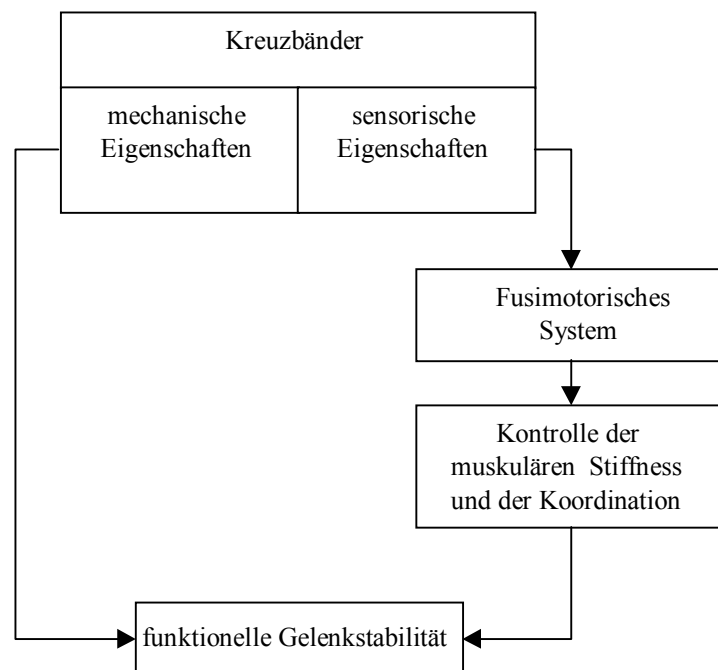
LUNDBERG ET AL. (1978) finden beispielsweise am Kniegelenk einen beträchtlichen Einfluß von Gelenkafferenzen auf die Entladungscharakteristik von Ib-Afferenzen. Gelenksensoren sind damit in der Lage, über Ib-Afferenzen homonym hemmend und antagonistisch erregend auf den Motoneuronenpool einzuwirken. Die Autoren vermuten weitere Einflußmöglichkeiten der Gelenksensoren auf Interneurone der verschiedenen neuronalen Systeme und weisen den Gelenksensoren deshalb eine wichtige Rolle bei der Regulation der Gelenkbewegung zu. Andere Arbeitsgruppen bestätigen diese Möglichkeit der Gelenksensoren durch unterschiedliche methodische Vorgehensweisen (BAXENDALE / FERRELL 1981; ILES ET AL. 1984). Durch H-Reflex-Messungen zeigen ILES ET AL. (1984) nach Erhöhung des intraartikulären Drucks des Kniegelenks beim Menschen einen inhibitorischen Effekt von Gelenksensoren auf die Quadrizepsmuskulatur. BAXENDALE / FERRELL (1981) untersuchen den Einfluß des initialen Kniegelenkwinkels auf den Flexorreflex bei Katzen. Dabei stellen sie eine Abnahme der Erregbarkeit des Flexorreflexes bei zunehmender Beugung des Kniegelenks und eine Abnahme der Erregbarkeit des gekreuzten Extensorreflexes bei Extension des Kniegelenks fest. Dieses „negativ rückkoppelnde System“ (LUNDBERG ET AL. 1978) wird dabei weder durch kutane Sensoren noch durch Muskelsensoren beeinflusst. Eine Modulation der Reflexe kann aber nach Ausschaltung von Gelenksensoren durch lokale Anästhesie des Kniegelenks nicht mehr beobachtet werden.

WOOD ET AL. (1988) untersuchen den Einfluß eines erhöhten intraartikulären Drucks auf die Aktivierung der Quadrizeps-Muskulatur. Die Autoren stellen schon bei geringfügig erhöhtem Druck im Gelenk eine Inhibition des M. quadriceps femoris fest, ohne daß bei den Probanden ein Schmerzzustand ausgelöst wird. Diese Inhibition verschwindet durch eine lokale Gelenkanästhesie fast vollständig. Die Autoren nehmen daher an, daß die Inhibition durch die Reizung kapsulärer Mechanosensoren aufgrund des erhöhten intraartikulären Drucks ausgelöst wird.

2.2.3 Einfluß der Gelenksensoren auf das γ -motorische System

Neben einem Fremdreflex, und damit einer direkten α -motorischen Innervierung, besteht durch Gelenkafferenzen auch die Möglichkeit einer γ -motorischen (fusimotorischen) Innervierung. Dieser Einfluß wird erstmals von EKHOLM ET AL. (1960) vermutet und später auch von anderen Autoren für sehr wahrscheinlich gehalten (FREEMAN / WYKE 1967b; WYKE 1981). In mehreren Untersuchungen kann schließlich durch elektrische und physiologische Stimulation der Einfluß von Gelenkafferenzen auf γ -Motoneurone demonstriert werden (MCINTYRE ET AL. 1978; JOHANSSON / SOJKA 1985; JOHANSSON ET AL. 1986; SJÖLANDER 1989; SOJKA ET AL. 1989). Durch diesen Einfluß der Gelenksensoren auf das fusimotorische System besteht die Möglichkeit, die gelenkumgreifende Muskulatur „voreinzustellen“ und so die Gelenkstiffness aktiv, d.h. dynamisch zu regulieren. Nach JOHANSSON ET AL. (1991) bildet die Kontrolle der muskulären Stiffness über das fusimotorische System den aktiven Teil der funktionellen Gelenkstabilität (vgl. Abb.2-6).

Abb.2-6 Zusammenhang zwischen den Eigenschaften der Kreuzbänder und der funktionellen Kniegelenkstabilität. Über ihre sensorischen Eigenschaften und das fusimotorische System sind die Kreuzbänder in der Lage die muskuläre Stiffness der gelenkumgreifenden Muskulatur zu kontrollieren und damit die Gelenkstabilität aktiv zu beeinflussen (mod. nach JOHANSSON ET AL. 1991).



Durch elektrische Stimulation des PAN bei Katzen können JOHANSSON ET AL (1986) über 90% der untersuchten statischen und dynamischen γ -Motoneurone erregen. Dabei finden die Autoren eine spezifische Erregbarkeit der γ -Motoneurone durch niederschwellige und/oder hochschwellige Gelenkafferenzen. Anhand der gemessenen Latenzzeiten vermuten sie einen trisynaptischen Reflexweg. Die hohe Erregbarkeit (mehr als 90% aller untersuchten γ -Motoneurone reagieren auf die elektrische Stimulation von Gelenkafferenzen) wird durch SJÖLANDER (1989) bestätigt.

SJÖLANDER gelingt es darüber hinaus, durch physiologische Stimulation der Gelenkkapsel und der Kreuzbänder am Katzenknie eine Muskelspindelaktivität im M. gastrocnemius sowie in den Hamstrings (M. semitendinosus, M. biceps femoris) zu erzeugen. Auf eine Stimulation des LCP reagieren 47% der abgeleiteten Hamstrings-Spindelafferenzen, auf eine Reizung des LCA gar 55%. Dabei reichen schon Belastungen von 5-10 N aus, um Entladungen in Spindelafferenzen hervorzurufen. Diese Spindelentladungen führt der Autor auf eine veränderte Einstellung der γ -Motoneurone zurück, die wiederum durch eine veränderte afferente Einstellung von physiologisch stimulierten Gelenksensoren hervorgerufen wird. Die Stimuli sind niederschwellig und besitzen tonischen Charakter. Damit kommen als Gelenksensoren Ruffini-Endigungen oder Golgisehnenorgane in Frage. Anhand der Reflexlaufzeiten bestimmt SJÖLANDER die erregenden Verbindungen als di- oder trisynaptisch, während inhibitorische Verbindungen mindestens trisynaptisch zu sein scheinen.

Diese Ergebnisse werden von der gleichen Arbeitsgruppe speziell für das vordere Kreuzband am Katzenknie bestätigt (JOHANSSON ET AL. 1990). Die Autoren erzeugen durch Zugbelastungen des vorderen Kreuzbandes von 40N deutliche muskuläre Aktivitätssteigerungen der Hamstrings. Nach Anästhesie des Kniegelenks ist diese erhöhte neuromuskuläre Aktivierung der ischiokruralen Muskulatur nicht mehr zu beobachten. JOHANSSON ET AL. (1990) werten dies als Beweis dafür, daß es sich bei der beobachteten Aktivitätssteigerung um eine reflektorische Aktivierung fusimotorischer Neurone handelt, die auf Muskelspindeln der ischiokruralen Muskulatur projizieren. Diese Ansicht teilen auch COLE ET AL. (1996). Sie untersuchen am Katzenknie den Einfluß von LCA-fremden Mechanosensoren auf afferente Entladungen nach Belastungen des vorderen Kreuzbandes. Die Autoren können zeigen, daß die bisher verwendeten Methoden zur Fixierung von Tibia und Femur ausreichen, um ausschließlich afferente Entladungen von LCA-Sensoren zu messen. Damit können die von JOHANSSON ET AL. (1990) beschriebenen muskulären Aktivierungen, aufgrund der angewandten Methode, sehr wahrscheinlich auf reflektorische Modulationen der Spindelsensibilität, hervorgerufen durch Afferenzen des vorderen Kreuzbandes, zurückgeführt werden.

Durch die Verbindung von Gelenksensoren und Muskelspindeln über das fusimotorische System, scheinen erstere zur Koordination der gelenkumgreifenden Muskulatur beizutragen, indem sie den Muskeltonus regulieren. Damit erfüllt dieser Mechanismus eine wichtige funktionelle Aufgabe bei der Haltungsregulation, sowie bei der Einstellung der Muskelstiffness der gelenkumgreifenden Muskulatur und leistet so einen wertvollen Beitrag zur funktionellen Gelenkstabilität (JOHANSSON ET AL. 1986; SJÖLANDER 1989; JOHANSSON ET AL. 1991).

Die vorgestellten Ergebnisse basieren jedoch ausschließlich auf Untersuchungen an Katzen und sind somit nicht ohne Einschränkung auf den Menschen übertragbar. Sollten beim Menschen jedoch ähnliche Verhältnisse vorliegen wie bei der Katze, so ist die fusimotorische Einstellung möglicherweise dafür verantwortlich, daß bei Kreuzbandpatienten eine verstärkte Aktivierung der Hamstrings beobachtet wird (SOLOMONOW ET AL. 1987; CORRIGAN ET AL. 1992; GRABINER / WEIKER 1993c; GÓMEZ-BARRENA ET AL. 1999).

2.2.4 Das sensomotorische System und die Gleichgewichtsfähigkeit

Gleichgewichtsleistungen stellen integrierte Wahrnehmungsleistungen mehrerer Sinnessysteme dar. Sie stehen in funktionalem Zusammenhang mit motorischen Handlungen zur Haltungskontrolle (FETZ 1986; STRAUBE 1996, 343). Aus einer pädagogischen Sichtweise heraus wird die Gleichgewichtsfähigkeit in eine dynamische und eine statische Gleichgewichtsfähigkeit unterteilt (FETZ 1987; MEINEL / SCHNABEL 1998). Im Hinblick auf die Bewegungsregulation als Grundlage des Gleichgewichts (TEIPEL 1995, 3) reicht diese Sichtweise zur Beschreibung der physiologischen Regulationsvorgänge allerdings nicht aus (vgl. KARL 1999). STANGL (1997) stellt in diesem Zusammenhang ein Modell vor, das den Beitrag der verschiedenen „Analysatoren“³ zur Interaktion von Haltung und Gleichgewicht betont. Das menschliche Gleichgewichtssystem verrechnet dabei Informationen aus optischem, vestibulärem und sensiblem Analysator.

Dieser sensible Analysator, der mit dem Begriff der Propriozeption, wie er in dieser Arbeit verwendet wird, grob übereinstimmt, spielt für die Gleichgewichtserhaltung aus einer funktional physiologischen Sichtweise heraus eine wichtige Rolle (BERGER ET AL. 1984; DIENER ET AL. 1984; DIETZ 1987; DIETZ 1992; DAY 1993; FITZPATRICK 1994; SIMONETTA-MOREAU 1999). Grundlegende Untersuchungen in diesem Forschungsbereich zeigen, daß Reflexe, und hier vor allem polysynaptische zur Standstabilisation beitragen (GIELEN 1988;

³ dieser Begriff geht auf MEINEL / SCHNABEL (1997, 68) zurück und bezeichnet nach den Autoren die Teilsysteme der Sensorik (visuelles, vestibuläres und kinästhetisches System)

DIETZ 1992). Bei motorisch anspruchsvolleren Aufgaben, wie z.B. dem Gehen, ist der Einfluß des propriozeptiven Systems noch größer (BERGER ET AL. 1984; DIETZ ET AL 1984). Dabei scheint die Aktivierung der beteiligten Muskulatur hauptsächlich durch periphere Informationen von Afferenzen der Gruppe II bewirkt zu werden (MATTHEWS 1984; SINKJÆR 2000).

Die Standstabilität ist eine motorische Fertigkeit, die auf dem SMS aufbaut und eine enge Verbindung zur Gleichgewichtsfähigkeit aufweist. Zur Kontrolle des aufrechten Standes (und des aufrechten Ganges) benutzt der Mensch verschiedene Informationen aus seiner Umwelt. Diese Informationen benötigt das ZNS um die gelenkumgreifende Muskulatur zielgerichtet zu aktivieren und so den Körperschwerpunkt über der Standfläche zu halten. Durch diesen Mechanismus wird eine möglichst große Standstabilität gewährleistet. Dabei beschreibt der Begriff Haltung („*posture*“) die Orientierung jedes einzelnen Körpersegments relativ zur Wirkungsrichtung der Gravitationskraft. Im Gegensatz zur Haltung als äußere Betrachtungsweise, beschreibt der Begriff Gleichgewicht („*balance*“) in diesem Zusammenhang die dynamischen Eigenschaften des Körpers (WINTER 1995, 3).

FITZPATRICK ET AL. (1992a) zeigen, daß sowohl visuelle als auch vestibuläre und sensomotorische Reflexe der unteren Extremität zur Regulation der Stiffness des Sprunggelenkes beitragen. Dabei reichen schon Reflexe, die auf Informationen von Propriozeptoren der unteren Extremität beruhen aus, um den aufrechten Stand zu gewährleisten. Diese Reflexe beruhen auf einer Reizung von Mechanosensoren durch Bewegungen am Sprunggelenk. FITZPATRICK ET AL. (1992b) kommen zwar zu dem Schluß, daß dieser Reflexbeitrag während des ruhigen aufrechten Standes relativ gering ausfällt, daß er aber, falls es nötig sein sollte, erhöht werden kann. Zwei Jahre später kommen die Autoren in einer weiterführenden Untersuchung zum Schluß, daß die Information durch Mechanorezeptoren in der Beinmuskulatur ausreicht, um den aufrechten Stand zu sichern (FITZPATRICK ET AL. 1994). Während die Informationen von kutanen Rezeptoren am Fuß und von Mechanorezeptoren im Sprunggelenk keinen großen Einfluß auf die Standsicherheit haben, ist die visuelle Rückkopplung notwendig, um eine maximale Standsicherheit zu erreichen. Die Informationen des Vestibulärapparats scheinen hingegen nichts zur Veränderung der neuromuskulären Kontrolle bei der Sicherung des aufrechten Standes beizutragen. Die Regulation der Standstabilität wird nach den Autoren größtenteils über die reflektorische Einstellung der Muskelstiffness der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur auf der Grundlage von propriozeptiven Informationen bewerkstelligt.

Von anderen Autoren wird das Vestibulärorgan jedoch als weitere Kontrollinstanz bei der Erhaltung des Gleichgewichts gesehen. Dabei scheint der jeweilige Beitrag der Systeme kontextabhängig zu sein (DIETZ 1992, 45). Insbesondere die Geschwindigkeit, mit der

Perturbationen an der unteren Extremität auftreten, ist für die Größe des Anteils verantwortlich, mit welchem die verschiedenen Systeme zum Gleichgewicht beitragen. So werden, beim Stehen auf einer unebenen Plattform, schnell wechselnde Richtungsänderungen scheinbar durch spinale Reflexe reguliert. Erst bei der Kontrolle langsamer Schwankungen (~ 1Hz) beteiligt sich das vestibuläre System mit einem bedeutenden Anteil an der Gleichgewichtskontrolle (MAURITZ / DIETZ 1980). Diese Ergebnisse können durch die Untersuchung von DIENER ET AL. (1984) bestätigt werden. Die Autoren applizieren Reize in Flexions-Extensionsachse am oberen Sprunggelenk und schalten durch Ischämie, erzeugt durch Manschetten, die direkt über dem oberen Sprunggelenk angebracht sind, die afferente propriozeptive Information aus Muskelspindel, Sehnenorganen und Gelenksensoren des Fußes aus. Sie applizieren schnelle einmalige Reize mit einer Amplitude von 4° und einer Winkelgeschwindigkeit von $80^\circ/\text{s}$ und langsame sinusförmige Reize mit einer Frequenz von 0,3Hz und einer Amplitude von $\pm 4^\circ$. Dadurch stellen sie die Bedeutung der Propriozeptoren des Fußes für die Standstabilisation während der Applikation der langsamen Reize fest. Darüber hinaus können die Autoren zeigen, daß das visuelle System nur bei der Frequenz von 0,3Hz den Ausfall der Propriozeptoren des Fußes kompensieren kann. Sie bestätigen damit eine einfache Untersuchung, bei der durch Schließen der Augen der Beitrag des visuellen Systems zur Standstabilisation gemessen wird und bei welcher der Arbeitsbereich bei ca. 1Hz aufhört (DICHGANS / BRANDT 1973).

2.2.5 Das sensomotorische System und die Krafftähigkeit

„The function of the knee arthrokinetic reflex, in all probability, is to reinforce and coordinate flexion-extension movements of the leg. For example, if the flexors in the thigh start to contract either because of voluntary or reflex mechanisms, the knee arthrokinetic reflex will inhibit the thigh extensors and increase the excitability of the flexors. Conversely, activation of the thigh extensor muscles will cause knee extension and the arthrokinetic reflex will decrease both excitation of the thigh flexors and inhibition of the extensors.“ (COHEN / COHEN 1956, 437)

Die Motoneuronen, deren Aktivität die muskuläre Kontraktion hervorruft, werden während einer willkürlichen Muskelkontraktion teils vom ZNS und teils durch das propriozeptive System erregt. Die Sensoren können dabei durch die Muskelkontraktion selbst aktiviert werden (vgl. GARLAND / MILES 1997).

In grundlegenden Studien ist ein großer Einfluß afferenter Informationen auf das Verhalten der Muskulatur nachgewiesen (NICHOLS / HOUK 1976; HOUK / RYMER 1981; KANDEL ET AL. 1991). Dabei gibt es nur wenige Studien, die sich mit propriozeptiven Beiträgen zu willkürlichen Muskelkontraktionen beschäftigen. In einer richtungsweisenden Studie können

MACEFIELD ET AL. (1993) zeigen, daß Muskelspindelafferenzen bis zu einem Drittel zur Erregung von Motoneuronen während einer willkürlichen Kontraktion beitragen. Die Autoren verhindern durch lokale Anästhesie der Spindelafferenzen des M. tibialis anterior eine Rückkopplung von homonymen Muskelspindelinformationen. Aufgrund der fehlenden Afferenz bekommen die abgeleiteten Motoneuronen weniger erregenden Input. Die mittlere Erregungsrate ist deshalb über den ganzen Bereich der willkürlichen Kontraktion des M. tibialis anterior deutlich herabgesetzt, und die Erregungsfrequenz der Motoneuronen ist entsprechend verringert (vgl. Abb.2-7). Damit stellen nach MACEFIELD ET AL. (1993) Muskelafferenzen einen wichtigen erregenden Input für den α -Motoneuronenpool dar.

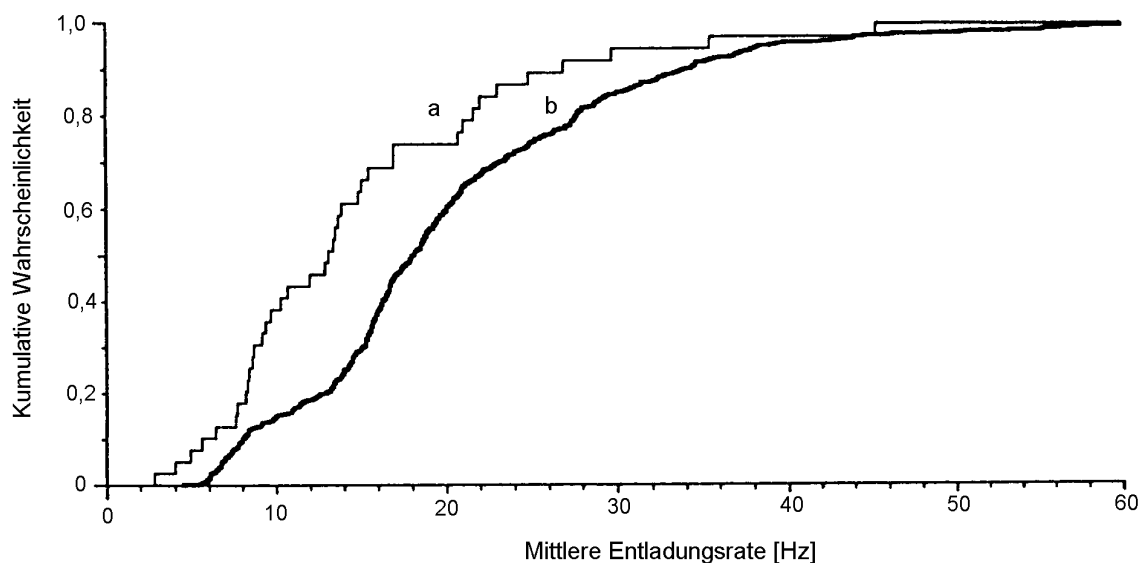


Abb.2-7 Verteilung der mittleren Entladungsrate von deafferenzierten (Kurve a; 52 abgeleitete α -Motoneuronen) und normal innervierten Motoneuronen (Kurve b; 595 abgeleitete α -Motoneuronen) des M. tibialis anterior. Die Verteilung beschreibt die mittlere Entladungsrate der abgeleiteten α -Motoneuronen bei isometrischen Kontraktionen unterschiedlicher Stärke (mod. nach MACEFIELD ET AL. 1993).

Eine wichtige Rolle scheint hierbei das Zusammenspiel zwischen γ -motorischem und α -motorischem System zu spielen. Wird die afferente Zuschaltung von γ -Motoneuronen unterbunden oder teilweise verhindert, ist auch der afferente Strom von der Muskelspindel zum α -Motoneuron vermindert, und es resultiert eine verringerte Erregung des α -Motoneurons.

LOEB / HOFFER (1985) finden zwar für submaximale Muskelkontraktionen während einer fusimotorischen Blockade keine Einschränkung der Kraftfähigkeit, aus anderen Untersuchungen geht allerdings hervor, daß der Einfluß des γ -motorischen Systems mit der

Kontraktionskraft der Muskulatur zunimmt, und daß dieses System für eine tonische „Kraftversorgung“ bei maximalen willkürlichen Kontraktionen notwendig ist (HAGBARTH ET AL. 1986; BONGIOVANNI / HAGBARTH 1990; MACEFIELD ET AL. 1991).

Über diesen afferenten Zugang hat die Propriozeption einen Einfluß auf den Motoneuronenpool. Dies geschieht direkt oder indirekt über das fusimotorische System (MCINTYRE ET AL. 1978; JOHANSSON / SOJKA 1985; JOHANSSON ET AL. 1986; SJÖLANDER 1989; SOJKA ET AL. 1989). Besondere Bedeutung kommt dabei der Beeinflussung des Motoneurons über die präsynaptische Inhibition zu (HULTBORN ET AL. 1987; MEUNIER / PIERROT-DESEILLIGNY 1989).

MEUNIER / PIERROT-DESEILLIGNY (1989) bestimmen die präsynaptische Inhibition bei sieben gesunden Probanden, indem sie mittels H-Reflexmessungen⁴ den Grad der Ia-Erregung ermitteln. Die Probanden haben die Aufgabe, eine willkürliche isometrische Plantarflexion des Fußes durchzuführen. Die Gegenkraft wird innerhalb von 500ms auf 50% der isometrischen Maximalkraft erhöht und für weitere 500ms auf diesem Niveau gehalten. Die Autoren stellen für diese Versuchsbedingung sowohl eine homonyme als auch eine heteronyme Erhöhung der Ia-Erregbarkeit zu Beginn der muskulären Kontraktion fest. Etwa in der Mitte des Kraftanstiegs wird die Erregung über einen Anstieg der präsynaptischen Inhibition reduziert.

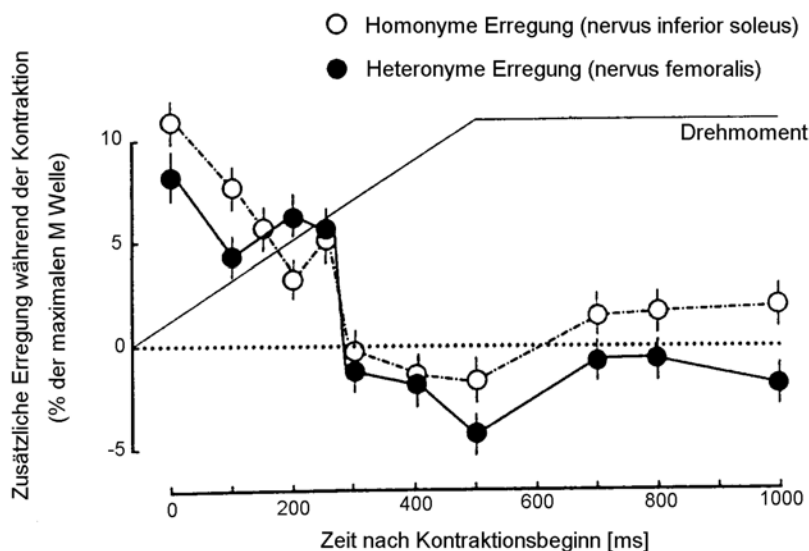


Abb.2-8 Zeitlicher Verlauf der heteronymen und homonymen Ia-Erregung des H-Reflexes des M. soleus während einer willkürlichen Plantarflexion des Fußes. Jedes Symbol entspricht dem Mittelwert von vierzig Messungen. Die vertikalen Linien stellen die Standardabweichungen dar (mod. nach MEUNIER / PIERROT-DESEILLIGNY 1989).

⁴ Hoffmann-Reflex (H-Reflex): Die H-Reflexmessung geht auf den Physiologen Paul Hoffmann zurück (1918). Der H-Reflex wird häufig als Testsignal benutzt, um beim Menschen den Effekt von vorausgehenden Reizen auf die Erregbarkeit der Motoneuronenpopulation zu messen (vgl. WIESENDANGER 2000, 100)

Die verminderte präsynaptische Inhibition zu Beginn einer willkürlichen Kontraktion könnte ihre funktionelle Bedeutung in einer besseren Einbindung des Dehnreflexes in die frühe Phase der Kontraktion haben (vgl. DIETZ. ET AL. 1979). Durch diesen Mechanismus kann das SMS möglicherweise die Kraftentwicklung in einer frühen Phase der muskulären Kontraktion beeinflussen. Dabei weist dieses System ein beträchtliches Adaptationspotential auf (VAN CUTSEM ET AL. 1998).

2.2.6 Das sensomotorische System in der anwendungsorientierten Forschung

Eine Möglichkeit, die Sensomotorik zu messen, besteht darin, die Reflexaktivität eines Gelenksystems zu bestimmen (BEARD ET AL. 1993). Hier liegen insbesondere für die untere Extremität einige Untersuchungen aus dem medizinisch-orthopädischen Bereich vor, die sich mit sensomotorischen Defiziten nach Bandverletzungen des Sprunggelenks sowie des Kniegelenks beschäftigen.

Für das Kniegelenk bilden die Untersuchungen über einen direkten Reflexweg, ausgehend von Gelenksensoren und insbesondere Mechanosensoren des vorderen Kreuzbandes, die gedankliche Basis vieler angewandter Studien. Bedeutung und Funktion des „LCA-Fremdreflexes“, verbunden mit der synergistischen Wirkungsweise der Hamstrings und der antagonistischen Wirkungsweise des Quadrizeps in Bezug auf das vordere Kreuzband (vgl. Abb.2-5), sind Gegenstand einer Reihe empirischer Untersuchungen. In mehreren Arbeiten können Reflexantworten in den Hamstrings, ausgelöst durch eine anteriore Verschiebung des Unterschenkels relativ zum Oberschenkel, gemessen werden (BEARD ET AL. 1993; RYAN ET AL. 1995; BURNS ET AL. 1998; BRUHN 1999). Die Untersuchungen werden im Stehen durchgeführt und die Kraft auf den Unterschenkel wird durch Druck von dorsal appliziert.

Eine verstärkte Aktivität der Hamstrings bei Kniebeugen kann ebenfalls an verletzten Probanden beobachtet werden (MCNAIR ET AL. 1992; GRABINER 1993b). Sie wird im Hinblick auf die synergistische Wirkungsweise der Hamstrings und des LCAs als Schutzfunktion zur Entlastung des vorderen Kreuzbandes interpretiert (BARATTA ET AL. 1988). DRAGANICH ET AL. (1989) bestätigen die Koaktivierung der Hamstrings, vor allem in der terminalen Phase der Kniestreckung, auch für gesunde Probanden. Die prinzipielle synergistische Wirkung der Hamstrings zur Entlastung des vorderen Kreuzbandes wird von anderen Autoren durch Betrachtung von Modellen bestätigt (MARKOLF ET AL. 1990; MOORE ET AL. 1993).

GRABINER ET AL. (1992) finden allerdings bei Untersuchungen von „Beinstreckungen“ bis 100% MVC in der offenen Kette (der Fuß ist bei der Übung nicht fixiert) bezüglich der Aktivierung von Hamstrings und Quadrizeps bei gesunden Probanden keine Unterschiede im Vergleich einer Kniebeugung von 15 Grad (hierbei produziert die Quadrizeps-Kontraktion

eine relativ zur Tibia gerichtete anteriore Kraft) und einer Kniebeugung von 85 Grad (hierbei produziert die Quadrizeps-Kontraktion eine relativ zur Tibia gerichtete posteriore Kraft). Die Autoren interpretieren dieses Ergebnis als Beweis für die Nichtexistenz einer direkten Verbindung zwischen vorderem Kreuzband und Hamstrings-Muskulatur.

Ein Jahr später bestätigen GRABINER / WEIKER (1993) dieses Ergebnis für ein weiteres gesundes Probandengut, finden aber im Gruppenvergleich mit kreuzbandverletzten Probanden (LCA konservativ behandelt (n=17), LCA-Rekonstruktion (n=12)) bei diesen eine signifikante Erhöhung der Hamstrings-Aktivität bei willkürlichen Krafteinsätzen von 25% MVC bis 100% MVC in der offenen Kette.

Diese Untersuchungen können im Sinne einer neurophysiologischen Verbindung zwischen dem vorderen Kreuzband und der ischiokruralen Muskulatur interpretiert werden. Die Reizung der Mechanosensoren des vorderen Kreuzbandes scheint dabei einen erregenden Einfluß auf die ischiokrurale Muskulatur (Fremdreflex) und einen hemmenden Einfluß auf die Quadrizeps-Muskulatur zu haben. Aus diesem Grund wird der LCA-Reflex oft als Schutzreflex zur Verminderung der Belastung des vorderen Kreuzbandes gesehen.

Die funktionelle Bedeutung dieses Fremdreflexes bleibt allerdings umstritten. Die von einigen Autoren angeführte Funktion einer schnellen Stabilisierung des Gelenkes gegen traumatisierende Kräfte wird von anderen Autoren mit Skepsis gesehen. JOHANSSON ET AL. (1991) vermuten, daß dieser Fremdreflex zu langsam ist, um ein Verletzungstrauma am Kniegelenk zu verhindern. So vergehen beim Skilaufen etwa 40ms von einem traumatisierenden Ereignis bis zur Zerstörung der Bandstruktur. POPE ET AL. (1979) setzen die Zerstörung des Bandes etwa 35ms nach Beginn der frühesten Dehnbelastung des Bandes an. Damit kann nach diesen Autoren der LCA-Fremdreflex aufgrund seiner zu langen Laufzeit nicht als direkter Schutzreflex gegen sehr schnelle traumatisierenden Krafteinwirkungen am Kniegelenk angesehen werden.

Untersuchungen an kreuzbandverletzten Patienten deuten dennoch, über die synergistische Funktion hinaus, auf eine funktionelle Bedeutung der Reflexbrücke zwischen vorderem Kreuzband und Hamstrings hin. Ein Vergleich von fünfzig Patienten mit unilateralem Kreuzbanddefizit offenbart eine signifikant höhere muskuläre Latenz der Hamstrings nach applizierter anteriorer Tibiaverschiebung am verletzten Bein im Gegensatz zum unverletzten Bein (BEARD ET AL. 1993; BEARD ET AL. 1994). Durch eine weitere Untersuchung, die ebenfalls funktionell mit axialer Belastung des Kniegelenks durchgeführt wird, kann BRUHN (1999) dieses Ergebnis bestätigen. Der Mittelwert der gemessenen Latenzzeiten am gesunden Bein liegt zwischen 48ms bei BEARD ET AL. (1993) und 58ms bei BRUHN (1999). Diese Latenzzeiten deuten auf einen Fremdreflex hin, wie er durch GRÜBER ET AL. (1986) und SOLOMONOW ET AL. (1987) beschrieben wird.

So stellen BEARD ET AL. (1994) für das Kniegelenk eine verlängerte Reflexlatenz der Hamstrings im bilateralen Vergleich des vorderen Kreuzband (ACL) geschädigten Kniegelenks ($90,4 \pm 32,9$ ms) und des ACL intakten Kniegelenks ($49,1 \pm 18,7$ ms) fest. Dabei besteht kein Zusammenhang zwischen der Reflexlatenz und der Zeitspanne, die zwischen Verletzungszeitpunkt und Untersuchungszeitpunkt liegt. In einer ähnlichen Untersuchung kann BRUHN (1999) diese Reflexlatenzverlängerung im bilateralen Vergleich bei einseitig geschädigten Kreuzbändern bestätigen. Die Latenzen der Hamstrings des intakten Kniegelenks betragen 58 ± 4 ms, die des verletzten Beins 64 ± 5 ms (BRUHN 1999, 105). Aus diesen verlängerten Latenzen schließt BRUHN auf ein „funktionelles Defizit“ (BRUHN 1999, 118), das möglicherweise durch die Zerstörung von Mechanosensoren, aufgrund der Verletzung des LCAs, bedingt ist. Andere Autoren können diese Ergebnisse unter vergleichbaren Versuchsbedingungen allerdings nicht bestätigen (RYAN ET AL. 1995).

Für das Sprunggelenk liegen ähnliche Ergebnisse vor. Bei Patienten mit chronisch instabilen Sprunggelenken können KARLSSON / ANDREASSON (1992) und LÖFVENBERG ET AL. (1995) eine Verlängerung der Reflexlatenzen nachweisen. Dagegen finden JOHNSON / JOHNSON (1993) keine Verlängerung der Reflexlatenzen bei instabilen Sprunggelenken im bilateralen Vergleich mit stabilen Sprunggelenken.

In einer Trainingsstudie mit unverletzten Probanden untersuchen SHETH ET AL. (1997) die Reflexlatenz von M. peroneus longus, M. flexor digitorum longus, M. tibialis anterior und M. tibialis posterior für ein simuliertes Inversionstrauma (20° Inversion) vor und nach einem achtwöchigen Trainingsprogramm mit Wackelbrettern. Die Autoren postulieren für den M. peroneus longus eine Verkürzung der Latenzen nach dem Training, können diese Verkürzung aber nicht nachweisen. Statt dessen stellen sie eine Verlängerung der Reflexlatenzen des M. tibialis anterior und des M. tibialis posterior fest. Die Autoren schließen daraus, daß das SMS versucht, der Inversion durch die Hemmung der Bewegungsagonisten entgegenzuwirken, da eine Verringerung der Reflexlatenzen für die muskulären Gegenspieler der Inversionsbewegung aus physiologischen Gründen (festgelegte Laufzeiten) nicht mehr möglich ist.

In diesen Untersuchungen wird die Sensomotorik auf reflektorischer Ebene betrachtet. Propriozeptoren registrieren eine Streßsituation und reagieren darauf. Die Reflexlatenz hängt dabei vom angesteuerten Reflexweg ab und kann über die Größe des einwirkenden Reizes und über die Voreinstellung der gelenkumgreifenden Muskulatur moduliert werden. In diesem Fall muß die Frage nach der funktionellen Bedeutung dieser Reflexe gestellt werden (GOLLHOFER ET AL. 2000b). Dabei kann die propriozeptive Qualität eines arthronalen Systems nicht allein durch die Reflexlatenzen beurteilt werden, die in Folge einer definierten Streßsituation an diesem Gelenksystem auftreten (GOLLHOFER ET AL. 2000a). Darüber hinaus

besteht oft ein Validitätsproblem bei der Erhebung von Reflexlatenzen. Die Meßungenauigkeiten durch die Festlegung der Latenzzeit seitens des Versuchsleiters liegen häufig in der Größenordnung der festzustellenden Unterschiede und diese sind damit nicht mehr zu interpretieren.

Zentrales Element der bisher angeführten Untersuchungen ist die funktionelle Gelenkstabilität, die allerdings lediglich in Hinblick auf ihre neurophysiologische Ausprägung, der neuromuskulären Gelenkkontrolle, betrachtet wird (LÖFVENBERG ET AL. 1996; BIEDERT / MEYER 1996; BIEDERT ET AL. 1998; QUANTE / HILLE 1999).

Andere Wissenschaftler hingegen untersuchen die Gleichgewichtsfähigkeit als meßbare Ausprägung der Sensomotorik. In der Literatur werden, vor allem in den letzten Jahren, einige Längsschnittstudien zu diesem Thema vorgestellt. BERNIER / PERRIN (1998) zeigen, daß Probanden mit instabilem Sprunggelenk nach einem sechswöchigen „propriozeptiven“ Training mit Sportkreiseln und Wackelbrettern eine verbesserte posturale Kontrolle aufweisen als eine vergleichbare Kontrollgruppe, die kein Training absolviert hat. Die Autoren untersuchen die Körperschwerpunktsschwankung (Balance System, Chattanooga Group Inc. Hixon USA) in zwei statischen und zwei dynamischen Situationen und schließen aus diesen Parametern auf die Standstabilität der Probanden. In der gleichen Untersuchung finden BERNIER / PERRIN keine Veränderung des Stellungssinns am Sprunggelenk für die Experimentalgruppe im Vergleich mit der Kontrollgruppe nach der Trainingsintervention.

In einer Untersuchung von JEROSCH ET AL. (1998) zeigen sich für Patienten mit akuter LCA-Insuffizienz signifikante Verbesserungen der posturalen Kontrolle (KAT 2000^{®5}, Medi Bayreuth) nach einem propriozeptiven Trainingsprogramm über 16 Trainingseinheiten auf dem Posturomed^{®6}. In einer ähnlichen Studie gelingt es ROZZI ET AL. (1999) bei Probanden mit instabilen Sprunggelenken signifikante Verbesserungen der Standstabilität nach einem vierwöchigen Trainingsprogramm auf dem Biodex^{®7}-System nachzuweisen. Das vierwöchige Training findet dabei ebenfalls auf dem Biodex[®]-System statt. Die beobachtbaren Trainingseffekte sind dabei nicht nur bei Probanden zu beobachten, die verletzungsbedingt ein instabiles Knie- oder Sprunggelenk besitzen. Eine Vergleichsgruppe mit stabilem Knie-

⁵ Das KAT 2000[®] (Kinesthetic Ability Trainer) ist ein Balancegerät zur „Dokumentation der sensomotorischen Fähigkeiten der unteren Extremität“ (Jerosch et al. 1998, 122).

⁶ Das Posturomed[®] ist ein Trainingsgerät, das speziell in der Rehabilitation eingesetzt wird. Es besitzt eine in der Transversalebene bewegliche Plattform, die als Standfläche dient.

⁷ Das Biodex[®]-System (Biodex[®], Shirley USA) wird als Trainingsgerät in der Rehabilitation eingesetzt. Es besitzt im Gegensatz zum Posturomed[®] eine in alle Raumrichtungen bewegliche Standfläche.

und Sprunggelenk zeigt in den beiden Untersuchungen (JEROSCH ET AL. 1998; ROZZI ET AL. 1999) ebenfalls eine signifikante Verbesserung der Standstabilität, die von den Autoren auf das absolvierte Training zurückgeführt wird. Diese Studien bestätigen die Ergebnisse einer sehr frühen Untersuchung von FREEMAN ET AL. (1965), die ebenfalls eine Verbesserung der Standstabilität nach einem „koordinativen“ Training feststellen.

Durch diesen Trainingseffekt beim unverletzten Sportler könnte man dem sensomotorischen Training einen präventiven Aspekt durch die Verbesserung der funktionellen Gelenkstabilität zuschreiben. Um diese Aussage zu stützen, kann man sich auf weitere Studien in der Literatur berufen. Zum einen liegt eine Querschnittuntersuchung vor, zum anderen gibt es einige Längsschnittstudien, die sich mit dieser Thematik beschäftigen.

In diesem Zusammenhang sind ebenfalls Untersuchungen über die Standstabilität von Interesse. Sie scheint von einer speziellen Beanspruchung in Training und Wettkampf positiv beeinflusst zu werden. Ein Vergleich von Sportstudentinnen, Volleyballerinnen und Kunstturnerinnen ergibt eine bessere posturale Kontrolle bei den Kunstturnerinnen im Vergleich mit den beiden anderen Gruppen und eine bessere posturale Kontrolle der Volleyballerinnen im Vergleich zu den Sportstudentinnen (SCHLUMBERGER / SCHMIDTBLEICHER 1998).

In einer Trainingsstudie können HOFFMAN / PAYNE (1995) mit gesunden Probanden zeigen, daß ein zehnwöchiges sensomotorisches Training mit dem Biomechanica Ankle Platform System^{®8} (BAPS) die posturale Kontrolle signifikant erhöhen kann. Die Messung erfolgt auf einer Kraftmeßplatte, mit der die medial-laterale und die anterior-posteriore Schwankung des Körperschwerpunkts über der Standfläche aufgezeichnet wird. Nach dem Training unterscheiden sich die Teilnehmer der Trainingsstudie signifikant sowohl in der anterior-posterioren Schwankung als auch in der medial-lateralen Schwankung von der Kontrollgruppe, die im gleichen Zeitraum kein sensomotorisches Training absolviert hat.

Eine solche Verbesserung der dynamischen posturalen Kontrolle (Kraftmeßplatte Toennies GmbH, Freiburg) durch sensomotorische Trainingsformen kann auch für den älteren Menschen gezeigt werden. Das mittlere Alter der Studienteilnehmer liegt bei 73 Jahren. Durch ein sensomotorisches Trainingsprogramm mit Yoga und Gymnastik wird eine größere Verbesserung erreicht als durch ein konditionell orientiertes Trainingsprogramm, bei dem Schwimmen, Jogging und Radfahren im Vordergrund stehen (GAUCHARD ET AL. 1999).

⁸ Das Biomechanica Ankle Platform System[®] (BAPS) ist ein Trainingsgerät, bei dem speziell Bewegungen am Sprunggelenk appliziert werden können.

Sensomotorische Trainingsformen beeinflussen aber nicht nur die Standstabilität, sondern ebenfalls die Kraftfähigkeit der trainierten Muskulatur. GOLLHOFER ET AL. (1999) können in einer kontrollierten Trainingsstudie mit gesunden Sportstudenten ohne Sprunggelenksinstabilitäten, nach einem vierwöchigen Training mit Kippbrettern, einen hohen Kraftgewinn innerhalb der ersten 100ms nach dem Beginn einer willkürlichen maximalen Kontraktion des M. peroneus longus nachweisen. Eine Vergleichsgruppe, die ein Krafttraining des M. peroneus longus gegen den Widerstand eines Therabandes[®] durchführt, kann in diesem frühen Bereich der Kraftentwicklung keine vergleichbare Verbesserung aufweisen. Darüber hinaus werden die Steigerungen in den frühen Kraftwerten von einem deutlichen Zugewinn in der neuromuskulären Aktivität des M. peroneus longus begleitet.

Neben diesen Studien, die versuchen, unter Laborbedingungen aussagekräftige Parameter zur Bestimmung der funktionellen Gelenkstabilität zu erhalten, liegen auch Feldstudien vor, die eine positive Auswirkung von sensomotorischen Trainingsformen auf die Verletzungshäufigkeit bei bestimmten Sportarten untersuchen. So vermuten RASCHKA ET AL. (1995), daß im Basketballsport durch ein konsequentes Training der „propriozeptiven“ Strukturen vor allem im Zustand körperlicher Erschöpfung präventive Auswirkungen zur Vermeidung von Gelenkverletzungen gegeben sind. CARAFFA ET AL. (1996) führen eine prospektive Längsschnittuntersuchung mit 600 italienischen Fußballspielern in 40 Fußballteams (Halbprofis und Amateure) durch. In der Vorbereitung auf die Spielsaison trainieren 20 Teams jeden Tag 20min nach einem speziellen Trainingsplan, der sensomotorische Trainingsformen mit steigender Schwierigkeit beinhaltet. Die Autoren verfolgen die Verletzungshäufigkeit von vorderen Kreuzbandverletzungen während drei Spielsaisons und stellen eine signifikant reduzierte Verletzungsinzidenz bei den Spielern fest, die an dem sensomotorischen Trainingsprogramm teilgenommen haben. In der Literatur wird diese Studie sogar als Beweis für den prophylaktischen Effekt des koordinativen Trainings (BIEDERT ET AL. 1998) gesehen.

Damit scheinen sensomotorischen Trainingsformen nicht nur bei der Rehabilitation von Gelenkverletzungen sondern auch bei der Prävention von Gelenkverletzungen einen hohen Stellenwert zu besitzen.

2.3 Synopsis – Stand des Wissens

Die vier verschiedenen Typen von Sensoren, die mechanosensorische und nozizeptive Qualitäten besitzen, versorgen das ZNS permanent mit Informationen aus dem Gelenksystem. Informationen dieser Sensoren erreichen alle Ebenen des ZNS (SJÖLANDER 1989; GRABINER 1993) und dienen nicht nur der Schmerzwahrnehmung sondern liefern auch einen detaillierten Bericht über die statische Gelenkposition sowie Geschwindigkeit, Beschleunigung und Richtung von dynamischen Gelenkbewegungen. Diese Informationen könnten vom ZNS zur Kontrolle und Regelung von Gelenkkinematik und Gelenkkinetik eingesetzt werden.

Die bewußte Repräsentation dieser peripheren Informationen ist als Stellungs- und Bewegungssinn bekannt. Viele Autoren sehen in den Muskelspindeln die hauptsächliche Informationsquelle über Gelenkbewegung und Gelenklage (GANDEVIA / MCCLOSKEY 1976; BURKE ET AL. 1988; MATTHEWS 1988; CORDO 1990; INGLIS ET AL. 1991; VALLBO / AL-FALAHE 1990; GANDEVIA ET AL. 1992; REFSHAUGE ET AL. 1998; PARK ET AL. 1999). Im Gegensatz dazu scheinen Hautafferenzen keinen großen Einfluß auf den Lage- und Bewegungssinn zu haben (GANDEVIA / MCCLOSKEY 1976; CLARK ET AL. 1979; FERRELL ET AL. 1987; BURKE ET AL. 1988; MACEFIELD ET AL. 1990).

Andererseits resultiert niemals aus den Muskelspindelinformationen allein eine exakte Bewegungsrepräsentation (VALLBO ET AL. 1984; BURKE ET AL. 1988; MACEFIELD ET AL. 1990). Ohne ergänzende Information durch Haut- und Gelenksensoren kann es zu sehr schwachen Reaktionen (MOBERG 1983) oder sogar zu Fehlinformationen bezüglich der Gelenkposition kommen (CRASKE 1977). Anscheinend sind Informationen aus Gelenk-, Haut- und Muskelsensoren nötig, um zentralnervös eine valide Vorstellung über die Gelenkstellung oder Gelenkbewegung zu gewinnen. Alle drei Systeme scheinen dabei integrativ dazu beizutragen (GANDEVIA ET AL. 1983; FERRELL ET AL. 1987; MACEFIELD ET AL. 1990; CORDO 1990).

Die Informationen der Gelenksensoren, der Muskelsensoren, sowie der Golgisehnenorgane ergänzen sich ideal. Im mittleren Bewegungsausmaß des Gelenkes kann die Repräsentation von Gelenkbewegung und –position gut durch Muskelspindeln und Golgisehnenorgane geleistet werden, da hier jede Bewegung eine starke Längenänderung der gelenkumgreifenden Muskulatur impliziert. Dagegen verlieren Muskel- und Sehnensensoren bei Rotationsbewegungen, die bis an die Grenze des physiologischen Bewegungsausmaßes gehen, aufgrund der abnehmenden Längenänderung der Muskulatur allmählich ihre Fähigkeit, die Gelenkbewegung zu signalisieren. Zugleich erfolgt aber in diesem Bereich eine vergrößerte Spannungsänderung im Kapsel-Band-Apparat und damit eine verstärkte Aktivität

von ligamentären und kapsulären Mechanosensoren. Dies könnte erklären, warum trotz Anästhesie des Gelenks keine starke Veränderung von Lage- und Bewegungssinn im mittleren Bewegungsausmaß beobachtet wird (CLARK ET AL. 1979), und warum Gelenkafferenzen hauptsächlich an den Grenzen des physiologischen Bewegungsbereichs aktiv sind (SKOGLUND 1956; BURGESS / CLARK 1969; CLARK / BURGESS 1975). Der Lage- und Bewegungssinn sind zwar eng miteinander verknüpft, beruhen aber möglicherweise nicht auf den gleichen neuronalen Mechanismen (BARRACK ET AL. 1984).

Darüber hinaus werden die Informationen, die zur bewußten Repräsentation der Gelenklage und Gelenkbewegung von höheren Zentren des ZNS herangezogen werden von spinalen und von nicht bewußtseinsfähigen supraspinalen Zentren verarbeitet. Dort wird eine schnelle, oft reflektorische Reizbeantwortung über das SMS ausgelöst. Unter Einbeziehung der neuromuskulären Kontrolle, besitzt dieses System, im Gegensatz zum Stellungs- und Bewegungssinn, eine funktionelle Bedeutung für die sportlichen Bewegungssituation. Dabei spielen nicht nur Muskel- und Sehnenspindelorgane eine wichtige Rolle für die Bewegungskontrolle. Gelenksensoren besitzen die Möglichkeit, sowohl α -motorisch einen Fremdreflex auszulösen als auch γ -motorisch das fusimotorische System zu beeinflussen und, über Interneurone, hemmend oder erregend auf den Motoneuronenpool der gelenkumgreifenden Muskulatur einzuwirken.

Die Aktivität von niedrigschwelligen Mechanosensoren im Kniegelenk scheint vor allem das γ -motorische Kontrollsystem zu beeinflussen. Es kann gezeigt werden, daß durch eine elektrische Reizung geringer Intensität hauptsächlich γ -Motoneuronen angesprochen werden (ECCLES / LUNDBERG 1959; LUNDBERG ET AL. 1978; JOHANSSON ET AL. 1986). Ein direkter α -motorischer Reflex wird hingegen nur bei unphysiologisch hohen Beanspruchungen der Bandstrukturen gefunden (SOLMONOW ET AL. 1987; RAUNEST ET AL. 1996). Eine Aktivitätserhöhung der Hamstrings kann zwar bereits bei geringen Belastungen des vorderen Kreuzbandes gemessen werden, die Ergebnisse lassen allerdings auch hier einen indirekten Reflexweg über das fusimotorische System vermuten (MIATSU ET AL. 1993).

Die Propriozeptoren sind die Grundbausteine des propriozeptiven Systems. Sie sind in allen wichtigen Teilen des aktiven Bewegungsapparates, in Muskeln, Sehnen, in der Haut und in den Gelenkstrukturen, wie z.B. Bändern und Gelenkkapsel zu finden. Die Propriozeptoren sind in der Lage, das ZNS ständig über Gelenkwinkel und Gelenkbewegungen zu informieren. Dabei existiert ein hoher Grad an Redundanz. Die Überrepräsentation von Informationen liegt einerseits im propriozeptiven System selbst vor, und andererseits in der Koexistenz mit dem vestibulären und dem visuellen Sinnessystem.

Aus den Einschränkungen, die sich verletzungsbedingt für die sensomotorische Leistungsfähigkeit ergeben, ziehen einige Autoren den Schluß, daß die Propriozeption einen großen Einfluß auf die Kontrolle und Organisation muskulärer Aktivitäten bei sportlichen Bewegungen hat (TROPPE ET AL. 1993; NYLAND ET AL. 1994; JEROSCH / PRYMKA 1996a). Aus diesem Grund spielen sensomotorische Trainingsmaßnahmen auf verschiedenen Ebenen der motorischen Kontrolle eine wichtige Rolle in der Rehabilitation von Gelenkverletzungen (LEPHART / FU 1995; BIEDERT ET AL. 1998). Die Wiederherstellung der Leistungsfähigkeit des sensomotorischen Systems, und damit die Wiederherstellung der funktionellen Gelenkstabilität, steht im Vordergrund des rehabilitativen sensomotorischen Trainings (vgl. REBEL 2000). Vor allem am Sprunggelenk wird diese Trainingsform zur Verbesserung der funktionellen Stabilität des Gelenks propagiert (FREEMAN ET AL. 1965; LÖFVENBERG ET AL. 1996). Sensomotorische Trainingsformen sind aber nicht nur für das Sprunggelenk von größtem Interesse, sondern können auch an anderen Gelenksystemen eingesetzt werden. So stellt z.B. sensomotorisches Training auf Kippbrettern, Therapiekreiseln oder weichen Bodenmatten eine wesentliche Therapieform für die Nachbehandlung nach ACL-Rekonstruktionen dar (STROBEL ET AL. 1997).

Die Propriozeption ist eine Sinnesqualität des menschlichen Organismus. Als Baustein des sensomotorischen Systems besitzt sie für die sportliche Bewegung einen hohen Stellenwert (vgl. BIEDERT ET AL. 1998). Sie meßbar zu machen ist daher von großem Interesse. Allerdings ist die Messung eines isolierten Systems während der Ausübung motorischer Handlungen nicht möglich. Damit scheint auch eine direkte Quantifizierung des propriozeptiven Beitrags ausgeschlossen (GOLLHOFER ET AL. 2000b).

Für die Sportwissenschaft steht die sportliche Bewegung im Zentrum des Interesses. Will man aber dem Bewegungsphänomen umfassend gerecht werden, so reicht die Beschreibung der sensorischen Seite allein nicht aus. Hier ist es notwendig, auch die neuromuskuläre Kontrolle einzubeziehen. Die Kombination aus sensorischer Reizerfassung und neuromuskulärer Antwort, moduliert durch zentralnervöse Strukturen, darf dabei nicht global gesehen werden, sondern ist immer auf ein definiertes Gelenksystem zu beziehen.

Bisherige Studien beschränken sich meist auf eine eng eingegrenzte Definition des untersuchten Begriffes und werden dem komplexen Begriff des sensomotorischen Systems und der neuromuskulären Gelenkkontrolle nicht gerecht. Darüber hinaus wird die funktionelle Bedeutung der untersuchten Parameter nicht immer erfaßt. Die funktionelle Stabilität des Gelenks wird nicht in ihrer komplexen Bedeutung der Verbindung zwischen mechanischer Stabilität und neuromuskulärer Kontrolle gesehen. Messungen der „Propriozeption“ durch die Bestimmung des Stellungs- sowie des Bewegungssinns besitzen beispielsweise für sportliche Alltagssituationen keine funktionelle Bedeutung.

Es existieren viele Untersuchungen, die sich mit den Verhältnissen am verletzten, instabilen Gelenk beschäftigen. Von den Verhältnissen am gestörten System kann aber nicht zwangsläufig auf die Verhältnisse am intakten System geschlossen werden. Die wenigen Trainingsstudien, die Auswirkungen von sensomotorischen Trainingsinterventionen bei unverletzten Probanden untersuchen, beschäftigen sich fast ausschließlich mit der funktionellen Stabilität des Sprunggelenks. Es existieren keine Trainingsstudien, die mit einem komplexen Ansatz die Auswirkung eines sensomotorischen Trainings auf die funktionelle Stabilität des Kniegelenks untersuchen.

Die bisher durchgeführten Trainingsstudien sind auf der nächsten Seite in Tab.2-5, hinsichtlich ihres Untersuchungsgegenstandes, des Probandenkollektivs und der durchgeführten Trainingsmaßnahmen, aufgelistet (vgl. auch Kap. 2.2.6).

Tab.2-5 Tabellarische Darstellung der verschiedenen bisher durchgeführten sensomotorischen Trainingsstudien (vgl. Kap. 2.2.6)

Autoren	Untersuchungsgegenstand	Probandenkollektiv	Trainingsmaßnahmen und Trainingsdauer
FREEMAN ET AL. (1965)	Standstabilität	Probanden mit instabilem bzw. akut verletztem Sprunggelenk	verschiedene „Wackelbretter“ durchschnittlich 5 Trainingseinheiten
HOFFMANN / PAYNE (1995)	Standstabilität	gesunde Probanden	Biomechanica Ankle Platform System (BAPS)
CARAFFA ET AL. (1996)	Verletzungsinzidenz vorderes Kreuzband (prospektives Studiendesign)	gesunde Fußballspieler	verschiedene sensomotorische Trainingsformen Jeden Tag / 20min in der Saisonvorbereitung
SHETH ET AL. (1997)	Reflexverhalten der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur	gesunde Probanden	Wackelbrett 8 Wochen
BERNIER / PERRIN (1998)	Standstabilität und Stellungssinn	Probanden mit instabilem Sprunggelenk	Wackelbrett, Sportkreisel 6 Wochen
JEROSCH ET AL. (1998)	Standstabilität	Probanden mit akuter LCA-Insuffizienz Kontrollgruppe stabil	Posturomed® 5-6 Wochen (15 Trainingseinheiten)
GAUCHARD ET AL. (1999)	Standstabilität	ältere Probanden	spezielle Gymnastik, Yoga
GOLLHOFER ET AL. (1999)	Kraftfähigkeit und Reflexverhalten der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur	gesunde Probanden Kontrollgruppe (führt „normales“ Krafttraining durch)	Wackelbrett Kontrollgruppe (Theraband)
ROZZI ET AL. (1999)	Standstabilität	Probanden mit instabilem Sprunggelenk Kontrollgruppe stabil	Biodex-System®

Will man Aussagen über eine sportlich relevante Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle des Kniegelenks mit unterschiedlichen Trainingsformen machen, dann benötigt man eine Untersuchungsmethode, die dies leisten kann. Die Schwierigkeit hier eine geeignete Untersuchungsmethode bereitzustellen ist bereits SCHNABEL ET AL. (1997) bekannt. Die Autoren bemerken: *„Allerdings ist die eindeutige Erfassung der Leistungskomponenten der Ebenen der Handlungs- und Verhaltensregulation und der Bewegungsregulation zur Zeit noch kaum möglich: diese inneren Regelvorgänge können im wesentlichen nur aus den Leistungs- bzw. Verhaltensäußerungen erschlossen werden. Modelle des Leistungsvollzuges beschränken sich deshalb häufig auf die beiden „energetischen“ Ebenen“* (SCHNABEL ET AL. 1997, 46).

Auf der Basis der physiologischen Grundlagenliteratur und der vorgestellten Studien scheint eine Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle des Gelenksystems nach sensomotorischen Trainingsinterventionen im Bereich der Kraftfähigkeit, im Bereich der Standstabilität und im Bereich der funktionellen Gelenkstabilität zu erwarten sein. Um der Zielsetzung und der Fragestellung der vorliegenden Arbeit gerecht zu werden, werden alle drei Bereiche in der vorliegenden Arbeit, im Hinblick auf die Verhältnisse am Kniegelenk, aufgearbeitet. Damit eine Umsetzung der Labormessungen in den sportpraktischen Alltag erfolgen kann, müssen die Bedingungen einen hohen funktionellen Charakter aufweisen. Diese Vorgaben werden methodisch im folgenden Kapitel umgesetzt.

Kapitel 3

Methodik

3.1 Probandendaten

An der vorliegenden Studie nehmen 65 Probanden teil. Bei den Teilnehmern handelt es sich um Sportstudenten ohne eine Vorgeschichte von Sprunggelenks- oder Kniegelenksverletzungen. Von den im Prä-Test gemessenen 65 Probanden muß eine Teilnehmerin aufgrund einer Verletzung, die sie sich im Trainingszeitraum zuzieht, die Studie aufgeben. Eine weitere Teilnehmerin bricht aus persönlichen Gründen das Training ab. Somit absolvieren 63 Probanden die Eingangsmessung, das Training und die Ausgangsmessung.

Der Eingangstest findet von Ende Oktober bis Anfang November 1998 am Institut für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart statt. Nach dem Eingangstest absolvieren die Teilnehmer ein spezielles Trainingsprogramm. Im Sinne der Zielsetzung der Arbeit werden randomisiert drei Trainingsgruppen mit unterschiedlicher Fixierung des Sprunggelenkes gebildet. Die erste Gruppe absolviert das Training ohne Fixierung des Sprunggelenks. Diese Gruppe wird im folgenden als Barfuß-Gruppe (Barfuß) bezeichnet. Eine weitere Trainingsgruppe benutzt während der Trainingsmaßnahmen eine Orthese (Aircast[®], Stephanskirchen). Diese Trainingsgruppe wird im folgenden als Aircast[®]-Gruppe (Orthese) bezeichnet. Die dritte Gruppe absolviert das Training mit fixiertem Sprunggelenk. Die Fixierung wird durch das Tragen eines Skischuhs gewährleistet. Aus diesem Grund wird diese Trainingsgruppe als Skischuh-Gruppe (Skischuh) bezeichnet. Die Probanden werden den Trainingsgruppen nach dem Zufallsprinzip zugeordnet. Zwei Teilnehmer, die der Skischuh-Gruppe zugeordnet sind, aber keine eigenen Skischuhe besitzen, bekommen passende Skischuhe für das Training zur Verfügung gestellt.

Nach der vollständigen Durchführung der Trainingseinheiten findet der Ausgangstest vier Wochen später am gleichen Ort und zur gleichen Uhrzeit wie der Eingangstest statt.

Tab.3-1 gibt die Probandendaten wieder. Dargestellt sind die Mittelwerte und die jeweiligen Standardabweichungen in Klammern.

Tab.3-1 Probandendaten der Studie, unterteilt in die Trainingsgruppen. Mittelwerte und Standardabweichungen der erhobenen Parameter.

	Barfuß	Orthese	Skischuh	Gesamt
Gruppendaten				
N (m / w)	21 (10 / 11)	21 (11 / 10)	21 (11 / 10)	63 (32 / 31)
Alter [a]	24,4 (2,1)	24,4 (2,3)	24,5 (2,2)	24,4 (2,2)
Körpergröße [m]	1,76 (0,10)	1,74 (0,07)	1,76 (0,08)	1,75 (0,08)
Körpergewicht [kg]	70,1 (11,2)	69,5 (9,2)	70,3 (11,9)	70,0 (10,7)
Trainingsumfang [h/Woche]	5,9 (3,9)	5,9 (3,0)	4,2 (2,9)	5,3 (3,3)
Gelenkstabilität				
Kniegelenk [mm]VAS	100 (29)	113 (20)	106 (24)	106 (24)
Sprunggelenk [mm]VAS	100 (41)	94 (33)	80 (38)	91 (37)
Gelenklaxizität				
Lachman-Test	0,2 (0,6)	0,1 (0,3)	0,0 (0,0)	0,1 (0,4)
Pivot-shift-Test	0,1 (0,4)	0,3 (0,6)	0,0 (0,0)	0,1 (0,4)
Talus-Vorschub	0,6 (0,9)	0,6 (0,9)	0,5 (0,8)	0,6 (0,9)
Talus-Kippung	0,5 (0,8)	0,9 (1,0)	0,7 (0,7)	0,7 (0,8)

3.2 Vorbereitung der Versuchspersonen

Die Versuchspersonen werden in einer Einführungsveranstaltung eine Woche vor der Eingangsuntersuchung über die Versuchsdurchführung aufgeklärt. Dabei wird zur Einschätzung der individuellen Instabilität des Sprung- und Kniegelenks die subjektive Stabilität und die klinische Laxizität bestimmt. Die subjektive Stabilität wird von den Probanden nach einer Erläuterung durch den Versuchsleiter auf einer visuellen Analogskala (VAS), die von 0 (vollständig instabil) bis 130 (vollständig stabil) reicht, selbständig angegeben (vgl. ALT ET AL. 1998). Die klinische Laxizität wird durch einen Orthopäden mittels der üblichen Tests erhoben. Am Kniegelenk wird der Lachman-Test und der Pivot-

shift⁹-Test durchgeführt. Die Laxizität des Sprunggelenks wird anhand des Talus-Vorschubs sowie der Talus-Kippung bewertet. Die Teststufen für die vier Untersuchungen gehen von 0 bis 3, wobei 0 ohne Befund und 3 hohe Laxizität bedeutet (STROBEL ET AL. 1995, 475).

Die Probanden erklären sich bereit, freiwillig an der Untersuchung teilzunehmen (Einverständniserklärung s. Anhang A). Der Termin für die Eingangs- und die Ausgangsmessung im Labor wird festgelegt. Für die Untersuchung wird unilateral das rechte Bein gemessen. Bei drei Personen, die am rechten Bein eine frühere Verletzung aufweisen (zwei Bandverletzungen des oberen Sprunggelenkes und eine operativ versorgte ACL-Ruptur), wird die Untersuchung am linken Bein durchgeführt.

3.2.1 Elektromyographie

Im Labor werden die Elektroden, nach Reinigung und Abschmiegeln der Haut, unilateral am Bein für die elektromyographischen Untersuchungen angebracht. Alle Signale werden online auf mechanische Artefaktfreiheit überprüft. Die Verstärkung der elektromyographischen Signale wird, je nach Versuchsbedingung und Muskelgruppe, auf eine Verstärkung von $2\mu\text{V}/\text{V}$ bzw. $0,5\mu\text{V}/\text{V}$ eingestellt. So beträgt die Verstärkung beim isometrischen Maximalkrafttest für die Kniegelenkstrecker (M. vastus lateralis, M. vastus medialis, M. rectus femoris) $2\mu\text{V}/\text{V}$, während die Verstärkung zur Messung von Reflexen für alle abgeleiteten Muskeln generell auf $0,5\mu\text{V}/\text{V}$ eingestellt ist. Durch diese variable Handhabung der Verstärkungseinstellung ist gewährleistet, daß die Signale bei den unterschiedlichen Versuchsbedingungen jeweils im optimalen Signalbereich der A/D-Wandlerkarte (DAQ 700 National Instruments[®]) liegen.

Über die bipolare Oberflächenelektromyographie wird die elektrische Aktivität der hinteren Oberschenkelmuskulatur (M. semitendinosus und M. biceps femoris) und der vorderen Oberschenkelmuskulatur (M. vastus medialis, M. vastus lateralis und M. rectus femoris) aufgezeichnet. Am Unterschenkel werden der M. gastrocnemius medialis, der M. tibialis anterior und der M. peroneus longus abgeleitet.

Die Oberflächenelektroden (Hellige[®], Freiburg, Typ 44008347 Ag-AgCl) werden nach der Bestimmung des Muskelbauches mit einem Klebering (Marquette-Hellige[®] Freiburg, Typ 21712301) auf die gereinigte, rasierte und geschmiegelte Haut aufgebracht. Um die elektrische Leitfähigkeit zu verbessern, wird zwischen Haut und Elektrodenoberfläche ein Kontaktgel (Marquette-Hellige[®] Freiburg, Typ 21708306) aufgetragen. Der Ort, an dem die Elektroden angebracht sind, wird mit einem speziellen Stift markiert, um bei der

⁹ Pivot shift: das Verschieben des Drehzentrums (Drehangelpunkt) des Kniegelenks (JAKOB / STÄUBLI 1990)

Ausgangsmessung die Stellen für das Anbringen der Elektroden wiederzuerkennen. Die Punkte werden während des Trainings durch den Versuchsleiter kontrolliert und, falls nötig, nachgezeichnet.

3.2.2 Goniometrie

Die Winkel und Winkelveränderungen am Kniegelenk werden mit Hilfe elektronischer Zweiaxial-Goniometer (Penny&Giles® Ingolstadt, Typ XM180) und eines Elektro-Torsiometers (Penny&Giles® Ingolstadt, Typ Z180) festgestellt. Am Kniegelenk wird lateral ein Elektrogoniometer befestigt, um die Varus-Valgus-Bewegung und die Flexions-Extensions-Bewegung zu messen. Zur Erfassung der Tibiarotation wird ein Torsiometer verwendet. Der distale Schenkel des Torsiometers wird proximal auf der Tibia und der proximale Goniometerschenkel mittig auf der Patella befestigt. Das Zweiaxial-Goniometer und das Elektro-Torsiometer besitzen jeweils einen Meßbereich von ca. $\pm 150^\circ$.

Die Nullpunktanpassung der Goniometer- bzw. Torsiometersignale erfolgt im normalen, aufrechten Zweibeinstand. Spätere Meßwerte sind Referenzwerte in bezug auf diese Nullpunkterfassung.

3.3 Meßstationen und Parametererhebung

Die Probanden kommen zu dem in der Einführungsveranstaltung festgelegten Termin ins Labor. Sie werden, nach dem Anbringen der Elektroden für die elektromyographische Untersuchung und dem Anbringen sowie der Kalibration der Goniometer, an drei Meßstationen untersucht. Aus organisatorischen Gründen absolvieren die Hälfte der Probanden die Standstabilisationstests am Posturomed® zuerst und die andere Hälfte zuletzt. Es wird dabei sichergestellt, daß die Abfolge für jeden Teilnehmer an den beiden Meßterminen dieselbe ist. Für die eine Hälfte wird zuerst am Posturomed® der 40s-Test und dann der Perturbationstest durchgeführt. Danach erfolgt die Messung mit dem Kniearthrometer, wobei zuerst die langsame Krafteinleitung erfolgt und danach die schnelle Krafteinleitung stattfindet. Zum Schluß wird die maximale isometrische Beinstreckkraft am BKM bestimmt. Für die andere Hälfte werden zuerst die Messungen am Kniearthrometer, dann die Standstabilitätsmessungen und zuletzt die Bestimmung der Beinstreckkraft durchgeführt. Die gesamte Prozedur benötigt pro Proband ca. eineinhalb bis zwei Stunden. Die Meßstationen und die verschiedenen Untersuchungssituationen werden im folgenden erläutert.

3.3.1 Standstabilität und funktionelle Gelenkstabilität (Posturomed[®])

Die Messungen zur Erfassung der Standstabilität werden auf dem Posturomed[®] durchgeführt. Das Posturomed[®] (Haider Bioswing, Pullenreuth) besteht aus einer, an vier Federn dynamisch aufgehängten, Plattform von 60x60 cm Größe (s. Abb.3-1). Diese Plattform dient als Standfläche. Durch äußere Kräfte, die direkt an der Standfläche wirken, läßt sie sich in der Transversalebene in medial-lateraler sowie anterior-posteriorer Richtung in Schwingung versetzen. Vom 0-Punkt beträgt das Bewegungsausmaß ca. 70mm anterior-posterior und ebenfalls 70mm medial-lateral. Es handelt sich dabei um Schwingungen, deren Eigenfrequenz und Dämpfung experimentell bestimmt sind (Anhang B.).

Der Versuch wird von den Probanden barfuß im Einbeinstand durchgeführt. Das zu untersuchende Bein (Standbein) ist 30° gebeugt. Das Spielbein darf keinen Kontakt mit dem Standbein haben und weist zwischen 70° und 90° Flexion im Kniegelenk auf, dadurch wird eine Ausweichbewegung in der Hüfte verhindert. Die Hände sind seitlich an der Hüfte aufgestützt, der Blick ist gerade aus nach vorne gerichtet. Zur Erhöhung der Schwierigkeit wird bei den Tests eine Airex[®]-Matte (Gaugler & Lutz oHG, Aalen, Typ 50×41×6) auf die Standfläche gelegt. Es handelt sich hierbei um eine Weichmatte, die in der Rehabilitation für sensomotorisches Training eingesetzt wird.

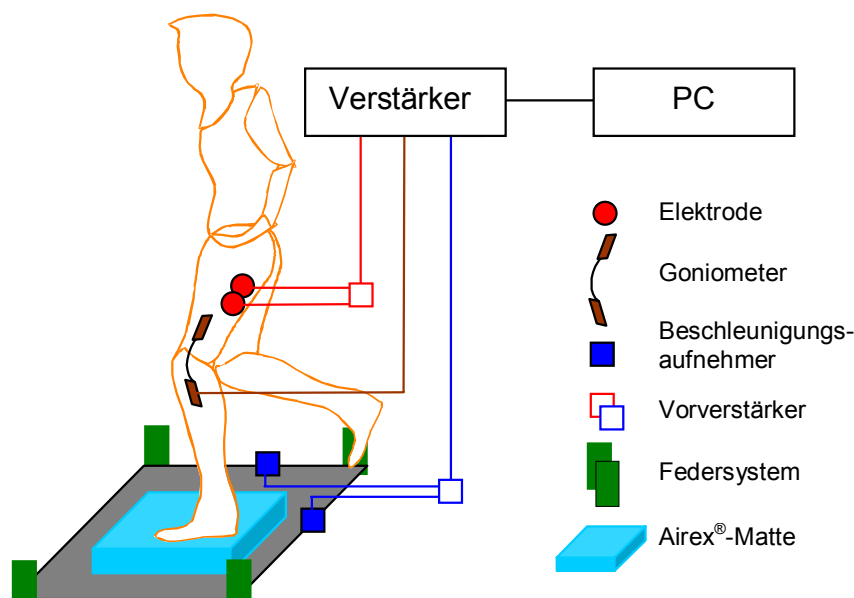


Abb.3-1 Schematische Darstellung der Versuchsanordnung zur Erfassung der Standstabilität am Posturomed[®].

Die Analyse der Stabilisierungsfähigkeit im Einbeinstand auf dem Posturomed[®] wird unter zwei Bedingungen durchgeführt:

- Ermittlung des Standardwertes nach dem 40-Sekunden-Test (40s-Test) (vgl. SCHLUMBERGER / SCHMIDTBLEICHER 1998).
- Analyse der Kompensationsfähigkeit nach gezielter medio-lateraler Perturbation im 8-Sekunden-Intervall (Perturbationstest) nach der Störung des Gleichgewichts.

Den Probanden wird ca. eine Minute Zeit gegeben, sich mit den Bedingungen des Untersuchungsgerätes vertraut zu machen. Danach erfolgen die Messungen.

40s-Test: Der Proband versucht, auf dem Gerät im Einbeinstand eine möglichst ruhige Position einzunehmen und auf das Kommando des Versuchsleiters hin, 40 Sekunden so ruhig wie möglich zu stehen. Die Position des Probanden auf dem Gerät wird vom Versuchsleiter kontrolliert, eventuelle Berührungen des Probanden mit dem Untersuchungsgerät während der Messung werden protokolliert.

Perturbationstest: Nach einer Pause von ungefähr 30s wird der Perturbationstest gestartet. Die frei schwingende Plattform wird mit Hilfe einer eigens dafür konstruierten Vorrichtung, bei einer Auslenkung von 2,5cm, fixiert. Der Proband begibt sich in den Einbeinstand und versucht, eine möglichst schwingungsfreie Position einzunehmen. Nach optischer Kontrolle durch den Versuchsleiter wird für den Probanden unerwartet und unvorbereitet die Arretierung der Standfläche mechanisch gelöst. Die Plattform wird durch das Lösen der Vorspannung ruckartig nach medial beschleunigt. Der Proband hat die Aufgabe, die jetzt frei schwingende Plattform so schnell wie möglich in eine ruhige, schwingungsfreie Position zu bringen.

Während der Messungen werden kontinuierlich die Elektromyogramme der sprung- und kniegelenkumgreifenden Muskulatur sowie der Flexionswinkel und die Torsion des Kniegelenks aufgezeichnet. Zusätzlich hierzu wird die Beschleunigung der Standfläche des Posturomeds[®] in anterior-posteriorer und medial-lateraler Richtung aufgezeichnet. Für diese Messung kommen Beschleunigungsaufnehmer (Kistler[®] Winterthur Schweiz, Typen 8628B50 und 8630B50) mit einem Meßbereich von 50g ($g=9,81\text{m/s}^2$) zur Anwendung. Die Signale werden 10fach verstärkt und ungefiltert aufgezeichnet.

3.3.1.1 Parameterberechnung (Posturomed[®])

Die Beschleunigungssignale werden mit zwei Butterworth-Filtern (Hochpass: 1Hz, Ordnung 5; Tiefpass: 15Hz, Ordnung 15) bearbeitet. Nach dem Filtern wird das Beschleunigungssignal zweimal integriert, um das Wegsignal zu erhalten.

- Als Maß für die Standstabilität werden das Wegsignal in medio-lateraler (weg_ml) und in anterior-posteriorer (weg_ap) Richtung sowie der sich daraus ergebende Gesamtweg

(weg_ges) errechnet. Die Parameter werden für den 40s-Test mit der Extension „40s“ (weg_ml_40s, weg_ap_40s, weg_ges_40s) und für den Perturbationstest mit der Extension „per“ (weg_ml_per, weg_ap_per, weg_ges_per) gekennzeichnet.

- Als Maß für die Kniegelenkstabilität wird die Torsionsbewegung (tor) und die Varus-Valgusbewegung (vav) des Kniegelenkes analysiert. Dabei wird die Gesamtwinkelbewegung durch Summation des Betrages der Winkelveränderung zwischen zwei aufeinanderfolgenden Datenpunkten bestimmt. Die Parameter werden für den 40s-Test (tor_40s, vav_40s) und den Perturbationstest (tor_per, vav_per) nach obigem Schema benannt.
- Als Maß für die neuromuskuläre Kontrolle werden die EMG-Signale der abgeleiteten kniegelenkumgreifenden Muskulatur gleichgerichtet und entsprechend der Wegsignale in dem Zeitintervall, von 0-40s für den 40s-Test bzw. 0-8s für die Perturbationsmessung, integriert.

3.3.1.2 Formulierung der Prüfhypothesen (Posturomed[®])

H₁: Für die Standstabilisationsfähigkeit wird für die Barfuß-Gruppe, aufgrund einer vergleichbaren Reizsituation zwischen Training und Messung, die größte Verbesserung erwartet. Für die Aircast[®]-Gruppe wird erwartet, daß sie sich besonders in der Stabilisation der ap-Richtung verbessert, da dieser Freiheitsgrad der Bewegung am Sprunggelenk im Training nicht durch die Orthese beeinträchtigt wird. Die Skischuh-Gruppe sollte im Gruppenvergleich die schlechtesten Ergebnisse aufweisen.

H₂: Für die Gelenkstabilität wird eine im Vergleich zur Standstabilisation umgekehrte Reihenfolge der Trainingsgruppen erwartet. Durch die verstärkte Beanspruchung im Training sollte die Skischuh-Gruppe besser in der Lage sein, die Bewegungen am Kniegelenk zu kontrollieren und zu minimieren. Auch hier wird erwartet, daß die Aircast[®]-Gruppe eine Mittelstellung einnimmt.

H₃: Für die neuromuskuläre Kontrolle wird erwartet, daß die Skischuh-Gruppe die höchsten Werte in bezug auf die Aktivierung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur aufweist. Für die Barfuß-Gruppe wird eine entgegengesetzte Entwicklung erwartet. Die Aircast[®]-Gruppe sollte auch hier eine Mittelstellung einnehmen.

3.3.2 Funktionelle Gelenkstabilität bei dynamischer Tibiatranslation (Kniearthrometer)

Ziel dieser Messung ist es, in zwei unterschiedlich dynamischen Situationen jeweils die neuromuskuläre Kontrolle am Kniegelenk und die funktionelle Gelenkstabilität zu erfassen.

Einerseits soll die neuromuskuläre Stiffnessregulierung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur durch eine langsame Reizbedingung erfaßt werden, andererseits soll die reflektorisch neuromuskuläre Aktivierung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur durch eine schnelle Reizbedingung erfaßt werden.

Die Aktivierung der gelenkumgreifenden Muskulatur wird in beiden Fällen durch eine Krafteinleitung am Unterschenkel in anteriorer Richtung hervorgerufen. Diese Kraft bewegt den Unterschenkel relativ zum Oberschenkel nach vorne und bewirkt so eine vordere Schublade. Ziel der Messung ist es, die vordere Schublade und die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks im Stehen, und damit in einer funktionellen Situation, zu erfassen.

Dazu wird ein neuartiges Meßgerät benützt: das Kniearthrometer (BRUHN / GOLLHOFER 1998). Dieses Meßgerät ist technisch genauestens beschrieben und für die folgenden Messungen in vitro validiert (BRUHN 1999). Das Kniearthrometer ist in der Lage, die Ortsveränderungen von Oberschenkel und Unterschenkel in anterior-posteriorer Richtung relativ zu einem Referenzgestell zu registrieren. Die relative Ortsveränderung wird dabei mittels zweier Linearpotentiometer (Megatron[®], Putzbrunn, Typ CLPR13-50) ermittelt. Die Position des Oberschenkels wird mittig auf der Patella, die Position der Tibia wird an der Tuberositas Tibiae ermittelt (vgl. Abb.3-2).

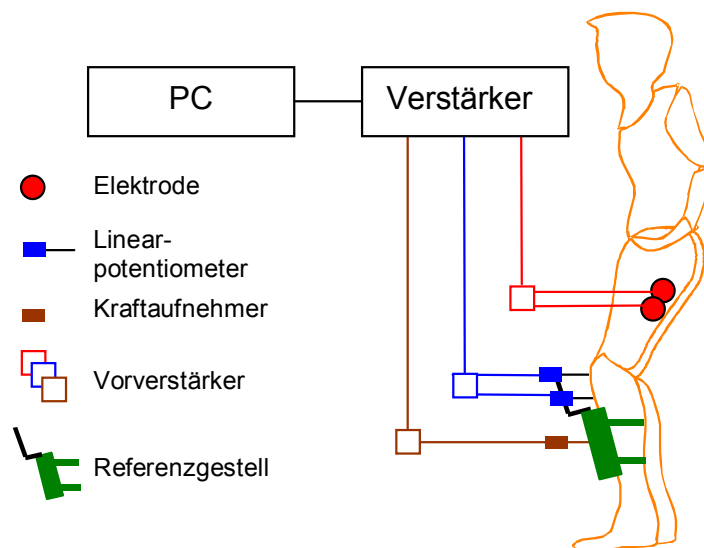


Abb.3-2 Schematische Darstellung der Versuchsanordnung für die Versuchsbedingungen am Kniearthrometer.

Die Differenz der ermittelten Wege stellt die Bewegung von Oberschenkel und Unterschenkel relativ zueinander, also ein Maß für die Tibiaverschiebung, dar (BRUHN / GOLLHOFER 1998).



Abb.3-3 Darstellung des Meßgerätes, bestehend aus Referenzgestell und zwei Linearpotentiometern.

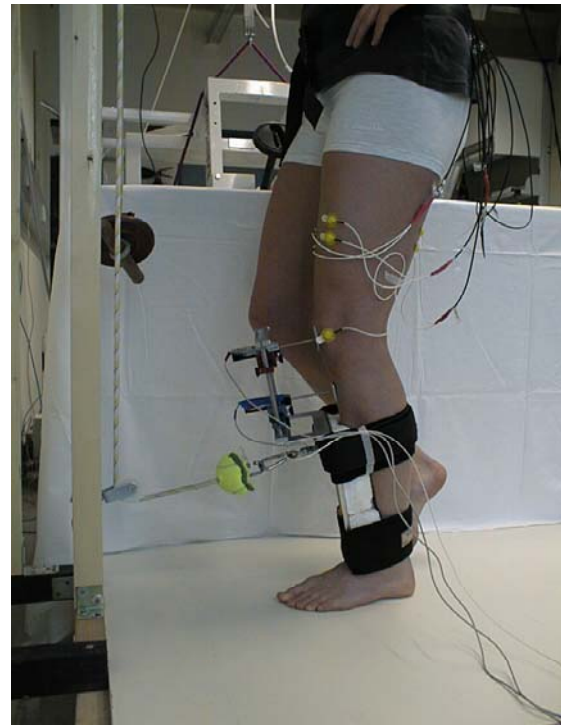


Abb.3-4 Messung der dynamischen Tibiatranslation mittels zweier fixierter Linearpotentiometer (Patella und Tuberositas Tibiae).

In den Untersuchungen werden den Probanden im Stehen mechanische Reize am Kniegelenk appliziert. Dabei wird, unter Zuhilfenahme eines Seiles und mehrerer Umlenkrollen ein Gewicht am Unterschenkel angebracht. Durch diese Vorrichtung kann eine definierte anteriore Tibiaverschiebung ausgelöst werden (Abb.3-3; Abb.3-4). Die Probanden erhalten die Anweisung, so entspannt wie möglich, beidbeinig mit einem Flexionswinkel von 30° im Kniegelenk zu stehen. Dieser Kniegelenkwinkel wird durch den Versuchsleiter mit einem Goniometer kontrolliert.

Registriert wird die anteriore Zugkraft (Kraftaufnehmer Kistler[®] Winterthur Schweiz, Typ 9311B), die durch das angehängte Gewicht verursacht und mit unterschiedlicher Dynamik appliziert wird, sowie die dadurch ausgelöste Tibiatranslation. Zur Überprüfung der neurophysiologischen Reaktion werden die EMGs der oben genannten Muskeln aufgezeichnet. Die Rohdaten werden für den schnellen Reiz, bei dem definierte Reflexe auftreten, über 5 Einzelversuche und für den langsamen Reiz über 3 Versuche aufsummiert und gemittelt. Die Bedingungen für die unterschiedlichen Reize gestalten sich wie folgt:

a) anteriore Krafteinleitung – Stiffness Regulation (langsamer Reiz)

Um die Tibiatranslation zu erfassen, wird das angehängte Gewicht langsam angehoben und abgesenkt (4-5s), so daß sich die Zugkraft allmählich entfaltet und die Tibia sich langsam in anterior-posteriorer Richtung bewegt. Es wird ein Gewicht von 20kg angehängt, dadurch sollte die am Unterschenkel applizierte Kraft ca. 196N betragen. Durch Reibung vermindert sich die Kraft, die direkt am Unterschenkel in anteriorer Richtung wirkt, auf ca. 150N. Dieser Kraftwert wird durch das konstante Absenken des Gewichts mittels eines Elektromotors in durchschnittlich 1,5s erreicht. Damit ergibt sich für diese Versuchsbedingung eine Kraftanstiegsgeschwindigkeit von 100N/s. Die Zugkraft wird mit einem Kraftaufnehmer (Kistler[®] Winterthur Schweiz, Typ 9311B) dokumentiert. Die Probanden erhalten die Anweisung, den Kniewinkel, der mit einem Goniometer (Penny&Giles[®] Ingolstadt) kontrolliert wird, bei 30° Flexion möglichst konstant zu halten, um rotationsbedingte Einflüsse auf die Meßwerte auszuschließen.

Unter dieser Bedingung wird die neuromuskuläre Kontrolle der vorderen Schublade, die durch die langsame Krafteinleitung am Unterschenkel in anteriorer Richtung auftritt, untersucht. Durch die langsame Krafteinleitung ist das ZNS beständig zur Nachregulierung der muskulären Stiffness der gelenkumgreifenden Muskulatur gezwungen.

b) anteriorer Kraftstoß - Reflexregulation (schneller Reiz)

Die Reflexreaktion der gelenkstabilisierenden Muskulatur wird mit Hilfe von Falltests untersucht. Durch den Fallimpuls eines leichten Gewichts (2,5kg) aus einer standardisierten Höhe entfaltet sich sehr schnell (45-50ms) ein großer Kraftgradient. Diese Kraftanstiegsgeschwindigkeit liegt im Mittel bei ca. 7200N/s. Zur mechanischen Sicherung sowie zur Begrenzung der Kraft wird eine Kunststoffbrücke zwischen Unterschenkel und Gewicht eingebracht. Die Kunststoffbrücke besteht aus einer Maurerschnur, die mit einem speziellen Knoten („*Doppelter Achtknoten*“ TARDIF 2000, 37) zu einem Ring geknüpft ist. Es werden nur Ringe aus ein und derselben Schnur gefertigt. Die Kunststoffbrücken besitzen eine Reißfestigkeit von ca. 360N. Durch diese Anordnung ist sichergestellt, daß das Kniegelenk vom fallenden Gewicht entkoppelt ist. Die Möglichkeit einer Verletzung ist dadurch ausgeschlossen. In dieser Versuchsbedingung wird ein definierter Kraftstoß ($\int F dt$) in anteriorer Richtung auf den Unterschenkel übertragen. Analog zu Bedingung a) werden Zugkraft, Tibiatranslation sowie die EMGs der obengenannten Muskeln registriert.

Durch diese Falltests wird am Kniegelenk eine schnelle vordere Schublade ausgelöst, und es kommt zu reflektorischen Kompensationsmechanismen. Diese Reflexregulation ist die neuromuskuläre Antwort des ZNS auf die eingeleitete Kraft und dient der Stabilisation des Gelenks sowie der Stabilisation des Körperschwerpunktes über der Standfläche.

3.3.2.1 Parameterberechnung (Kniearthrometer)

Um die vordere Schublade zu erhalten, werden die Wegsignale der beiden Linearpotentiometer voneinander subtrahiert. Die vordere Schublade stellt das Maximum dieser Differenz dar. Der Quotient aus der vorderen Schublade ($l_{\max}-l_0$) und der maximalen eingeleiteten Kraft ($F_{\max}-F_0$) stellt die Gelenkstiffness ($\Delta l/\Delta F$) für die jeweilige Versuchsbedingung dar. Die gleichgerichteten EMG's der abgeleiteten kniegelenkumgreifenden Muskulatur werden für die langsame Reizbedingung im Intervall von Kraftereinleitung bis eine Sekunde nach Beginn der Kraftereinleitung integriert. Für die schnelle Reizbedingung werden die gleichgerichteten EMGs der kniegelenkumgreifenden Muskulatur in vier Teilbereichen nach der Einleitung der anterior gerichteten Kraft integriert. Es werden die iEMGs für die Bereiche 0-30ms, 30-60ms, 60-90ms und 90-120ms, immer bezogen auf den Beginn der Kraftentwicklung am Gelenk bestimmt. Durch diese Unterteilung ist es möglich, funktionell unterschiedliche Reflexphasen zu untersuchen. Die iEMGs werden auf das Zeitintervall 30ms vor Beginn der Kraftereinleitung relativiert.

- Als Maß für die Gelenkstabilität werden die vordere Schublade und die Gelenkstiffness berechnet. Die Berechnungen erfolgen entsprechend der bereits vorgestellten Vorgehensweise für die langsame Reizbedingung und für die schnelle Reizbedingung.
- Als Maß für die neuromuskuläre Kontrolle werden die iEMGs der kniegelenkumgreifenden Muskulatur in den oben beschriebenen Zeitintervallen berechnet.

3.3.2.2 Formulierung der Prüfhypothesen (Kniearthrometer)

- H₄: Für die funktionelle Gelenkstabilität werden nach der Trainingsintervention die größten Verbesserungen für die Skischuh-Gruppe erwartet. Da die Skischuh-Gruppe mit fixiertem Sprunggelenk trainiert, sollte sich die neuromuskuläre Kontrolle am Kniegelenk stärker verbessern als bei den beiden anderen Gruppen. Aufgrund der Teilfixierung des Sprunggelenkes während des Trainings wird erwartet, daß die Aircast[®]-Gruppe in diesem Parameter besser abschneidet als die Barfuß-Gruppe.
- H₅: Für die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks werden für die Trainingsgruppen ähnliche Effekte erwartet wie in bezug auf die Gelenkstabilität. Auch hier sollte sich eine stärkere Beanspruchung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur durch eine Fixierung des Sprunggelenks positiv auf die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks auswirken.

3.3.3 Isometrische Maximalkraftmessung (BKM)

Die Durchführung der isometrischen Maximalkraftmessung am Beinkraftmeßgerät (BKM) entspricht im wesentlichen dem in der Literatur (vgl. KIBELE 1995) beschriebenen Verfahren (s. Abb.3-5).

Zur Anwendung kommt ein kommerzielles Schubschlittengerät (Phoenix[®], Stuttgart), das durch die Montage einer Kraftmeßplattform (Kistler[®] Winterthur Schweiz, Typ 9066A4) um die Fähigkeit der 3D-Reaktionskraftmessung ergänzt ist.

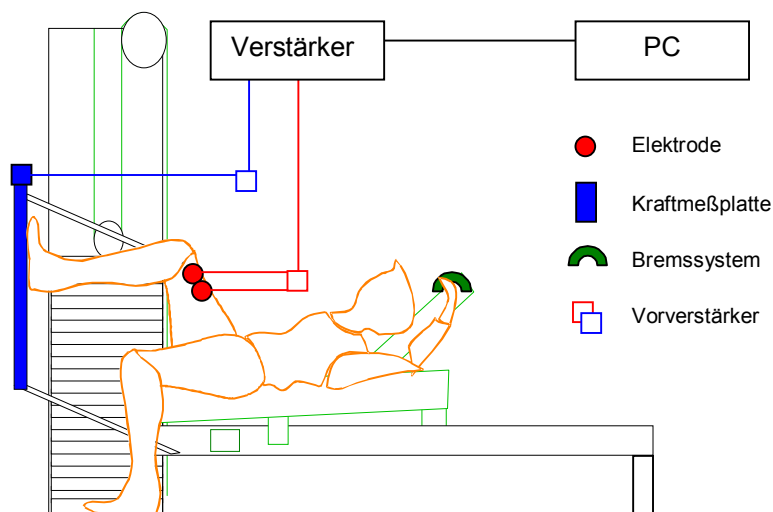


Abb.3-5 Schematische Darstellung des Beinkraftmeßgeräts und der Positionierung der Probanden bei der Messung der isometrischen Maximalkraft.

Der Proband befindet sich bei der Messung in Rückenlage. Die Translation des Schubschlittens ist blockiert, so daß eine isometrische Maximalkraftmessung stattfinden kann. Während des Versuches wird der Schlitten mit einer Last von 150 kg beschwert. Diese Last kann von keinem der Probanden durch eine einbeinige Aktion überwunden werden. Zusätzlich haben die Probanden die Aufgabe, den Schubschlitten mit Hilfe der vorhandenen hydraulischen Handbremsen zu arretieren. Dadurch wird sichergestellt, daß die Position der Arme bei allen Messungen identisch ist. Der Kniewinkel wird manuell mittels eines Zweischenkel - Goniometers auf 90° eingestellt. Die Position des Fußes auf der Kraftmeßplatte wird protokolliert, um die Reproduzierbarkeit für die Ausgangsmessung sicherzustellen.

Während des Meßversuchs dürfen das Becken und der abgestellte Fuß nicht angehoben werden. Fehler dieser Art werden durch den Versuchsleiter, der durch visuelle Kontrolle die Ausführung des Versuchs bewertet, protokolliert.

Die Probanden dürfen sich vor dem Beginn der Messung aufwärmen und bekommen dann die Aufgabe, mehrere submaximale Kontraktionen am Gerät durchzuführen, bis die technische Durchführung des Versuches beherrscht wird. Diese Versuche werden nicht aufgezeichnet. Während die Teilnehmer die Probeversuche absolvieren, werden sie für die Meßversuche instruiert. Auf Kommando des Versuchsleiters sollen sie schnell und maximal gegen die Kraftmeßplatte drücken und die Kontraktion für einen Zeitraum von ca. 2s halten. Der Versuch wird insgesamt dreimal, nach jeweils 30s Pause, wiederholt. Zusätzlich zu den Muskelaktivitäten wird die Abdruckreaktionskraft aufgezeichnet.

Von den drei durchgeführten Maximalkraftversuchen werden die technisch fehlerhaften Versuche nach Auswertung der Protokolle verworfen. Versuche, die trotz Filterung des Kraftsignals mit einem Butterworth-lowpass-50Hz-Filter eine Spitze in der Kraftkurve aufweisen, werden ebenfalls nicht zur weiteren Auswertung zugelassen. Diese Kraftspitze, die bei explosiver Durchführung des Maximalkraftversuches durch das Aufprallen der Ferse auf der Kraftmeßplatte entstehen kann, stellt eine Fehlerquelle dar, die vor allem den maximalen Anstiegskoeffizient der Kraftkurve, und damit das Ergebnis bei der Bestimmung der Explosivkraft verfälscht.

Für jeden Proband geht, unter Beachtung der obigen Ausschlußkriterien, von den drei absolvierten Versuchen, der Versuch, bei dem der höchste Kraftwert erreicht wird, in die weitere Auswertung ein.

3.3.3.1 Parameterberechnung (BKM)

Die Kraftverlaufskurve wird zunächst mit einem Butterworth-lowpass-50Hz-Filter bearbeitet. Danach wird der Kraftanstiegsbeginn durch zwei unabhängige Personen festgelegt (vgl. VOLZ 2000). Sind die beiden bestimmten Zeitpunkte identisch, wird dieser Meßwert zur weiteren Auswertung herangezogen. Stimmen die ermittelten Zeitpunkte für den Beginn der Kraftentwicklung nicht überein, wird, falls der Unterschied $\leq 4\text{ms}$ ist, der Mittelwert gebildet. Falls er $> 4\text{ms}$ ist (mehr als zwei Datenpunkte auseinander liegt), wird der Anstiegsbeginn erneut von beiden Personen unabhängig ermittelt und anschließend der Mittelwert zwischen den gefundenen Zeitpunkten zur weiteren Auswertung herangezogen.

Die Kraftverlaufskurve wird danach mit Hilfe der Flächenmitte über dem Intervall der letzten 100ms vor dem festgestellten Kraftanstieg nullnormiert. Der maximale Kraftwert wird durch die Ermittlung des Maximums aus dieser Kurve bestimmt. Die maximale Steigung der Kraftkurve wird durch Differenzierung derselben berechnet. Die iEMGs der abgeleiteten Muskeln werden in den verschiedenen Bereichen durch Integration aus dem gleichgerichteten EMG ermittelt. Zusätzlich werden die einzelnen Kraftwerte nach 30, 50, 100, 200, 300, 400 und 500ms ermittelt.

- Als Maß für den höchsten realisierbaren Kraftwert, der bei maximaler Willkürkontraktion gegen einen unüberwindlichen Widerstand erreicht wird, wird die Maximalkraft (F_{\max}) als höchster Kraftwert der Kraftkurve bestimmt. Darüber hinaus wird der Zeitpunkt bestimmt, an dem die Maximalkraft erreicht wird ($T_{F_{\max}}$).
- Als Maß für die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, von Beginn der Kontraktion an einen möglichst großen Kraftanstieg zu entwickeln, wird die Startkraft, durch den Kraftwert, der 30ms (F_{30}) bzw. 50ms (F_{50}) nach Beginn der Kraftentwicklung erreicht wird, bestimmt. Zur Beschreibung des weiteren Verlaufes der Kraftentwicklung werden die Kraftwerte zu den Zeitpunkten 100 (F_{100}), 200 (F_{200}), 300 (F_{300}), 400 (F_{400}) und 500ms (F_{500}) nach Beginn der Kraftentwicklung bestimmt.
- Als Maß für die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, einen begonnenen Kraftanstieg maximal weiterzuentwickeln, wird die Explosivkraft (F_{\exp}) als maximale Steigung der Kraftverlaufskurve ermittelt. Ebenso wird der Zeitpunkt ermittelt, an dem die Explosivkraft ($T_{F_{\exp}}$) erreicht wird.
- Als Maß für die neuromuskuläre Aktivierung werden die iEMGs der kniegelenkumgreifenden Muskulatur in den Zeitintervallen 0-30ms, 0-50ms, 0-100ms, 100-200ms, 200-300ms, 300-400ms, 400-500ms sowie über dem Intervall 100ms um den Zeitpunkt des Erreichens der Maximalkraft bestimmt.
- Als Maß für muskuläre Stiffness und Fähigkeit zur schnellen Kraftproduktion wird das Elektromechanical Delay (EMD, elektromechanische Verzögerung) bestimmt. Das EMD ist der zeitliche Abstand zwischen der ersten meßbaren muskulären Innervierung und dem ersten meßbaren Kraftanstieg an der Kraftmeßplatte. Die Bestimmung des zeitlichen Beginns der ersten muskulären Aktivität erfolgt nach den gleichen Kriterien, die für die Bestimmung des zeitlichen Beginns der Kraftentwicklung gelten, anhand visueller Einschätzung des gleichgerichteten EMGs.

3.3.3.2 Formulierung der Prüfhypothesen (BKM)

- H₆: Für die isometrische Maximalkraft ist durch das propriorezeptive Trainingsprogramm keine Verbesserung zu erwarten. Es wird erwartet, daß bei diesem Parameter keine Unterschiede zwischen den Trainingsgruppen zu beobachten sind.
- H₇: Durch das absolvierte sensomotorische Trainingsprogramm werden für die Teilnehmer Verbesserungen im Bereich der Startkraft und der Explosivkraft erwartet. Aufgrund der größeren Beanspruchung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur beim Training werden für die Skischuhgruppe stärkere Verbesserungen im Vergleich zur Barfuß-Gruppe erwartet. Für die Aircast[®]-Gruppe wird erwartet, daß sie, als Folge der

Teilfixierung des Sprunggelenks, eine Mittelstellung zwischen den beiden anderen Gruppen einnimmt. Es wird erwartet, daß die Kraftsteigerungen durch eine bessere und stärkere neuromuskuläre Ansteuerung der Kniestrecker bewirkt werden. Entsprechend wird eine Reduktion des EMDs sowie eine Erhöhung der iEMGs zu Beginn der Kraftentwicklung erwartet. Entsprechend der Kraftwerte sollte diese Erhöhung bei der Skischuh-Gruppe am deutlichsten zu sehen sein. Die Barfuß-Gruppe sollte die geringste Anpassung in diesen Parametern aufweisen.

3.4 Methodenkritik und Fehlerbetrachtung

Die Grundlage jeder empirischen Arbeit ist die Messung und das Meßergebnis. Da keine Messung frei von Unsicherheiten sein kann, ist es von entscheidender Bedeutung, diese Unsicherheiten so klein als möglich zu halten. Im folgenden sollen die experimentellen Unsicherheiten für die vorliegende Arbeit abgeschätzt werden. Die Kenntnis der möglichen maximalen Meßunsicherheiten¹⁰ stellt eine notwendige Voraussetzung für die Interpretation der Ergebnisse dar.

Systematische Meßfehler sind besonders schwer zu entdecken, da für die verwendeten Meßapparaturen keine Validierungsmöglichkeit über eine Kontrollmeßapparatur zu Verfügung steht. Aus diesem Grund ist es wichtig, daß die Meßgeräte zwischen den beiden Meßzeitpunkten nicht verändert werden. Für die beiden Meßgeräte BKM und Posturomed[®] kann diese Forderung erfüllt werden. Damit kann an diesen Meßstationen von einer reproduzierten Messung im Eingangs- und Ausgangstest ausgegangen werden. Falls es einen gewissen systematischen Fehler innerhalb der Messung gibt, müßte sich dieser in beiden Messungen ähnlich auswirken. Im Falle des Kniearthrometers müssen nach dem Eingangstest aufgrund von Verschleißerscheinungen Änderungen an der Meßapparatur vorgenommen werden. Eine Überprüfung der Reproduzierbarkeit der äußeren Bedingungen an dieser Meßstation kann dennoch, über die Betrachtung von Kontrollparametern, erfolgen. Für das Kniearthrometer werden deshalb für die langsame und die schnelle Testbedingung die Kontrollvariablen „eingeleitete Kraft“ (Kraft) und für die schnelle Testbedingung zusätzlich der „eingeleitete Kraftstoß“ (Kraftstoß) untersucht.

Im folgenden werden zunächst die eingesetzten Methoden näher beleuchtet, um danach die Betrachtung der zufälligen Fehler bei den zu erhebenden Parameter durchzuführen.

¹⁰ Der Begriff Meßunsicherheit wird hierbei analog zum Begriff Meßfehler verwendet (vgl. TAYLOR 1988)

3.4.1 Elektromyographie

Die Elektromyographie ist durch verschiedene Arbeitsgruppen im Hinblick auf ihre Reproduzierbarkeit untersucht worden. Für die vorliegende Arbeit sind dabei vor allem die Arbeiten von KOMI / BUSKIRK (1970), VIITASALO / KOMI (1974) und VIITASALO ET AL. (1980), im Hinblick auf die Untersuchung der maximalen isometrischen Beinstreckkraft, die Untersuchung von HORSTMANN ET AL. (1988), im Hinblick auf die Standstabilisationsmessungen, und die Untersuchung von GOLLHOFER ET AL. (1990), für die elektromyographische Bestimmung der Reflexaktivitäten am Kniearthrometer, von Interesse.

Die Reproduzierbarkeit des integrierten EMGs wird bei der Messung der isometrischen Maximalkraft mit einem Reliabilitätskoeffizienten zwischen 0,64 und 0,98 in den verschiedenen Studien bestimmt (KOMI / BUSKIRK 1970; VIITASALO / KOMI 1974; VIITASALO ET AL. 1980). Gerade für das integrierte EMG des Quadrizeps (M. rectus femoris, M. vastus lateralis, M. vastus medialis) finden VIITASALO ET AL. (1980) einen sehr hohen Reliabilitätskoeffizienten von 0,98. Für die Betrachtung der Standstabilität finden HORSTMANN ET AL. (1988) Reliabilitätskoeffizienten zwischen 0,85 und 0,93 für die iEMGs von M. gastrocnemius, M. soleus und M. tibialis anterior nach plötzlichen Beschleunigungen der Standfläche. Für die integrierten EMGs innerhalb der verschiedenen Phasen des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklusses bei Sprüngen, kommen GOLLHOFER ET AL. (1990) für den M. soleus und den M. gastrocnemius auf Reliabilitätskoeffizienten zwischen 0,85 und 0,97 für die Messung an zwei aufeinanderfolgenden Tagen und von 0,29 bis 0,87 bei Messungen zwischen denen eine Woche liegt.

Alles in allem scheint durch diese Untersuchungen die Reproduzierbarkeit, zumindest des integrierten EMGs, für die verschiedenen Meßstationen gegeben zu sein. Einschränkend muß bemerkt werden, daß es sich bei den meisten Studien lediglich um „Tag-zu-Tag-Vergleiche“ handelt. Wenige Studien gehen über mehrere Tage, aber keine untersucht die Reproduzierbarkeit des iEMGs länger als eine Woche. In der vorliegenden Arbeit liegen die Meßzeitpunkte aber vier Wochen auseinander. Aus diesem Grund ist mit Sicherheit eine geringere Reproduzierbarkeit der Messungen gegeben. Aus diesem Grund werden die Ableitstellen mit einem wasserfesten Stift markiert, um zumindest für diesen Parameter eine Reproduzierbarkeit der Verhältnisse gewährleisten zu können.

3.4.2 Goniometrie

Für die Winkelmessung werden Goniometer der Firma Penny & Giles, Ingolstadt eingesetzt. Der gerätebedingte Meßfehler beträgt laut Herstellerangabe $\pm 2^\circ$ gemessen über einen vorgegebenen Winkel von 90° . Geht man von einem linearen Fehlerverhalten der Goniometer aus, ergibt sich für den Torsiometer (Typ Z180) eine prozentuale Meßgenauigkeit von ca.

$\pm 2,5\%$. Für das Zwei axial-Goniometer (Typ XM180) erhöht sich dieser Fehler durch die Möglichkeit des „Übersprechens“ des Meßsignals („crosstalk“) auf ca. $\pm 3\%$.

Die verwendeten Goniometer basieren auf Dehnmeßstreifentechnik und sind deshalb sehr temperaturempfindlich. HEGEWALD (2000) bestimmt den Temperatureinfluß auf das Goniometersignal im Temperaturbereich von 21-40°C. Abb.3-6 stellt den auftretenden Meßfehler infolge von Temperaturänderung des Goniometers dar.

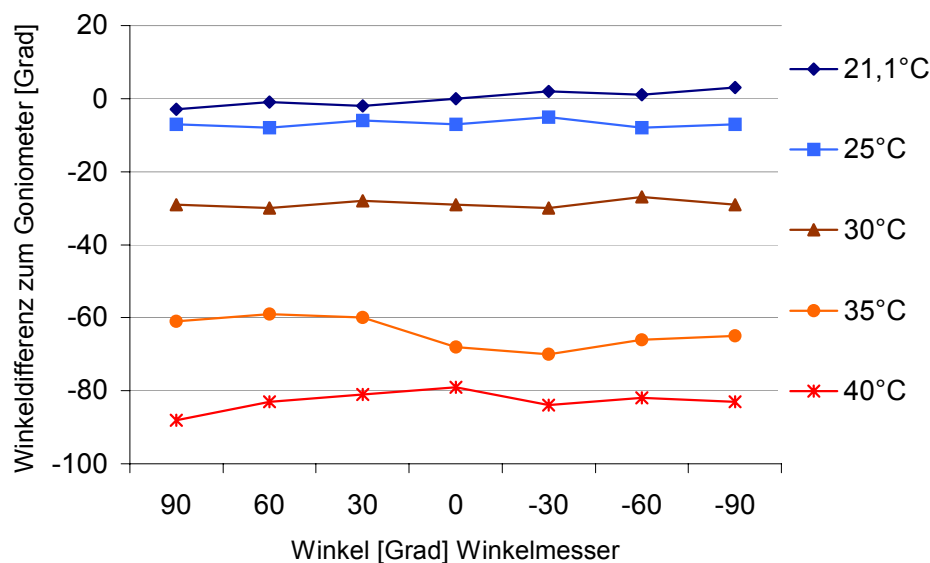


Abb.3-6 Temperatureinfluß auf das Goniometersignal (Penny & Giles, Ingolstadt, Typ Zwei axial-Goniometer). Die Meßgenauigkeit des Referenz-Winkelmessers wird von HEGEWALD mit ($\pm 2^\circ$) angegeben (nach HEGEWALD 2000).

Vor den Messungen wird der Nullpunkt des Goniometers in der Neutralstellung, in diesem Fall im aufrechten Stand des Probanden, eingestellt. Wenn sich die Goniometer-Temperatur nach der Definition des Nullwinkels ändert, können je nach Temperaturunterschied erhebliche Fehler der absolut gemessenen Winkel auftreten. Eine Veränderung der Hautoberflächentemperatur ist durch die sportliche Betätigung bei den Tests zur Standstabilisation durchaus denkbar. Aus diesem Grund werden die Goniometer bereits zu Beginn der Untersuchung angebracht und die Messung am Posturomed[®] erfolgt erst, nachdem die Probanden die Winkelmesser mindestens 15min getragen haben. Danach wärmen sich die Studienteilnehmer eine Minute am Gerät auf, dann erst erfolgt die Messung.

Entscheidend für die Genauigkeit der Messung ist weiterhin das Anbringen der Goniometer. Die Goniometerschenkel dürfen während der Testbedingung nicht verrutschen. Problematisch ist hier vor allem die Torsionsmessung, da der proximale Schenkel des Elektrotorsimeters

auf der Patella befestigt werden muß. Dort hat er eine geringere Auflagefläche als der andere Schenkel und kann bei einer Bewegung leichter verrutschen. Aus diesem Grund wird dieser Goniometerschenkel immer zirkulär durch ein medizinisches Pflaster gesichert (3M[®] Borken, Typ Micropore 1530-0).

3.4.3 Parameter der isometrischen Maximalkraftmessung (BKM)

Die gerätebedingte Meßgenauigkeit der Kraftmeßplatte beträgt laut Herstellerangabe $\pm 0,3\%$ pro Meßdose (Kistler[®] Winterthur, Typen 9067 und 9068). Da die einzelnen Meßdosen unabhängig voneinander sind, kann die maximale gerätebedingte Meßunsicherheit über das quadratische Fehlerfortpflanzungsgesetz berechnet und zu $\pm 0,6\%$ bestimmt werden (vgl. TAYLOR 1988). Durch die Möglichkeit des „Übersprechens“ der beiden nicht bestimmten Kraftkanäle F_x und F_y auf die gemessene Kraftkomponente F_z erhöht sich die Meßunsicherheit geringfügig, liegt aber auf jeden Fall unterhalb von insgesamt $\pm 1\%$. Um eine Verfälschung der Ergebnisse durch die Montage der Kraftmeßplatte in vertikaler Position auszuschließen, wird die Meßplatte, nachdem sie ins BKM eingebaut ist, nachkalibriert.

Die Positionierung des Probanden sowie die technische Ausführung des Versuchs wird durch den Versuchsleiter visuell während der Versuchsdurchführung und anhand der Datenlage bei der Versuchsauswertung kontrolliert. Dies gewährleistet eine maximale Sicherheit in der Reproduzierbarkeit der Versuche zwischen den Meßzeitpunkten. Es wird außerdem darauf geachtet, daß die Versuche im Prä- und im Post-Test zur gleichen Tageszeit absolviert werden. Lediglich die motivationale Komponente des Probanden kann nicht hinreichend kontrolliert werden. Dennoch kann man in den Parametern F_{\max} und F_{\exp} von einer hohen Reproduzierbarkeit zwischen den Meßzeitpunkten ausgehen (vgl. VIITASALO ET AL. 1980).

Problematisch stellen sich Kraftwerte dar, die am Beginn der Kraftkurve liegen. Hier ist durch die visuelle Bestimmung des Kraftanfangspunkt eine weitere Fehlerquelle gegeben. In dieser Arbeit wird diese Unsicherheit über die Bestimmung des Kraftanfangpunktes durch zwei Personen gewährleistet. Dennoch muß die Meßunsicherheit bei den Kraftwerten bis ca. 300ms höher eingeschätzt werden, als bei den darauf folgenden Kraftwerten. Das gleiche gilt für den Zeitwert $T_{F_{\exp}}$ und die elektromechanische Verzögerung (EMD).

Zur angemessenen Betrachtung und Interpretation der Ergebnisse für die isometrische Beinstreckkraft am BKM werden die Meßunsicherheiten der Parameter in Tab.3-2 abgeschätzt.

Tab.3-2 Geschätzte relative Fehler der Parameter isometrische Maximalkraft (BKM)

$F_{\max}, F_{\exp}, F_{500}, F_{400}$	$\leq 5\%$
$F_{300}, F_{200}, F_{100}, F_{50}, F_{30}, T_{F_{\exp}}, EMD$	$\leq 10\%$
iEMG ₁₀₀	$\leq 10\%$
iEMG ₅₀ , iEMG ₃₀	$\leq 20\%$

3.4.4 Parameter der Standstabilitätsmessung (Posturomed[®])

Die Wegbestimmung am Posturomed erfolgt über Beschleunigungsaufnehmer (Kistler[®] Winterthur Schweiz, Typen 8628B50 und 8630B50) mit einem Meßbereich von 50g. Über diese Beschleunigungsaufnehmer erhält man, durch zweifache Integration des Signals ein Wegsignal. Die mittlere Meßunsicherheit kann über eine Vergleichsmessung zu ca. $\pm 2\%$ bestimmt werden (vgl. Anhang C). Für den Gesamtweg ergibt sich damit ein mittlerer prozentualer gerätebedingter Fehler von $\leq 4\%$.

Insgesamt ist jedoch eine wesentlich größere Meßunsicherheit zu erwarten, da die eigentliche Problematik der Messung in den Anfangsbedingungen begründet ist. Die Messung wird durch den Versuchsleiter gestartet, wenn der Proband eine möglichst ruhige Position inne hat. Da es sich dabei lediglich um einen visuellen Eindruck handelt, ist diese Anfangsbedingung mit einer nicht zu vernachlässigenden Unsicherheit behaftet. Dieses Vorgehen gilt für den 40s-Test und für die Perturbationsmessung gleichermaßen. Beim 40s-Test wird sich dieser Fehler in der Ausgangsbedingung aufgrund der längeren Meßzeit allerdings nicht so stark auswirken wie bei der Perturbationsmessung.

Im folgenden werden die Meßunsicherheiten der Parameter für die Standstabilisationsmessung in Tab.3-3 abgeschätzt.

Tab.3-3 Geschätzte relative Fehler der Parameter für die Standstabilisationsmessung (Posturomed[®])

weg_ges_40s, iEMG_40s, iEMG_per	$\leq 10\%$
weg_ges_per, tor_40s, vav_40s, tor_per, vav_per	$\leq 15\%$

3.4.5 Parameter der funktionellen Gelenkstabilitätsmessung (Kniearthrometer)

Am Kniearthrometer wird die eingeleitete Kraft mit einem Kraftaufnehmer (Kistler® Winterthur Schweiz, Typ 9311B) gemessen. Die gerätebedingte Meßunsicherheit beträgt ±0,3%. Die Wegänderung des Unterschenkel im Vergleich zum Oberschenkel wird mit zwei Linearpotentiometern (Megatronn® Putzbrunn, Typen CLPR13-50) mit einer gerätebedingten Meßunsicherheit von ±1% bestimmt. Für die Wegänderung, als der Differenz der Signale der beiden Wegaufnehmer, ergibt sich damit eine maximale gerätebedingte Meßunsicherheit von ±2%. Für die Gelenkstiffness ($(I_{max}-I_0)/F_{max}-F_0 \equiv \Delta I/\Delta F$) ergibt sich nach dem Fehlerfortpflanzungsgesetz eine maximale gerätebedingte Meßunsicherheit von ±2,6%.

Die eigentliche Problematik der Messung liegt einerseits im Anbringen des Meßgeräts am Unterschenkel des Probanden und zum anderen in der Standardisierung der Position des Probanden während der Versuchsdurchführung. Das Meßgerät wird am Unterschenkel des Probanden mit zwei elastischen Bändern angebracht und durch zwei Klettverschlüsse fixiert und gesichert. Danach wird ein Linearpotentiometer durch den Versuchsleiter auf der Patella und der andere auf der Tuberositas Tibiae plziert. Da die Messungen stets durch denselben Versuchsleiter durchgeführt werden, kann hier größtmögliche Reproduzierbarkeit gewährleistet werden. Dennoch kann es aufgrund der Meßapparatur zu einer erhöhten Meßunsicherheit bei der Bestimmung des Wegsignals kommen.

Eine weitere Fehlerquelle stellt die Position des Probanden während der Messung dar. Wird die Kraft nicht direkt senkrecht zum Unterschenkel eingeleitet, kann es zu einer Extensionsbewegung im Sprunggelenk kommen, die wiederum eine Winkelbewegung am Kniegelenk zur Folge hat. In der Folge verändern sich auch die Positionen der beiden Linearpotentiometer relativ zueinander und suggerieren so eine Unterschenkel-Translation. Tab.3-4 gibt die geschätzten relativen Meßunsicherheiten der Parameter für die Bestimmung der funktionellen Gelenkstabilität (Kniearthrometer) wieder. Der Wert für die Gelenkstiffness errechnet sich nach dem Fehlerfortpflanzungsgesetz für unabhängige Unsicherheiten (Taylor 1988).

Tab.3-4 Geschätzte relative Fehler der Parameter für die funktionelle Gelenkstabilität (Kniearthrometer)

Kraft, Kraftstoß	≤5%
iEMGs (langsame Krafteinleitung, t=1s)	≤10%
vordere Schublade	≤15%
Gelenkstiffness, iEMGs (schnelle Krafteinleitung, t=30ms)	≤20%

3.5 Statistische Datenverarbeitung

Alle Daten der Laboruntersuchung werden mit dem Programmpaket „Imago“ auf einem handelsüblichen Laptop aufgezeichnet. Der Laptop ist mit einer A/D-Wandlerkarte (DAQ 700 National Instruments[®]) ausgestattet. Die Einzugsfrequenz beträgt 500Hz. Die im Testverfahren aufgezeichneten Rohdaten werden unter Verwendung der Software Produkte Labview[®] und Imago am PC weiterverarbeitet.

Die erhobenen Daten werden mit dem Softwarepaket SPSS 10.0[®] statistisch weiterverarbeitet. Die intervallskalierten Daten werden mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Abweichung zur Normalverteilung hin überprüft. Zur weitergehenden Beurteilung wird ein Wertehistogramm erstellt und die Normalverteilungskurve (Gaußsche Glockenkurve) eingezeichnet. Sind die Voraussetzungen für eine Normalverteilung gegeben, wird zunächst der Einfluß der Kontrollvariablen auf die abhängigen Variablen der jeweiligen Messung untersucht.

Um den Einfluß der zuvor bestimmten unabhängigen Variablen auf die abhängigen Variablen zu untersuchen, wird eine univariate Varianzanalyse gerechnet. Weisen die abhängigen Variablen untereinander Korrelationen auf, wird eine multivariate Varianzanalyse bevorzugt. Diese Varianzanalysen werden nach der Methode des Allgemeinen Linearen Modells gerechnet. Als Prüfgröße für die Wechselwirkung der Faktoren mit den abhängigen Variablen wird die Pillai-Spur verwendet. Die Pillai-Spur gilt in diesem Zusammenhang als stärkster und robustester Test (vgl. BÜHL / ZÖFEL 1999). Um neben der allgemeinen Wechselwirkung bei nicht-dichotomen Faktoren Gruppenunterschiede feststellen zu können, werden a-posteriori-Tests gerechnet. Für die Auswertung wird der Bonferroni-Test, ein multipler t-Test mit α -Fehler-Korrektur, verwendet. Es wird mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% ($p \leq 0,050$) auf eine signifikante Wechselwirkung bzw. einen signifikanten Unterschied, geprüft.

Dem klassischen Prä-Post-Design der Studie folgend, werden anschließend Mittelwertvergleiche der Eingangs- und der Ausgangsmessung durchgeführt. Es werden univariate Varianzanalysen mit Meßwiederholung gerechnet, um zu entscheiden, ob sich zwischen den beiden Meßzeitpunkten signifikante Unterschiede innerhalb der abhängigen Variablen ergeben. Als Prüfgröße für die Wechselwirkung der Faktoren mit den abhängigen Variablen wird erneut die Pillai-Spur verwendet. Um Veränderungen innerhalb der verschiedenen Trainingsgruppen im Vergleich von Ausgangs- zu Eingangsmessung erkennen zu können, werden abhängige t-Tests für gepaarte Stichproben gerechnet. Das Signifikanzniveau für univariate Varianzanalysen mit Meßwiederholung wird auf $p \leq 0,050$ gesetzt. Aufgrund einer fehlenden α -Fehler-Korrektur wird bei den t-Tests für gepaarte Stichproben auf eine Irrtumswahrscheinlichkeit von 1% ($p \leq 0,010$) geprüft (vgl. WEIß 1999).

Sind die zu prüfenden abhängigen Variablen nur unzureichend oder nicht normalverteilt, wird als nichtparametrischer Mittelwertvergleich der Wilcoxon-Test gerechnet. Es wird auf eine Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% ($p \leq 0,050$) geprüft.

Um Korrelationen zwischen zwei normalverteilten und intervallskalierten Variablen zu erkennen, wird die Produkt-Moment-Korrelation nach Pearson berechnet. Ist mindestens eine der Variablen ordinalskaliert oder nicht hinreichend normalverteilt, wird die Rangkorrelation nach Spearman zur Bestimmung der Korrelation herangezogen.

Zur Beschreibung der intervallskalierten und normalverteilten Daten wird in den Tabellen und Abbildungen als Lagemaß der Mittelwert und als Maß der Streuung die Standardabweichung angegeben.

3.6 Das Trainingsprogramm

Das sensomotorische Training findet im vierwöchigen Zeitraum zwischen der Eingangs- und der Ausgangsuntersuchung statt. Pro Woche werden von den Teilnehmern vier Trainingseinheiten von ca. 45 min Dauer absolviert. Das Training wird ständig betreut und die Durchführung der Trainingseinheiten wird protokolliert. Abb.3-7 gibt einen schematischen Überblick des experimentellen Trainingsprotokolls.

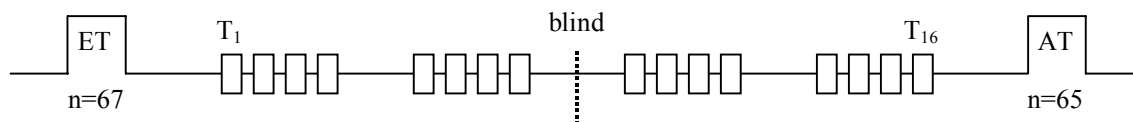


Abb.3-7 Schematische Darstellung des experimentellen Trainingsprotokolls. Nach dem Eingangstest (ET) werden sechzehn Trainingseinheiten absolviert. Nach der achten Trainingseinheit wird die Schwierigkeit durch die Aufgabe „die Augen während der Übung zu schließen“ erhöht (blind). Darüber hinaus wird der Trainingsumfang von vier Serien pro Übung auf sechs Serien pro Übung erhöht. Nach vier Wochen findet der Ausgangstest (AT) zur gleichen Tageszeit wie der Eingangstest statt.

Das Training beginnt mit dem Aufwärmen, umfaßt insgesamt vier Trainingsstationen und endet mit einer Entmüdungsübung. Für alle Trainingsübungen sind 4 Serien à 20 Sekunden Belastung mit jeweils 20 Sekunden Pause zu absolvieren. Nach jeder Übung ist eine fünfminütige Pause einzuhalten. Nach 8 Trainingseinheiten wird der Trainingsumfang zur Anpassung der Schwierigkeit an das fortgeschrittene Trainingsstadium auf 6 Serien pro Trainingsstation erhöht. Zusätzlich zur Erhöhung des Trainingsumfangs wird die

Trainingsintensität mit der Vorgabe, die Augen an allen Trainingsstationen zu schließen, gesteigert.

Die Übungen werden (mit Ausnahme von Erwärmung und Entmüdung) unter den individuellen Trainingsbedingungen (Skischuh, Aircast® im Sportschuh, barfuß) durchgeführt. Bei allen Übungen ist der Blick geradeaus gerichtet zu halten, die Hände sind an die Hüften zu legen.

Tab.3-5 stellt den zeitlichen Ablauf einer Trainingseinheit (TE) zu Beginn der Trainingsperiode im Überblick dar.

Tab.3-5 Das Trainingsprogramm zu Beginn der Trainingsperiode.

Trainingsstation	Aktion	Dauer
1. Erwärmung	Aufwärmen der Beinmuskulatur (Radfahren, Laufen etc.).	mind. 5 min
2. Kippbrett, einbeinig	Proband steht mit leicht gebeugtem Kniegelenk auf Kippbrett. Blick geradeaus. Spielbein leicht hinter dem Körper; gebeugt. 4 Serien à 20s, jeweils 20s Pause.	ca. 3 min + 5 min Pause
3. Sportkreisel, beidbeinig	Füße maximal auseinander, Knie leicht gebeugt, Blick geradeaus. 4 Serien à 20s, jeweils 20s Pause.	ca. 3 min + 5 min Pause
4. Posturomed, einbeinig	Kniegelenk leicht gebeugt, Blick geradeaus. Spielbein wie bei (2). 4 Serien à 20s, jeweils 20s Pause.	ca. 3 min + 5 min Pause
5. Airex-Matte, einbeinig	Kniegelenk leicht gebeugt, Blick geradeaus, Spielbein wie bei (2). 4 Serien à 20s, jeweils 20s Pause.	ca. 3 min + 5 min Pause
6. Entmüdung	Entmüdung der Beinmuskulatur (Radfahren, Laufen etc.).	5 min

3.6.1 Muskuläre Beanspruchung im Training

Um die Beanspruchung der kniegelenk- und sprunggelenkumgreifenden Muskulatur durch das sensomotorische Trainingsprogramm zu bestimmen, wird nach 8-10 Trainingseinheiten eine Messung während des Trainings durchgeführt. An dieser Messung nehmen 27 Probanden teil. Die Teilnehmer werden zufällig aus den gerade trainierenden Teilnehmern der Studie bestimmt. Pro Trainingsgruppe werden 9 Personen gemessen, wobei für jede Trainingsgruppe 6 männliche und drei weibliche Probanden gemessen werden. Da die Messung ca. eineinhalb

Stunden benötigt und alle Teilnehmer zwischen der 8. und 10. Trainingseinheit gemessen werden, können insgesamt nur 27 Teilnehmer an der Untersuchung teilnehmen. Bei zwei Teilnehmern werden in der Auswertung Artefakte auf allen gemessenen EMG Kanälen bemerkt. Diese Daten werden für die Untersuchung nicht herangezogen. Aus diesem Grund reduziert sich die Probandenzahl auf 25. Die Probandendaten können aus Tab.3-6 entnommen werden.

Tab.3-6 Probandendaten für die Trainingsuntersuchung, unterteilt in die Trainingsgruppen. Mittelwerte und Standardabweichungen der erhobenen Parameter.

	Trainingsgruppen			Gesamt
	barfuß	orthese	skischuh	gesamt
Gruppendaten				
N (m / w)	9 (6 / 3)	8 (5 / 3)	8 (6 / 2)	25 (17 / 8)
Alter [a]	24,4 (2,3)	24,6 (3,4)	25,3 (2,4)	24,8 (2,6)
Körpergröße [m]	1,73 (0,07)	1,71 (0,08)	1,76 (0,06)	1,73 (0,07)
Körpergewicht [kg]	69,3 (10,0)	67,1 (8,7)	72,0 (6,0)	69,5 (8,4)
Trainingsumfang [h/Woche]	7,7 (4,5)	5,9 (2,9)	5,1 (3,4)	6,3 (3,7)
Gelenkstabilität				
Kniegelenk	106 (19)	105 (23)	118 (17)	110 (20)
Sprunggelenk	85 (40)	92 (31)	91 (39)	89 (35)
Gelenklaxizität				
Lachman-Test	0,1 (0,4)	0,0 (0,0)	0,0 (0,0)	0,1 (0,2)
Pivot-shift-Test	0,1 (0,4)	0,6 (0,9)	0,0 (0,0)	0,2 (0,5)
Talus-Vorschub	0,6 (0,9)	0,7 (1,0)	0,6 (0,9)	0,6 (0,9)
Talus-Kippung	0,4 (0,7)	1,3 (1,1)	0,9 (0,8)	0,8 (0,9)

Insgesamt werden 648 Versuche über 20s gemessen. Dabei werden von jedem Probanden an den vier Einzelgeräten jeweils sechs Wiederholungen absolviert. Versuche bei denen das Trainingsgerät verlassen wird, werden nicht berücksichtigt. In die vorliegende Auswertung gehen am Ende 570 Einzelversuche ein. Um die Beanspruchung der Muskulatur zu bestimmen, werden die EMGs folgender Muskeln an den in der Eingangsuntersuchung markierten Punkten gemessen (M. vastus lateralis, M. vastus medialis, M. biceps femoris, M.

gastrocnemius, M. tibialis anterior, M. peroneus longus). Es werden jeweils die mittleren zehn Sekunden der Übung für die Auswertung herangezogen.

Da eine Normierung der einzelnen EMGs mittels einer MVC-Messung aus zeitlichen Gründen nicht durchgeführt werden kann, werden die Muskeln durch eine Ganganalyse normiert. Dabei werden fünf Schrittzyklen aufgenommen und die EMGs der untersuchten Muskeln bestimmt. Die Bestimmung eines Schrittzklus erfolgt durch die Aufzeichnung des Flexionswinkels am Kniegelenk mittels eines Elektrogoniometers (Penny-Giles®). Da es sich beim menschlichen Gang um eine hochautomatisierte Bewegung handelt, kann man von einer ähnlichen Beanspruchung der Probanden ausgehen. Anhand des erhaltenen Wert werden die EMGs in der Trainingsanalyse normiert.

3.6.2 Formulierung der Prüfhypothesen (Training)

H_T: Aufgrund der Fixierung des Sprunggelenks wird eine größere Beanspruchung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur bei der Skischuh-Gruppe im Vergleich zu den anderen beiden Trainingsgruppen erwartet. Bedingt durch die Teilfixierung bei der Aircast®-Gruppe wird für diese Trainingsgruppe eine stärkere Beanspruchung der Oberschenkelmuskulatur im Vergleich zur Barfuß-Gruppe erwartet. Für die sprunggelenkumgreifende Muskulatur wird eine umgekehrte Reihenfolge der Trainingsgruppen im Hinblick auf das Ausmaß der muskulären Beanspruchung erwartet (Barfuß-Gruppe > Aircast®-Gruppe > Skischuh-Gruppe).

Kapitel 4

Ergebnisse

4.1 Muskuläre Beanspruchung im Training

Innerhalb der statistischen Auswertung soll überprüft werden, ob die Fixierung des Sprunggelenks die Beanspruchung der Ober- und Unterschenkelmuskulatur während des Trainings beeinflusst. Dabei sollen die Muskeln M. vastus lateralis, M. vastus medialis und M. biceps femoris als Gruppe der Oberschenkelmuskeln (os) und die Muskeln M. gastrocnemius, M. tibialis anterior, M. peroneus longus als Gruppe der Unterschenkelmuskeln (us) zusammengefaßt werden. Um eine Gruppenbildung durchführen zu können, sollte sich die neuromuskuläre Aktivierung der beteiligten Muskeln während des Trainings ähnlich verhalten (vgl. BÜHL / ZÖFEL 1999). Es werden Korrelationen (Produkt-Moment-Korrelation nach Pearson) der abgeleiteten Muskeln gerechnet. Es ergeben sich dabei durchweg mittlere Korrelationen (vgl. Tab.4-1).

Tab.4-1 Korrelationen zwischen den untersuchten Muskeln während des sensomotorischen Trainings.

Muskeln	Korrelation Pearson
M. vastus lateralis – M. vastus medialis	.704
M. vastus lateralis – M. biceps femoris	.525
M. vastus medialis – M. biceps femoris	.519
M. tibialis anterior – M. peroneus longus	.542
M. tibialis anterior – M. gastrocnemius	.486
M. peroneus longus – M. gastrocnemius	.467
os – us	.422

Da die Muskelinnervierung der abgeleiteten Muskeln am Oberschenkel und am Unterschenkel eine ähnliche Charakteristik aufweist, kann eine Gruppenbildung erfolgen. Eine Vergleich der Gruppen (os – us) weist eine geringe Korrelation auf. Aufgrund dieser Korrelation zwischen den beiden abhängigen Variablen wird eine multivariate (in diesem Fall fünffaktorielle) Varianzanalyse (GLM-Multivariat) gerechnet. In diesem statistischen Design wird der Einfluß der Faktoren (Person, Trainingsgerät und Trainingsgruppe) auf die Muskelbeanspruchung der Oberschenkelmuskulatur und der Unterschenkelmuskulatur berechnet. Für die Faktoren Trainingsgerät und Trainingsgruppe werden a-posteriori-Tests für multiple Mittelwertvergleiche durchgeführt, um die Zusammenhänge zwischen den Untergruppen der Faktoren statistisch belegen zu können. Für die folgende Darstellung der Ergebnisse wird der Bonferroni-Test verwendet.

Aus Abb.4-1 ist deutlich ein gruppenspezifischer Unterschied in der Gesamtaktivität der Oberschenkelmuskulatur während der sensomotorischen Trainingsformen abzulesen. Ein gerätespezifischer Unterschied ist ebenfalls statistisch nachweisbar (vgl. Tab.4-2). Für das Trainingsgerät Airex[®]-Matte ist ein deutlich höheres iEMG im Vergleich mit den übrigen Trainingsgeräten zu erkennen.

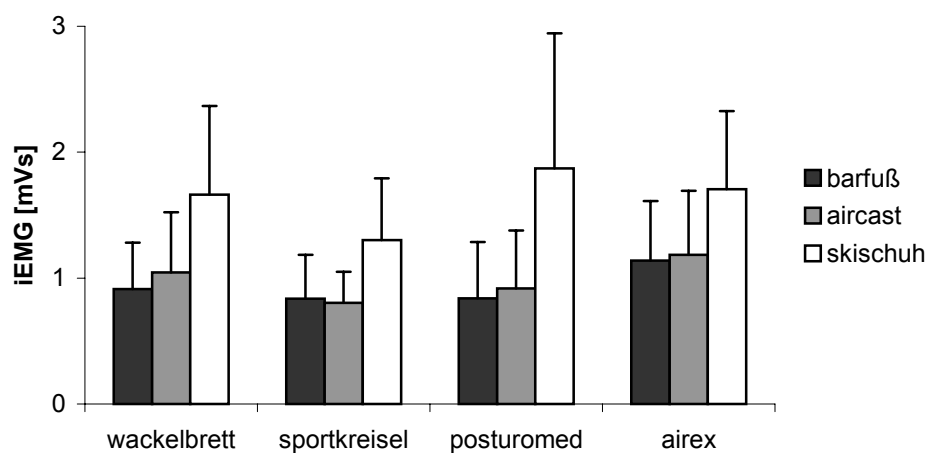


Abb.4-1 Mittelwerte und Standardabweichungen der normierten iEMGs für die Oberschenkelmuskulatur (M. vastus medialis, M. vastus lateralis, M. biceps femoris) der drei Trainingsgruppen während einer Trainingseinheit an den vier Trainingsstationen.

Die Innervierungsstärke der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur hängt stark vom Trainingsgerät ab. Das iEMG der Unterschenkelmuskulatur scheint, im Gegensatz zur Oberschenkelmuskulatur, nicht stark von der Trainingsgruppe, und damit nicht in großem Maße von der Fixation des Sprunggelenkes, abzuhängen (Abb.4-2).

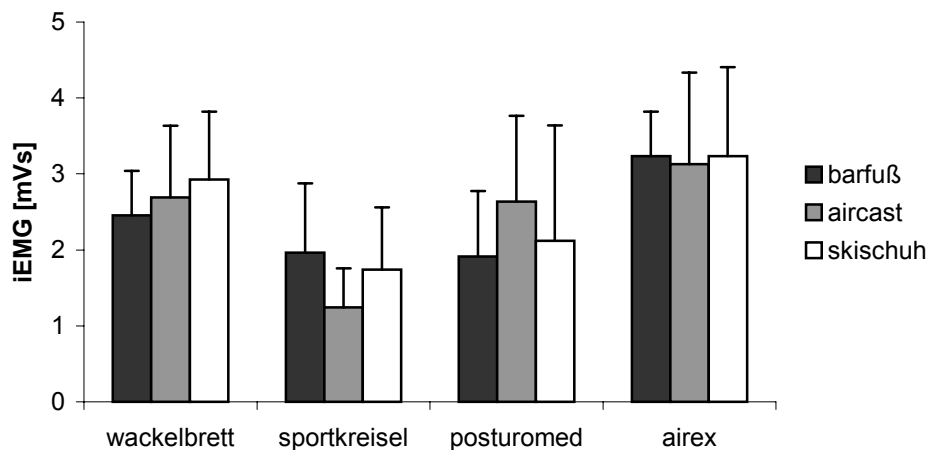


Abb.4-2 Mittelwerte und Standardabweichungen der normierten iEMGs für die Unterschenkelmuskulatur (M. gastrocnemius, M. tibialis anterior, M. peroneus longus) der drei Trainingsgruppen während einer Trainingseinheit an den vier Trainingsstationen.

Da die iEMGs der Oberschenkel- und der Unterschenkelmuskulatur miteinander korrelieren (vgl. Tab.4-1), wird zur Prüfung dieser Parameter eine multivariate Varianzanalyse durchgeführt. Als abhängige Variablen gehen die in Tab.4-2 aufgeführten Parameter ein. Als unabhängiger Faktor geht die Trainingsgruppe und das Geschlecht ein. Um einem möglichen interindividuellen Unterschied Rechnung zu tragen, wird zusätzlich die Person selbst als unabhängiger Faktor in das statistische Design mit eingebracht. Zur Berechnung der Einflußstärke der Faktoren auf die unabhängigen Variablen wird die Methode des Allgemeinen Linearen Modells gerechnet. Als Prüfgröße für die Wechselwirkung der Faktoren mit den abhängigen Variablen wird die Pillai-Spur verwendet. Um eventuelle Gruppenunterschiede zu erkennen, wird mittels eines a-posteriori-Tests (Bonferroni Test) auf Mittelwertunterschiede innerhalb der Trainingsgruppen geprüft.

Tab.4-2 Statistische Betrachtung der Parameter der Trainingsanalyse
(multivariate Varianzanalyse mit Post-Hoc-Test (Bonferroni) für Trainingsgruppe und Trainingsgerät).

Tests der Zwischensubjekteffekte					
Quelle	Abhängige Variable	Signifikanz	Bonferroni		
				Signifikanz	
Person	iEMG os	0,000			
	iEMG us	0,005			
Trainingsgerät Wackelbrett = wackel Sportkreisel = sportkr Posturomed® = postur Airex®-Matte = airex	iEMG os	0,003	wackel - sportkr	0,006	
			wackel -postur	1,000	
				wackel - airex	0,358
				sportkr - postur	0,006
				sportkr - airex	0,000
				postur - airex	0,314
		iEMG us	0,000	wackel - sportkr	0,000
				wackel -postur	0,000
				wackel - airex	0,000
				sportkr - postur	0,000
	sportkr - airex			0,000	
			postur - airex	0,000	
Trainingsgruppe Skischuh-Gruppe = skischuh Aircast®-Gruppe = orthese Barfuß-Gruppe = barfuß	iEMG os	0,000	skischuh – barfuß	0,000	
			skischuh – orthese	0,000	
			barfuß - orthese	1,000	
		iEMG us	0,935		

Trotz der Relativierung der EMGs über die Ganganalyse ist ein individueller Einfluß auf diesen Parameter, sowohl für die Unterschenkel-, als auch für die Oberschenkelmuskulatur, festzustellen. Darüber hinaus haben jedoch das Trainingsgerät (für die kniegelenk- und für die sprunggelenkumgreifende Muskulatur) und die Trainingsgruppe (für die kniegelenkumgreifende Muskulatur) ebenfalls einen signifikanten Einfluß auf die muskuläre Beanspruchung während des Trainings.

Der signifikante Einfluß des Faktors Trainingsgerät, in bezug auf die Beanspruchung der Oberschenkelmuskulatur, kommt allein durch das Trainingsgerät Sportkreisel zustande. Die Probanden weisen beim Training am Sportkreisel eine signifikant niedrigere Gesamtaktivierung der Oberschenkelmuskulatur auf als an den anderen drei Trainingsgeräten.

Die signifikanten Unterschiede bei der Aktivierung der Unterschenkelmuskulatur in Abhängigkeit vom Trainingsgerät liegen alle unterhalb einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 1%. In bezug auf die relative neuromuskuläre Aktivierung der Unterschenkelmuskulatur während des Trainings läßt sich folgende Rangliste für die untersuchten Trainingsgeräte erstellen: Airex[®]-Matte > Wackelbrett > Posturomed[®] > Sportkreisel.

In bezug auf die Gesamtbeanspruchung der Oberschenkelmuskulatur durch die sensomotorischen Trainingsformen unterscheiden sich die Trainingsgruppen signifikant. Dieser Unterschied ist vor allem auf die deutlich höhere Beanspruchung innerhalb der Skischuhgruppe zurückzuführen. Diese Gruppe unterscheidet sich hochsignifikant ($p < 0,01$) von den beiden anderen Trainingsgruppen. Zwischen der Aircast[®]-Gruppe und der Barfuß-Gruppe ist hingegen kein Unterschied im Hinblick auf die Beanspruchung der Oberschenkelmuskulatur festzustellen.

Damit kann die aufgestellte Hypothese (H_T) bezüglich der Oberschenkelmuskulatur verifiziert werden. Es ist ein Unterschied zwischen den Trainingsgruppen nachzuweisen, der allerdings im Hinblick auf eine stärkere muskuläre Beanspruchung am Oberschenkel nur für die Skischuh-Gruppe Gültigkeit besitzt. Für die Unterschenkelmuskulatur kann H_T nicht verifiziert werden. Es kann somit festgestellt werden, daß, in bezug auf die Gesamtbeanspruchung der Unterschenkelmuskulatur, kein Unterschied, in Abhängigkeit von einer Fixation des Sprunggelenks, auftritt.

4.2 Standstabilität und funktionelle Kniegelenkstabilität (Posturomed[®])

Die Standstabilität und die funktionelle Gelenkstabilität werden im einbeinigen Stand am Posturomed[®] gemessen. Außer den mechanischen Parametern für die Stand- und die funktionelle Gelenkstabilität werden über die elektromyographische Erfassung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur noch zusätzliche neuromuskuläre Parameter erhoben. Der 40s-Test und der Perturbationstest (ml-Auslenkung) werden in diesem Kapitel gemeinsam behandelt.

4.2.1 Standstabilität

Für die Beurteilung der Standstabilität wird der zurückgelegte Weg der Plattform in medio-lateraler (ml) und anterior-posteriorer (ap) Richtung bestimmt. In Abb.4-3 und Abb.4-4 sind die Gruppenmittelwerte und die Standardabweichungen der Wege in ap (weg_ap) und ml Richtung (weg_ml) übereinander dargestellt. Es ergeben sich die Gesamtwege (weg_ges) für die Trainingsgruppen.

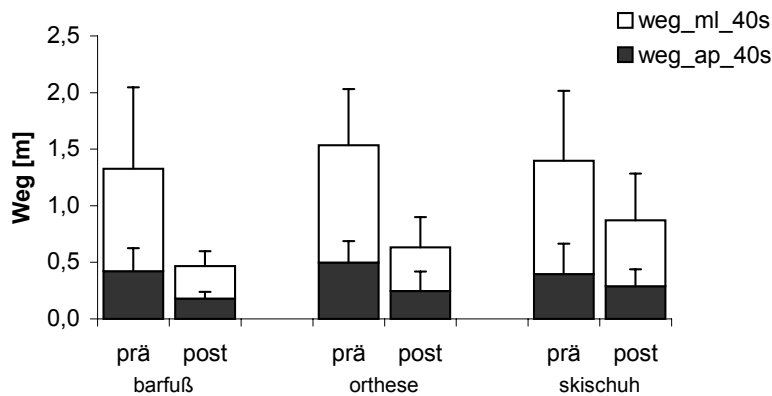


Abb.4-3 Zurückgelegter Weg der Plattform im 40s-Test in medio-lateraler (ml) und anterior-posteriorer (ap) Richtung. Angegeben sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Trainingsgruppen in der Prä-Messung und in der Post-Messung.

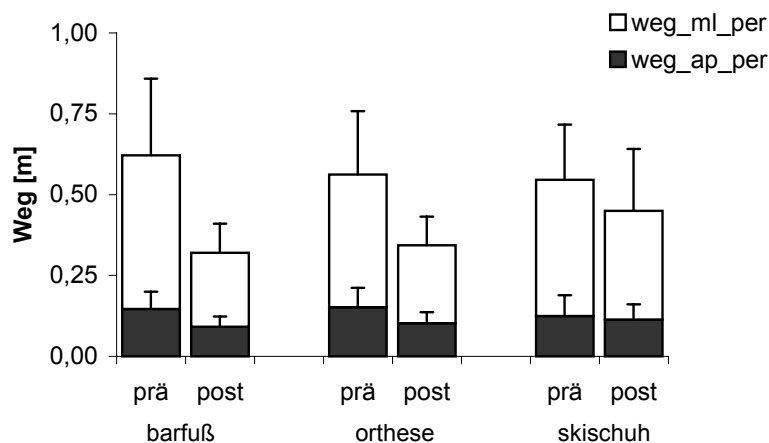


Abb.4-4 Zurückgelegter Weg der Plattform in der Perturbationsmessung in medio-lateraler (ml) und anterior-posteriorer (ap) Richtung. Es sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Trainingsgruppen in der Prä-Messung und in der Post-Messung angegeben.

Der Ausgangstest zeigt für alle Trainingsgruppen und unter beiden Testbedingungen deutliche Verbesserungen. Die Wege der Plattform sind für die ml Richtung und die ap Richtung sowohl im 40s-Test als auch in der Perturbationsmessung reduziert. Die Verbesserungen sind dabei für die Barfuß-Gruppe am größten, gefolgt von der Aircast[®]- und der Skischuh-Gruppe. Im folgenden werden die erhobenen Parameter und ihre Veränderung zwischen den beiden Meßzeitpunkten statistisch überprüft.

4.2.1.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der Standstabilität

Es wird zunächst geprüft, ob sich die Trainingsgruppen in den erhobenen Parametern im Eingangstest (Prä) bzw. im Ausgangstest (Post) unterscheiden. Des weiteren soll geprüft werden, ob Kontrollparameter, insbesondere die Faktoren Geschlecht und Laxizität des Sprunggelenks sowie die Kovariaten Körpergewicht, Körpergröße, subjektive Stabilität Kniegelenk bzw. subjektive Stabilität Sprunggelenk einen Einfluß auf die Standstabilität haben. Tab.4-3 gibt die Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse wieder. Es wird die Pillai-Spur für den Einfluß der Faktoren bzw. der Kovariaten auf die Parameter in ihrer Gesamtheit erhoben. Darüber hinaus werden Tests der Zwischensubjekteffekte nach dem Allgemeinen Linearen Modell gerechnet.

Tab.4-3 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der Parameter beim 40s-Test auf dem Posturomed®. Multivariate Varianzanalyse mit Bonferroni-Test (Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

Multivariate Tests (40s-Test)				
Quelle	Abhängige Variable	Signifikanz	a-posteriori-Test	
<u>Faktoren</u>		Pillai-Spur	Bonferroni	Signifikanz
Trainingsgruppe		0,073		
Barfuß-Gruppe = barfuß	weg_ap prä	0,339		
Aircast®-Gruppe = orthese	weg_ml prä	0,790		
Skischuh-Gruppe = skischuh	weg_ges prä	0,704		
		(0,027)		
	weg_ap post	0,037	barfuß – orthese	0,395
			barfuß – skischuh	0,033
			orthese – skischuh	0,927
	weg_ml post	0,007	barfuß – orthese	0,858
			barfuß – skischuh	0,006
			orthese – skischuh	0,120
	weg_ges post	0,007	barfuß – orthese	0,591
			barfuß – skischuh	0,005
			orthese – skischuh	0,193
Geschlecht		0,755		
Talus Vorschub		0,961		
Talus Kippung		0,917		
<u>Kovariaten</u>				
subjektive Sprunggelenkstabilität		0,837		
subjektive Kniegelenkstabilität		0,481		
Körpergröße		0,084		
Körpergewicht		0,105		

In Tab.4-3 sind diese Tests der Zwischensubjekteffekte nur für die Parameter aufgeführt, bei denen signifikante Ergebnisse beobachtet werden. Für diese werden a-posteriori-Tests gerechnet, um die Gruppenspezifität der statistisch nachgewiesenen Unterschiede zu erkennen. Für die Darstellung wird der Bonferroni-Test herangezogen. Die Berechnungen zeigen, daß die Kontrollvariablen keinen Einfluß auf die Standstabilität am Posturomed[®] im 40s-Test haben. Als Einzelfaktor in der mehrfaktoriellen Varianzanalyse erreicht die Trainingsgruppe ebenfalls keine Signifikanz. Die Tests der Zwischensubjekteffekte sind jedoch für alle drei Parameter der Ausgangsmessung (weg_ap Post, weg_ml Post, weg_ges Post) signifikant. Rechnet man die Varianzanalyse lediglich für die Ausgangsmessung, so ergibt sich ein signifikanter Wert für die Pillai-Spur ($p=0,027$), der in Tab.4-3 kursiv dargestellt ist. Damit kann in der Ausgangsmessung ein Einfluß der Trainingsgruppe auf die Standstabilität festgestellt werden. Die Skischuh-Gruppe und die Barfuß-Gruppe unterscheiden sich außerdem nach der Trainingsintervention signifikant voneinander.

Die Tests für die Perturbationsmessung bestätigen diesen Befund. Für keine der zuvor bestimmten Kontrollvariablen ergibt sich ein statistischer Zusammenhang mit den erhobenen Parametern der Standstabilität. Hingegen wird auch bei der Perturbationsmessung ein Unterschied zwischen den Trainingsgruppen, insbesondere zwischen der Skischuh- und der Barfuß-Gruppe deutlich. In Tab.4-4 sind lediglich die Tests für den Faktor Trainingsgruppe aufgeführt. Ergebnisse der anderen unabhängigen Variablen werden nicht angegeben, da sie allesamt nicht signifikant ausfallen.

Tab.4-4 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der Parameter bei der Perturbationsmessung auf dem Posturomed[®]. Multivariate Varianzanalyse mit Bonferroni-Test (Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

Multivariate Tests (Perturbationsmessung)				
Quelle	Abhängige Variable	Signifikanz	a-posteriori-Test	
<u>Faktoren</u>		Pillai-Spur	Bonferroni	Signifikanz
Trainingsgruppe		0,095		
Barfuß-Gruppe = barfuß	weg_ap prä	0,320		
Aircast [®] -Gruppe = orthese	weg_ml prä	0,540		
Skischuh-Gruppe = skischuh	weg_ges prä	0,561		
	weg_ap post	0,150		
	weg_ml post	0,023	barfuß – orthese	1,000
			barfuß – skischuh	0,032
			orthese – skischuh	0,080
	weg_ges post	0,017	barfuß – orthese	1,000
			barfuß – skischuh	0,021
			orthese – skischuh	0,088

4.2.1.2 Gruppenspezifische Veränderungen der Standstabilität nach der Trainingsintervention

Veränderungen der abhängigen Variablen zwischen Eingangs- und Ausgangstest werden mittels einer univariaten Varianzanalyse mit Meßwiederholung statistisch getestet (vgl. Tab.4-5).

Tab.4-5 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der abhängigen Variablen in der Prä-Messung und der Post-Messung beim Test der Standstabilität mittels univariater Varianzanalyse mit Meßwiederholung und anschließender t-Tests für abhängige Stichproben (Irrtumswahrscheinlichkeit 1%; $p \leq 0,010$)

Multivariate Tests				
<u>40s-Test</u>				
Quelle	Innersubjektvariable	Signifikanz Pillai-Spur	t-Test	Signifikanz
Barfuß-Gruppe = barfuß	weg_ap	0,000		
Aircast®-Gruppe = orthese	weg_ap × Gruppe	0,090	barfuß (prä-post)	0,000
Skischuh-Gruppe = skischuh			orthese (prä-post)	0,000
			skischuh (prä-post)	0,045
	weg_ml	0,000		
	weg_ml × Gruppe	0,375	barfuß (prä-post)	0,000
			orthese (prä-post)	0,000
			skischuh (prä-post)	0,005
	weg_ges	0,000		
	weg_ges × Gruppe	0,216	barfuß (prä-post)	0,000
			orthese (prä-post)	0,000
			skischuh (prä-post)	0,008
Multivariate Tests				
<u>Perturbationsmessung</u>				
Quelle	Innersubjektvariable	Signifikanz Pillai-Spur	t-Test	Signifikanz
	weg_ap	0,000	barfuß (prä-post)	0,000
	weg_ap × Gruppe	0,060	orthese (prä-post)	0,009
			skischuh (prä-post)	0,433
	weg_ml	0,000	barfuß (prä-post)	0,000
	weg_ml × Gruppe	0,053	orthese (prä-post)	0,001
			skischuh (prä-post)	0,040
	weg_ges	0,000	barfuß (prä-post)	0,000
	weg_ges × Gruppe	0,033	orthese (prä-post)	0,001
			skischuh (prä-post)	0,044

Um den Einfluß der Sprunggelenkfixierung auf die Veränderungen der Standstabilität zu prüfen, wird die Trainingsgruppe als Zwischensubjektfaktor in das statistische Design eingebracht. Veränderungen der abhängigen Variablen werden für die verschiedenen Trainingsgruppen mit gepaarten t-Tests nachgewiesen. In der Ausgangsmessung zeigt sich dabei für die Standstabilität, sowohl im 40s-Test als auch in der Perturbationsmessung ein signifikanter Unterschied im Vergleich zur Eingangsmessung.

Im 40s-Test können sich alle drei Trainingsgruppen signifikant verbessern. Allein die Skischuh-Gruppe zeigt keine signifikante Verbesserung für den Weg in ap-Richtung. Bei der Stabilisierungsaufgabe nach einer unerwarteten Auslenkung der Plattform kann wiederum nur die Skischuhgruppe das geforderte Signifikanzniveau nicht erreichen. Für diese Bedingung besteht eine signifikante Wechselwirkung zwischen der Variable Trainingsgruppe und der Verbesserung innerhalb der Parameter für die Standstabilität (vgl. Tab.4-5). Dieser Gruppenunterschied wird mittels einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) und dem Bonferroni-Test für den Gruppenvergleich statistisch hinterfragt. Als abhängige Variable geht die Differenz aus dem Gesamtweg im Eingangstest und dem Gesamtweg im Ausgangstest (weg_ges (Prä – Post)) in die Berechnung ein.

Tab.4-6 Statistische Prüfung auf Unterschiede zwischen den Gruppen beim Perturbationstest für den Gesamtweg. Einfaktorielle ANOVA mit anschließendem a posteriori Test (Bonferroni-Test; Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

ANOVA				
<u>Perturbationsmessung</u>				
Quelle	abhängige Variable	Signifikanz Pillai-Spur	Bonferroni-Test	Signifikanz
Barfuß-Gruppe = barfuß	weg_ges (prä-post)	0,033		
Aircast®-Gruppe = orthese			barfuß – orthese	0,842
Skischuh-Gruppe = skischuh			barfuß – skischuh	0,029
			orthese – skischuh	0,376

Der signifikante Einfluß der Trainingsgruppe auf die Veränderung des zurückgelegten Weges der Plattform im Perturbationstest ist hauptsächlich auf einen Unterschied zwischen der Barfuß-Gruppe und der Skischuh-Gruppe zurückzuführen (vgl.Tab.4-6).

Bezüglich der Standstabilität können für alle drei Trainingsgruppen Verbesserungen nach dem absolvierten Training gezeigt werden. Die Barfuß-Gruppe weist hier die größten Verbesserungen auf und unterscheidet sich teilweise sogar signifikant von der Skischuh-Gruppe. Da die Trainingsinterventionen speziell auf die Verbesserung der funktionellen Stabilität des Kniegelenks abgestimmt sind, soll diese im folgenden näher untersucht werden.

4.2.2 Funktionelle Kniegelenkstabilität (mechanische Aspekte)

Als mechanische Parameter für die funktionelle Kniegelenkstabilität werden die Torsion und die Varus-Valgus Bewegung des Kniegelenks erfaßt. Dabei werden die Winkelbewegungen am Kniegelenk während der Testbedingung aufsummiert. Für die Torsion ist dies die Summe aus internaler und externaler Rotation am Kniegelenk, für die Varus-Valgus Bewegung die Summe aus Abduktion und Adduktion am Kniegelenk. Für den 40s-Test wird die Gesamtbewegung über 40s berechnet, für die Perturbationsmessung wird die Gelenkbewegung im 8s-Intervall nach der Perturbationsauslösung berechnet (vgl. Abb.4-5 und Abb.4-6).

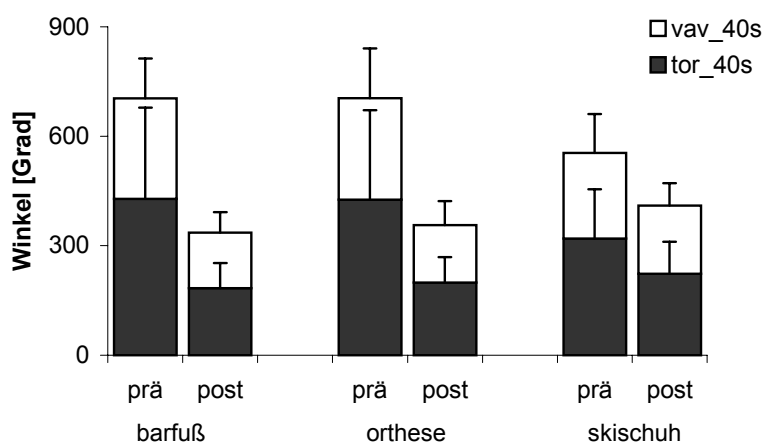


Abb.4-5 Torsion (tor_40s) und Varus-Valgus-Bewegung (vav_40s) des Kniegelenks im 40s-Test. Es sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Trainingsgruppen in der Prä-Messung und in der Post-Messung angegeben.

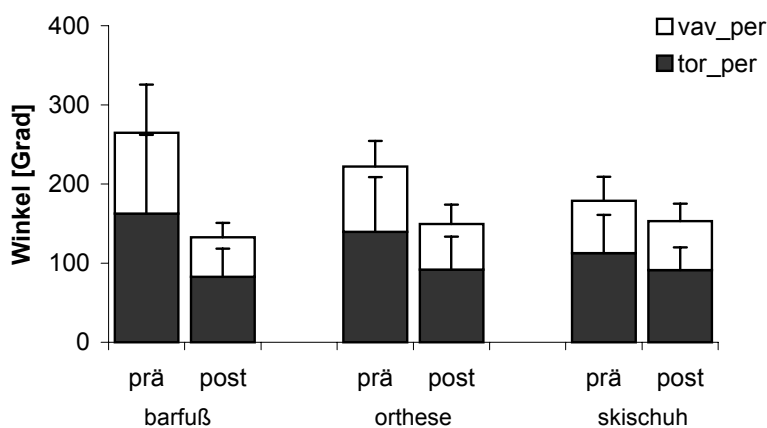


Abb.4-6 Torsion (tor_per) und Varus-Valgus-Bewegung (vav_per) des Kniegelenks für die Perturbationsmessung. Es sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Trainingsgruppen in der Prä-Messung und in der Post-Messung angegeben.

In allen drei Trainingsgruppen ist eine Reduktion der Kniegelenkbewegung zu beobachten. Die Barfuß-Gruppe scheint auch hier am meisten vom absolvierten Training zu profitieren. Die Verbesserungen sind dabei sowohl für die Torsionsbewegung als auch für die Varus-Valgus-Bewegung festzustellen.

4.2.2.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der funktionellen Kniegelenkstabilität (Mechanik)

Statistisch wird zunächst geprüft, ob sich die Trainingsgruppen in den erhobenen Parametern im Eingangstest (Prä) bzw. im Ausgangstest (Post) unterscheiden. Des weiteren soll geprüft werden, ob die Kontrollvariablen einen Einfluß auf die Gelenkbewegung besitzen. Tab.4-7 gibt die Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse wieder. Es wird die Pillai-Spur für den Einfluß der Faktoren bzw. der Kovariaten auf die Parameter in ihrer Gesamtheit erhoben. Darüber hinaus werden Tests der Zwischensubjekteffekte nach dem Allgemeinen Linearen Modell gerechnet. In Tab.4-7 sind diese Tests der Zwischensubjekteffekte nur für die Parameter aufgeführt, bei denen signifikante Ergebnisse beobachtet werden.

Tab.4-7 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der funktionellen Gelenkstabilitätsparameter beim 40s-Test auf dem Posturomed[®]. Multivariate Varianzanalyse (Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

Multivariate Tests (40s-Test)

Abhängige Variablen	Quelle	Signifikanz
	<u>Faktoren</u>	Pillai-Spur
tor_40s prä	Trainingsgruppe	0,331
vav_40s prä	Geschlecht	0,180
tor_40s post	Sportart	0,260
vav_40s post	Talus Vorschub	0,431
	Talus Kippung	0,509
	Lachman Test	0,966
	Pivot-Shift Test	0,913
	<u>Kovariaten</u>	
	subjektive Sprunggelenkstabilität	0,434
	subjektive Kniegelenkstabilität	0,900
	Körpergröße	0,094
	Körpergewicht	0,178

Aufgrund der Berechnungen kann kein Einfluß der Kontrollvariablen auf die Kniewinkel festgestellt werden. Die Zugehörigkeit der Teilnehmer zu einer bestimmten Trainingsgruppe nimmt weder Einfluß auf die Torsion am Kniegelenk noch auf die Varus-Valgus Bewegung am Kniegelenk. Dies gilt für den Eingangs- wie auch für den Ausgangstest. Verglichen mit dem Eingangstest ergeben sich für die einzelnen Trainingsgruppen jedoch im Ausgangstest Verbesserungen hinsichtlich der Reduktion der Gelenkbewegungen (vgl. Abb.4-5 und Abb.4-6).

4.2.2.2 Gruppenspezifische Veränderungen der funktionellen Kniegelenkstabilität nach der Trainingsintervention (Mechanik)

Um die Veränderungen zwischen Eingangstest und Ausgangstest der abhängigen Variablen statistisch zu prüfen, wird eine univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung durchgeführt. Damit ein möglicher Einfluß der Sprunggelenkfixierung auf die Veränderungen der Standstabilität erkannt werden kann, wird die Trainingsgruppe als Zwischensubjektfaktor in das statistische Design eingebracht. Veränderungen der abhängigen Variablen für die verschiedenen Trainingsgruppen werden mit gepaarten t-Tests nachgewiesen (vgl. Tab.4-8).

Tab.4-8 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der abhängigen Variablen in der Prä-Messung und der Post-Messung beim Test der funktionellen Kniegelenkstabilität mittels univariater Varianzanalyse mit Meßwiederholung und anschließender t-Tests für abhängige Stichproben (Irrtumswahrscheinlichkeit 1%; $p \leq 0,010$).

Multivariate Tests

40s-Test

	Innersubjektvariable	Signifikanz	
		Pillai-Spur	t-Test
	tor_40s	0,000	
Barfuß-Gruppe = barfuß	tor_40s × Gruppe	0,050	barfuß (prä-post) 0,000
Aircast®-Gruppe = orthese			orthese (prä-post) 0,001
Skischuh-Gruppe = skischuh			skischuh (prä-post) 0,004
	vav_40s	0,000	
	vav_40s × Gruppe	0,077	barfuß (prä-post) 0,000
			orthese (prä-post) 0,001
			skischuh (prä-post) 0,002
Multivariate Tests	tor_per	0,000	
<u>Perturbationsmessung</u>	tor_per × Gruppe	0,034	barfuß (prä-post) 0,001
			orthese (prä-post) 0,001
			skischuh (prä-post) 0,043
	vav_per	0,000	
	vav_per × Gruppe	0,003	barfuß (prä-post) 0,001
			orthese (prä-post) 0,000
			skischuh (prä-post) 0,549

Alle drei Trainingsgruppen haben sich in den Parametern für die funktionelle Gelenkstabilität durch das Training verbessert. Für die Reduzierung der Gelenkbewegung zwischen den beiden Meßzeitpunkten ergibt sich dabei ein signifikanter Einfluß der Trainingsgruppe in der Varus-Valgus-Bewegung und in der Torsionsbewegung des Kniegelenks bei der Perturbationsmessung und in der Varus-Valgus-Bewegung des Kniegelenks beim 40s-Test.

Dieser scheint darauf zurückzuführen zu sein, daß die Skischuh-Gruppe, im Gegensatz zu den beiden anderen Trainingsgruppen geringere Verbesserungen im Ausgangstest aufweist. Die Verbesserungen dieser Trainingsgruppe erreichen nur für den 40s-Test das geforderte Signifikanzniveau.

Da das individuelle Ausgangsniveau möglicherweise eine Rolle für die Verbesserungsmöglichkeit durch das Training spielt, wird im Falle eines signifikanten Gruppeneinflusses, eine Varianzanalyse, bei der das Ausgangsniveau der Probanden als Kovariate in die Berechnung eingeht, durchgeführt. Für den 40s-Test wird deshalb eine univariate Kovarianzanalyse und für den Perturbationstest eine multivariate Kovarianzanalyse ausgeführt (vgl. Tab.4-8). Zur Feststellung von Gruppenunterschieden wird als a-posteriori-Test der Bonferroni-Test gerechnet (vgl. Tab.4-9).

Tab.4-9 Statistische Prüfung des Einflusses der Trainingsgruppe auf die Verbesserung beim Test der funktionellen Kniegelenkstabilität mittels univariater Kovarianzanalyse (Bonferroni-Test; Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

Univariate Tests

40s-Test (abhängige Variable: Differenz Torsion (Prä-Post))

Zwischensubjekt faktoren	Tests der Zwischensubjekteffekte	Signifikanz	Bonferroni-Test	Signifikanz
Trainingsgruppe				
Barfuß-Gruppe = barfuß	tor prä	0,000		
Aircast®-Gruppe = orthese	× Gruppe	0,103		
Skischuh-Gruppe = skischuh				

Multivariate Tests

Perturbationsmessung (abhängige Variable: Differenz Torsion (Prä-Post))

tor prä	0,000
× Gruppe	0,235

Perturbationsmessung (abhängige Variable: Differenz Varus-Valgus (Prä-Post))

vav prä	0,000		
× Gruppe	0,049	barfuß – orthese	0,142
		barfuß – skischuh	0,002
		skischuh - orthese	0,374

Führt man das individuelle Ausgangsniveau in die statistische Auswertung mit ein, so sieht man, daß das Ausgangsniveau tatsächlich einen Einfluß auf die Verbesserungsmöglichkeiten hat. Je höher das Ausgangsniveau der Teilnehmer, desto geringer sind die erreichten Verbesserungen nach der Trainingsintervention. Durch diese signifikante Wechselwirkung verschwindet der signifikante Einfluß der Trainingsgruppe auf die Torsionsbewegung, nicht

jedoch der Einfluß der Trainingsgruppe auf die Varus-Valgus-Bewegung am Kniegelenk bei der Perturbationsmessung. Bei diesem Parameter ist, auch unter Einbeziehung des Ausgangsniveaus der Probanden, ein Einfluß der Trainingsgruppe zu erkennen, der auf den signifikanten Unterschied zwischen der Barfuß-Gruppe und der Skischuh-Gruppe zurückzuführen ist (Tab.4-9).

Das Geschlecht bzw. das Körpergewicht beeinflussen die Veränderungen zwischen der Eingangs- und der Ausgangsmessung nicht. Es ist aber eine tendenzielle Wechselwirkung dieser Variablen mit der Gruppenzugehörigkeit der Teilnehmer gegeben, die sich insbesondere auf den Unterschied zwischen der Skischuh- und der Barfuß-Gruppe zurückführen läßt. Man kann demnach davon ausgehen, daß die Verbesserung hinsichtlich der Reduzierung der Torsions- und der Varus-Valgus-Bewegung am Kniegelenk einerseits vom Ausgangsniveau der Teilnehmer abhängt, daß andererseits aber auch die Fixation des Sprunggelenks eine Rolle spielt. So kann sich beispielsweise die Barfuß-Gruppe innerhalb der erhobenen Parameter stärker verbessern als die Skischuh-Gruppe.

4.2.3 Zusammenhang zwischen der Standstabilität und der funktionellen Kniegelenkstabilität

In den drei Trainingsgruppen kommt es sowohl für die Standstabilität als auch für die funktionelle Gelenkstabilität zu deutlichen Verbesserungen. Es liegt also nahe, einen Zusammenhang zwischen den Parametern für die Standstabilität auf der einen Seite und den Parametern für die funktionelle Gelenkstabilität auf der anderen Seite zu vermuten. Durch eine Korrelationsrechnung soll dieser vermutete Zusammenhang verifiziert werden.

Für den 40s-Test ergeben sich in der Eingangsmessung mittlere Korrelationen zwischen den zurückgelegten Wegen in ml-Richtung und ap-Richtung sowie für die Torsionsbewegung und die Varus-Valgus Bewegung am Kniegelenk. Für die Ausgangsmessung ergeben sich in dieser Testbedingung für den Vergleich dieser Parameter durchweg hohe Korrelationen. Untersucht man den Zusammenhang zwischen den zurückgelegten Wegen der Plattform und den Winkelbewegungen des Kniegelenks ergeben sich für den Eingangstest geringe bis mittlere und für den Ausgangstest mittlere bis hohe Korrelationen. Dabei ist der Weg der Plattform in ml-Richtung stärker vom Ausmaß der Kniegelenkbewegung abhängig als der Weg der Plattform in ap-Richtung. Für den Perturbationstest können dagegen keine Korrelationen zwischen der Plattformbewegung und der Kniegelenkbewegung festgestellt werden (Tab.4-10).

Tab.4-10 Korrelationen der Parameter der Standstabilität mit den Parametern der funktionellen Kniegelenkstabilität (Produkt-Moment-Korrelationen nach Pearson; Signifikanz 2-seitig; $p \leq 0,010$).

Bivariate Korrelation	<u>40s-Test</u>	<u>Perturbationstest</u>
	Korrelationskoeffizient	Korrelationskoeffizient
weg_ap prä – vav_prä	0,381	0,404
weg_ap prä – tor_prä	0,406	0,205
weg_ml prä – vav_prä	0,577	0,105
weg_ml prä – tor_prä	0,567	-0,029
weg_ap prä – weg_ml prä	0,647	0,370
tor_prä – vav_prä	0,687	0,466
weg_ap post – vav_post	0,766	0,289
weg_ap post – tor_post	0,739	0,220
weg_ml post – vav_post	0,694	0,190
weg_ml post – tor_post	0,761	0,096
weg_ap post – weg_ml post	0,826	0,930
tor_post – vav_post	0,858	0,808

Während für die 40s-Messung mittlere bis hohe Korrelationen zwischen der Standstabilität und der funktionellen Gelenkstabilität bestehen, scheint die Stärke des Zusammenhangs bei der Perturbationsmessung weitgehend aufgehoben zu sein.

4.2.4 Neuromuskuläre Kontrolle der Kniegelenkbewegung

Um den neuromuskulären Aspekt des Trainings zu untersuchen, werden die Integrale der elektromyographischen Aktivität der aufgezeichneten Muskeln über den Testzeitraum untersucht. Für den 40s-Test hat dieses Zeitintervall eine Länge von 40s und für die Perturbationsmessung eine Länge von 8s.

Im folgenden wird zunächst der Einfluß der Kontrollvariablen auf die neurophysiologischen Parameter untersucht, um dann die Veränderungen der gewählten Parameter zwischen den beiden Meßzeitpunkten zu vergleichen.

4.2.4.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der neuromuskulären Kontrolle

Um die erforderliche Übersichtlichkeit zu gewährleisten und im Sinne der Hypothesenformulierung werden die abgeleiteten Muskeln in Gruppen zusammengefaßt. Die sprunggelenkumgreifende Muskulatur, der M. tibialis anterior und der M. peroneus longus, werden als Unterschenkelmuskeln (us) zusammengefaßt. Der M. vastus medialis, der M. vastus lateralis und der M. rectus femoris werden als Anteile des Quadrizeps femoris (quad) zusammengefaßt. Der M. semitendinosus und der M. biceps femoris werden als ischiokrurale Muskeln der Gruppe der Hamstrings (hams) zugeordnet. Die Summe aus quad und hams wird als Oberschenkelmuskulatur (os) zusammengefaßt. Abb.4-7 und Abb.4-8 geben die addierten iEMGs der Muskeln und ihre Veränderung nach der Trainingsintervention wieder. Die Unterschenkelmuskeln sind in der Abbildung nach unten aufgetragen. Die Oberschenkelmuskeln sind nach oben aufgetragen und in die Untergruppen Quadrizeps und Hamstrings unterteilt. Der M. gastrocnemius wird keiner der Gruppen zugeordnet, da er sowohl sprunggelenk- als auch kniegelenkumgreifend ist.

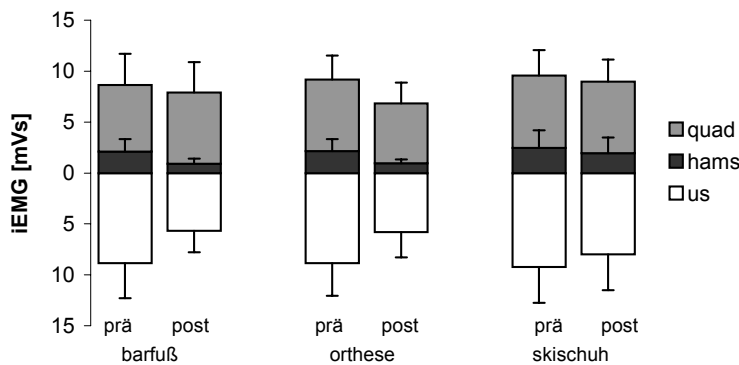


Abb.4-7 Darstellung der iEMGs der kniegelenk- und sprunggelenkumgreifenden Muskulatur beim 40s Test in der Prä-Messung und in der Post-Messung. Für den direkten Vergleich sind iEMG os (quad+hams) und iEMG us einander gegenübergestellt.

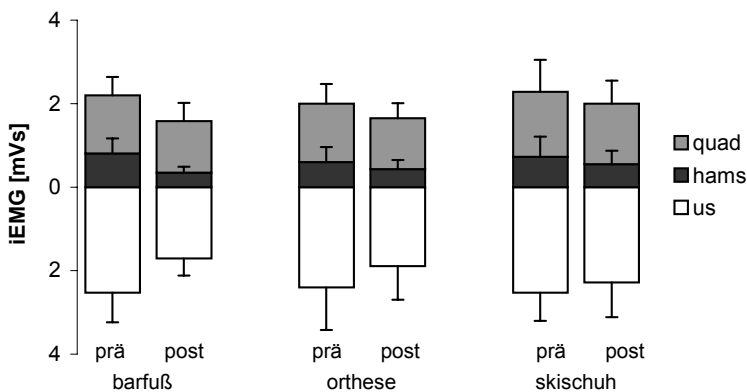


Abb.4-8 Darstellung der iEMGs der kniegelenk- und sprunggelenkumgreifenden Muskulatur beim Perturbationstest in der Prä-Messung und in der Post-Messung. Für den direkten Vergleich sind iEMG os (quad+hams) und iEMG us einander gegenübergestellt.

Im Ausgangstest zeigen sowohl die iEMGs der Oberschenkelmuskulatur als auch die iEMGs der Unterschenkelmuskulatur eine niedrigere Gesamtaktivierung als im Eingangstest. Dies scheint im Zusammenhang mit den geringeren Schwankungen der Plattform, bedingt durch einen ruhigeren Stand, zu stehen.

In der Folge wird zunächst geprüft, ob sich die Trainingsgruppen in den iEMGs der abgeleiteten Muskeln im Eingangstest (prä) bzw. im Ausgangstest (post) unterscheiden. Des Weiteren soll untersucht werden, ob die Kontrollvariablen einen Einfluß auf die neuromuskuläre Kontrolle am Kniegelenk besitzen. Tab.4-11 gibt die Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse wieder. Es wird die Pillai-Spur für den Einfluß der Faktoren bzw. der Kovariaten auf die Parameter in ihrer Gesamtheit erhoben. Darüber hinaus werden Tests der Zwischensubjekteffekte nach dem Allgemeinen Linearen Modell gerechnet. In Tab.4-11 sind diese Tests der Zwischensubjekteffekte nur für die Parameter aufgeführt, bei denen signifikante Ergebnisse beobachtet werden.

Tab.4-11 Statistische Betrachtung der Muskelaktivitäten beim 40s-Test auf dem Posturomed[®].
Multivariate Varianzanalyse mit Bonferroni-Test für Trainingsgruppe
(Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

Multivariate Tests (40s-Test)

Quelle	Abhängige Variable	Signifikanz			
<u>Faktoren</u>		Pillai-Spur		a-posteriori-Test	Signifikanz
Trainingsgruppe		0,182		Bonferroni-Test	
		prä	post		
Barfuß-Gruppe = barfuß	m. semitendinosus	0,719	0,014	barfuß – orthese barfuß – skischuh	1,000 0,015
Aircast [®] -Gruppe = orthese	m. biceps femoris	0,533	0,009	skischuh – orthese barfuß – orthese	0,103 1,000
Skischuh-Gruppe = skischuh				barfuß – skischuh skischuh – orthese	0,015 0,044
	m. vastus medialis	0,647	0,253		
	m. vastus lateralis	0,187	0,545		
	m rectus femoris	0,435	0,080		
	m. gastrocnemius	0,207	0,013	barfuß – orthese barfuß – skischuh skischuh - orthese	0,719 0,011 0,268
	m. tibialis anterior	0,938	0,204		
	m. peroneus longus	0,359	0,002	barfuß – orthese barfuß – skischuh skischuh - orthese	1,000 0,007 0,005

Für den 40s-Test ist im Ausgangstest ein deutlicher Einfluß der Trainingsgruppe auf die neuromuskuläre Aktivierung der Muskulatur zu erkennen. Solche Einflüsse sind im

Eingangstest für keinen der abgeleiteten Muskeln festzustellen. Im Ausgangstest ist besonders der Einfluß der Trainingsgruppe auf die Flexormuskulatur am Kniegelenk (M. semitendinosus, M. biceps femoris, M. gastrocnemius) und auf den M. peroneus longus evident. Die Skischuh-Gruppe hebt sich signifikant von der Barfuß-Gruppe ab. Teilweise zeigt sie aber auch darüber hinaus signifikant höhere Muskelintegrale als die Aircast®-Gruppe.

Bei der Perturbationsmessung sind die Effekte, die im 40s-Test beobachtbar sind, weniger stark ausgeprägt und erreichen für die Knieflexoren kein Signifikanzniveau. Für den M. peroneus longus ist jedoch auch in dieser Messung ein signifikanter Unterschied zwischen der Barfuß-Gruppe und der Skischuh-Gruppe zu erkennen (Tab.4-12).

Tab.4-12 Statistische Betrachtung der Muskelaktivitäten beim Perturbationstest auf dem Posturomed®. Multivariate Varianzanalyse mit Bonferroni-Test für Trainingsgruppe (Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

<u>Multivariate Tests (Perturbationsmessung)</u>					
Quelle	Abhängige Variable	Signifikanz			
<u>Faktoren</u>		Pillai-Spur		a-posteriori-Test Bonferroni-Test	Signifikanz
Trainingsgruppe		0,232			
Barfuß-Gruppe =		prä	post		
barfuß	M. semitendinosus	0,357	0,111		
Aircast®-Gruppe =	M. biceps femoris	0,255	0,066		
orthese	M. vastus medialis	0,661	0,508		
Skischuh-Gruppe =	M. vastus lateralis	0,850	0,171		
skischuh	M. rectus femoris	0,175	0,223		
	M. gastrocnemius	0,725	0,090		
	M. tibialis anterior	0,898	0,489		
	M. peroneus longus	0,644	0,002	barfuß – orthese	0,621
				barfuß – skischuh	0,001
				skischuh – orthese	0,062

4.2.4.2 Gruppenspezifische Veränderungen der neuromuskulären Kontrolle nach der Trainingsintervention

Nach der Trainingsintervention ergeben sich, sowohl für den 40s-Test (Abb.4-7) als auch für die Perturbationsmessung (Abb.4-8), deutliche Veränderungen in den iEMGs der abgeleiteten Muskeln. Für die statistische Prüfung der Veränderungen der abhängigen Variablen zwischen Eingangstest und Ausgangstest wird eine univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung gerechnet. Um den Einfluß der Sprunggelenkfixierung auf die Veränderungen der neuromuskulären Kontrolle zu prüfen, wird die Trainingsgruppe als Zwischensubjektfaktor in das statistische Design eingebracht. Aus Gründen der Übersichtlichkeit werden nur

signifikante Wechselwirkungen (Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$) des Zwischensubjektfaktors (Trainingsgruppe) mit den Veränderungen der iEMGs der abgeleiteten Muskeln tabellarisch aufgeführt. Veränderungen der abhängigen Variablen werden für die verschiedenen Trainingsgruppen mit gepaarten t-Tests nachgewiesen (vgl. Tab.4-13).

Tab.4-13 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der Muskelintegrale in der Prä-Messung und in der Post-Messung für den 40s-Test am Posturomed[®] mittels univariater Varianzanalyse mit Meßwiederholung und anschließender t-Tests für abhängige Stichproben (Irrtumswahrscheinlichkeit 1%; $p \leq 0,010$).

Multivariate Tests

40s-Test

	Innersubjektvariable	Signifikanz		
		Pillai-Spur	t-Test	
Barfuß-Gruppe = barfuß	M. semitendinosus	0,000	barfuß (prä-post)	0,000
			orthese (prä-post)	0,001
			skischuh (prä-post)	0,078
Aircast [®] -Gruppe = orthese	M. biceps femoris	0,000	barfuß (prä-post)	0,000
			orthese (prä-post)	0,001
			skischuh (prä-post)	0,178
Skischuh-Gruppe = skischuh	M. vastus medialis	0,503		
			M. vastus lateralis	0,621
			M. rectus femoris	0,486
	M. gastrocnemius	0,000	barfuß (prä-post)	0,001
			orthese (prä-post)	0,041
			skischuh (prä-post)	0,014
	M. tibialis anterior	0,000	barfuß (prä-post)	0,000
			orthese (prä-post)	0,001
			skischuh (prä-post)	0,002
	M. peroneus longus	0,000	barfuß (prä-post)	0,013
			orthese (prä-post)	0,000
			skischuh (prä-post)	0,244

Für den 40s-Test kann eine Veränderung der neuromuskulären Kontrolle am Kniegelenk zwischen dem Ausgangs- und dem Eingangstest nachgewiesen werden. Allerdings läßt sich für diese Testbedingung kein Einfluß der Trainingsgruppe nachweisen. Auch für die Perturbationsmessung kann eine signifikante Veränderung der neuromuskulären Kontrolle zwischen den beiden Meßzeitpunkten statistisch nachgewiesen werden. Für die Muskeln M. semitendinosus, M. biceps femoris und M. peroneus longus ergeben sich darüber hinaus signifikante Wechselwirkungen der untersuchten Innersubjektvariablen und dem Zwischensubjektfaktor (Trainingsgruppe). Diese Wechselwirkung scheint auf einer stärkeren

Aktivierung der ischiokruralen Muskulatur und des M. peroneus longus bei der Skischuh-Gruppe verglichen mit den beiden anderen Trainingsgruppen zu beruhen (Tab.4-14).

Tab.4-14 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der Muskelintegrale in der Prä-Messung und der Post-Messung für den 40s-Test am Posturomed[®] mittels univariater Varianzanalyse mit Meßwiederholung und anschließender t-Tests für abhängige Stichproben (Irrtumswahrscheinlichkeit 1%; $p \leq 0,010$).

Multivariate Tests

Perturbationsmessung

	Innersubjektvariable	Signifikanz		
		Pillai-Spur	t-Test	Signifikanz
Barfuß-Gruppe = barfuß	M. semitendinosus	0,000	barfuß (prä-post)	0,000
	× Trainingsgruppe	0,046	orthese (prä-post)	0,035
			skischuh (prä-post)	0,036
Aircast [®] -Gruppe = orthese	M. biceps femoris	0,000	barfuß (prä-post)	0,000
	× Trainingsgruppe	0,011	orthese (prä-post)	0,001
			skischuh (prä-post)	0,081
Skischuh-Gruppe = skischuh	M. vastus medialis	0,011	barfuß (prä-post)	0,178
	M. vastus lateralis	0,017	orthese (prä-post)	0,015
			skischuh (prä-post)	0,175
barfuß (prä-post)			0,046	
M. rectus femoris	0,013	orthese (prä-post)	0,011	
		skischuh (prä-post)	0,970	
		barfuß (prä-post)	0,004	
M. gastrocnemius	0,000	orthese (prä-post)	0,534	
		skischuh (prä-post)	0,441	
		barfuß (prä-post)	0,000	
M. tibialis anterior	0,000	orthese (prä-post)	0,075	
		skischuh (prä-post)	0,006	
		barfuß (prä-post)	0,003	
M. peroneus longus × Trainingsgruppe	0,000	0,018	orthese (prä-post)	0,014
			skischuh (prä-post)	0,068
			barfuß (prä-post)	0,000
			orthese (prä-post)	0,000
			skischuh (prä-post)	0,244

Die auftretenden signifikanten Wechselwirkungen werden mittels einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) näher untersucht. Die einfaktorielle Varianzanalyse mit dem Bonferroni-Test als a-posteriori-Vergleich wird in diesem Fall der Untersuchung durch einfache t-Tests vorgezogen, um bei der großen Anzahl durchzuführender Vergleiche die Wahrscheinlichkeit eines α -Fehlers zu verringern.

Tab.4-15 Statistische Prüfung auf Gruppenunterschiede bezüglich der Veränderungen zwischen Eingangstest und Ausgangstest für die Muskelintegrale ausgewählter Muskeln im Perturbationstest auf dem Posturomed[®] (Bonferroni-Test; Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

ANOVA

Perturbationsmessung

	Innersubjektvariable	Signifikanz	Bonferroni-Test	Signifikanz
Barfuß-Gruppe = barfuß Aircast [®] -Gruppe = orthese Skischuh-Gruppe = skischuh	M. biceps femoris	0,011	barfuß – orthese	0,024
			barfuß – skischuh	0,034
			orthese – skischuh	1,000
	M. semitendinosus	0,046	barfuß – orthese	0,081
			barfuß – skischuh	0,119
			orthese – skischuh	1,000
	M. peroneus longus	0,018	barfuß – orthese	0,347
			barfuß – skischuh	0,014
			orthese – skischuh	0,593

Der Einfluß der Variablen Trainingsgruppe für die ischiokrurale Muskulatur beim Perturbationstest ist auf die Unterschiede zwischen der Barfuß-Gruppe und den beiden anderen Trainingsgruppen zurückzuführen. Während im Ausgangstest bei der Barfuß-Gruppe eine Abnahme der Aktivität zu verzeichnen ist, vermindern die Teilnehmer der Skischuh-Gruppe und der Aircast[®]-Gruppe die neuromuskuläre Ansteuerung der Knieflexoren weniger drastisch. Dies ist beim M. semitendinosus deutlich zu beobachten, beim M. biceps femoris wird sogar ein signifikantes Ausmaß erreicht. Für die Kniegelenkextensoren kann man dieses Verhalten hingegen nicht beobachten.

4.2.5 Synopsis (Posturomed[®])

Es wird festgestellt, daß sich die Barfuß-Gruppe, bezüglich den Parametern der Standstabilisation, am stärksten verbessern kann (Abb.4-3 und Abb.4-4). Zwischen der Barfuß-Gruppe und der Skischuh-Gruppe ergeben sich sowohl im 40s-Test (Tab.4-3) als auch in der Perturbationsmessung (Tab.4-4) signifikante Unterschiede nach der Trainingsintervention. Diese Unterschiede können statistisch allerdings nur für die Plattformbewegung beim Perturbationstest auf die Fixierung des Sprunggelenks während der Trainingsmaßnahmen zurückgeführt werden (Tab.4-6). Bezüglich der Standstabilität ergeben sich darüber hinaus signifikante Verbesserungen für alle drei Trainingsgruppen im 40s-Test und für die Barfuß-Gruppe und die Aircast[®]-Gruppe im Perturbationstest (Tab.4-5). Damit

kann Hypothese H₁ verifiziert werden. Lediglich die erwartete Verbesserung der Aircast[®]-Gruppe, speziell in ap-Richtung, ist nicht nachweisbar.

Im Hinblick auf die funktionelle Gelenkstabilität werden in allen drei Trainingsgruppen sowohl für die Torsionsbewegung (Abb.4-5) als auch für die Varus-Valgus-Bewegung am Kniegelenk Verbesserungen erzielt (Abb.4-6). Diese sind auf das absolvierte Training zurückzuführen und erreichen für die Barfuß-Gruppe und die Aircast[®]-Gruppe in allen Parametern ein signifikantes Ausmaß (Tab.4-8). Die Skischuh-Gruppe kann sich dabei nicht im gleichen Ausmaß verbessern. So ist für die funktionelle Gelenkstabilität im Hinblick auf die Varus-Valgus-Bewegung sogar ein signifikanter Unterschied zwischen Barfuß-Gruppe und Skischuh-Gruppe nachzuweisen (Tab.4-9). Im Hinblick auf die Verbesserung der funktionellen Gelenkstabilität durch das absolvierte sensomotorische Training ergibt sich für die Gruppen die gleiche Reihenfolge wie für die Standstabilität (Barfuß-Gruppe > Aircast[®]-Gruppe > Skischuh-Gruppe). Diese Übereinstimmung kann durch eine Korrelationsrechnung bestätigt werden, in der sich mittlere bis hohe Zusammenhänge zwischen den Parametern der funktionellen Gelenkstabilität und der Standstabilität ergeben (Tab.4-10). Damit muß Hypothese H₂ falsifiziert werden.

Für die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks ergibt sich nach den Trainingsinterventionen ein einheitlicher Trend. Für alle drei Trainingsgruppen läßt sich in der Ausgangsmessung, verglichen mit der Eingangsmessung, eine geringere neuromuskuläre Aktivität feststellen (Abb.4-7, Abb.4-8 und Tab.4-13, Tab.4-14, Tab.4-15). Im Vergleich mit der Barfuß-Gruppe und der Aircast[®]-Gruppe weist die Skischuh-Gruppe im Ausgangstest allerdings generell höhere Aktivierungen der gelenkumgreifenden Muskulatur am Knie- und am Sprunggelenk auf, die teilweise signifikant nachzuweisen sind (Tab.4-11, Tab.4-12). Da die muskuläre Aktivierung nicht unabhängig von der Plattformbewegung ist, kann eine spezifische Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle der sprunggelenk- bzw. kniegelenkumgreifenden Muskulatur durch das Training mit unterschiedlicher Fixierung des Sprunggelenks allerdings nicht nachgewiesen werden. Die Hypothese H₃ kann damit nicht bestätigt werden. Allerdings scheint das Training mit Fixation des Sprunggelenkes eine qualitative Veränderung der neuromuskulären Kontrolle am Kniegelenk zu bewirken. Für die Trainingsgruppen mit Teilfixierung oder vollständiger Fixierung des Sprunggelenkes läuft die Gelenkkontrolle verstärkt über eine Aktivierung der Flexormuskulatur ab. Diese qualitative Verlagerung der neuromuskulären Kontrolle ist bei den Trainingsteilnehmern, die mit freiem Sprunggelenk trainieren, nicht zu beobachten.

4.3 Funktionelle Gelenkstabilität bei dynamischer Tibiatranslation (Kniearthrometer)

Bei der Messung mit dem Kniearthrometer wird durch eine anteriore Krafteinleitung am Unterschenkel eine vordere Schublade ausgelöst. Über das SMS sind wir in der Lage, dieser externen Kraft und der damit verbundenen Störung des stabilen Gelenkgleichgewichts am Knie entgegenzuwirken. Für eine langsame Krafteinleitung und die damit verbundene allmähliche Deplazierung der Tibia im Vergleich zum Femur, also einer sehr langsamen vorderen Schublade, wird die neuromuskuläre Kontrolle vom SMS durch eine Stiffnessregulierung der gelenkumgreifenden Muskulatur bewerkstelligt. Dagegen versucht das SMS bei einer schnellen Krafteinleitung der plötzlichen Störung des stabilen Gleichgewichts am Gelenk durch sehr schnelle (reflektorische) neuromuskuläre Antworten entgegenzuwirken. Beide Mechanismen spielen in Bezug auf die funktionelle Gelenkstabilität eine wichtige Rolle. Im folgenden werden deshalb die Auswirkungen des absolvierten Trainings auf diese Regulationsmechanismen untersucht.

4.3.1 Langsame Krafteinleitung

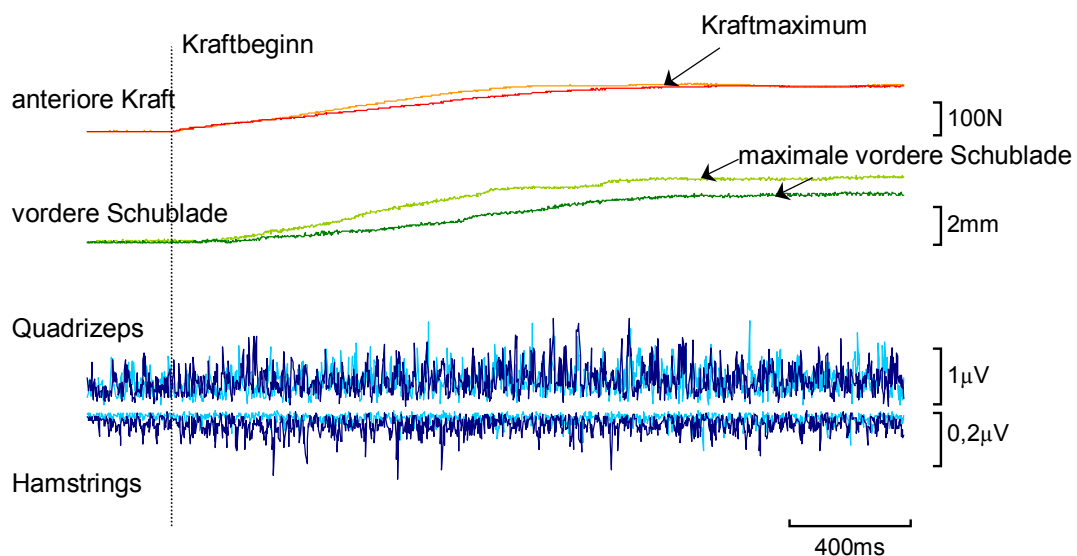


Abb.4-9 Beispiel eines Dateneinzugs für die langsame Krafteinleitung am Kniearthrometer. Eingeleitete Kraft für die Eingangsmessung (hell) und für die Ausgangsmessung (dunkel). Vordere Schublade für die Eingangsmessung (hell) und für die Ausgangsmessung (dunkel). Die muskuläre Aktivität der kniegelenkumgreifenden Muskulatur (der Quadrizeps ist nach oben eingezeichnet und die Hamstrings sind nach unten eingezeichnet) für die Eingangsmessung (hell) und für die Ausgangsmessung (dunkel; Proband js; n=3).

Durch die eingeleitete Kraft wird eine vordere Schublade ausgelöst. Obwohl die Probanden aufgefordert sind, möglichst entspannt zu stehen und der applizierten Kraft nicht entgegenzuwirken, kommt es dennoch zu Anpassungen der neuromuskulären Aktivierung der gelenkumgreifenden Muskulatur. Es ist sowohl eine Erhöhung der Quadrizeps-Aktivität (M. vastus lateralis, M. vastus medialis, M. rectus femoris) als auch eine Erhöhung der Hamstrings-Aktivität (M. semitendinosus, M. biceps femoris) für den Probanden „js“ zu erkennen. Im folgenden werden die mechanischen und neuromuskulären Veränderungen der Trainingsgruppen untersucht.

4.3.1.1 Untersuchung der Kontrollvariable

Die vordere Schublade hängt in starkem Maße vom Betrag der applizierten Kraft in anteriorer Richtung ab (BRUHN 1999). Aus diesem Grund wird die Kraft als Kontrollvariable in die weitere Auswertung mit eingebracht. Abb.4-10 zeigt das Ausmaß der eingeleiteten Kraft für die beiden Meßzeitpunkte.

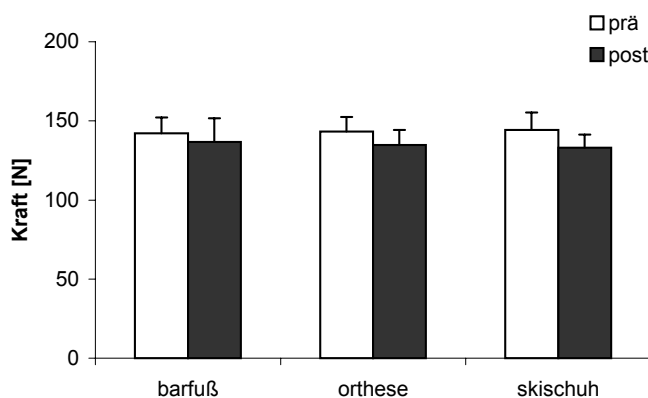


Abb.4-10 Kontrollvariable Kraft für den Eingangs- und Ausgangstest (Mittelwerte und Standardabweichungen für die anteriore Zugkraft bei langsamer Krafteinleitung).

Die Kraftwertmittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen Trainingsgruppen werden in Tab.4-16 nochmals aufgeführt.

Tab.4-16 Kontrollvariable Kraft für den Eingangs- und Ausgangstest (Mittelwerte und Standardabweichungen für die anteriore Zugkraft [N] bei langsamer Krafteinleitung).

	Eingangstest (prä) Mittelwert (Std.abw.)	Ausgangstest (post) Mittelwert (Std.abw.)
Barfuß-Gruppe	142,1 (10,0)	136,7 (15,0)
Aircast®-Gruppe	143,3 (9,2)	134,7 (9,6)
Skischuh-Gruppe	144,3 (10,9)	133,2 (8,1)

Die eingeleitete Kraft nimmt im Ausgangstest für alle drei Trainingsgruppen geringfügig geringere Werte an, als im Eingangstest. Durch eine univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung soll überprüft werden, ob es sich dabei um einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Meßzeitpunkten handelt. Die Trainingsgruppe wird als Zwischensubjektfaktor in die Berechnung mit eingebracht, um eine Wechselwirkung der Gruppenzugehörigkeit der Teilnehmer auf die Kontrollvariable ausschließen zu können (vgl. Tab.4-17).

Tab.4-17 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der Kontrollvariablen Kraft in der Prä-Messung und der Post-Messung beim Kniearthrometer mittels univariater Varianzanalyse mit Meßwiederholung und anschließender t-Tests für abhängige Stichproben (Irrtumswahrscheinlichkeit 1%; $p \leq 0,010$).

Multivariate Tests

Kniearthrometer

	Effekt	Signifikanz Pillai-Spur		
Barfuß-Gruppe = barfuß	Kraft	0,000	barfuß (prä-post)	0,200
Aircast®-Gruppe = orthese			orthese (prä-post)	0,001
Skischuh-Gruppe = skischuh			skischuh (prä-post)	0,001
	Kraft × Gruppe	0,439		

Es ist festzustellen, daß die Kraft einen geringen, aber statistisch signifikanten Abfall zwischen Eingangs- und Ausgangsmessung zeigt. Die Kraftverringerung zwischen den beiden Meßzeitpunkten ist für die Aircast®-Gruppe und für die Skischuh-Gruppe signifikant nachzuweisen. Ein Zusammenhang zwischen der Trainingsgruppe und dieser Kraftreduktion besteht jedoch nicht. Dies führt dazu, daß im Ausgangstest im Mittel etwa 8N weniger am Unterschenkel appliziert werden als im Eingangstest. Zwar handelt es sich dabei nur um einen Unterschied von ca. 6%, da dieser aber systematisch ist, wird die Kraft, im Sinne einer Kontrollvariablen, als Kovariate in das statistische Design der Auswertung mit eingebracht.

4.3.1.2 Mechanische Stabilität des Kniegelenks (langsame Krafteinleitung)

Um die mechanische Stabilität bei dieser Untersuchungsform zu bestimmen, wird der Weg gemessen, den die Tibia relativ zum Femur in anteriorer Richtung während der Krafteinleitung zurücklegt (vgl. Abb.4-11). Dieser Weg kann als vordere Schublade bezeichnet werden (BRUHN 1999). Bildet man den Quotient aus der Kraftänderung am Unterschenkel in anteriorer Richtung (Zugkraft) und der Wegänderung des Unterschenkels relativ zum Oberschenkel in anteriorer Richtung (vordere Schublade), so erhält man eine Aussage über die Stiffness des arthronalen Systems (vgl. Abb.4-12).

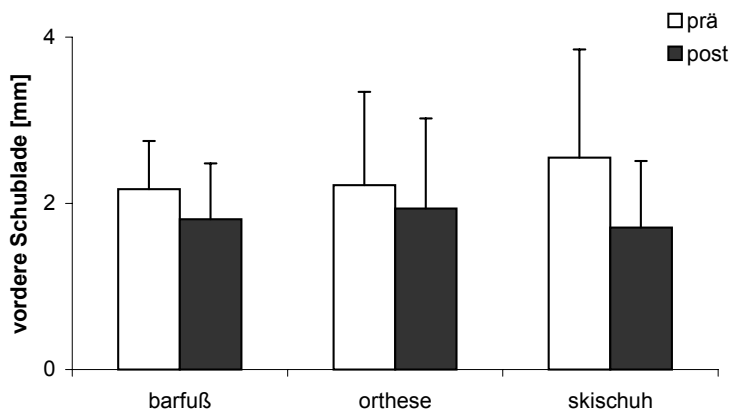


Abb.4-11 Vordere Schublade bei langsamer Krafteinleitung am Kniearthrometer. Mittelwerte und Standardabweichungen für die drei Trainingsgruppen im Eingangstest und im Ausgangstest.

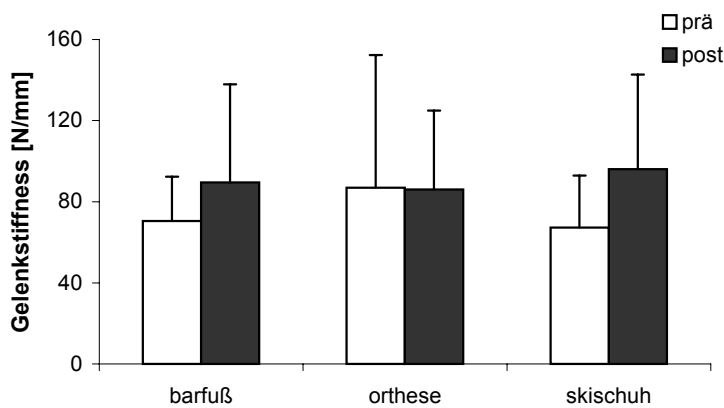


Abb.4-12 Gelenkstiffness bei langsamer Krafteinleitung am Kniearthrometer. Mittelwerte und Standardabweichungen für die drei Trainingsgruppen im Eingangstest und im Ausgangstest.

Für alle drei Trainingsgruppen wird eine Verbesserung der erhobenen Parameter für die funktionelle Stabilität des Kniegelenkes festgestellt. Die Teilnehmer weisen im Ausgangstest eine geringere vordere Schublade und eine höhere Gelenkstiffness auf. Lediglich die Aircast®-Gruppe zeigt bezüglich der Gelenkstiffness keine bemerkenswerte Veränderung zwischen den beiden Messungen.

4.3.1.2.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der mechanischen Stabilität (langsame Krafteinleitung)

Statistisch wird zunächst geprüft, ob die Trainingsgruppe einen Einfluß auf die mechanische Stabilität im Eingangstest (prä) bzw. im Ausgangstest (post) aufweist. Des weiteren wird überprüft, ob die Kontrollparameter einen Einfluß auf die funktionelle Gelenkstabilität besitzen. Tab.4-18 gibt die Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse wieder. Es wird die Pillai-Spur für den Einfluß der Faktoren bzw. der Kovariaten auf die Parameter in ihrer Gesamtheit erhoben. Darüber hinaus werden Tests der Zwischensubjekteffekte nach dem Allgemeinen Linearen Modell gerechnet. In Tab.4-18 sind diese Tests nur für die Parameter

aufgeführt, bei denen signifikante Ergebnisse beobachtet werden. Für signifikante Tests der Zwischensubjekteffekte werden a-posteriori-Tests gerechnet, um die Gruppenspezifität der statistisch nachgewiesenen Unterschiede aufzudecken. Für die folgende Darstellung wird der Bonferroni-Test verwendet.

Tab.4-18 Statistische Betrachtung der mechanischen Gelenkstabilitätsparameter am Kniearthrometer bei langsamer Krafteinleitung. Multivariate Varianzanalyse mit Bonferroni-Test (Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

Multivariate Tests (Kniearthrometer)				
Abhängige Variablen	Quelle	Signifikanz	Tests der Zwischen-subjekteffekte	
			Bonferroni-Test	Signifikanz
Schubblade prä	<u>Faktoren</u>	Pillai-Spur		
Schubblade post	Trainingsgruppe	0,413		
Stiffness prä	Geschlecht	0,097		
Stiffness post	Lachman-Test	0,995		
	Pivot-Shift-Test	0,963		
	<u>Kovariaten</u>			
	subjektive Kniegelenkstabilität	0,231		
	Körpergröße	0,009	Schubblade prä	0,022
			Schubblade post	0,182
			Stiffness prä	0,112
			Stiffness post	0,006
	Körpergewicht	0,005	Schubblade prä	0,034
			Schubblade post	0,150
			Stiffness prä	0,025
			Stiffness post	0,004

Für die Trainingsgruppe kann weder in der Eingangsuntersuchung noch in der Ausgangsmessung ein Einfluß auf die mechanische Stabilität festgestellt werden. Dagegen haben die Kovariaten Körpergewicht und Körpergröße einen statistisch nachweisbaren Einfluß auf die vordere Schubblade und die Gelenkstiffness. Die Variable Körpergröße und Körpergewicht korrelieren selbstverständlich signifikant miteinander (Rangkorrelation nach Spearman $p=0,000$).

4.3.1.2.2 Gruppenspezifische Veränderungen der mechanischen Stabilität nach der Trainingsintervention (langsame Krafteinleitung)

Für die statistische Prüfung der Veränderungen zwischen Eingangs- und Ausgangstest der abhängigen Variablen wird eine univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung gerechnet. Um dabei den Einfluß der Sprunggelenkfixierung auf die Veränderungen der funktionellen Gelenkstabilität bei der langsamen Krafteinleitung zu prüfen, wird die Trainingsgruppe als Zwischensubjektfaktor in das statistische Design eingebracht. Damit der Einfluß der

Kraftänderung für die Untersuchung der vorderen Schublade einkalkuliert werden kann, wird der Kraftunterschied der anterioren Zugkraft als Kovariate in das statistische Design eingeführt. Alle Veränderungen der abhängigen Variablen für die verschiedenen Trainingsgruppen werden mit gepaarten t-Tests nachgewiesen (Tab.4-19).

Bemerkenswerterweise interagiert die systematisch verminderte Kraft signifikant mit der Abnahme der vorderen Schublade. Diese Wechselwirkung allein erklärt jedoch nicht die Verminderung der vorderen Schublade im Ausgangstest. Hier liegt offensichtlich, trotz der Berücksichtigung dieser Wechselwirkung, ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Meßterminen vor. Wie aus Abb.4-11 ersichtlich ist, können alle drei Trainingsgruppen das Ausmaß der anterioren Tibiaverschiebung im Ausgangstest reduzieren. Dabei profitiert die Skischuh-Gruppe am stärksten vom durchgeführten Training und erreicht eine signifikante Reduktion der vorderen Schublade. Eine Wechselwirkung der Verminderung der vorderen Schublade mit der Trainingsgruppe ist statistisch jedoch nicht nachweisbar.

Tab.4-19 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der abhängigen Variablen in der Prä-Messung und der Post-Messung am Kniearthrometer bei langsamer Krafteinleitung. Univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung und anschließender t-Tests für abhängige Stichproben (Irrtumswahrscheinlichkeit 1%; $p \leq 0,010$).

Multivariate Tests				
<u>Kniearthrometer</u>				
	Innersubjektvariable	Signifikanz Pillai-Spur	t-Test	Signifikanz
Barfuß-Gruppe = barfuß	vordere Schublade	0,018		
	vordere Schublade × Zugkraft	0,048		
Aircast®-Gruppe = orthese	vordere Schublade × Trainingsgruppe	0,126	barfuß (prä-post)	0,084
			orthese (prä-post)	0,842
			skischuh (prä-post)	0,008
Skischuh-Gruppe = skischuh	Gelenkstiffness	0,029		
	Gelenkstiffness × Trainingsgruppe	0,191	barfuß (prä-post)	0,064
			orthese (prä-post)	0,923
			skischuh (prä-post)	0,005

Bezüglich der Gelenkstiffness läßt sich feststellen, daß ihre Werte im Ausgangstest signifikant erhöht sind (vgl. Abb.4-12). Zwar erreicht die Skischuh-Gruppe als einzige Trainingsgruppe einen signifikanten Zuwachs für die Gelenkstiffness in dieser Testbedingung. Dennoch ist aufgrund der Verbesserungen der Aircast®- und vor allem der Barfuß-Gruppe keine statistisch signifikante Wechselwirkung zwischen der Zunahme der Gelenkstiffness und der Trainingsgruppe, und damit der Fixierung des Sprunggelenks während der Trainingsmaßnahmen, nachzuweisen.

4.3.1.3 Neuromuskuläre Kontrolle (langsame Krafterleitung)

Die neuromuskuläre Aktivität der abgeleiteten Kniegelenkstrecker sowie der abgeleiteten Kniegelenkbeuger wird in den folgenden Abbildungen (Abb.4-13, Abb.4-14) als iEMG der ersten Sekunde nach Beginn der Krafterleitung dargestellt. Während dieser Zeitspanne findet eine stetige, nahezu gleichförmige Krafterhöhung am Unterschenkel in anteriorer Richtung statt.

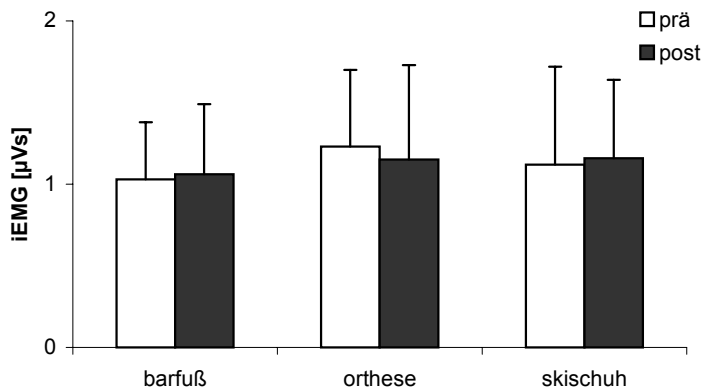


Abb.4-13 iEMG Quadrizeps (quad) bei langsamer Krafterleitung am Kniearthrometer während der ersten Sekunde nach Kraftbeginn. Mittelwerte und Standardabweichungen für die drei Trainingsgruppen im Eingangs- und im Ausgangstest.

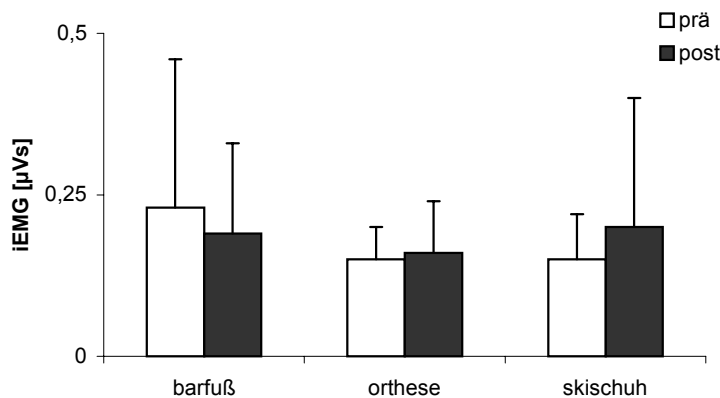


Abb.4-14 iEMG Hamstrings (hams) bei langsamer Krafterleitung am Kniearthrometer während der ersten Sekunde nach Kraftbeginn. Mittelwerte und Standardabweichungen für die drei Trainingsgruppen im Eingangs- und im Ausgangstest.

Während für die neuromuskuläre Aktivierung des Quadrizeps keine prägnanten Veränderungen zwischen der Eingangs- und der Ausgangsmessung festzustellen sind, ergibt sich für die neuromuskuläre Aktivierung der Hamstrings eine gruppenspezifische Veränderung im Vergleich der beiden Meßzeitpunkte. Für die Barfuß-Gruppe ist eine tendenzielle Abnahme der Aktivität der gemessenen ischiokruralen Muskeln festzustellen, für die Aircast[®]-Gruppe eine eher gleichbleibende Aktivität und für die Skischuh-Gruppe kann sogar eine Erhöhung der neuromuskulären Aktivität der Hamstrings festgestellt werden.

4.3.1.3.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der neuromuskulären Kontrolle (langsame Krafteinleitung)

Statistisch wird zunächst geprüft, ob die Trainingsgruppe einen Einfluß auf die neuromuskuläre Kontrolle im Eingangs- (prä) bzw. Ausgangstest (post) ausübt. Des weiteren soll geprüft werden, ob Kontrollparameter für diese Testbedingung einen Einfluß auf die neuromuskuläre Ansteuerung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur besitzen. Tab.4-20 gibt die Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse wieder. Es wird die Pillai-Spur für den Einfluß der Faktoren bzw. der Kovariaten auf die Parameter in ihrer Gesamtheit erhoben. Darüber hinaus werden Tests der Zwischensubjekteffekte nach dem Allgemeinen Linearen Modell gerechnet.

Tab.4-20 Statistische Betrachtung der Parameter für die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks am Kniearthrometer bei langsamer Krafteinleitung. Multivariate Varianzanalysen mit Bonferroni-Test für Trainingsgruppe (Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

Multivariate Tests (Kniearthrometer langsamer Reiz)				
Quelle		Signifikanz	Tests der Zwischen-subjekteffekte	
<u>Abhängige Variablen</u>	<u>Faktoren</u>	Pillai-Spur		Signifikanz
quad prä	Trainingsgruppe	0,618		
quad post	Geschlecht	0,300		
hams prä	Lachman-Test	0,015	quad prä	0,696
hams post			quad post	0,389
			hams prä	0,004
			hams post	0,006
	Pivot-Shift Test	0,527		
	<u>Kovariaten</u>			
	subjektive Kniegelenkstabilität	0,395		
	Körpergröße	0,156		
	Körpergewicht	0,128		

In Tab.4-20 sind diese Tests der Zwischensubjekteffekte nur für die Parameter aufgeführt, bei denen signifikante Ergebnisse beobachtet werden. Für signifikante Ergebnisse der Tests der Zwischensubjekteffekte werden a-posteriori-Tests gerechnet, um die Gruppenspezifität der statistisch nachgewiesenen Unterschiede zu erkennen.

Bei Betrachtung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur ergibt sich für die Laxizität des Kniegelenks, festgemacht am Lachman-Test, ein Einfluß auf die neuromuskuläre Aktivierung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur. Die Variable wird für die weitere statistische Untersuchung als Kontrollfaktoren in das statistische Design mit eingebracht.

4.3.1.3.2 Gruppenspezifische Veränderungen der neuromuskulären Kontrolle nach der Trainingsintervention (langsame Krafteinleitung)

Für die statistische Prüfung der Veränderungen zwischen Eingangstest und Ausgangstest der abhängigen Variablen wird eine univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung gerechnet. Um den Einfluß der Sprunggelenkfixierung auf die Veränderungen der neuromuskulären Parameter bei der langsamen Krafteinleitung am Kniearthrometer zu prüfen, wird die Trainingsgruppe als Zwischensubjektfaktor in das statistische Design aufgenommen. Damit der Einfluß des Geschlechts und der Laxizität berücksichtigt werden kann, werden diese Variablen als Faktoren in die Varianzanalyse eingebracht. Veränderungen der abhängigen Variablen für die verschiedenen Trainingsgruppen werden mit gepaarten t-Tests nachgewiesen.

Tab.4-21 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der iEMGs der Oberschenkelmuskulatur in der Prä-Messung und der Post-Messung. Univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung und anschließender t-Tests für abhängige Stichproben (Irrtumswahrscheinlichkeit 1%; $p \leq 0,010$).

Multivariate Tests

Kniearthrometer langsamer Reiz

	Innersubjektvariable	Signifikanz Pillai-Spur	t-Test	Signifikanz
Barfuß-Gruppe = barfuß	quad	0,877		
Aircast®-Gruppe = orthese	quad × Geschlecht	0,702		
Skischuh-Gruppe = skischuh	quad × Gruppe	0,720	barfuß (prä-post)	0,758
			orthese (prä-post)	0,577
			skischuh (prä-post)	0,770
	hams	0,376		
	hams × Geschlecht	0,571		
	hams × Gruppe	0,449	barfuß (prä-post)	0,388
			orthese (prä-post)	0,595
			skischuh (prä-post)	0,362

Eine statistisch signifikante Veränderung der neurophysiologischen Aktivierung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur wird für die langsame Krafteinleitung am Kniearthrometer nicht beobachtet.

4.3.2 Schnelle Krafteinleitung

Die schnelle Krafteinleitung löst, im Gegensatz zur langsamen Reizsituation, am Gelenk keine langsamen neuromuskulären Regulationsmechanismen aus. Sie bewirkt eine, durch den Zug am Unterschenkel ausgelöste, reflektorische Stabilisierung des Kniegelenks durch die gelenkumgreifende Muskulatur. Abb.4-15 zeigt ein Fallbeispiel für die neuromuskuläre Kontrolle der Oberschenkelmuskulatur und der Schubladenbewegung nach einer schnellen Krafteinleitung am Unterschenkel.

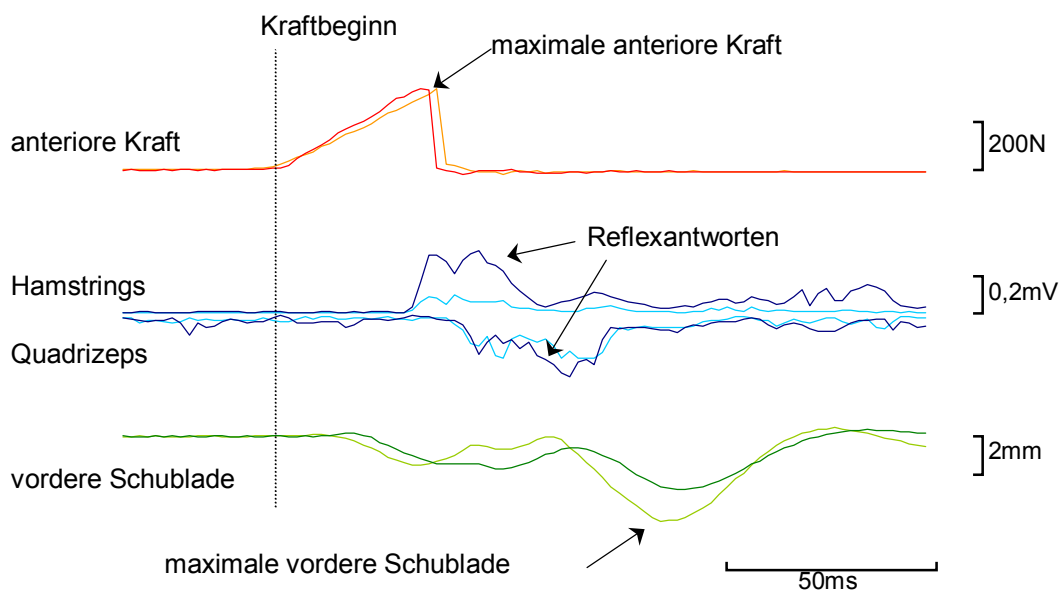


Abb.4-15 Dateneinzug für die schnelle Krafteinleitung am Kniearthrometer. Eingeleitete Kraft für die Eingangsmessung (hell) und für die Ausgangsmessung (dunkel). Die muskuläre Aktivität der kniegelenkumgreifenden Muskulatur (Hamstrings sind nach oben, Quadrizeps ist nach unten eingezeichnet) für die Eingangsmessung (hell) und für die Ausgangsmessung (blau). Vordere Schublade für die Eingangsmessung (hell) und für die Ausgangsmessung (dunkel; Proband tl; n=5).

Durch die eingeleitete Kraft wird eine vordere Schublade ausgelöst. Darüber hinaus kommt es durch die Kraftapplikation zu einer Auslösung von Reflexen der kniegelenkumgreifenden Muskulatur (die Hamstrings sind nach oben aufgetragen, der Quadrizeps ist nach unten aufgetragen). Die ersten neuromuskulären Antworten sind für die Hamstrings etwa 35ms nach dem Beginn der Krafteinleitung zu erkennen.

4.3.2.1 Untersuchung der Kontrollvariablen

Im Gegensatz zur langsamen Reizbedingung wird in dieser Untersuchungssituation die Kraft sehr dynamisch am Unterschenkel appliziert. Die Zugkraft steigt dabei in ca. 50ms bis auf durchschnittlich 360N an und wird dann mechanisch vom Unterschenkel entkoppelt. Die maximale Schublade wird nach dem Entkoppeln der Zugkraft erreicht. Somit kann vermutet werden, daß unter dieser Bedingung der Kraftstoß ($\int F dt$), neben der absoluten Kraft, einen Einfluß auf das Ausmaß der vorderen Schublade ausübt. Aus diesem Grund wird neben der Kraft auch der applizierte Kraftstoß als Kontrollvariable in das Untersuchungsdesign mit eingeführt (vgl. Abb.4-16, Abb.4-17).

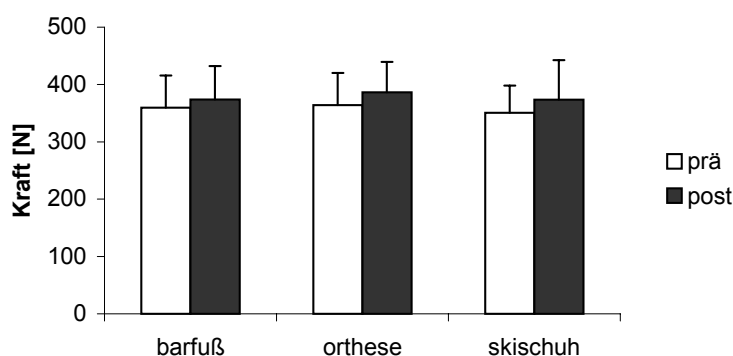


Abb.4-16 Kontrollvariable

Kraft für den Eingangs- und Ausgangstest (Mittelwerte und Standardabweichungen für die anteriore Zugkraft bei schneller Krafteinleitung).

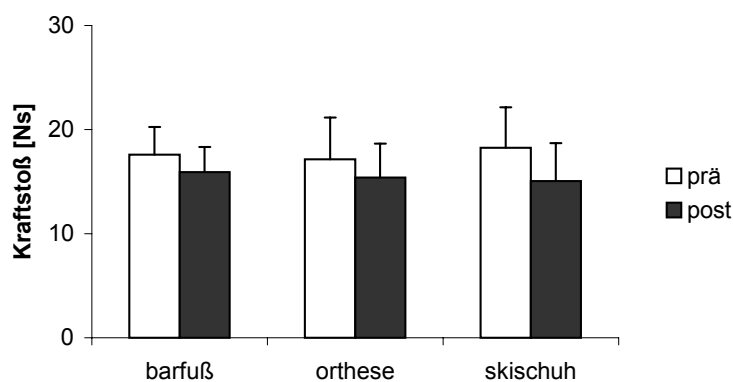


Abb.4-17 Kontrollvariable

Kraftstoß für den Eingangs- und Ausgangstest (Mittelwerte und Standardabweichungen für die anteriore Zugkraft bei schneller Krafteinleitung).

Verglichen mit dem Eingangstest ergibt sich für die Kontrollvariable Kraft im Ausgangstest ein leichter Anstieg der Werte. Für die Impulsänderung am Unterschenkel, die durch den applizierten Kraftstoß bedingt wird, werden dagegen geringere Werte im Ausgangstest, verglichen mit dem Eingangstest, gemessen. Dabei scheint es sich um einen systematischen Effekt zu handeln, der sich nicht gruppenspezifisch auswirkt.

In Tab.4-22 sind die Werte der beiden Kontrollvariablen Kraft und Kraftstoß aufgeführt.

Tab.4-22 Kontrollvariablen Kraft und Kraftstoß für den Eingangs- und Ausgangstest (Mittelwerte und Standardabweichungen für die anteriore Zugkraft [N] und für den am Unterschenkel applizierten Kraftstoß [Ns] bei schneller Krafteinleitung).

	Eingangstest (prä)	Ausgangstest (post)
Kraft [N]	Mittelwert (Std.abw.)	Mittelwert (Std.abw.)
Barfuß-Gruppe	359,5 (55,9)	373,9 (58,2)
Aircast®-Gruppe	364,1 (55,8)	386,3 (53,3)
Skischuh-Gruppe	350,3 (47,7)	373,4 (69,4)
Kraftstoß [Ns]		
Barfuß-Gruppe	17,6 (2,7)	15,9 (2,4)
Aircast®-Gruppe	17,2 (4,0)	15,4 (3,3)
Skischuh-Gruppe	18,3 (3,9)	15,1 (3,7)

Durch eine univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung soll überprüft werden, ob es sich um einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Meßzeitpunkten handelt. Die Trainingsgruppe wird als Zwischensubjektfaktor in die Berechnung mit eingebracht, um eine Wechselwirkung der Gruppenzugehörigkeit der Teilnehmer auf die Kontrollvariablen ausschließen zu können (vgl. Tab.4-23).

Tab.4-23 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der Kontrollvariablen Kraft und Kraftstoß in der Prä-Messung und der Post-Messung. Univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung und anschließender t-Tests für abhängige Stichproben (Irrtumswahrscheinlichkeit 1%; $p \leq 0,010$).

Multivariate Tests				
<u>Kniearthrometer</u>				
	Effekt	Signifikanz Pillai-Spur		
Barfuß-Gruppe = barfuß	Kraft	0,014	barfuß (prä-post)	0,331
Aircast®-Gruppe = orthese			orthese (prä-post)	0,121
Skischuh-Gruppe = skischuh			skischuh (prä-post)	0,080
	Kraft × Gruppe	0,882		
	Kraftstoß	0,000	barfuß (prä-post)	0,044
			orthese (prä-post)	0,068
			skischuh (prä-post)	0,011
	Kraftstoß × Gruppe	0,610		

Im Ausgangstest ist die Kraft gering, aber statistisch nachweisbar erhöht. Diese höheren Kraftwerte nehmen jedoch für die einzelnen Trainingsgruppen keine signifikanten Werte an. Betrachtet man die Werte für den am Unterschenkel applizierten Kraftstoß, so stellt man fest, daß dieser signifikant niedriger liegt als in der Eingangsmessung. Die Zugehörigkeit zu einer bestimmten Trainingsgruppen hat weder einen Einfluß auf die Veränderung der Kraft noch auf die Veränderungen des Kraftstoßes zwischen den Meßzeitpunkten.

Für die statistische Auswertung der mechanischen und neuromuskulären Parameter muß die Veränderung der Kraft und des Kraftstoßes zwischen Eingangs- und Ausgangsmessung berücksichtigt werden. Diesem Umstand wird Rechnung getragen, indem die Parameter als Kovariaten in das statistische Design mit einfließen. Darüber hinaus dürfen, in Kenntnis der Datenlage, die Ergebnisse nur vorsichtig interpretiert werden.

4.3.2.2 Mechanische Stabilität des Kniegelenks (schnelle Krafteinleitung)

Um Aufschluß über die mechanische Stabilität während dieser Untersuchung zu erlangen, wird, entsprechend der Versuchsbedingung beim langsamen Reiz, die vordere Schublade bestimmt (vgl. Abb.4-18). Die Stiffness des arthronalen Systems ergibt sich aus dem Quotienten von Kraftänderung (Zugkraft in anteriorer Richtung) und Wegänderung (vordere Schublade) (vgl. Abb.4-19).

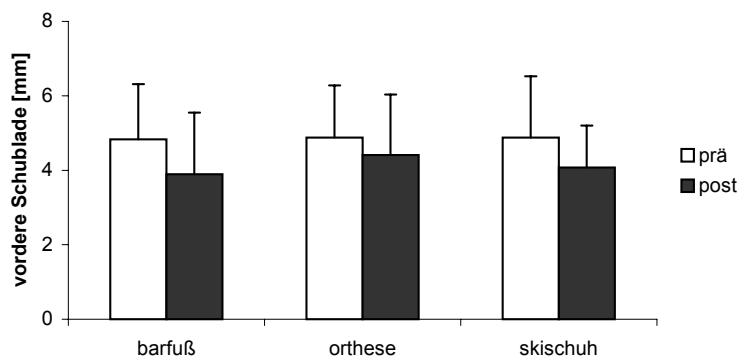


Abb.4-18 Vordere Schublade bei schneller Krafteinleitung am Kniearthrometer. Mittelwerte und Standardabweichungen für die drei Trainingsgruppen im Eingangs- und im Ausgangstest.

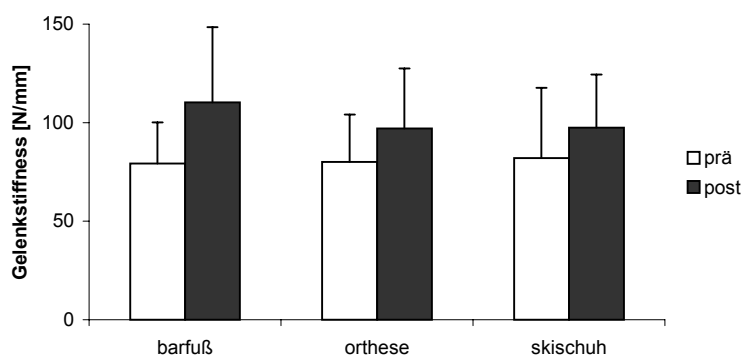


Abb.4-19 Gelenkstiffness (eingeleitete Kraft / Schublade) bei schneller Krafteinleitung am Kniearthrometer. Mittelwerte und Standardabweichungen für die drei Trainingsgruppen im Eingangs- und im Ausgangstest.

4.3.2.2.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der mechanischen Stabilität (schnelle Kraffteinleitung)

Zunächst wird statistisch geprüft, ob die Trainingsgruppe einen Einfluß auf die mechanische Stabilität im Eingangstest (prä) bzw. im Ausgangstest (post) aufweist. Des weiteren soll untersucht werden, ob die Kontrollparameter einen Einfluß auf die funktionelle Gelenkstabilität haben. Tab.4-24 gibt die Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse wieder. Es wird die Pillai-Spur für den Einfluß der Faktoren bzw. der Kovariaten auf die Parameter in ihrer Gesamtheit erhoben. Darüber hinaus werden Tests der Zwischensubjekteffekte nach dem Allgemeinen Linearen Modell gerechnet. In Tab.4-24 sind diese Tests der Zwischensubjekteffekte nur im Falle der Parameter aufgeführt, bei denen signifikante Ergebnisse beobachtet werden. Für signifikante Tests der Zwischensubjekteffekte werden a-posteriori-Tests gerechnet, um die Gruppenspezifität der statistisch nachgewiesenen Unterschiede zu erkennen. In der folgenden Auswertung wird der Bonferroni-Test verwendet.

Tab.4-24 Statistische Betrachtung der mechanischen Gelenkstabilitätsparameter am Kniearthrometer bei schneller Kraffteinleitung. Multivariate Varianzanalyse mit Bonferroni-Test für Trainingsgruppe (Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

<u>Multivariate Tests (Kniearthrometer)</u>				
Abhängige Variablen	Quelle	Signifikanz	Test der Zwischen-subjekteffekte und Bonferroni-Test	Signifikanz
Schublade prä	<u>Faktoren</u> Trainingsgruppe	0,135	Stiffness post	0,036
Schublade post			barfuß – orthese	0,100
Stiffness prä			barfuß – skischuh	0,065
Stiffness post			orthese – skischuh	1,000
	Geschlecht	0,003	Stiffness prä	0,013
			Stiffness post	0,031
	Lachman-Test	0,343		
	Pivot-Shift-Test	0,178		
	<u>Kovariaten</u>			
	subjektive Kniegelenkstabilität	0,314		
	Körpergröße	0,629		
	Körpergewicht	0,770		

Für die Gelenkstiffness wird in der Ausgangsuntersuchung ein Einfluß des Faktors Trainingsgruppe festgestellt. Aus den a-posteriori-Tests ergeben sich allerdings keine signifikanten Gruppenunterschiede. Es gibt aber, im Gegensatz zu den anderen beiden Trainingsgruppen, eine deutliche Tendenz der Barfuß-Gruppe zu höheren Stiffness-Werten (vgl. Abb.4-19). Im Bonferroni-Test ergibt sich im Vergleich von Barfuß- und Aircast®-Gruppe ein p-Wert von 0,100 und im Vergleich von Barfuß- und Skischuh-Gruppe von 0,065. Die Werte für die Gelenkstiffness der Skischuh-Gruppe und die Aircast®-Gruppe unterscheiden sich dagegen im Ausgangstest nicht ($p=1,000$).

Die Kovariaten Körpergewicht und Körpergröße, die für die langsame Bedingung einen statistisch nachweisbaren Einfluß auf die vordere Schublade und die Gelenkstiffness haben, weisen dieses Verhalten für die schnelle Untersuchungsbedingung nicht auf. Dagegen übt der unabhängige Faktor Geschlecht sowohl im Eingangstest als auch im Ausgangstest einen signifikanten Einfluß auf die Gelenkstiffness aus. Schlüsselt man die gemessenen Stiffnesswerte nach Geschlechtern getrennt auf, so kann man für die männlichen Teilnehmer eine größere Gelenkstiffness als für die weiblichen Teilnehmer erkennen (Tab.4-25).

Tab.4-25 Gelenkstiffness [Nmm] der Probanden bei der schnellen Kraffteinleitung am Kniearthrometer, aufgeteilt nach Geschlecht. Es sind die Mittelwerte und die Standardabweichungen in Klammern aufgeführt.

	Stiffness prä Mittelwert (Std.abw.)	Stiffness post Mittelwert (Std.abw.)
männlich (N=34)	84,3 (28,5)	110,8 (33,3)
weiblich (N=29)	77,1 (23,7)	103,0 (48,9)

Zwischen der Eingangsmessung und der Ausgangsmessung kann man eine deutliche Steigerung der Gelenkstiffness von über 25Nmm in beiden Gruppen erkennen. Das männliche Probandengut weist im Eingangstest eine etwa 7Nmm höhere Gelenkstiffness auf, als das weibliche. Dieser Umstand ist im selben Ausmaß auch in der Ausgangsmessung zu beobachten. Um zu entscheiden, ob es einen geschlechtsspezifischen Unterschied der Gelenkstiffness gibt, werden die Variablen Kraft und vordere Schublade untersucht.

Tab.4-26 Kraft [N], Kraftstoß [Ns] und vordere Schublade [mm] der Probanden bei der schnellen Krafteinleitung am Kniearthrometer, aufgeteilt nach Geschlecht. Es sind die Mittelwerte und Standardabweichungen in Klammern aufgeführt.

	Kraft prä [N] Mittelwert (Std.abw.)	Kraft post [N] Mittelwert (Std.abw.)
männlich (N=34)	348,5 (62,9)	366,5 (85,5)
weiblich (N=29)	334,0 (88,6)	349,1 (89,9)
	Kraftstoß prä [Ns] Mittelwert (Std.abw.)	Kraftstoß post [Ns] Mittelwert (Std.abw.)
männlich (N=34)	17,9 (4,3)	15,2 (4,3)
weiblich (N=29)	15,2 (5,2)	13,6 (4,4)
	Schublade prä [mm] Mittelwert (Std.abw.)	Schublade post [mm] Mittelwert (Std.abw.)
männlich (N=34)	4,5 (1,6)	3,7 (1,6)
weiblich (N=29)	4,7 (1,7)	4,0 (1,7)

Für die eingeleitete Kraft in anteriorer Richtung ergibt sich ein mittlerer Unterschied zwischen männlichen und weiblichen Probanden von ca. 14N im Eingangstest und von ca. 17N im Ausgangstest und für den applizierten Kraftstoß von 2,7Ns im Eingangstest und 1,6Ns für die Ausgangsmessung. Da es nachweislich bei den gemessenen Probanden Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Teilnehmern hinsichtlich der Gelenkstiffness gibt, wird das Geschlecht der Teilnehmer in der folgenden Auswertung der mechanischen Parameter als Kofaktor in das statistische Design mit aufgenommen.

4.3.2.2.2 Gruppenspezifische Veränderungen der mechanischen Stabilität nach der Trainingsintervention (schnelle Krafteinleitung)

Für die statistische Prüfung der Veränderungen zwischen Eingangs- und Ausgangstest der abhängigen Variablen wird eine univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung gerechnet. Um den Einfluß der Sprunggelenkfixierung auf die Veränderungen der funktionellen Gelenkstabilität bei der schnellen Krafteinleitung am Kniearthrometer zu prüfen, wird die Trainingsgruppe als Zwischensubjektfaktor in das statistische Design eingebracht. Um den Einfluß der Kraft und des Kraftstoßes auf das Ausmaß der vorderen Schublade einzukalkulieren, wird die Kraft und der Kraftstoß als Kovariate in das statistische Design

eingeführt. Ein möglicher Einfluß des Geschlechts wird berücksichtigt, indem die Geschlechtszugehörigkeit der Studienteilnehmer als Kofaktor in die univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung aufgenommen wird. Zur Untersuchung der Veränderung der Stiffness zwischen den beiden Meßzeitpunkten wird zusätzlich der Kraftstoß als Kovariate aufgenommen. Veränderungen der abhängigen Variablen für die verschiedenen Trainingsgruppen werden mit gepaarten t-Tests nachgewiesen.

Tab.4-27 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der abhängigen Variablen in der Prä-Messung und der Post-Messung. Univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung und anschließender t-Tests für abhängige Stichproben (Irrtumswahrscheinlichkeit 1%; $p \leq 0,010$).

Multivariate Tests

Kniearthrometer

	Innersubjektvariable	Signifikanz	
		Pillai-Spur	t-Test
Barfuß-Gruppe =	vordere Schublade	0,215	
barfuß	vordere Schublade × Zugkraft	0,977	
Aircast®-Gruppe =	vordere Schublade × Kraftstoß	0,034	
orthese	vordere Schublade × Trainingsgruppe	0,701	barfuß (prä-post) 0,073
Skischuh-Gruppe =			orthese (prä-post) 0,225
skischuh			skischuh (prä-post) 0,076
	Gelenkstiffness	0,004	
	Gelenkstiffness × Kraftstoß	0,129	
	Gelenkstiffness × Trainingsgruppe	0,285	barfuß (prä-post) 0,005
			orthese (prä-post) 0,040
			skischuh (prä-post) 0,076

Die Kraft zeigt in der schnellen Reizbedingung keine Wechselwirkung mit der Veränderung der Schublade. Dagegen beeinflusst der in der Ausgangsmessung verminderte Kraftstoß die vordere Schublade signifikant. Möglicherweise kommt es aus diesem Grund für die Veränderung der vorderen Schublade, im Vergleich der beiden Meßzeitpunkte, zu keinem signifikantes Ergebnis.

Für die Gelenkstiffness läßt sich in der Ausgangsmessung eine signifikante Veränderung feststellen. Für diesen Parameter ergibt sich jedoch weder für die Wechselwirkung mit dem applizierten Kraftstoß noch für die Wechselwirkung mit der Zugehörigkeit zu einer bestimmten Trainingsgruppe ein signifikanter Wert. Anzumerken ist allerdings, daß sich die Barfuß-Gruppe als einzige Trainingsgruppe auf einem 1%-Niveau signifikant verbessern kann. Sie profitiert anscheinend in dieser Versuchsbedingung am meisten vom absolvierten Trainingsprogramm.

4.3.2.3 Neuromuskuläre Kontrolle (schnelle Kraffteinleitung)

Unter dieser Versuchsbedingung kommt es durch die schnelle Kraffteinleitung zu reflektorischen Kompensationsmechanismen am Kniegelenk (Abb.4-15). Die neuromuskuläre Aktivierung, die durch das EMG im Bereich von der Auslösung der anterioren Zugkraft bis 120ms nach der Auslösung der anterioren Zugkraft beschrieben wird, basiert ausschließlich auf einer reflektorischen Aktivierung des Muskels. Dabei scheint es aus physiologischer Sicht sinnvoll, diesen Zeitbereich in vier gleich lange Abschnitte zu unterteilen (vgl. LEE / TATTON 1978; BRUHN ET AL. 2000; GRUBER ET AL. 2000). Der Bereich bis 30ms nach dem Beginn der anterioren Kraffteinleitung stellt den Referenzbereich dar. In diesem Zeitabschnitt ist keine, durch den Kraftzug ausgelöste, neuromuskuläre Aktivierung zu erwarten. Im Zeitabschnitt von 30-60ms sind erste monosynaptische Antworten möglich; dieser Bereich wird auch short-latency oder M1-Reflexbereich bezeichnet. Im Bereich von 60-90ms sind di- und trisynaptische reflektorische Antworten zu erwarten. Dieser Abschnitt wird auch medium latency oder M2-Reflexbereich genannt. In den letzten Zeitabschnitt, den long latency oder M3-Reflexbereich, fallen polysynaptische Reflexantworten. Diese Unterteilung macht funktionell Sinn, da den verschiedenen Bereichen auch verschiedene Aufgabenfelder zugeordnet werden können (vgl. NASHNER 1976; LEE / TATTON 1978, 1982; HOUK / RYMER 1981; DIETZ 1991).

Im folgenden wird die neuromuskuläre Kontrolle in den verschiedenen Reflexphasen, nach einer schnellen Kraffteinleitung am Unterschenkel in anteriorer Richtung, für den Quadrizeps (vgl. Tab.4-28) und die Hamstrings (vgl. Tab.4-29) dargestellt.

Tab.4-28 iEMG Quadrizeps [mVms] bei schneller Krafteinleitung am Kniearthrometer in den Bereichen 0-30ms, 30-60ms, 60-90ms und 90-120ms nach Kraftbeginn. Mittelwerte und Standardabweichungen für die drei Trainingsgruppen im Eingangs- und Ausgangstest. Die aufgeführten iEMGs stellen die relativierten iEMGs in den jeweiligen Zeitbereichen dar. Zur Relativierung wird vom absoluten iEMG das iEMG des Zeitintervalls, das 30ms vor der Kraftapplikation liegt, subtrahiert.

Zeitabschnitte		0-30ms	30-60ms	60-90ms	90-120ms
<u>iEMG Quadrizeps [mVms]</u>					
Barfuß-Gruppe	prä	0,42 (0,61)	1,76 (1,46)	9,17 (4,63)	3,37 (3,26)
	post	0,23 (0,39)	0,68 (1,06)	9,06 (6,45)	5,17 (4,54)
Aircast®-Gruppe	prä	0,47 (0,52)	1,67 (2,25)	11,02 (4,84)	5,87 (4,39)
	post	0,28 (0,43)	0,50 (1,03)	7,78 (4,10)	5,43 (4,95)
Skischuh-Gruppe	prä	0,39 (0,56)	2,15 (2,11)	11,02 (5,24)	4,49 (4,27)
	post	0,34 (0,50)	0,63 (0,80)	9,86 (4,22)	6,14 (4,80)

Tab.4-29 iEMG Hamstrings [mVms] bei schneller Krafteinleitung am Kniearthrometer in den Bereichen 0-30ms, 30-60ms, 60-90ms und 90-120ms nach Kraftbeginn. Mittelwerte und Standardabweichungen für die drei Trainingsgruppen im Eingangstest und im Ausgangstest. Die aufgeführten iEMGs stellen die relativierten iEMGs in den jeweiligen Zeitbereichen dar. Zur Relativierung wird vom absoluten iEMG das iEMG des Zeitintervalls, das 30ms vor der Kraftapplikation liegt, subtrahiert.

Zeitabschnitte		0-30ms	30-60ms	60-90ms	90-120ms
<u>iEMG Hamstrings [mVms]</u>					
Barfuß-Gruppe	prä	0,35 (0,35)	2,04 (1,55)	2,56 (1,90)	4,75 (4,65)
	post	0,20 (0,21)	2,57 (2,11)	2,87 (2,03)	3,27 (3,23)
Aircast®-Gruppe	prä	0,30 (0,31)	1,95 (1,20)	3,24 (1,68)	7,19 (5,48)
	post	0,27 (0,30)	2,56 (2,23)	3,51 (3,19)	4,35 (3,43)
Skischuh-Gruppe	prä	0,28 (0,15)	1,87 (1,34)	2,47 (1,77)	5,09 (3,12)
	post	0,25 (0,20)	2,07 (1,59)	2,77 (1,34)	4,54 (3,57)

Für die Hamstrings und den Quadrizeps ergibt sich in der Eingangs- und Ausgangsmessung ein charakteristisches Bild bezüglich der neuromuskulären Aktivierung in den vier Zeitintervallen. Erwartungsgemäß ist im ersten Zeitabschnitt eine nur sehr geringe neuromuskuläre Aktivität festzustellen. Im M1-Reflexbereich und im M2-Reflexbereich fällt die neuromuskuläre Aktivierung nach der schnellen Krafteinleitung an den Kniegelenkstreckern in der Eingangsmessung deutlich größer aus als in der Ausgangsmessung. Dies ist für alle drei Trainingsgruppen zu beobachten.

Betrachtet man die Kniegelenkbeuger in den beiden frühen Reflexbereichen, so kann man ein entgegengesetztes Verhalten beobachten. Hier verändert sich die neuromuskuläre Aktivität zwischen den Meßzeitpunkten so, daß in der Ausgangsmessung höhere Werte erreicht werden als in der Eingangsmessung. Wiederum kann dieses Verhalten für alle drei Trainingsgruppen beobachtet werden. Für das Zeitintervall von 90-120ms nach der Reizapplikation, läßt sich, im Gegensatz zu den beiden vorausgehenden Zeitintervallen, für die Kniegelenkstreckern eine zunehmende neuromuskuläre Aktivierung diagnostizieren, während für die Kniegelenkbeuger eine abnehmende neuromuskuläre Aktivierung in der Ausgangsmessung zu beobachten ist.

Die beobachteten Veränderungen der neuromuskulären Aktivierung sind am Beispiel der Barfuß-Gruppe in Abb.4-20 und Abb.4-21 dargestellt.

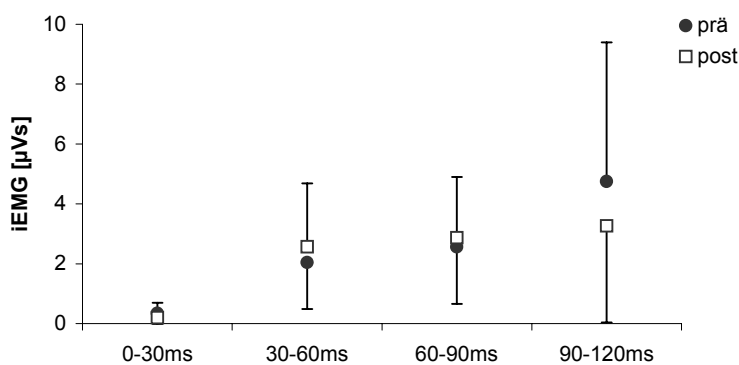


Abb.4-20 iEMG der Hamstrings für die Barfuß-Gruppe in den ersten 120ms nach Reizbeginn. Aufteilung in die vier Zeitintervalle und Darstellung der Mittelwerte und der Standardabweichungen für die Eingangs- und Ausgangsmessung.

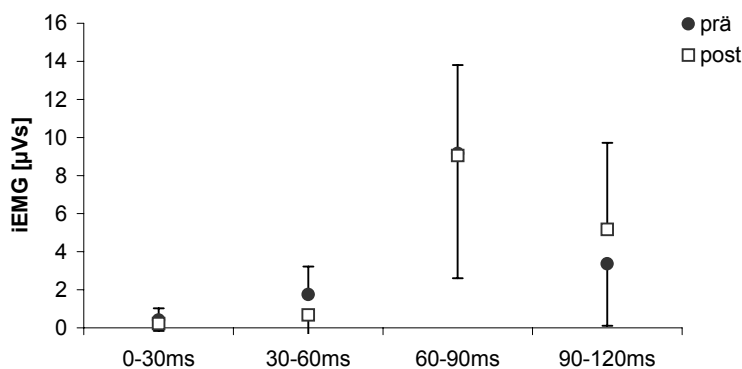


Abb.4-21 iEMG des Quadrizeps für die Barfuß-Gruppe in den ersten 120ms nach Reizbeginn. Aufteilung in die vier Zeitintervalle und Darstellung der Mittelwerte und der Standardabweichungen für die Eingangs- und Ausgangsmessung.

4.3.2.3.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der neuromuskulären Kontrolle (schnelle Krafterleitung)

Statistisch wird zunächst geprüft, ob die Trainingsgruppe einen Einfluß auf die neuromuskuläre Kontrolle innerhalb der drei Zeitintervalle, in denen eine reflektorische Ansteuerung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur vorliegt, aufweist. Es wird sowohl der Eingangstest (prä) als auch der Ausgangstest (post) untersucht. Des weiteren soll geprüft werden, ob Kontrollparameter unter dieser Testbedingung einen Einfluß auf die neuromuskuläre Ansteuerung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur haben. Tab.4-30 gibt die Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse wieder. Es wird die Pillai-Spur für den Einfluß der Faktoren bzw. der Kovariaten auf die Parameter in ihrer Gesamtheit erhoben. Darüber hinaus werden Tests der Zwischensubjekteffekte nach dem Allgemeinen Linearen Modell gerechnet. In Tab.4-30 sind diese Tests der Zwischensubjekteffekte nur für die Parameter aufgeführt, bei denen signifikante Ergebnisse beobachtet werden. Für signifikante Tests der Zwischensubjekteffekte werden a-posteriori-Tests gerechnet, um die Gruppenspezifität der statistisch nachgewiesenen Unterschiede aufzudecken. Für die folgende Darstellung wird der Bonferroni-Test ausgewählt. Um die Tabelle übersichtlich zu gestalten, sind nur signifikante Ergebnisse des Bonferroni-Tests angegeben.

Tab.4-30 Statistische Betrachtung der Parameter für die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks am Kniearthrometer bei schneller Krafterleitung. Multivariate Varianzanalyse mit Bonferroni-Test (Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

Multivariate Tests

Kniearthrometer (schneller Reiz)

Abhängige Variablen	Quelle	Signifikanz	Tests der Zwischen- subjekteffekte	Signifikanz
quad 30-60ms prä	<u>Faktoren</u>	Pillai-Spur	Bonferroni-Test	
quad 60-90ms prä	Trainingsgruppe	0,618		
quad 90-120ms prä	Geschlecht	0,136		
	Lachman-Test	0,187		
quad 30-60ms post	Pivot-Shift-Test	0,929		
quad 60-90ms post				
quad 90-120ms post	<u>Kovariaten</u>			
	sub. Kniegelenkstabilität	0,489		
hams 30-60ms prä	kraftstoß prä	0,003	hams 90-120ms prä	0,007
hams 60-90ms prä	kraftstoß post	0,029	hams 90-120ms post	0,001
hams 90-120ms prä				
	kraft prä	0,076	hams 90-120ms prä	0,026
hams 30-60ms post			quad 90-120ms prä	0,037
hams 60-90ms post	kraft post	0,080	hams 90-120ms post	0,003
hams 90-120ms post			quad 90-120ms post	0,022

Die Zugehörigkeit zu einer bestimmten Trainingsgruppe hat für die schnelle Krafteinleitung keinen Einfluß auf die reflektorische Kontrolle des Kniegelenks. Die Parameter für die Laxizität des Kniegelenks (Lachman-Test, Pivot-Shift-Test) und die subjektive Kniegelenkstabilität (sub. Kniegelenkstabilität) haben ebenfalls keinen Einfluß auf die neuromuskuläre Kontrolle des Gelenksystems. Dagegen weisen, sowohl in der Eingangs- als auch in der Ausgangsmessung, die eingeleitete Kraft und der am Unterschenkel in anteriorer Richtung applizierte Kraftstoß, einen Einfluß auf das iEMG der kniegelenkumgreifenden Muskulatur auf. Dieser Einfluß ist allerdings nur im Zeitintervall von 90-120ms zu beobachten. Die eingeleitete Kraft beeinflusst dabei sowohl die Ansteuerung der Hamstrings als auch die Ansteuerung des Quadrizeps, während für den applizierten Kraftstoß lediglich die Hamstrings in diesem späten Reflexbereich betroffen sind. Die ischiokrurale Muskulatur ist in beiden Messungen so stark betroffen, daß der Kraftstoß, im Hinblick auf seinen Einfluß auf die neuromuskulären Parameter, ein signifikantes Ergebnis erreicht.

4.3.2.3.2 Gruppenspezifische Veränderungen der neuromuskulären Kontrolle nach der Trainingsintervention (schnelle Krafteinleitung)

Zum Zwecke der statistischen Prüfung der Veränderungen zwischen Eingangs- und Ausgangstest der abhängigen Variablen wird eine univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung gerechnet. Um den Einfluß der Sprunggelenkfixierung auf die Veränderungen der neuromuskulären Parameter nach der schnellen Krafteinleitung am Kniearthrometer zu prüfen, wird die Trainingsgruppe als Zwischensubjektfaktor in das statistische Design eingebracht. Damit der Einfluß der Kontrollvariablen Kraft und Kraftstoß ersichtlich wird, werden diese Variablen für das Zeitintervall von 90-120ms als Kovariaten in das statistische Design eingebracht. Veränderungen der abhängigen Variablen für die verschiedenen Trainingsgruppen werden mit gepaarten t-Tests nachgewiesen.

Im folgenden sind die Ergebnisse der statistischen Prüfung der neuromuskulären Kontrolle in den verschiedenen Reflexphasen, nach einer schnellen Krafteinleitung am Unterschenkel in anteriorer Richtung, für den Quadrizeps (vgl.Tab.4-31) und die Hamstrings (vgl. Tab.4-32) dargestellt.

Tab.4-31 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der iEMGs des Quadrizeps in der Prä-Messung und der Post-Messung. Univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung und anschließender t-Tests für abhängige Stichproben (Irrtumswahrscheinlichkeit 1%; $p \leq 0,010$).

Multivariate Tests

Kniearthrometer (schneller Reiz) – quad

	Innersubjektvariable	Signifikanz Pillai-Spur	t-Test	
				Signifikanz
Barfuß-Gruppe = barfuß	quad 30-60ms	0,000	barfuß (prä-post)	0,004
Aircast®-Gruppe = orthese	quad 30-60ms × Gruppe	0,873	orthese (prä-post)	0,050
Skischuh-Gruppe = skischuh			skischuh (prä-post)	0,004
	quad 60-90ms	0,004	barfuß (prä-post)	0,796
	quad 60-90ms × Gruppe	0,052	orthese (prä-post)	0,001
			skischuh (prä-post)	0,207
	quad 90-120ms	0,158	barfuß (prä-post)	0,096
	quad 90-120ms × Gruppe	0,623	orthese (prä-post)	0,493
			skischuh (prä-post)	0,169

Tab.4-32 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der iEMGs der Hamstrings in der Prä-Messung und der Post-Messung. Univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung und anschließender t-Tests für abhängige Stichproben (Irrtumswahrscheinlichkeit 1%; $p \leq 0,010$).

Multivariate Tests

Kniearthrometer (schneller Reiz) – hams

	Innersubjektvariable	Signifikanz Pillai-Spur	t-Test	
				Signifikanz
Barfuß-Gruppe = barfuß				
Aircast®-Gruppe = orthese	hams 30-60ms	0,151	barfuß (prä-post)	0,351
Skischuh-Gruppe = skischuh	hams 30-60ms × Gruppe	0,387	orthese (prä-post)	0,075
			skischuh (prä-post)	0,769
	hams 60-90ms	0,529	barfuß (prä-post)	0,825
	hams 60-90ms × Gruppe	0,808	orthese (prä-post)	0,589
			skischuh (prä-post)	0,644
	hams 90-120ms	0,144	barfuß (prä-post)	0,017
	hams 90-120ms × Gruppe	0,288	orthese (prä-post)	0,024
			skischuh (prä-post)	0,363

Durch die Berechnung ergeben sich für die Kniegelenkbeuger keine signifikanten Erhöhungen des iEMGs im Zeitbereich von 30-90ms nach Einleitung der anterior gerichteten Kraft (vgl. Tab.4-29 und Tab.4-32). Für die Kniegelenkstrecker kann dagegen eine reduzierte neuromuskuläre Aktivierung im Zeitbereich von 30-60ms und 60-90ms (vgl. Tab.4-28 und Tab.4-31) statistisch nachgewiesen werden.

Für eine abschließende Betrachtung der neuromuskulären reflektorischen Kontrolle des Kniegelenks in dieser Versuchsbedingung werden die Zeitintervalle 30-60ms und 60-90ms zusammengefaßt (vgl. Abb.4-22, Abb.4-23). Den in diesen Bereichen auftretenden Reflexen kann funktionell die Aufgabe zugesprochen werden das Gelenk in einer frühen Phase der Krafteinwirkung zu stabilisieren und so gegen traumatisierende Kräfte zu schützen. Im Gegensatz zu den frühen Reflexen werden den späten Reflexen (90-120ms) vermehrt posturale Aufgaben zugesprochen (vgl. Abb.4-24, Abb.4-25). Aufgrund der funktionell unterschiedlichen Aufgaben sollen im folgenden Veränderungen dieser Reflexantworten einander gegenübergestellt werden.

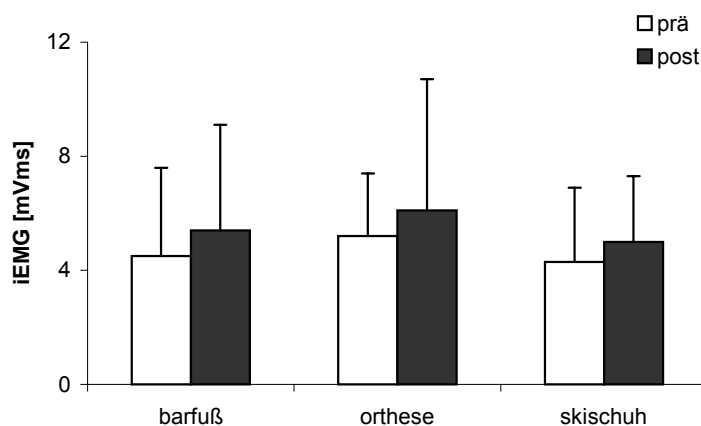


Abb.4-22 iEMGs der Hamstrings für die Trainingsgruppen im Intervall von 30-90ms nach Kraftapplikation. Darstellung der Mittelwerte und der Standardabweichungen für die Eingangs- und Ausgangsmessung.

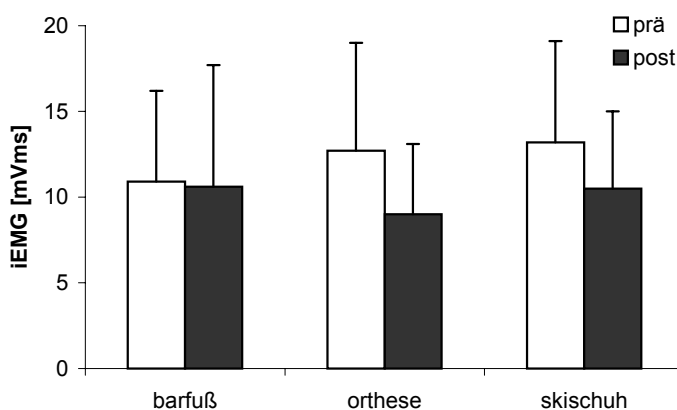


Abb.4-23 iEMGs des Quadrizeps für die Trainingsgruppen im Intervall von 30-90ms nach Kraftapplikation. Darstellung der Mittelwerte und der Standardabweichungen für die Eingangs- und Ausgangsmessung.

Bei allen drei Trainingsgruppen kann in diesem Zeitintervall eine Zunahme der neuromuskulären Aktivität der ischiokruralen Muskulatur und eine Abnahme der Quadrizeps-Aktivität beobachtet werden. Für die Barfuß-Gruppe fällt diese Abnahme der Quadrizeps-Aktivität am geringsten aus.

Die beobachtbare Erhöhung der neuromuskulären Aktivität der ischiokruralen Muskulatur bei der schnellen Kraftapplikation (vgl. Abb.4-22) entspricht dem Verhalten der Aircast[®]-Gruppe, und vor allem der Skischuh-Gruppe, bei der langsamen Krafteinleitung (vgl. Abb.4-14). Bezogen auf die Quadrizeps-Muskulatur zeigt sich dagegen bei der schnellen, im Gegensatz zur langsamen Reizbedingung, eine Abnahme der neuromuskulären Aktivität in der Ausgangsmessung (vgl. Abb.4-23). Lediglich die Barfuß-Gruppe weist nach der schnellen Krafteinleitung keine auffallende Verminderung der neuromuskulären Aktivität der Kniestreckere auf.

Im Zeitintervall von 90-120ms ergibt, im Vergleich mit dem Zeitintervall von 30-90ms, ein entgegengesetztes Bild für die Veränderung der neuromuskulären Aktivität zwischen den Meßzeitpunkten (vgl. Abb.4-24, Abb.4-25).

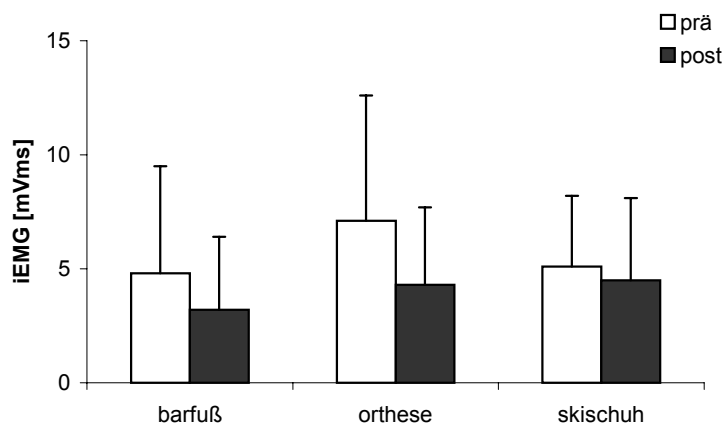


Abb.4-24 iEMGs der Hamstrings für die Trainingsgruppen im Intervall von 90-120ms nach Kraftapplikation. Darstellung der Mittelwerte und der Standardabweichungen für die Eingangs- und Ausgangsmessung.

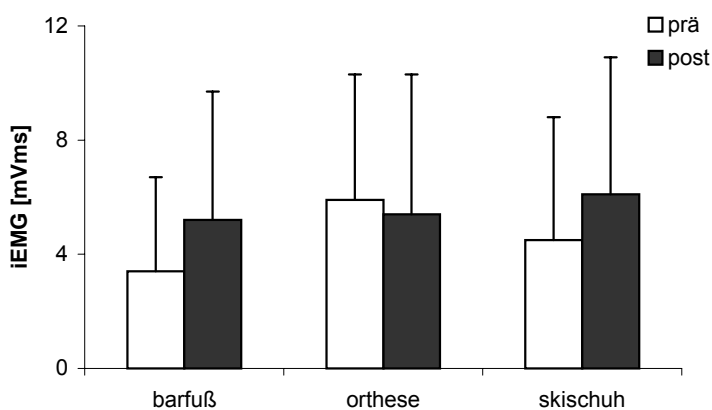


Abb.4-25 iEMGs des Quadrizeps für die Trainingsgruppen im Intervall von 90-120ms nach Kraftapplikation. Darstellung der Mittelwerte und der Standardabweichungen für die Eingangs- und Ausgangsmessung.

So ergibt sich für diesen Zeitabschnitt im Ausgangstest eine niedrigere Aktivität der ischiokruralen Muskulatur und eine höhere Aktivität der Quadrizeps Muskulatur verglichen mit dem Eingangstest. Lediglich die Aircast®-Gruppe weist keine Erhöhung der neuromuskulären Aktivität des Quadrizeps im Ausgangstest in diesem Zeitintervall auf.

4.3.3 Synopsis (Kniearthrometer)

Für die funktionelle Gelenkstabilität sind sowohl im Falle der langsamen Kraftereinleitung (Abb.4-11, Abb.4-12) als auch im Falle der schnellen Kraftereinleitung (Abb.4-18, Abb.4-19) Verbesserungen in der Ausgangsmessung, verglichen mit der Eingangsmessung, festzustellen. Die Reduzierung der vorderen Schublade, verbunden mit einer Erhöhung der Gelenkstiffness, ist dabei für alle drei Trainingsgruppen zu beobachten. Die Skischuh-Gruppe zeigt allerdings als einzige Trainingsgruppe in der langsamen Reizbedingung eine signifikante Verbesserung der funktionellen Gelenkstabilität nach der Trainingsintervention (Tab.4-19). Ein genereller Einfluß der Trainingsgruppe auf die Verbesserung der funktionellen Gelenkstabilität in dieser Reizbedingung kann statistisch jedoch nicht festgestellt werden (Tab.4-19). Für den schnellen Reiz kann ebenfalls kein Einfluß der Trainingsgruppe auf die Verbesserung der funktionellen Gelenkstabilität nachgewiesen werden (Tab.4-27). Im Gegensatz zur langsamen Reizbedingung kann sich jedoch die Barfuß-Gruppe bei der schnellen Reizbedingung als einzige Trainingsgruppe signifikant verbessern (Tab.4-27). Die Hypothese H_4 kann also insofern verifiziert werden, als daß sich Verbesserungen hinsichtlich der funktionellen Gelenkstabilität durch das absolvierte Training ergeben. Allerdings kann kein Einfluß der Fixierung des Sprunggelenks während der Trainingsmaßnahmen nachgewiesen werden. In diesem Punkt muß H_4 falsifiziert werden.

Für die neuromuskuläre Kontrolle am Kniegelenk wird in der Ausgangsmessung eine verstärkte neuromuskuläre Aktivierung der ischiokruralen Muskulatur für die langsame Reizbedingung festgestellt (Abb.4-14). Das gleiche Bild ergibt sich für die schnelle Reizbedingung im Zeitintervall von 30-90ms nach Einleitung der Kraft. In diesem Zeitintervall ist die ischiokrurale Muskulatur in der Ausgangsmessung ebenfalls stärker aktiviert als in der Eingangsmessung (Tab.4-29, Abb.4-22) wohingegen die neuromuskuläre Aktivierung der Kniestrecker abgeschwächt ist (Tab.4-28, Abb.4-23). Ein Einfluß der Trainingsgruppe auf die neuromuskuläre Aktivierung ist weder für die beiden Meßzeitpunkte (Tab.4-20, Tab.4-30) noch für die Veränderung zwischen den Meßzeitpunkten (Tab.4-21, Tab.4-31) nachzuweisen. Damit kann zwar ein positiver Trainingseffekt in bezug auf die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks durch die absolvierten Trainingsinterventionen nachgewiesen werden, ein Einfluß der Trainingsgruppe ist dagegen nicht zu beobachten. Der Trainingseffekt scheint daher nicht von der Fixierung des Sprunggelenks während der

Trainingsintervention abhängig zu sein. Die Hypothese H₅ muß aus diesem Grund falsifiziert werden.

Dieser neuromuskuläre Trainingseffekt, der sich bei der schnellen Krafteinleitung im frühen Reflexbereich (M1 und M2) durch eine erhöhte neuromuskuläre Aktivierung der Kniegelenkbeuger und durch eine verminderte neuromuskuläre Aktivierung der Kniegelenkstrecker bemerkbar macht, ist im späten Reflexbereich (M3) nicht zu beobachten. Ganz im Gegenteil kommt es im späten Reflexbereich nach der Trainingsintervention zu einer verstärkten neuromuskulären Aktivierung der Kniegelenkstrecker (Tab.4-28, Abb.4-25) und zu einer abgeschwächten neuromuskulären Aktivierung der ischiokruralen Muskulatur (Tab.4-29, Abb.4-24).

4.4 Isometrische Maximalkraftmessung (BKM)

Betrachtet man eine idealtypische Kraftkurve und die dazugehörigen muskulären Aktivitäten für einen isometrischen Maximalkraftversuch am Beinkraftmeßgerät (BKM), so lassen sich vier Bereiche unterscheiden. Die Bereiche sind in Abb.4-26 durch eine unterschiedliche Farbgebung gekennzeichnet.

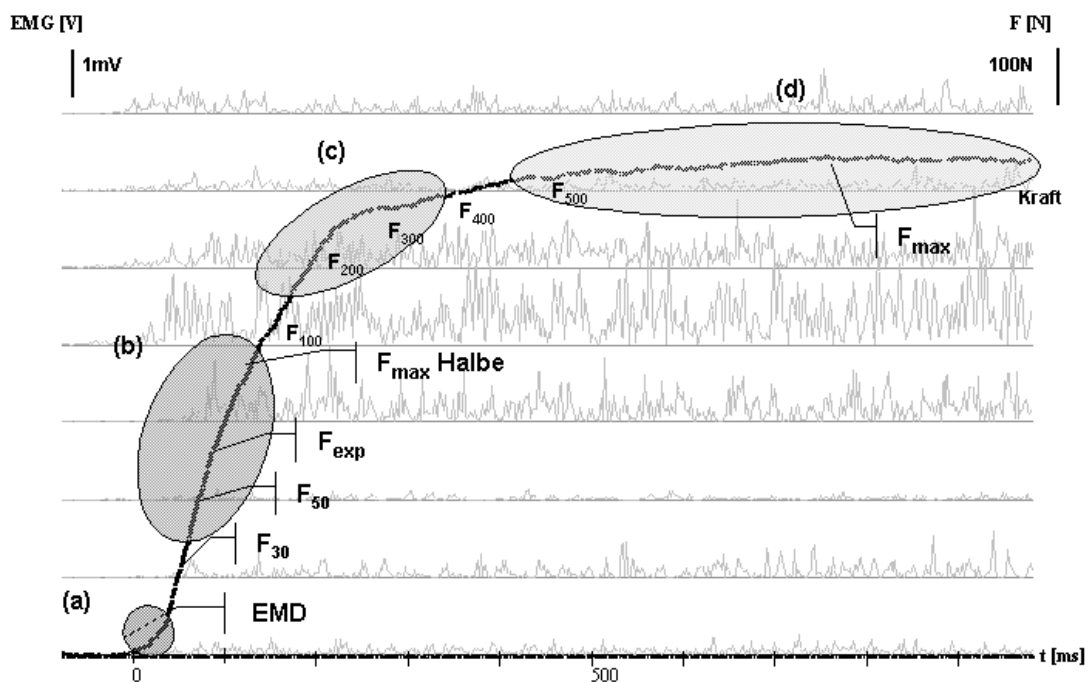


Abb.4-26 Schematische Übersicht der Bereiche einer isometrischen Kraftkurve, sowie die dazugehörigen Muskelableitungen. Eingezeichnet sind die in der Literatur beschriebenen Parameter zur Beurteilung der willkürlich isometrischen Kraftentfaltung. Dargestellt sind: Die Kraftkurve (schwarz [N]) und die ungefilterten, gleichgerichteten EMGs (grau [V]) der abgeleiteten Muskeln (von oben nach unten: M. semitendinosus, M. biceps femoris, M. vastus lateralis, M. vastus medialis, M rectus femoris, M. gastrocnemius, M. tibialis anterior, M. peroneus longus; Proband sl, n=1).

Der Proband beginnt willkürlich eine maximale Kontraktion. Die Zeit, die von der ersten elektromyographischen Aktivität bis zu einer sichtbaren Kraftentwicklung verstreicht, wird als elektromechanische Verzögerung EMD (electromechanical delay) bezeichnet (a). Die Kraft steigt zunächst exponentiell an (b) und geht dann sehr schnell in einen annähernd linearen Kraftanstieg über (c), der dann wieder abflacht, um sich asymptotisch dem Maximalkraftniveau anzunähern (d). Abb.4-26 zeigt schematisch dieses Verhalten der Kraftkurve.

Für die nachfolgende Auswertung und zur Parametrisierung der Kraftkurve werden für die Probanden die Maximalkraft, die Explosivkraft sowie die jeweiligen Zeitpunkte, an denen diese Kraftwerte erreicht werden, bestimmt (vgl. Tab.4-33).

Tab.4-33 Lagemaße (Mittelwerte) und Streuungsmaße (Standardabweichungen) ausgewählter Parameter der isometrischen Kraftverlaufskurve, aufgeteilt nach Trainingsgruppen.

Parameter	barfuß		orthese		skischuh	
	Mittelwert	Std.abw.	Mittelwert	Std.abw.	Mittelwert	Std.abw.
Maximalkraft [N]						
Prä	911	(258)	770	(214)	925	(227)
Post	913	(234)	748	(206)	936	(239)
Zeitpunkt der Maximalkraft [ms]						
Prä	812	(165)	844	(167)	908	(139)
Post	807	(132)	858	(211)	885	(186)
Explosivkraft (maximale Steigung der Kraftkurve) [N/ms]						
Prä	8,39	(3,28)	6,95	(2,48)	7,99	(2,41)
Post	9,01	(2,37)	7,01	(2,39)	9,19	(3,37)
Zeitpunkt des max. Kraftanstiegs nach Beginn der Kraftentwicklung [ms]						
Prä	47	(19)	53	(19)	45	(20)
Post	46	(16)	43	(19)	44	(19)
Elektromechanische Verzögerung [ms]						
Prä	31	(7)	30	(7)	32	(7)
Post	29	(7)	29	(6)	29	(5)

Zur Beurteilung der voreingestellten muskulären Stiffness der knieelenkumgreifenden Muskulatur wird das EMD bestimmt. Der Parameter Maximalkraft beschreibt dabei das Kurvenverhalten im letzten Teilbereich der Kraftkurve. Die Explosivkraft dient als Parameter zur Beschreibung des zweiten Bereichs der Kraftkurve, in dem ein quasi linearer Anstieg der Kraft zu erkennen ist (vgl. RÖTHIG 1992; SCHNABEL / THIESS 1993; STRASS 1994; KIBELE 1995).

4.4.1 Einfluß der unabhängigen Variablen auf die erhobenen Parameter der isometrischen Maximalkraftmessung

Da die Kraftparameter Maximalkraft und Explosivkraft sowie die Zeitwerte der Parameter miteinander korrelieren, wird zur Prüfung dieser Parameter eine multivariate Varianzanalyse durchgeführt. Für die elektromechanische Verzögerung wird eine univariate Varianzanalyse gerechnet.

Als abhängige Variablen gehen die in Tab.4-33 aufgeführten Parameter ein. Als unabhängiger Faktor geht die Trainingsgruppe und das Geschlecht ein. Die Berechnung der Einflußstärke der Faktoren auf die unabhängigen Variablen wird nach der Methode des Allgemeinen Linearen Modells durchgeführt. Als Prüfgröße für die Wechselwirkung der Faktoren mit den abhängigen Variablen wird die Pillai-Spur verwendet. Um eventuelle Gruppenunterschiede zu erkennen, wird mittels eines a-posteriori-Tests (Bonferroni-Test) auf Mittelwertunterschiede innerhalb der Trainingsgruppen geprüft (vgl. Tab.4-34).

Es kann festgestellt werden, daß der Faktor Trainingsgruppe eine Wechselwirkung mit den abhängigen Variablen Maximalkraft (in der Prä- und in der Post-Messung) und Explosivkraft (in der Post-Messung) zeigt. Vergleicht man die Mittelwerte für die Maximalkraft und die Explosivkraft aus Tab.4-33, stellt man fest, daß die Aircast[®]-Gruppe deutlich unter dem Niveau der beiden anderen Trainingsgruppen liegt. Auch aus den a-posteriori-Tests ist ein statistischer Unterschied zwischen der Aircast[®]-Gruppe und den beiden anderen Trainingsgruppen ersichtlich. Die statistisch nachzuweisende Wechselwirkung des Faktors Trainingsgruppe mit den abhängigen Variablen Maximalkraft Prä, Maximalkraft Post und Explosivkraft Post ist letztlich auf ein niedrigeres Kraftniveau der Aircast[®]-Gruppe im Vergleich mit den beiden anderen Trainingsgruppen zurückzuführen. Dieser Niveauunterschied kann allerdings nicht mit einer inhomogenen Verteilung der Probanden in bezug auf die erhobenen Kontrollvariablen begründet werden.

Im Hinblick auf den Faktor Geschlecht zeigt sich erwartungsgemäß ein signifikanter Einfluß auf die Kraftentwicklung unter isometrischen Bedingungen. Die Signifikanz kommt hierbei durch den Einfluß des Geschlechts auf die Maximalkraft und die Explosivkraft zustande. Es gibt aber keine Wechselwirkung des Faktors Trainingsgruppe mit dem Faktor Geschlecht (vgl. Tab.4-34). Hinsichtlich der zeitlichen Struktur der Kraftentwicklung ergeben sich keine Unterschiede, die auf das Geschlecht der Teilnehmer zurückzuführen sind. Für die folgende Auswertung wird das Geschlecht, aufgrund der Wechselwirkung mit den Kraftwerten, als Kontrollfaktor in das statistische Design eingebracht.

Tab.4-34 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der Parameter beim isometrischen Maximalkraftversuch am BKM. Multivariate Varianzanalyse mit Bonferroni-Test für Trainingsgruppe und Geschlecht (Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

Multivariate Tests				
Quelle	Abhängige Variable	Signifikanz Pillai-Spur	a-posteriori-Test	
Trainingsgruppe	maxkraft (prä)	0,179	Bonferroni	Signifikanz
			barfuß – orthese	0,404
			barfuß – skischuh	1,000
Barfuß-Gruppe = barfuß	maxkraft (post)	0,020	orthese – skischuh	0,114
			barfuß – orthese	0,210
			barfuß – skischuh	1,000
Aircast [®] -Gruppe = orthese	maxkraft (post)	0,020	orthese – skischuh	0,046
			barfuß – orthese	0,210
			barfuß – skischuh	1,000
Skischuh-Gruppe = skischuh	Zeitpunkt maxkraft (prä)	0,227		
	Zeitpunkt maxkraft (post)	0,565		
	Explosivkraft (prä)	0,329		
	Explosivkraft (post)	0,044	barfuß – orthese	0,216
			barfuß – skischuh	1,000
			orthese – skischuh	0,098
	Zeitpunkt Explosivkraft (prä)	0,565		
	Zeitpunkt Explosivkraft (post)	0,985		
	emd (prä)	0,304		
	emd (post)	0,664		
Geschlecht		0,000	Interaktionen der Faktoren	
	maxkraft (prä)	0,000		0,706
	maxkraft (post)	0,000		0,612
	Zeitpunkt maxkraft (prä)	0,063		0,616
	Zeitpunkt maxkraft (post)	0,512		0,671
	Explosivkraft (prä)	0,000		0,570
	Explosivkraft (post)	0,000		0,815
	Zeitpunkt Explosivkraft (prä)	0,387		0,800
	Zeitpunkt Explosivkraft (post)	0,398		0,288
	emd (prä)	0,101		0,864
emd (post)	0,412		0,965	

Auf Grund des signifikant niedrigeren Maximalkraftniveaus der Aircast[®]-Gruppe im Vergleich zu den beiden anderen Trainingsgruppen, wird für die statistische Prüfung der Kraftparameter das individuelle Ausgangsniveau als Kovariate in die statistische Berechnung mit eingeführt. Die Interpretation der Ergebnisse sollte für die Aircast[®]-Gruppe immer auf dem Hintergrund der Tatsache eines niedrigeren Kraftniveaus im Vergleich zu den beiden

anderen Gruppen erfolgen. Im Hinblick auf die erhobenen Parameter für die Entwicklung der isometrischen Maximalkraft bilden die Barfuß- und die Skischuh-Gruppe dagegen homogene Untergruppen und sind deshalb gut vergleichbar.

4.4.2 Gruppenspezifische Veränderungen der erhobenen Parameter nach der Trainingsintervention

Um Veränderungen der abhängigen Variablen zwischen der Eingangs- und Ausgangsmessung feststellen zu können, werden univariate Varianzanalysen mit Meßwiederholung gerechnet. Als relevante Prüfgröße wird die Pillai-Spur berechnet. Stellt man mit diesem Verfahren einen signifikanten Unterschied innerhalb eines Parameters fest, folgt die Prüfung auf Gruppenspezifität mittels t-Test für abhängige Stichproben (vgl. Tab.4-35).

Tab.4-35 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede ausgewählter Parameter in der Prä- und der Post-Messung beim isometrischen Maximalkraftversuch mittels univariater Varianzanalyse mit Meßwiederholung und anschließender t-Tests für abhängige Stichproben (Irrtumswahrscheinlichkeit 1%; $p \leq 0,010$). Die Daten für das EMD sind nicht hinreichend normalverteilt. Aus diesem Grund wird für den Mittelwertvergleich der Wilcoxon-Test gerechnet (Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

Multivariate Tests				
Quelle	Innersubjektvariable	Signifikanz Pillai-Spur	t-Test	
				Signifikanz
Barfuß-Gruppe = barfuß	F_{\max}	0,793		
Aircast®-Gruppe = orthese	$T_{F_{\max}}$	0,874		
Skischuh-Gruppe = skischuh	F_{\exp} × Gruppe	0,036	barfuß (prä-post)	0,310
			orthese (prä-post)	0,898
			skischuh (prä-post)	0,010
	$T_{F_{\exp}}$	0,181		
EMD	EMD	0,003	Wilcoxon-Test	
			barfuß (prä-post)	0,041
			orthese (prä-post)	0,041
			skischuh (prä-post)	0,017

Für die Maximalkraft wird keine statistische Veränderung zwischen der Eingangs- und der Ausgangsmessung festgestellt. Dagegen kann für die Explosivkraft ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Meßzeitpunkten nachgewiesen werden. Alle drei Trainingsgruppen verbessern ihre Explosivkraftwerte nach der Trainingsintervention (vgl. Tab.4-33); für die Skischuhgruppe erreicht diese Verbesserung ein statistisch signifikantes Ausmaß. Die Kraftentwicklung verändert sich dabei hinsichtlich ihrer zeitlichen Struktur kaum, lediglich die Zeit zwischen erster elektromyographischer Aktivität und Beginn der Kraftentwicklung verkürzt sich für alle Teilnehmer signifikant.

Die Veränderungen der Kraftparameter nach der Trainingsmaßnahme sollen im folgenden mit den Veränderungen der Parameter für die neuromuskuläre Aktivität in Zusammenhang gebracht werden. Abb.4-27 gibt einen Überblick der Kraftverläufe und der mittleren Amplituden der Kniestrecker zu beiden Meßzeitpunkten, aufgeteilt nach den einzelnen Trainingsgruppen.

Die aufgeführten Kraftwerte stellen die prozentualen Kraftwerte in bezug auf die isometrische Maximalkraft der einzelnen Probanden dar. Die dargestellten iEMGs stellen die prozentualen iEMGs der Kniegelenkstrecker (M. vastus medialis, M. vastus lateralis, M. rectus femoris), relativiert am iEMG der Strecker in einem Zeitintervall von 200-100ms vor dem Kraftbeginn und normiert auf das iEMG der Kniestrecker in einem Zeitintervall von 100ms um die isometrische Maximalkraft, dar.

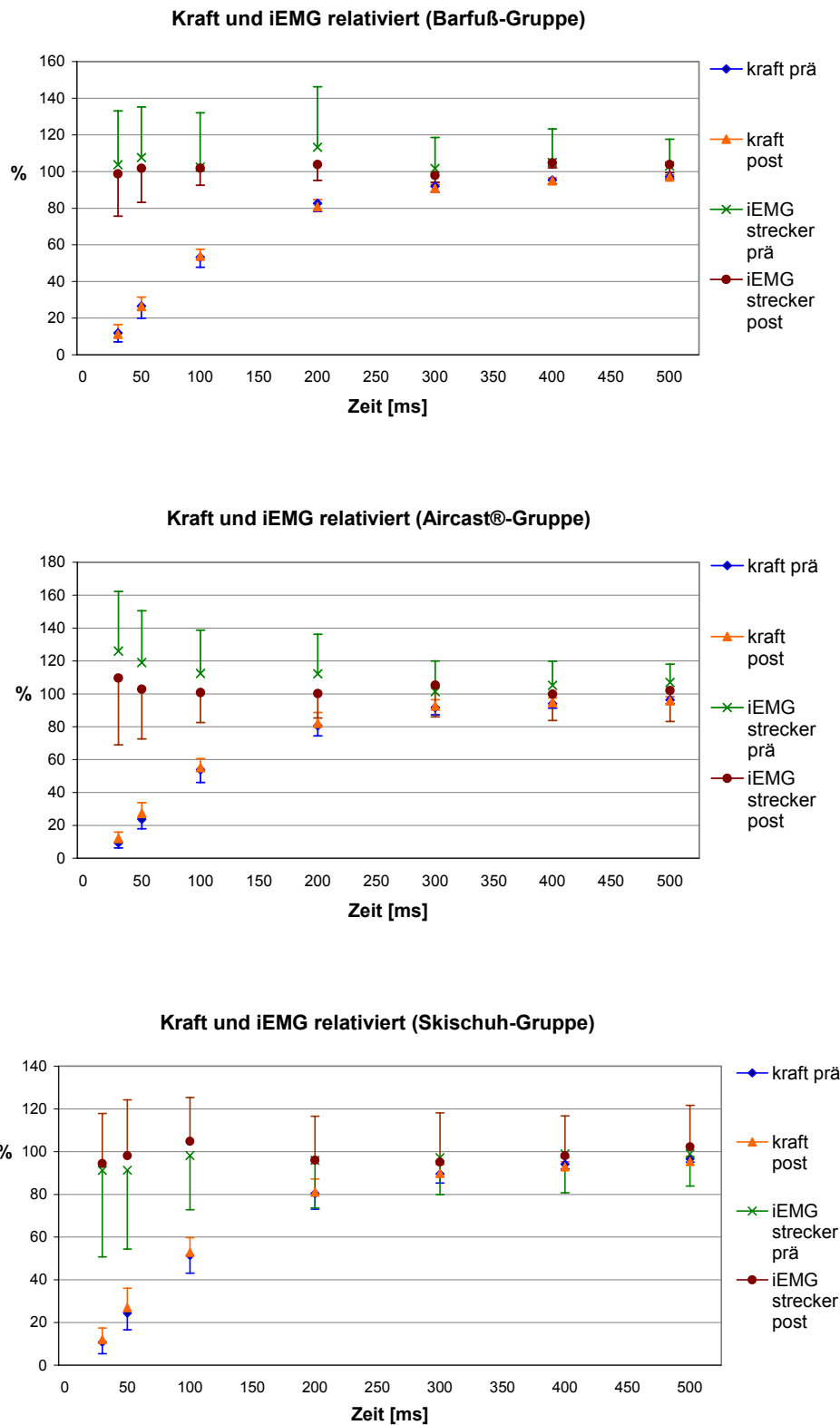


Abb.4-27 Prozentuale Kraft und iEMG (relativiert an F_{max} und iEMG Strecker 100ms um F_{max}) in den verschiedenen Teilbereichen der isometrischen Kraftentwicklung im Prä-Post-Vergleich.

Betrachtet man die erhobenen Parameter, so stellt man fest, daß die Skischuh-Gruppe innerhalb des iEMGs der Kniestrecker den größten Zuwachs in der frühen Phase der Kraftentwicklung verzeichnen kann (Abb.4-28). Dieses Verhalten offenbart sich möglicherweise in einer signifikanten Verbesserung der Explosivkraft. Auch weisen alle drei Trainingsgruppen nach der Trainingsintervention eine Verkürzung des EMDs auf. Die zu beobachtende schnellere und verbesserte Kraftentwicklung der Skischuhgruppe scheint mit einer Erhöhung des Strecker-EMGs während Phase (a) und (b) (vgl. Abb.4-26) in Verbindung zu stehen (Abb.4-27). Die Skischuhgruppe ist als einzige Trainingsgruppe in der Lage, die neuromuskuläre Aktivierung der Kniestrecker (M. vastus medialis, M. vastus lateralis und M. rectus femoris) innerhalb der ersten 100ms der Kraftentwicklung zu steigern. Abb.4-28 stellt die iEMGs der Strecker im Zeitintervall, vom „Beginn der Kraftentwicklung bis 100ms nach Beginn der Kraftentwicklung“, genauer dar.

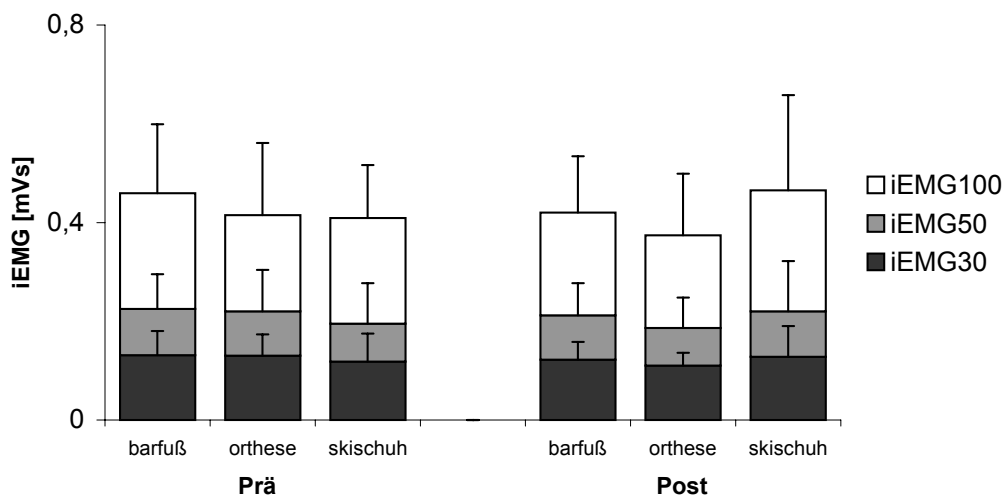


Abb.4-28 iEMG's der Strecker im Zeitintervall von 0-100ms (iEMG100, gelber Balken). Der Anteil von 0-30ms (iEMG30) ist als blauer Balken, der Anteil von 0-50ms (iEMG50) ist als roter Balken eingezeichnet. Als Lage- und Streuungsmaß werden die Gruppenmittel sowie die Standardabweichungen angegeben.

Im Intervall von 0-100ms ist für das iEMG der Strecker eine deutliche Veränderung nach der Trainingsintervention festzustellen. Die Skischuh-Gruppe, die im Eingangstest die geringste Gesamtaktivierung aufweist, kann sich im Gegensatz zu den beiden anderen Trainingsgruppen steigern und erzielt im Ausgangstest in dieser frühen Phase der Kraftentwicklung das höchste iEMG.

Über eine univariate Varianzanalyse mit Meßwiederholung soll überprüft werden, ob sich signifikante Unterschiede zwischen den Meßzeitpunkten ergeben. Die Gruppenzugehörigkeit der Teilnehmer wird als Zwischensubjektfaktor in die Berechnung eingeführt. Dadurch kann überprüft werden, ob sich die Trainingsgruppen hinsichtlich der Veränderung der iEMGs in

diesem Zeitintervall unterscheiden. Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen werden mit dem Bonferroni-Test auf Mittelwertunterschiede getestet (vgl. Tab.4-36).

Tab.4-36 Statistische Prüfung auf Mittelwertunterschiede der iEMGs im Zeitintervall von 0-100ms zwischen der Prä- und der Post-Messung beim isometrischen Maximalkraftversuch mittels univariater Varianzanalyse mit Meßwiederholung und anschließendem t-Test für abhängige Stichproben (Irrtumswahrscheinlichkeit 1%; $p \leq 0,010$). Gruppenunterschiede werden durch den Bonferroni-Test geprüft (Irrtumswahrscheinlichkeit 5%; $p \leq 0,050$).

Multivariate Tests				
Quelle	Innersubjektvariable	Signifikanz Pillai-Spur	t-Test	
				Signifikanz
Barfuß-Gruppe = barfuß	iEMG (0-100ms)	0,688	barfuß	0,229
Aircast®-Gruppe = orthese			orthese	0,166
Skischuh-Gruppe = skischuh			skischuh	0,135
	* Gruppe	0,057	Bonferroni	
			barfuß – orthese	1,000
			barfuß – skischuh	0,113
			orthese – skischuh	0,119
			LSD	
			barfuß – orthese	0,960
	barfuß – skischuh	0,038		
	orthese – skischuh	0,040		

Die Veränderungen der iEMGs der Strecker (0-100ms) fallen für die einzelnen Trainingsgruppen nicht signifikant aus. In der Ausgangsuntersuchung zeigt allerdings nur eine Gruppe eine Erhöhung des iEMGs in diesem Bereich. Aus diesem Grund ergibt sich ein beinahe signifikanter Gruppeneinfluß auf die Veränderung des iEMGs der Strecker nach der Trainingsintervention. Dieser Unterschied kann in den a-posteriori-Tests bestätigt werden. Der Bonferroni-Test zeigt einen Unterschied zwischen der Skischuh-Gruppe und den beiden anderen Trainingsgruppen ($p=0,113$ und $p=0,119$), während sich für die Aircast®-Gruppe und die Barfuß-Gruppe kein Unterschied zwischen den Meßzeitpunkten ergibt ($p=1,000$). Der LSD-Test (Lowest-Significant-Difference; geringste signifikante Differenz), ein multipler t-Test ohne α -Fehler-Korrektur, ergibt für dieses Zeitintervall sogar signifikante Unterschiede hinsichtlich der Veränderung der iEMGs der Kniegelenkstrecker, zwischen der Skischuh-Gruppe und den beiden anderen Trainingsgruppen.

4.4.3 Synopsis (BKM)

Vergleicht man die prozentualen Veränderungen der Skischuh- und der Barfuß-Gruppe hinsichtlich der untersuchten Parameter, so stellt man, nach dem absolvierten sensomotorischen Training, einen deutlichen Unterschied zwischen den Trainingsgruppen fest. Sowohl die Kraftwerte als auch die iEMGs der Kniegelenkstrecker liegen im Ausgangstest für die Skischuh-Gruppe innerhalb der ersten 30ms bzw. 50ms nach Beginn der Kraftentwicklung deutlich höher. Im Zeitintervall von 50-100ms nach Beginn der Kraftentfaltung ist dieser Effekt nicht mehr zu beobachten. Abb.4-29 verdeutlicht diese unterschiedliche Entwicklung der beiden Trainingsgruppen nochmals.

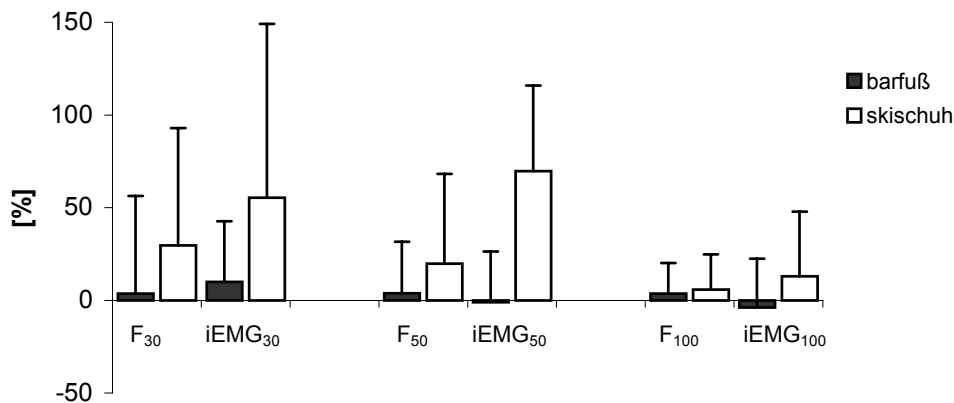


Abb.4-29 Prozentuale Veränderungen nach der Trainingsintervention für die Barfuß-Gruppe und die Skischuh-Gruppe im isometrischen Maximalkrafttest am BKM. Untersucht werden die Kraftwerte nach 30ms (F₃₀), 50ms (F₅₀) und 100ms (F₁₀₀) nach Beginn der Kraftentwicklung sowie die zugehörigen iEMGs der Kniegelenkstrecker.

Dabei können keine Anpassungen im Sinne einer Steigerung der Maximalkraft, verbunden mit einer verstärkten neuromuskulären Aktivierung des Quadrizeps, im Bereich der isometrischen Maximalkraft am BKM festgestellt werden. Aus diesem Grund ist Hypothese H₆ zu verifizieren.

Bei der Skischuh-Gruppe wird eine signifikante Verbesserung der Explosivkraft sowie eine Erhöhung der Kraftwerte im frühen Bereich der Kraftentwicklung, verbunden mit einer höheren neuromuskulären Aktivierung der Kniegelenkstrecker festgestellt. Diese Veränderungen können für die beiden anderen Trainingsgruppen nicht beobachtet werden. Damit kann Hypothese H₇ ebenfalls verifiziert werden.

Für die Diskussion dieser Ergebnisse muß allerdings das, im Vergleich zu den beiden anderen Trainingsgruppen, niedrigere Maximalkraftniveau der Aircast[®]-Gruppe, beachtet werden.

Kapitel 5

Diskussion

Im folgenden werden die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit auf dem in Kapitel 2 erarbeiteten Stand des Wissens und der in Kapitel 3 vorgestellten methodischen Vorgehensweise diskutiert. Die drei Untersuchungsstationen werden getrennt behandelt. Bevor jedoch die Auswirkungen des sensomotorischen Trainings, im Hinblick auf die erhobenen mechanischen und neurophysiologischen Parameter, unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Fixierungen des Sprunggelenks, betrachtet werden, werden erst die absolvierten Trainingsinterventionen selbst diskutiert.

5.1 Sensomotorische Trainingsintervention

Die durchgeführten Trainingsmaßnahmen werden in Zusammenarbeit mit Herrn Bernd Herbeck (Sportomed[®] Mannheim) entwickelt. Bei den Übungen handelt es sich um Standstabilisationsübungen, die im Einbeinstand mit verschiedenen Hilfsmitteln (Sportkreisel, Wackelbrett, Posturomed[®], Airex[®]-Matte) durchgeführt werden. Die Trainingsdauer beträgt vier Wochen mit einer Trainingshäufigkeit von vier Trainingseinheiten pro Woche, wobei jede Trainingseinheit etwa 45min dauert. Die Umfangs- und die Intensitätssteigerung der Trainingsintervention nach der achten Trainingseinheit können als Maßnahmen zur angepassten Trainingssteuerung gesehen werden. Im Vergleich mit anderen Studien, bei denen sensomotorische Trainingsinterventionen durchgeführt werden, kann das in der vorliegenden Arbeit dargestellte Trainingsprogramm, im Hinblick auf die Trainingsübungen, als Erweiterung von bisher dargestellten angesehen werden (SHETH ET AL. 1997; BERNIER / PERRIN 1998; JEROSCH ET AL. 1998; GOLLHOFER ET AL. 1999).

Im Sinne der Zielsetzung der Studie werden die Probanden in drei Trainingsgruppen aufgeteilt. Die Übungen selbst sowie die Abfolge der Übungen unterscheiden sich innerhalb der Gruppen nicht. Lediglich das Sprunggelenk wird in der Aircast[®]-Gruppe durch eine Orthese teilfixiert und in der Skischuh-Gruppe, durch das Tragen eines Skischuhs während der Trainingseinheiten ganz fixiert.

Die Fixierung des Sprunggelenks besitzt die Aufgabe, die muskuläre Beanspruchung an die kniegelenkumgreifende Muskulatur zu transferieren. Dies läßt sich statistisch an zufällig ausgewählten Subpopulationen der Probandengruppen belegen. Die Teilnehmer mit fixiertem Sprunggelenk (Skischuh-Gruppe) weisen für die Oberschenkelmuskulatur eine vergleichsweise höhere muskuläre Aktivität auf, als die Teilnehmer der beiden anderen Trainingsgruppen. Die Aircast[®]-Gruppe unterscheidet sich in diesem Parameter nicht von der Barfuß-Gruppe. Damit scheint die semirigide Fixierung des Sprunggelenks durch die Orthese nicht auszureichen, um eine Verlagerung der neuromuskuläre Aktivität vom Sprunggelenk ans Kniegelenk zu bewirken.

Für die einzelnen Trainingsgeräte ist, bis auf den Sportkreisel, kein statistischer Unterschied bezüglich der neuromuskulären Aktivierung der Oberschenkelmuskeln festzustellen. Die Sonderstellung des Sportkreisels, bei dem die Probanden eine signifikant niedrigere Gesamtaktivierung der Oberschenkelmuskulatur aufweisen, resultiert sehr wahrscheinlich aus der Versuchsbedingung. Während am Sportkreisel im bipedalen Stand trainiert wird, wird an den anderen Trainingsgeräten im unipedalen Stand trainiert. Aus diesem Grund sind die Belastungen am Kniegelenk des gemessenen Beines am Sportkreisel ungefähr halb so hoch wie an den anderen Trainingsgeräten. Dadurch fällt auch die muskuläre Kompensation am Sportkreisel deutlich geringer aus.

Für die neuromuskuläre Aktivierung der Unterschenkelmuskulatur ergibt sich entgegen den Erwartungen kein Unterschied zwischen den Trainingsgruppen. Die Skischuh-Gruppe zeigt für die Unterschenkelmuskeln eine ebenso große neuromuskuläre Aktivität wie die Barfuß-Gruppe. Da die Teilnehmer der Skischuh-Gruppe alle passende, also enganliegende, Skischuhe für die Trainingseinheiten benutzen, scheint eine mechanische Fixierung des Sprunggelenks durchaus vorzuliegen. Diese mechanische Fixierung ist aber scheinbar nicht vollständig rigide. Im Skischuh besitzt das Sprunggelenk immer noch einen gewissen „Spielraum“. Dieser wird anscheinend auch während der Übungen ausgenützt, indem das Gelenk, durch die umgreifende Muskulatur, gegen den Schuh verspannt wird, um dadurch der instabilen Unterlage entgegenzuwirken.

In diesem Zusammenhang ist zu bedenken, daß die gemessene Gesamtinnervierung über einen bestimmten Zeitraum während der Trainingsübungen lediglich eine Quantifizierung der elektromyographischen Aktivität darstellt und nicht zwangsläufig auch eine koordinative Qualität beinhaltet. Möglicherweise ist die neuromuskuläre Aktivität der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur bei der Skischuh-Gruppe auf eine eher isometrische Arbeitsweise der Muskulatur im Skischuh zurückzuführen. Dadurch sollten sich weniger die koordinativen Leistungsvoraussetzungen ändern, als vielmehr die konditionellen, wie in diesem Fall die isometrische Kraftfähigkeit der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur (vgl.

SCHNABEL ET AL. 1997). Da diese aber in der vorliegenden Studie nicht im Hinblick auf ihre Kraftfähigkeit untersucht wird, können diesbezüglich keine schlüssigen Aussagen gemacht werden.

Während sich für die Trainingsgruppen keine Unterschiede, in bezug auf die Beanspruchungsintensität der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur ergeben, zeigen die Trainingsgeräte signifikante Unterschiede in diesem Parameter. Für das Training mit der Airex[®]-Matte und dem Wackelbrett ergeben sich die höchsten Intensitäten, während die Probanden beim Training am Posturomed[®] und am Sportkreisel mit niedrigeren muskulären Intensitäten arbeiten. Diese Ergebnisse könnten eine wichtige Grundlage zu Trainingsempfehlungen für Präventivtrainingsmaßnahmen bilden, um hohe Intensitäten beim unverletzten Sportler zu erreichen. Auf der anderen Seite sind sie auch in der Rehabilitation des verletzten Sportlers von Interesse, um die Beanspruchungen der sprunggelenk- bzw. kniegelenkumgreifenden Muskulatur, je nach Rehabilitationsphase, genau steuern zu können (vgl. TROPP ET AL. 1993; LEPHART / FU 1995; BIEDERT / MEYER 1996; QUANTE / HILLE 1999).

5.2 Standstabilität und funktionelle Gelenkstabilität (Posturomed[®])

Bei der Messung der Standstabilität geht es darum, im Einbeinstand auf einer weichen und beweglichen Unterlage den Körperschwerpunkt über der Unterstützungsfläche zu halten und so ein „Umfallen“ zu vermeiden (vgl. ANDERSSON / WINTERS 1990). Diese Aufgabe muß von den Teilnehmern der Studie im 40s-Test für den „quasi-statischen“ und im Perturbationstest für den „quasi-dynamischen“ Fall bewältigt werden.

Für die Messungen der Standstabilität und der funktionellen Gelenkstabilität am Posturomed[®] können, im Vergleich zu den anderen Meßapparaturen, die größten Veränderungen durch die sensomotorische Trainingsintervention festgestellt werden. Es ergeben sich an dieser Meßstation auch die deutlichsten Anpassungen in Abhängigkeit von der Fixierung des Sprunggelenks während der Trainingsmaßnahmen.

In Bezug auf die Standstabilität können sich alle drei Trainingsgruppen, auch die Skischuh-Gruppe, aufgrund der Trainingsinterventionen statistisch signifikant verbessern. Dies entspricht dem Ergebnis von anderen Trainingsstudien für Probanden mit instabilen Sprunggelenken (JEROSCH ET AL. 1998; ROZZI ET AL. 1999) und gesunden Probanden (HOFFMANN / PAYNE 1995; JEROSCH ET AL. 1998; ROZZI ET AL. 1999).

Lediglich eine Verbesserung der Aircast[®]-Gruppe, speziell in ap-Richtung, ist nicht nachweisbar. Dies liegt möglicherweise an der Tatsache, daß die ap-Richtung in quantitativer Hinsicht gegenüber der ml-Richtung eine nur untergeordnete Rolle spielt. Darüber hinaus ist

durchaus vorstellbar, daß sich die Schwankungen in ml- und ap-Richtung, bedingt durch die Mechanik des Testgeräts, nicht unabhängig voneinander darstellen lassen. Zwischen den beiden Richtungen sind jedenfalls, unabhängig von der Trainingsgruppe, mittlere bis hohe korrelative Zusammenhänge nachzuweisen.

Die Fähigkeit, den Körperschwerpunkt im beidbeinigen Stand oder im Einbeinstand möglichst ruhig über der Unterstützungsfläche zu halten, hängt dabei von mehreren Systemen ab. Drei Systeme nehmen in der Literatur eine zentrale Stellung ein. Auf der einen Seite tragen das visuelle System und das vestibuläre System zum Gleichgewichtssinn bei, auf der anderen Seite besitzt das propriozeptive System einen großen Einfluß auf die Gleichgewichtsfähigkeit (GURFINKEL ET AL. 1976; NASHNER 1976; DIENER ET AL. 1982; DIENER ET AL. 1983; DIENER ET AL. 1984; ASTEN VAN ET AL. 1988; DIETZ 1992; DAY ET AL. 1993).

Einerseits bestehen diese drei Systeme nicht unabhängig voneinander, sondern scheinen zu interagieren (DIETZ 1992; MERGENER ET AL. 1993). Andererseits besitzt jedes System spezielle Voraussetzungen, um Körperschwankungen in einem gewissen Frequenzbereich zu kompensieren. Dabei tragen, bei hohen Frequenzen auf einer unebenen Plattform bei schnell wechselnden Richtungsänderungen, zum Großteil spinale Reflexe zur Standstabilisation bei (DIETZ ET AL. 1989). Am Posturomed[®] sollte, aufgrund der erzwungenen Schwingung, die im Eigenfrequenzbereich des Gerätes (vgl. Anhang A) von $2,71 \pm 0,07$ Hz liegt, die Propriozeption den weitaus größten Einfluß auf die Standstabilität besitzen (vgl. DICHGANS / BRANDT 1973; MAURITZ / DIETZ 1980; DIENER ET AL. 1984).

In Bezug auf die Standstabilität bestätigen sich die erwarteten unterschiedlichen Verbesserungen zwischen den Trainingsgruppen. Sowohl die Verbesserungen der Standstabilität als auch eine deutliche Gruppenspezifität ist zu erkennen und statistisch zu belegen. Hier wirkt sich das absolvierte Training spezifisch in Bezug auf die Standstabilität aus (vgl. SCHLUMBERGER / SCHMIDTBLEICHER 1998).

Im Gegensatz dazu stellen sich die Ergebnisse der funktionellen Gelenkstabilität dar. Durch das durchgeführte sensomotorische Training treten zwar die erwarteten allgemeinen Verbesserungen für die funktionelle Gelenkstabilität ein, jedoch nicht gemäß der postulierten Gruppenspezifität. Die Barfuß-Gruppe zeigt auch hier die größten Verbesserungen, gefolgt von der Aircast[®]- und der Skischuh-Gruppe.

Das ist zunächst unerwartet, da die Skischuh-Gruppe aufgrund des fixierten Sprunggelenks in diesem Parameter am stärksten von dem Trainingsprogramm profitieren sollte. Durch die Fixierung des Sprunggelenks entsteht zwar im Training eine höhere Beanspruchung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur, diese führt jedoch nicht zu einer verbesserten

neuromuskulären Kontrolle des Kniegelenks in einer Situation, in der das Sprunggelenk nicht fixiert ist.

Sobald das Sprunggelenk freigegeben ist, scheinen die Auslenkungen der Plattform, die am distalen Ende des Körpers stattfinden, durch das der Auslenkung am nächsten liegende Gelenk kompensiert zu werden (vgl. WINTER 1995). Diese „bottom-up“-Strategie¹¹ spricht für einen hohen Anteil der Propriozeption an der Standstabilität. Die Propriozeptoren des Fußes und der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur registrieren die Veränderungen an der Standfläche zuerst und über das SMS kann schnellstmöglich auf solche Auslenkungen reagiert werden. Erst verzögert wird über die kniegelenkumgreifende Muskulatur der Kniegelenkwinkel sozusagen nachreguliert, bis schließlich auch die Hüft- und die Rumpfmuskulatur in die Regulation der Standstabilität einbezogen werden.

Diese Regulation ist dabei unabhängig von der Art der Auslenkung der Plattform. Die Verbesserungen der Trainingsgruppen hängen nicht davon ab, ob die KSP-Schwankung über ein internes Ungleichgewicht, wie im 40s-Test, oder über eine extern erzwungene KSP-Auslenkung, wie in der Perturbationsmessung, ausgelöst wird. Es zeigt sich allerdings ein deutlicher Zusammenhang zwischen der Standstabilität und der Kniegelenkstabilität. Auch dieses Ergebnis muß im Zusammenhang mit der „bottom-up“-Strategie, wie sie durch WINTER (1995) beschrieben wird, gesehen werden. In der Testsituation entfällt der größte Anteil der Stabilisationsaufgabe auf das Sprunggelenk. Am Sprunggelenk kann die Barfuß-Gruppe am meisten vom durchgeführten sensomotorischen Training profitieren. Diese verbesserte funktionelle Stabilität des Sprunggelenks wird dann zwangsläufig auf das Kniegelenk transformiert und führt dort zu einer geringeren Bewegung des Kniegelenks. Dadurch weist die Barfuß-Gruppe im Ausgangstest geringere Winkelbewegungen und damit eine größere funktionelle Gelenkstabilität im Vergleich mit den beiden anderen Trainingsgruppen auf.

Einschränkend muß in diesem Zusammenhang angemerkt werden, daß ein deutlicher Niveauunterschied, der allerdings nicht signifikant ausfällt, zwischen den Trainingsgruppen in der Eingangsmessung besteht. Die Skischuh-Gruppe weist bereits dort geringere Gelenkbewegungen am Knie, sowohl im 40s-Test als auch in der Perturbationsmessung, auf. Das unterschiedliche Ausgangsniveau wirkt sich auf die Verbesserungsmöglichkeit der Teilnehmer der Trainingsgruppen aus. Es besteht ein signifikanter Zusammenhang zwischen

¹¹ „..., perturbations to the base of support result in a “bottom-up” sequence of latencies: plantarflexors followed by knee flexors followed by hip extensors and paraspinal muscles” (WINTER 1995, 3).

dem Ausgangsniveau der Probanden und der erreichten absoluten Verbesserung in der Ausgangsmessung (vgl. BERENBERG ET AL. 1987).

Außerdem ist zu beachten, daß es sich lediglich um ein vierwöchiges Training handelt. Für die Anpassung einer Regulationsstrategie, also die Verlagerung der neuromuskulären Kontrolle (wenn auch nur teilweise) auf ein anderes Gelenksystem, ist die Trainingsdauer möglicherweise zu kurz.

Unter Berücksichtigung dieser Ausführungen muß sicherlich diskutiert werden, ob man die funktionelle Gelenkstabilität des Knies in dieser Untersuchungssituation überhaupt als unabhängigen Parameter betrachten darf. Es scheint vielmehr der Fall zu sein, daß alle Gelenksysteme synergetisch zur Standstabilität beitragen, wobei dem Gelenk, das der Instabilität am nächsten liegt, die Hauptaufgabe in bezug auf die Restabilisierung zufällt. Möglicherweise ergeben sich aus diesem Grund hohe Korrelationen zwischen den Parametern der Standstabilität und denen der funktionellen Gelenkstabilität für den 40s-Test. Dieser Zusammenhang scheint bei der Perturbationsmessung, über die extern erzwungene Schwingung der Plattform, weitgehend aufgehoben zu werden.

Will man demnach die Gelenkstabilität des Knies per se bestimmen, so könnte man dies beispielsweise durch eine Testsituation erreichen, in der das Sprunggelenk als regulierendes Gelenk erster Instanz durch eine Fixierung ausgeschaltet wird. Auch in einer derart veränderten Meßsituation ist ein Zusammenhang der Standstabilität und der funktionellen Gelenkstabilität durchaus zu erwarten (vgl. GOLLHOFER / LOHRER 2000).

Innerhalb der Parameter für die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks kann bei der Barfuß-Gruppe im Ausgangstest eine Abnahme der neuromuskulären Aktivität verzeichnet werden. Dagegen vermindern die Teilnehmer der Skischuh-Gruppe und der Aircast[®]-Gruppe die neuromuskuläre Ansteuerung der Knieflexoren weniger drastisch. Für die Kniegelenkextensoren kann man dieses Verhalten hingegen nicht beobachten. Diese Ergebnisse legen den Schluß nahe, daß die Teilnehmer, die das Training mit fixiertem bzw. teilfixiertem Sprunggelenk durchführen, die neuromuskuläre Kontrolle der Gelenkbewegung des Knies nach einer plötzlichen Störung der Gleichgewichtslage stärker auf die Flexormuskulatur verlagern, während die Teilnehmer der Trainingsgruppe, die mit freiem Sprunggelenk trainieren, diese Strategie nicht aufweisen. So liegt der Schluß nahe, daß die Verlagerung der neuromuskulären Aktivität von der Quadrizeps-Muskulatur auf die ischiokrurale Muskulatur in der Skischuh-Gruppe eine spezifische Anpassung dieser Trainingsgruppe auf die Trainingsinterventionen mit Fixierung des Sprunggelenks darstellt.

Diese Schlußfolgerung ist jedoch nicht unproblematisch und soll im Hinblick auf zwei wichtige Aspekte reflektiert werden.

Da die Bestimmung der Standstabilität barfuß erfolgt, scheint es nicht weiter verwunderlich, daß in dieser Trainingsgruppe der größte Trainingseffekt gemessen wird. Der Gruppenunterschied kann qualitativ sicher mit allgemeinen Prinzipien der Trainingswissenschaft, z.B. dem Prinzip der zielgerichteten Belastung (WEINECK 1996) oder dem Prinzip der Anpassungsspezifität (MARTIN ET AL. 1991), beschrieben werden. Bei näherer Betrachtung scheint es durch die Trainingsintervention zu einer Adaptation der neuromuskulären Kontrolle am Sprunggelenk zu kommen. Diese Adaptation ist in der Barfuß-Gruppe am stärksten ausgeprägt. Möglicherweise werden automatisierte neuromuskuläre Antworten auf eine destabilisierende Reizsituation über supraspinale Mechanismen verändert und angepaßt (HORAK ET AL. 1989). Dies wäre einem klassischen rückgekoppelten motorischen Lernvorgang gleichzusetzen, der für die Barfuß-Gruppe aufgrund der ähnlichsten Bedingungen zwischen Training und Messung, zur größten Adaptation führt (vgl. SCHLUMBERGER / SCHMIDTBLEICHER 1998).

In der Skischuh-Gruppe sollte es hingegen zu keinerlei Anpassung der neuromuskulären Kontrolle am Sprunggelenk kommen. Dennoch ergeben sich Verbesserungen der Standstabilität nach dem vierwöchigen Training. Diese Verbesserungen können allerdings nicht auf eine verbesserte neuromuskuläre Kontrolle am Kniegelenk in dieser Testsituation zurückgeführt werden. Möglicherweise können die Teilnehmer der Skischuh-Gruppe einen sensomotorischen Trainingsgewinn am Sprunggelenk erreichen, obwohl ihr Sprunggelenk durch den Skischuh fixiert ist. Für diese Annahme spricht, daß in der Skischuh-Gruppe trotz Fixierung des Sprunggelenks hohe Aktivitäten der Unterschenkelmuskeln während der sensomotorischen Trainingsübungen auftreten (vgl. Kap. 5.1).

Um die Verbesserung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur feststellen zu können, liegt es deshalb nahe, die Messung im Skischuh durchzuführen. Möglicherweise könnten so neuromuskuläre Anpassungen der kniegelenkumgreifenden Muskulatur in Abhängigkeit von den sensomotorischen Trainingsinterventionen genauer untersucht werden.

Hierzu liegt eine Studie von GOLLHOFER / LOHRER (2000) vor, die Adaptationen an ein spezielles sensomotorisches Training bei alpinen Skiläufern (Gruppengröße: n=18) untersucht. Die Autoren können ebenfalls deutliche Verbesserungen der Standstabilität nach einem vierwöchigen Training nachweisen (vgl. Abb.5-1).

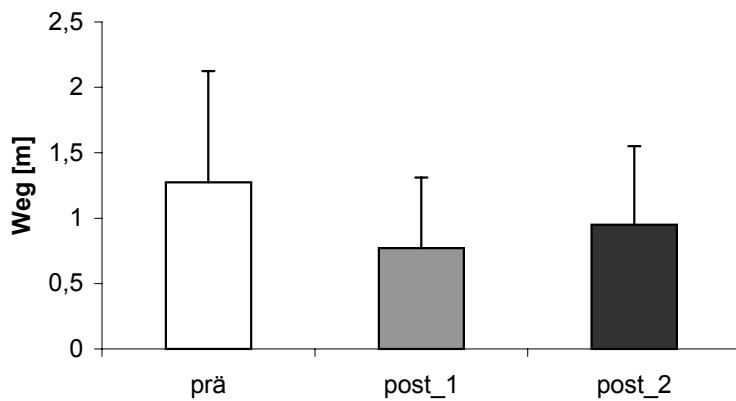


Abb.5-1 Standstabilisationstest auf dem Posturomed[®] im 40s-Test. Die Wege werden nach dem gleichen Verfahren wie in der vorgestellten Arbeit berechnet. Die Meßtermine sind: vor dem Training (prä), direkt nach dem Training (post_1) und nach einer viermonatigen Trainingspause (post_2) (mod. nach GOLLHOFER / LOHRER 2000).

Die Autoren weisen statistisch signifikante Mittelwertunterschiede zwischen den Meßzeitpunkten prä und post_1 und zwischen den Meßzeitpunkten prä und post_2 mit abhängigen t-Tests ($p \leq 0,050$) nach. Es besteht hingegen kein signifikanter Unterschied zwischen der Messung direkt nach Beendigung des sensomotorischen Trainingsprogrammes und der Messung nach der viermonatigen Trainingspause. Für die Standstabilisation scheint eine langfristige Verbesserung durch die Trainingsintervention bewirkt zu werden.

Die Trainingsgruppe verbessert sich nach der Trainingsintervention um durchschnittlich 40% (GOLLHOFER / LOHRER 2000). Diese liegt damit knapp über der Verbesserung der Skischuh-Gruppe (38%) aber deutlich unter den Verbesserungen von Aircast[®]- (59%) und Barfuß-Gruppe (65%). Dies scheint auf die Trainingsgestaltung zurückzuführen zu sein. So führen GOLLHOFER / LOHRER (2000) innerhalb des Trainings Übungen zur Kräftigung und Verbesserung der Beweglichkeit durch. Außerdem trainieren die Probanden nur zweimal pro Woche für eine Stunde und nicht wie in der vorliegenden Studie viermal pro Woche. Dadurch ist die Trainingszeit, in der rein sensomotorisch trainiert wird, geringer als in der vorliegenden Studie. Dies erklärt anschaulich die geringere Verbesserung der „Ski-Gruppe“ (GOLLHOFER / LOHRER 2000) im Vergleich mit der Aircast[®]- und der Barfuß-Gruppe. Die Autoren entwickeln andererseits ein Trainingsprogramm, in dem Übungen sowohl barfuß als auch mit Skischuh durchgeführt werden. Dadurch gelingt es Ihnen trotz eines geringeren Trainingsumfanges, bezogen auf rein sensomotorische Trainingsformen, die Verbesserungen in der Standstabilität ihrer Studienteilnehmer über die Verbesserung der Skischuh-Gruppe (dieser Studie) zu heben.

Interessanterweise bleiben die Verbesserungen auch nach einer viermonatigen Trainingspause zum größten Teil erhalten. Hier scheinen neuromuskuläre Adaptationen vorzuliegen, die zu einer langfristigen Anpassung führen.

In der Studie von GOLLHOFER / LOHRER (2000) wird ebenfalls ein Perturbationstest durchgeführt. Die frei bewegliche Plattform des Posturomeds[®] wird in einer definierten Position vorgespannt und fixiert. Die Probanden stehen, jetzt mit Skischuh und gebeugtem Kniegelenk (30°), im Einbeinstand auf der Plattform und haben die Aufgabe, die extern ausgelöste Schwingung so schnell als möglich zur Ruhe zu bringen. Durch diese Versuchsanordnung nähert man die Laborbedingung zumindest hinsichtlich der Sprunggelenkfixierung an die tatsächlichen Anforderungen im Skisport an. Die Autoren bestimmen die mechanische Dämpfung der Plattform als Parameter für die dynamische Standstabilität. Die Dämpfung wird entsprechend der Berechnungsweise in Anhang A durchgeführt. Je größer hierbei die Dämpfungskonstante δ ist, desto größer ist die Dämpfung der Plattform.

Die Autoren weisen auch hier statistisch signifikante Mittelwertunterschiede zwischen den Meßzeitpunkten prä und post_1 und zwischen den Meßzeitpunkten prä und post_2 mit abhängigen t-Tests ($p \leq 0,050$) nach, während zwischen der Messung direkt nach Beendigung des sensomotorischen Trainingsprogrammes und der Messung nach der viermonatigen Trainingspause kein signifikanter Unterschied besteht (vgl. Abb.5-2).

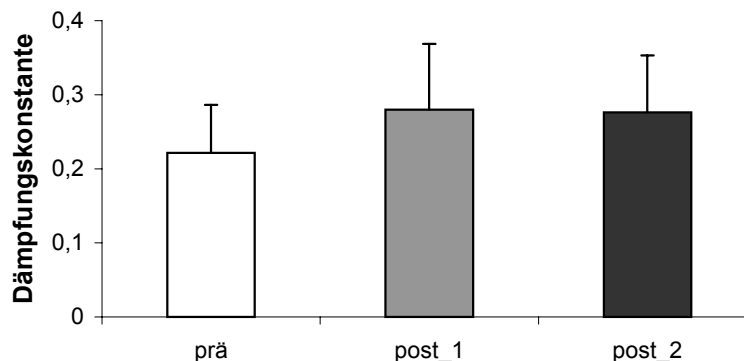


Abb.5-2 Dämpfungsbestimmung auf dem Posturomed[®] in der Perturbationsmessung. Die Meßtermine sind: vor dem Training (prä), nach dem Training (post_1) und nach einer viermonatigen Trainingspause (post_2) (mod. nach GOLLHOFER / LOHRER 2000).

Auch hier sind deutliche Verbesserungen der dynamischen Standstabilität, diesmal im Skischuh und bei einer Perturbationsmessung, nachzuweisen, die ebenfalls nach einer viermonatigen Trainingspause kaum eingeschränkt sind (vgl. Abb.5-1 für den 40s-Test). GOLLHOFER / LOHRER (2000) zeigen darüber hinaus eine Verlagerung der neuromuskulären Kontrolle am Kniegelenk auf die ischiokrurale Muskulatur auf, die durchaus im Einklang mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit steht.

5.3 Funktionelle Gelenkstabilität bei dynamischer Tibiatranslation (Kniearthrometer)

Der funktionellen Gelenkstabilität wird am Kniegelenk eine große Bedeutung beigemessen. Nach Verletzungen des Bandapparats können hier deutliche Einschränkungen der neuromuskulären Kontrolle festgestellt werden (BEARD ET AL. 1993; BEARD ET AL. 1994; BRUHN / GOLLHOFER 1998; BRUHN 1999). Die Auswirkungen eines sensomotorischen Trainings auf die funktionelle Gelenkstabilität des Knies sind bisher in der Literatur noch nicht beschrieben.

In der Ausgangsmessung kommt es bei der langsamen Krafteinleitung zu einer Reduzierung der vorderen Schublade in allen drei Trainingsgruppen und zu einer Erhöhung der Gelenkstiffness für die Barfuß- und die Skischuh-Gruppe. Die Skischuh-Gruppe ist allerdings die einzige Trainingsgruppe, für die dieses Ergebnis, nach einer statistischen Prüfung, auf die Grundgesamtheit übertragen werden darf.

Dabei scheint die signifikante mechanische Stiffness-Erhöhung in der Skischuh-Gruppe durch eine neuromuskuläre Adaptation hervorgerufen zu sein. Nach der Trainingsintervention kommt es nur in der Skischuh-Gruppe zu einer Verstärkung der Hamstrings-Aktivität während sich die Quadrizeps-Aktivität während der Krafteinleitung am Unterschenkel kaum ändert. Damit scheint die Reduzierung der vorderen Schublade im Ausgangstest in ähnlicher Weise realisiert zu werden, wie durch das Fallbeispiel (vgl. Abb.4-9) veranschaulicht wird.

Die neuromuskuläre Kontrolle am Kniegelenk wird vom SMS durch die Aktivierung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur bewerkstelligt. Dabei sind zwei grundsätzliche Mechanismen zu diskutieren.

Die Kniegelenkbeuger (M. semitendinosus, M. biceps femoris ≡ Hamstrings) können einer anterioren Tibiaverschiebung direkt entgegenwirken (BARATTA ET AL. 1988; DRAGANICH ET AL. 1989; MORE ET AL. 1993; RAUNEST ET AL. 1996). Hingegen verstärkt eine Aktivierung der Kniegelenkstrecker (M. vastus medialis, M. vastus lateralis, M. rectus femoris ≡ Quadrizeps) bei einer Knieflexion von 30° eine hervorgerufene vordere Schublade zusätzlich (BEYNNON ET AL. 1992). Die funktionelle Gelenkstabilität kann auch indirekt durch eine Koaktivierung der gelenkumgreifenden Muskulatur erhöht werden (MARKOLF ET AL. 1978; SOLOMONOW ET AL. 1987; BARATTA 1988; BEYNNON ET AL. 1997). Um eine möglichst große funktionelle Gelenkstabilität zu gewährleisten, muß das SMS die Aktivität der gelenkumgreifenden Muskeln genau aufeinander abstimmen und im Hinblick auf die Reizbedingung optimieren.

Die resultierenden Kräfte, die zu einer Verbesserung der funktionellen Gelenkstabilität beitragen können, werden in Abb.5-3 schematisch dargestellt.

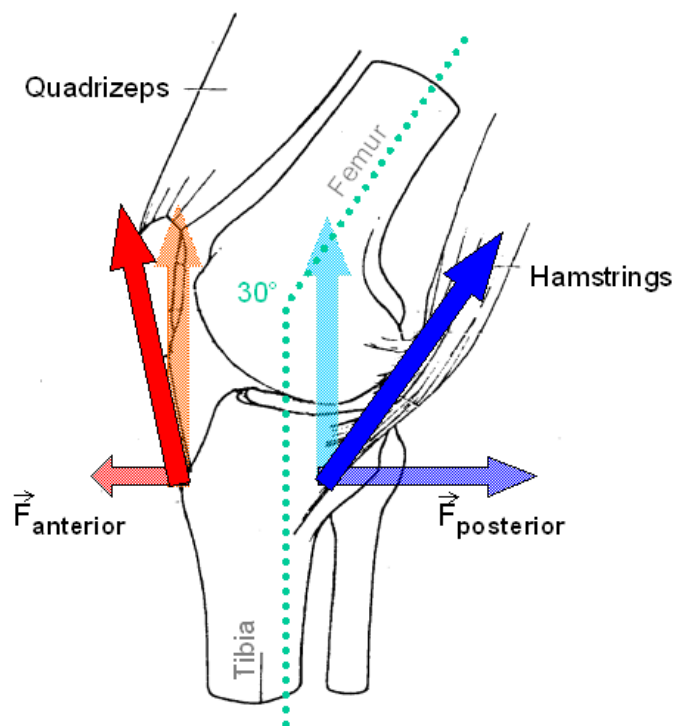


Abb.5-3 Funktion der kniegelenkumgreifenden Muskulatur bei einer anterioren Bewegung des Unterschenkels relativ zum Oberschenkel. Die ischiokrurale Muskulatur stellt mit $F_{\text{posterior}}$ eine Kraftkomponente zur Verfügung, die der vorderen Schublade entgegen wirkt. Die vordere Oberschenkelmuskulatur verstärkt einerseits durch die Kraftkomponenten F_{anterior} die vordere Schublade, trägt aber andererseits, über die zur Gelenkfläche der Tibia senkrecht gerichtete Kraftkomponente, zur axialen Belastung der gelenkigen Strukturen bei (mod. nach WAGNER / SCHABUS 1982).

Eine größere axiale Belastung der gelenkigen Strukturen kann dabei einerseits „aktiv“ durch eine höhere Aktivierung der gelenkumgreifenden Muskulatur, andererseits „passiv“ durch eine größere mechanische Belastung des Gelenks, erfolgen (vgl. MARKOLF ET AL. 1976; MARKOLF ET AL. 1978; MARKOLF ET AL. 1981; POPE ET AL. 1991). Dieser „passive“ Einfluß der axialen Belastung auf die funktionelle Gelenkstabilität wird von BRUHN (1999) in einem intraindividuellen Vergleich, durch Messung der vorderen Schublade bei belastetem und unbelastetem Bein nachgewiesen. In dieser Studie gelingt zum ersten Mal der Nachweis der Abhängigkeit der funktionellen Gelenkstabilität vom Körpergewicht, als passivem Kriterium der axialen Kniegelenkbelastung.

Für die unabhängigen Variablen Körpergewicht und Körpergröße werden, in der langsamen Reizbedingung, sowohl im Eingangs- als auch im Ausgangstest, signifikante Einflüsse auf die Gelenkstiffness festgestellt. Da die Gelenkstiffness lediglich eine signifikante Wechselwirkung mit der Kovariate Körpergewicht nicht aber mit der Kovariate Körpergröße aufweist, kann man davon ausgehen, daß es sich für die Kovariate Körpergröße lediglich um einen „scheinbaren“ Einfluß handelt. Damit kann dieses Ergebnis im Hinblick auf einen Stabilitätsgewinn durch eine erhöhte axiale Belastung der gelenkigen Strukturen als Folge eines höheren Körpergewichts interpretiert werden.

Für zukünftige Messungen, bei denen die Probanden in funktionell, stehender Position gemessen werden, sollte aus diesem Grund die Belastung des Beines für alle gleich groß sein.

Dieses Vorgehen bietet sich vor allem für kleinere Gruppengrößen an, bei denen eine exakte Übereinstimmung des mittleren Körpergewichts nicht gegeben ist.

Die erhobenen Parameter der Laxizität und der Stabilität haben prinzipiell keinen Einfluß auf die gemessenen Parameter. Lediglich für die Hamstring-Aktivität kann ein Einfluß der Laxizität des Kniegelenks, festgemacht am Lachman-Test, festgestellt werden. Diese Abhängigkeit basiert auf einem Probanden, der beim Lachman-Test als einziger einen „Score“ von 2 erhält und im Vergleich zu den anderen Teilnehmern eine deutlich höhere Hamstrings-Aktivität aufweist. Diese erhöhte Aktivität der Hamstrings könnte die funktionelle Stabilität verbessern. (BARATTA ET AL. 1988; DRAGANICH ET AL. 1989; GRABINER / WEIKER 1993). Ein solches Verhalten ist für das verletzte Knie bereits beschrieben (MCNAIR ET AL. 1992; GRABINER 1993b). Da es sich in diesem Fall allerdings nur um einen Probanden handelt, darf das Ergebnis nicht überinterpretiert werden.

Neben der posturalen Stabilisationsfähigkeit, ist die funktionelle Gelenkstabilität die zentrale Zielgröße der sensomotorischen Trainingsinterventionen. In komplexen hochdynamischen Testsituationen, wie etwa dem Standstabilisationstest auf dem Posturomed[®], ist es schwierig, einen exakten Zusammenhang zwischen mechanischen Parametern, wie der Plattformbewegung und den Gelenkwinkelbewegungen, und neuromuskulären Parametern, wie der Aktivität der gelenkumgreifenden Muskulatur, herzustellen. Mit dem Kniearthrometer steht ein Meßgerät zur Verfügung, das es erlaubt mechanische und neuromuskuläre Parameter in unterschiedlich dynamischen Situationen zu messen (BRUHN / GOLLHOFER 1998; BRUHN 1999).

Aufgrund der langsamen Reizbedingung, bei der eine Kraft mit einer geringen Kraftanstiegsgeschwindigkeit am Unterschenkel appliziert wird, wird es möglich, Regulationsmechanismen des SMS im Hinblick auf eine langsame kontinuierliche Belastung des Kniegelenks in anteriorer Richtung zu untersuchen. Die sensorischen Signale kommen dabei von den Propriozeptoren der unteren Extremität. Möglicherweise sind die Muskelspindeln selbst direkter Bestandteil dieser Signalquelle (vgl. MATTHEWS 1981; PROCHAZKA / HULLINGER 1998; KAKUDA / NAGAOKA 1998). Einen weitaus größeren Einfluß scheint in diesem Zusammenhang aber das fusimotorische System zu haben (HUNT / KUFFLER 1951; GRANIT 1970; BLICKHAN 1996). Es verarbeitet zentralnervöse Befehle sowie den peripheren Input und leitet diese Informationen über die Muskelspindel an das skeletomotorische System weiter (APPELBERG ET AL. 1983b; APPELBERG ET AL. 1983c). Dabei bildet die Propriozeption eine wichtige Informationsquelle (GANDEVIA ET AL. 1983; FERRELL ET AL. 1987; MACEFIELD ET AL. 1990).

In der Literatur wird für die Gelenksensoren am Kniegelenk ein großer Einfluß auf das fusimotorische System diskutiert (EKHOLM ET AL. 1960; FREEMAN / WYKE 1967b; WYKE 1981; MCINTYRE ET AL. 1978; JOHANSSON / SOJKA 1985; JOHANSSON ET AL. 1986; SJÖLANDER 1989; SOJKA ET AL. 1989).

Diese Gelenksensoren sind in der Lage, Stellung und Bewegung des Gelenks zu registrieren (ANDREW / DODT 1953; ANDREW 1954; FERRELL 1980; FERRELL ET AL. 1986) und modulierend am fusimotorischen und skeletomotorischen System zu wirken (APPELBERG ET AL. 1983b; APPELBERG ET AL. 1983c). Möglicherweise beeinflusst das sensomotorische Training diese propriozeptive Repräsentationsleistung der sensorischen Strukturen des Kniegelenks, und es kommt aufgrund einer differenzierteren Einstellung des fusimotorischen Systems zu einer verbesserten neuromuskulären Kontrolle der gelenkumgreifenden Muskulatur.

Für das Ausmaß des Trainingseffekts spielt dabei anscheinend die Beanspruchung der gelenkumgreifenden Muskulatur eine wichtige Rolle. Aus diesem Grund kann die Skischuh-Gruppe, wenn es um die funktionelle Stabilität bei langsamen Krafteinwirkungen am Kniegelenk geht, am meisten vom absolvierten Training profitieren. Sie scheint am besten in der Lage zu sein, einer externen Kraft in anteriorer Richtung vor allem mit einer verstärkten Aktivierung der ischiokruralen Muskulatur entgegenzuwirken.

Die Ergebnisse müssen allerdings auf dem Hintergrund einiger Probleme, die bei der Krafteinleitung bestehen, gesehen werden. Die eingeleitete Kraft in der Ausgangsuntersuchung ist im Mittel um 8N (ca. 6%) niedriger als in der Eingangsmessung. Die Veränderung ist nicht gruppenspezifisch aber systematisch und kann möglicherweise auf den Austausch des Seiles, an dem das Gewicht herunterfällt sowie den Austausch der Umlenkrollen, zurückgeführt werden. Diese baulichen Veränderungen des Meßgerätes zwischen den Meßzeitpunkten sind durch den Verschleiß von Bauteilen, während der Eingangsmessung, notwendig geworden. Eventuell ist dadurch die Kraftübertragung bei der langsamen Krafteinleitung eingeschränkt.

Es ist aber nicht nur der systematische Abfall der Kraft, der über den signifikanten Zusammenhang der Kraft mit dem Ausmaß der vorderen Schublade die Interpretation der Ergebnisse für die mechanischen Parameter schwierig macht. Darüber hinaus lassen sich zufällige Schwankungen der anterioren Kraft von ca. 10N ($\pm 7\%$) bei einem mittleren Kraftwert von 140N feststellen. Da ein signifikanter Zusammenhang zwischen der eingeleiteten Kraft und der vorderen Schublade besteht, stellen sich die hohen Standardabweichungen für diesen Parameter besonders ungünstig dar. Die Gelenkstiffness ist ebenfalls betroffen. Auch wenn das Verhältnis von Schublade zu Kraft in weiten Bereichen

beinahe linear sein sollte (vgl. BRUHN 1999), hängt dieser Parameter über die vordere Schublade von der Kraft ab. Zusätzlich kommt in diesem Fall noch die große maximale Meßunsicherheit von ca. 20% hinzu.

In zukünftigen Studien sollten, auch wenn eine möglichst hohe Funktionalität der Messung zu fordern ist, systematische Fehler und maximale Meßunsicherheiten weiter minimiert werden, um eine Interpretation der Ergebnisse in vollem Umfang zu gewährleisten.

Für die schnelle Krafteinleitung stellen sich diese Probleme ähnlich dar. Die eingeleitete Kraft erreicht mit durchschnittlich 378N im Ausgangstest einen um ca. 6% höheren Wert als mit durchschnittlich 358N in der Eingangsmessung. Im Gegensatz dazu sinkt der applizierte Kraftstoß von durchschnittlich 17,7Ns im Eingangstest auf 15,5Ns im Ausgangstest und sinkt damit um ca. 14,2%. Dieses gegensätzliche Verhalten liegt in einer höheren Kraftanstiegsgeschwindigkeit begründet. Geht man von einem linearen Kraftanstieg aus, so ergibt sich in der Eingangsmessung eine Kraftanstiegsgeschwindigkeit von ca. 7,2N/ms während sich in der Ausgangsmessung diese auf ca. 9,2N/s erhöht. Das entspricht einer prozentualen Änderung von etwa 30%. Die Zeit, in der die Endkraft erreicht wird, reduziert sich dabei um 9ms von 50ms in der Eingangsmessung auf 41ms in der Ausgangsmessung.

Diese Veränderung der Kontrollvariablen ist möglicherweise auf den bereits erwähnten Verschleiß und notwendig gewordenen Austausch des Seiles und der Umlenkrollen, an dem das Gewicht herunterfällt, zurückzuführen. Möglicherweise wird durch das neue Seil und die neuen Umlenkrollen die Reibung des Seiles vermindert, und es kommt durch das schneller fallende Gewicht zu einer höheren Geschwindigkeit beim Abriß der Kunststoffbrücke, die den Unterschenkel vom Gewicht entkoppelt. Dadurch sind zum einen höhere Kraftspitzen möglich und zum anderen tritt durch den schnelleren Abriß ein geringerer Kraftstoß auf.

Zusätzlich ergibt sich in der schnellen Reizbedingung ein geschlechtsspezifischer Einfluß auf das Ausmaß der eingeleiteten Kraft sowie des applizierten Kraftstoßes, der allerdings nicht signifikant ist. Die männlichen Teilnehmer erreichen mit durchschnittlich 349N und 17,9Ns in der Eingangsmessung höhere Werte als die weiblichen Teilnehmer mit 334N und 15,2Ns. Für die Eingangsmessung bedeutet dies Unterschiede von ca. 5% für die Kraft und ca. 18% für den eingeleiteten Kraftstoß. Für die Kraft liegen die Unterschiede noch im Bereich der Meßunsicherheit nicht jedoch für den Kraftstoß. In der Ausgangsmessung lassen sich ähnliche Verhältnisse feststellen. Die männlichen Teilnehmer erreichen mit durchschnittlich 367N und 15,2Ns höhere Werte als die weiblichen Probanden mit 349N und 13,6Ns. Das entspricht einem Unterschied von ca. 5% für die Kraft und ca. 9% für den Kraftstoß.

Da das Referenzgestell, das die Zugkraft überträgt, am Unterschenkel angebracht wird, könnten die Unterschiede möglicherweise auf die unterschiedlichen anatomischen Voraussetzungen der männlichen und der weiblichen Probanden zurückzuführen sein.

Ein Einfluß des Geschlechts läßt sich aber nicht nur für die eingeleitete Kraft und den applizierten Kraftstoß darstellen. Es kann darüber hinaus eine geschlechtsspezifische Gelenkstiffness nachgewiesen werden. Die männlichen Teilnehmer weisen in der Eingangsmessung eine um ca. 9% und in der Ausgangsmessung eine um ca. 8% höhere Stiffness auf, als die weiblichen Probanden. Dabei erreicht die vordere Schublade bei den weiblichen Probanden trotz einer niedrigeren eingeleiteten Kraft ein größeres Ausmaß als bei den männlichen Probanden. Dieses Verhalten deutet auf eine Abhängigkeit der Gelenkstiffness vom Geschlecht hin, die nicht mit der Paßform des Referenzgestells zusammenhängt. Möglicherweise ist dieser Unterschied auf ein strafferes Bindegewebe der männlichen Teilnehmer zurückzuführen (vgl. GOETZ 2001). Die Abnahme der vorderen Schublade in der Ausgangsmessung, scheint dagegen nicht von der Geschlechtszugehörigkeit beeinflußt zu werden.

Im Gegensatz zur langsamen Krafteinleitung besitzt die applizierte Kraft dabei keinen signifikanten Einfluß auf die Schublade oder die Gelenkstiffness. Bei der schnellen Krafteinleitung kommt es aber zu einer Abhängigkeit der vorderen Schublade vom Kraftstoß. Dies erscheint auch plausibel, da mechanisch über den Kraftstoß eine Impulsänderung am Unterschenkel stattfindet und dieser dadurch in Richtung der applizierten Kraft beschleunigt wird.

Betrachtet man die Parameter vordere Schublade und Gelenkstiffness, so läßt sich ein ähnliches Gruppenverhalten im Vergleich zur langsamen Reizbedingung beobachten. Die vordere Schublade ist in der Ausgangsmessung in allen drei Trainingsgruppen verringert, während sich die Gelenkstiffness erhöht.

Dieser positive Trainingseffekt kann für die schnelle Krafteinleitung, im Gegensatz zur langsamen Bedingung, bei der sich die Skischuh-Gruppe signifikant verbessert, allerdings nur für die Barfuß-Gruppe signifikant nachgewiesen werden. Dies erscheint zunächst überraschend, da mit fixiertem Sprunggelenk während des Trainings eine höhere Beanspruchung am Kniegelenk auftritt und somit auch größere Effekte zu erwarten sind. Möglicherweise sind für Anpassungen innerhalb der schnellen Reizsituation aber nicht große, neuromuskuläre Aktivierungen der gelenkumgreifenden Muskulatur nötig, sondern Bewegungen am Kniegelenk, die eine schnelle, reflektorische Muskelaktivität erforderlich machen. Diese Reizsituation könnte häufiger beim Training mit freiem Sprunggelenk gegeben sein.

Die Reduzierung der vorderen Schublade und die damit verbundene Erhöhung der Gelenkstiffness werden dabei möglicherweise durch eine Anpassung der neuromuskulären Kontrolle, im Hinblick auf den applizierten Reiz, realisiert. Eine Anpassung der neuromuskulären Kontrolle der kniegelenkumgreifenden Muskulatur kann für die schnelle Reizbedingung allerdings nur über die Veränderung von Reflexbeiträgen erfolgen. In der Literatur wird häufig die Möglichkeit genannt, eine plötzliche vordere Schublade durch einen „Fremdreflex“, wie er durch GRÜBER ET AL. (1986) und SOLOMONOW ET AL. (1987) beschrieben wird, zu reduzieren. In einer Einzelfallbeschreibung kann der Zusammenhang zwischen Hamstrings-Aktivität und vorderer Schublade gezeigt werden (Abb.4-15).

Die Fähigkeit der ischiokruralen Muskulatur einer vorderen Schublade entgegenzuwirken, macht diese Muskelgruppe zu einem „Synergisten“ des vorderen Kreuzbandes (SOLOMONOW ET AL. 1987; BARATTA ET AL. 1988; DRAGANICH ET AL. 1989). Vor diesem Hintergrund wird der „LCA-Reflex“ als Schutzreflex zur Sicherung des vorderen Kreuzbandes interpretiert (BARATTA ET AL. 1988; MCNAIR ET AL. 1992; GRABINER 1993b). Dabei kann nicht nur eine Aktivitätssteigerung der Hamstrings beobachtet werden, sondern darüber hinaus auch eine Inhibition der Kniestrecker (SOLOMONOW ET AL. 1987; RAUNEST ET AL. 1996). Diese Untersuchungen stehen dabei durchaus im Einklang mit grundlegenden Studien zur Innervierung spezifischer Gelenksafferenzen (COHEN / COHEN 1956; PALMER 1958; ECCLES / LUNDBERG 1959; EKHOLM ET AL. 1960; LUNDBERG ET AL. 1978).

Auch beim Menschen können in entsprechend funktionellen Situationen Reflexantworten der Hamstrings, ausgelöst durch eine artifizielle vordere Schublade, beobachtet werden (BEARD ET AL. 1993; RYAN ET AL. 1995; BURNS ET AL. 1998; BRUHN / GOLLHOFER 1998). Von vielen Autoren wird außerdem nach einer Gelenkverletzung, insbesondere nach einer vorderen Kreuzbandruptur am Kniegelenk, eine Verlängerung der Reflexlatenz am verletzten Bein, im Vergleich mit dem unverletzten Bein, festgestellt (BEARD ET AL. 1993; BEARD ET AL. 1994; BRUHN 1999; BRUHN ET AL. 2000). Darüber hinaus wird eine verstärkte Aktivierung der ischiokruralen Muskulatur bei isometrischer Kniestreckung im offenen System an kreuzbandinsuffizienten Probanden (MCNAIR ET AL. 1992; GRABINER 1993) und an gesunden Probanden in der terminalen Phase der Kniestreckung (DRAGANICH ET AL. 1989) nachgewiesen.

Arbeiten, in deren Mittelpunkt der genannte Fremdreflex steht, versuchen oftmals, Veränderungen der neuromuskulären Kontrolle am Gelenksystem, nach einer Verletzung oder durch eine Trainingsintervention, über die Bestimmung der Reflexlatenz festzustellen (BEARD ET AL. 1993; BEARD ET AL. 1994; SHETH ET AL. 1997; BRUHN 1999). Es ist jedoch schwer, die Latenz einer Reflexantwort aus physiologischer Sicht, und auch nach methodischen

Gesichtspunkten, im Hinblick auf ihre funktionelle Bedeutung zu bewerten (GOLLHOFER ET AL. 2000b).

Dies hat zwei prinzipielle Gründe. Zum einen ist der Beginn der neuromuskulären Aktivität mittels der Oberflächenelektromyographie nur sehr schwer zu beschreiben. Zum anderen stellt der Beginn der Reflexaktivität nur einen Teilaspekt dar, der zudem in starkem Maße über die physiologischen Laufzeiten der Reflexe determiniert ist. Aus funktioneller Sicht scheint es in diesem Zusammenhang sinnvoller zu sein, den „Inhalt“ der neuromuskulären Antwort in bestimmten, physiologisch sinnvollen Zeitintervallen nach dem Auftreten eines diskreten Reizes zu bestimmen.

Eine derart verstärkte neuromuskuläre Aktivierung der Hamstrings und eine abgeschwächte neuromuskuläre Aktivierung des Quadrizeps kann im Zeitbereich von 30-90ms nach der Kraftereinleitung für alle drei Trainingsgruppen gezeigt werden. Dabei fällt die Reduktion der neuromuskulären Aktivierung nach der Trainingsphase für die iEMGs des Quadrizeps in den Zeitintervallen 30-60ms und 60-90ms signifikant aus. Eine gruppenspezifische Veränderung der neuromuskulären Kontrolle in den beiden frühen Reflexphasen kann allerdings nicht nachgewiesen werden. So ergeben sich beispielsweise signifikante Reduktionen der Quadrizeps-Aktivierung im Zeitintervall von 30-60ms für die Barfuß- und Skischuh-Gruppe sowie eine signifikante Reduktion der Quadrizeps-Aktivierung im Zeitintervall von 60-90ms für die Aircast[®]-Gruppe. Die Erhöhung der Hamstrings-Aktivität erreicht dagegen im Vergleich der beiden Meßzeitpunkte keine Signifikanz.

Die Möglichkeit, den Dehnreflex durch spezielle sensomotorische Trainingsformen einer gegebenen Reizkonstellation anzupassen, ist bereits für den M. gastrocnemius lateralis beschrieben (GOLLHOFER ET AL. 1999; LOHRER ET AL. 2000). SHETH ET AL. (1997) können ebenfalls Veränderungen der neuromuskulären Kontrolle von Reflexen der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur nach einer sensomotorischen Trainingsintervention nachweisen.

Dies unterstreicht die Möglichkeit, daß diese Anpassungen der neuromuskulären Kontrolle am Kniegelenk, auf die sensomotorischen Trainingsinterventionen zurückzuführen sind. Der destabilisierende Reiz, in diesem Fall die anteriore Kraft, wird besser erkannt und der oben beschriebene „LCA-Reflex“ (vgl. Abb.2-5) kommt in stärkerem Umfang zum Tragen. Dabei scheint allerdings weniger die Erregung der ischiokruralen Muskeln durch das Training beeinflusst zu werden, als vielmehr die Hemmung des Quadrizeps (vgl. SOLOMONOW ET AL. 1987; RAUNEST ET AL. 1996; SHETH ET AL. 1997).

Eine Diskussion der vorliegenden Ergebnisse allein vor dem Hintergrund des LCA-Reflexes scheint jedoch unzulässig. Es darf nicht außer acht gelassen werden, daß weitaus mehr

Systeme an der neuromuskulären Kontrolle der Gelenkfunktion beteiligt sind. Die gesamte Propriozeption der unteren Extremität hat beispielsweise einen direkten Einfluß auf die Motoneuronen der kniegelenkumgreifenden Muskulatur und auf das fusimotorische System, das für die Bereitschaft der Muskelspindeln zuständig ist, auf einen externen oder internen Reiz in geeigneter Art und Weise zu reagieren (EKHOLM ET AL. 1960; JOHANSSON ET AL. 1986; SJÖLANDER 1989; SOJKA ET AL. 1989).

In diesem Zusammenhang bietet es sich an alle funktionellen Reflexphasen zu untersuchen (LEE / TATTON 1978; MATTHEWS 1984; KANDEL ET AL. 1991). Wie bereits angesprochen kommt es in den beiden frühen Reflexantworten (M1, M2) nach dem Training zu einer reduzierten Quadrizeps-Aktivität in Verbindung mit einer Erhöhung der Hamstrings-Aktivität. Diese neuromuskulären Veränderungen können als funktionelle Anpassung des SMS, gerichtet gegen die eingeleitete Kraft, gesehen werden.

In der späten Reflexphase (90-120ms) beobachten wir, im Gegensatz zu den frühen Reflexphasen, eine verringerte Hamstrings- und eine erhöhte Quadrizeps-Aktivität und damit eine anscheinend völlig andere Anpassung im Hinblick auf die Reizkonstellation. Eine Erklärung hierfür ist wiederum in der unterschiedlichen Funktion der Reflexphasen zu finden. Die frühen Reflexe, (M1 und M2) wirken vorwiegend der schnellen Krafteinwirkung entgegen. In der M1-Reflexphase sind monosynaptische Dehnreflexe zu erwarten (MATTHEWS 1981; WIESENDANGER 2000). In der M2-Reflexphase wirken vermehrt Sehnenspindel-Reflexe (HOUK / HENNEMAN 1967; CRAGO ET AL. 1982) und vor allem Fremdreflexe, denen in der Literatur in diesem Zusammenhang eine große Bedeutung beigemessen wird (GRÜBER ET AL. 1986; SOLOMONOW ET AL. 1987; BEARD ET AL. 1993; RYAN ET AL. 1995; BURNS ET AL. 1998; BRUHN / GOLLHOFER 1998; BRUHN 1999).

Die Funktion der M3-Reflexphase scheint, im Gegensatz zu den frühen Reflexphasen, eine stark posturale Ausprägung zu besitzen (vgl. DIETZ ET AL. 1981, DIETZ 1991; HORAK ET AL. 1997). Auf diesem Hintergrund ist es nicht überraschend, daß die M3-Reflexkomponente eine signifikante Wechselwirkung mit der eingeleiteten Kraft und dem eingeleiteten Kraftstoß zeigt. Dabei gilt: je größer der applizierte Kraftstoß, desto größer die Reflexantwort des Quadrizeps und desto geringer die Reflexantwort der Hamstrings in dieser Reflexphase. Dieser Zusammenhang ist nicht von der Trainingsgruppe oder dem Meßzeitpunkt abhängig.

Durch die anteriore Krafteinleitung kommt es einerseits zu einer vorderen Schublade, andererseits aber auch zu einer relativen Rückwärtsbewegung des Körperschwerpunkts. Das SMS hat nun die Aufgabe, beide Einflüsse zu kompensieren. Der anterioren Kraft kann durch eine verstärkte neuromuskuläre Aktivierung der Hamstrings und einer Abschwächung des Quadrizeps entgegengewirkt werden. Um die posturale Aufgabe zu lösen, d.h. den

Körperschwerpunkt nach ventral zu verschieben, müßten genau entgegengesetzte Aktivierungsmuster angestrebt werden (vgl. Abb.5-4).

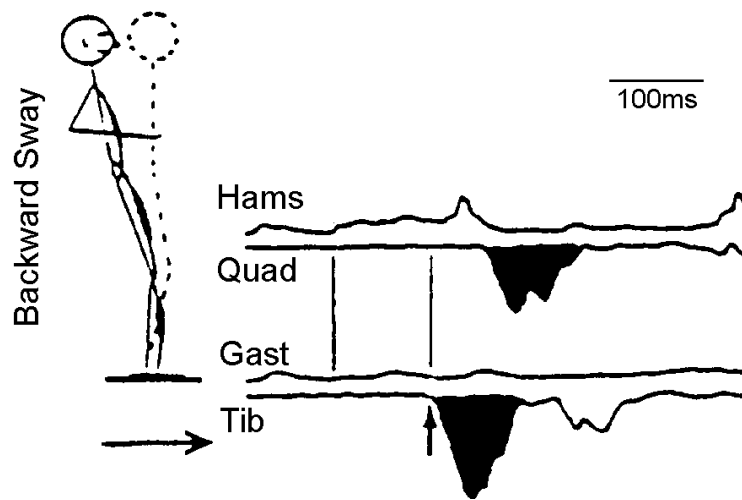


Abb.5-4 Reaktion des Quadrizeps bei einer relativen dorsalen Verlagerung des KSPs. Senkrechter Pfeil = 100ms nach Perturbation. Inhibition der Hamstrings und Erregung des Quadrizeps bei einer Sprunggelenkstrategie (mod. nach HORAK / NASHNER 1986).

Bei einer dorsalen Verlagerung des KSPs kann man eine Aktivierung des Quadrizeps beobachten, während die Hamstrings inhibiert sind (HORAK / NASHNER 1986). Bei einer Plattformbewegung treten dabei Latenzen von über 100ms auf. Da beim Kniearthrometer die Auslenkungen näher an der Oberschenkelmuskulatur auftreten, kann man davon ausgehen, daß die posturalen Reaktionen, aufgrund der kürzeren Leitungswege bei gleicher Reizleitungsgeschwindigkeit, früher auftreten und ungefähr in den Bereich von 90-120ms nach der Krafteinleitung fallen.

Wie bereits dargestellt, erfolgt im frühen Bereich der Reflexaktivität eine schnelle Stabilisierung des Kniegelenks gegen die anterior gerichtete Kraft durch eine verstärkte Aktivierung der ischiokruralen Muskulatur. Im späten Reflexbereich steht dagegen möglicherweise die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts im Vordergrund. Deshalb erfolgt hier eine verstärkte Aktivierung der vorderen Oberschenkelmuskulatur und eine abgeschwächte Aktivierung der ischiokruralen Muskulatur. Die reflektorischen Anpassungen zur Sicherung der funktionellen Gelenkstabilität erfolgen dabei auf Kosten einer posturalen Destabilisierung, die im späten Reflexbereich über eine entsprechende Veränderung polysynaptischer Reflexkomponenten kompensiert werden muß.

Dabei scheint der applizierte Kraftstoß selektiv die Beugemuskulatur anzusprechen, während die applizierte Kraft sowohl die polysynaptischen Reflexe der Flexoren als auch der Extensoren beeinflusst. Es wäre denkbar, daß verschiedene Sensorsysteme, mit unterschiedlichen Einflußmöglichkeiten auf die gelenkumgreifende Muskulatur diese Unterschiede bewirken. Ein derartiger neurophysiologischer Hintergrund kann aber aufgrund des Studiendesigns nicht schlüssig beschrieben werden.

5.4 Isometrische Maximalkraft der Beinstrecker (BKM)

Für die isometrische Maximalkraftmessung können für die Teilnehmer der Studie lediglich innerhalb der Skischuh-Gruppe, und auch hier nur in den ersten 100ms der Kraftentfaltung, Veränderungen der Kraftfähigkeit sowie der neuromuskulären Ansteuerung festgestellt werden. Die Trainingsgruppen mit semirigider Fixierung des Sprunggelenks (Aircast[®]-Gruppe) bzw. freiem Sprunggelenk (Barfuß-Gruppe) zeigen keine Verbesserung ihrer Kraftfähigkeit durch die Trainingsintervention.

Die Maximalkraft sowie die Explosivkraft liegt im Bereich vergleichbarer in der Literatur beschriebener Messungen (vgl. KIBELE 1995). Die Maximalkraftfähigkeit wird durch das Trainingsprogramm nicht beeinflusst, während sich die Explosivkraftwerte der Teilnehmer allgemein verbessern und die Skischuh-Gruppe sogar eine signifikante Steigerung in diesem Parameter verzeichnet. Der Zeitpunkt, an dem der Explosivkraftwert erreicht wird, ändert sich bei der Skischuh-Gruppe und bei der Barfuß-Gruppe im Vergleich der beiden Meßzeitpunkte nicht. Die Aircast[®]-Gruppe kann die Explosivkraft in der Ausgangsmessung zwar nicht bedeutend steigern, erreicht diesen Wert aber deutlich früher als in der Eingangsmessung. Diese Veränderung muß auf dem Hintergrund eines signifikant niedrigeren Ausgangsniveaus für die Maximalkraft der Aircast[®]-Gruppe im Vergleich mit den beiden anderen Trainingsgruppen gesehen werden. Nach BÜHRLE (1989, 315) können nur „*Athleten*“ mit gleichem Maximalkraftniveau, valide im Hinblick auf unterschiedliche Ausprägungen der Explosivkraft, miteinander verglichen werden.

Die Verbesserung der schnellen Kraftentwicklung durch sensomotorische Trainingsformen, die in dieser Studie bei der Skischuh-Gruppe zu beobachten ist, ist dabei möglicherweise auf neuronale Adaptationen zurückzuführen. Dafür liegen in der Literatur einige Hinweise vor. So können beispielsweise VAN CUTSEM ET AL. (1998) in einer Trainingsstudie Adaptationen des M. tibialis anterior nachweisen. Nach einem zwölfwöchigen Schnellkrafttraining, bei dem fünf Probanden die Aufgabe haben, schnelle Dorsalflexionen im Sprunggelenk gegen einen definierten Widerstand durchzuführen, können die Autoren Anpassungen der Flexormuskulatur nachweisen. Das Training führt zu einer Verbesserung der maximalen willkürlichen Kraft und zu einer gleichzeitigen Erhöhung der Kraftanstiegsgeschwindigkeit (Abb.5-5). Muskuläre Kontraktionen, wie sie während eines sensomotorischen Trainings auftreten, entsprechen durchaus schnellen dynamischen Kontraktionen. Sie werden lediglich nicht willkürlich eingeleitet, dies sollte aber für Adaptationen auf neuromuskulärer Basis keinen Unterschied bewirken.

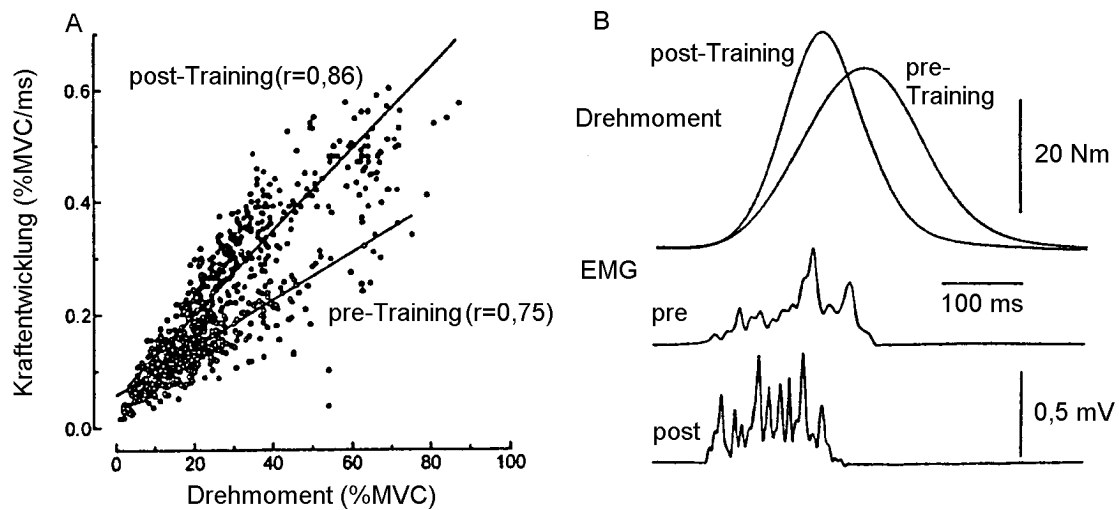


Abb.5-5 Kraftentwicklung als Funktion des Drehmoments (A) und Vergleich des Drehmoments und des gleichgerichteten EMGs während einer dynamischen Kontraktion (B).

A: Regression für alle Probanden in der prä-Messung ($R=0,75$ geringere Steigung) und in der post-Messung ($R=0,86$ größere Steigung). Es existiert ein signifikanter Unterschied ($p<0,001$) zwischen den Meßzeitpunkten. B: Vergleich des Drehmoments und des gleichgerichteten EMGs für einen Probanden vor und nach der Trainingsintervention während einer dynamischen Kontraktion bei einem ähnlichen MVC-Level (41% in der Prä-Messung und 44% in der Post-Messung) (VAN CUTSEM ET AL. 1998).

VAN CUTSEM ET AL. (1998) schreiben die Verbesserungen der Kraftentwicklung hauptsächlich neuronalen Adaptationen zu, da der zeitliche Verlauf der Muskelanspannung, hervorgerufen durch Elektrostimulation, durch die Trainingsmaßnahme nicht verändert wird. Sie führen außerdem Einzelableitungen motorischer Einheiten mittels Nadelelektromyographie durch und stellen eine frühere Aktivierung der motorischen Einheiten sowie eine erhöhte Aktivierungsfrequenz zu Beginn der willkürlichen Kraftentwicklung fest.

Um eine Anpassung, wie z.B. oben beschrieben, auslösen zu können, muß aber zunächst die Reizschwelle überschritten werden, damit es über die Störung des Gleichgewichtszustandes der beanspruchten Funktionssysteme, zur Auslösung einer zielgerichteten Adaptation kommen kann (MARTIN ET AL. 1991; SCHNABEL / THIEß 1993; WEINECK 1996; SCHNABEL ET AL. 1997).

Am Kniegelenk sind aus diesem Grund Adaptationen der Kraftfähigkeit in einem frühen Bereich der willkürlichen Kraftentwicklung (0-100ms) durch sensomotorische Trainingsformen möglicherweise nur durch eine Verlagerung der Beanspruchung auf die

kniegelenkumgreifende Muskulatur zu erreichen. Je größer diese verlagerte Beanspruchung ausfällt, desto größer ist auch die neuromuskuläre Adaptation. Durch eine Fixierung des Sprunggelenkes während der Trainingsinterventionen wird eine Anpassung der Kniestrecker ermöglicht. Diese Anpassung kann scheinbar durch eine weitere Beanspruchungserhöhung in Verbindung mit kräftigenden Übungen weiter gesteigert werden (vgl. GOLLHOFER / LOHRER 2000).

Da sich dabei die Maximalkraftfähigkeit der Kniestrecker per se nicht ändert, scheinen diese Verbesserungen in der frühen Phase der Kraftentwicklung durchaus auf neuronalen Adaptationen, wie durch VAN CUTSEM ET AL. (1998) beschrieben, zu beruhen. Dabei ist es eher unwahrscheinlich, daß sich die willentliche Aktivierungsfähigkeit der Trainingsteilnehmer, in bezug auf die Kniegelenkstrecker beim isometrischen Maximalkrafttest, durch die Fixierung des Sprunggelenks ändert. Viel wahrscheinlicher ist es Adaptationen im Bereich der Erregungsleitung von Muskelsensoren, Gelenksensoren oder Hautsensoren zu erwarten, die durch die Kontraktion selbst aktiviert werden und einen beträchtlichen Einfluß auf den Kontraktionsverlauf nehmen können (WOOD 1988; MACEFIELD ET AL. 1993; GARLAND / MYLES 1997).

So haben beispielsweise Muskelafferenzen einen erregenden Einfluß auf Motoneuronen und sind so in der Lage über reflektorische Mechanismen die neuromuskuläre Leistung während einer willkürlichen Bewegung zu steigern. MACEFIELD ET AL. (1993) können zeigen, daß eine Blockierung der propriorezeptiven Afferenzen während einer maximalen isometrischen Kontraktion zu einer drastischen Reduktion der Entladungsraten der beteiligten Motoneuronen führt. So liegt die mittlere Entladungsfrequenz der Motoneuronen im normal innervierten Zustand bei $28,2 \pm 0,6$ Hz (vgl. BIGLAND-RITCHIE ET AL. 1992). Im deafferenzierten Zustand liegt die mittlere Entladungsrate der Motoneuronen in der Studie von MACEFIELD ET AL. (1993) nur noch bei $18,6 \pm 1,9$ Hz. Die fehlende afferente Versorgung des Motoneurons führt zu einer signifikant niedrigeren Entladungsrate desselben und dadurch zu einer Verringerung der neuromuskulären Leistungsfähigkeit des Muskels (vgl. Abb.5-6).

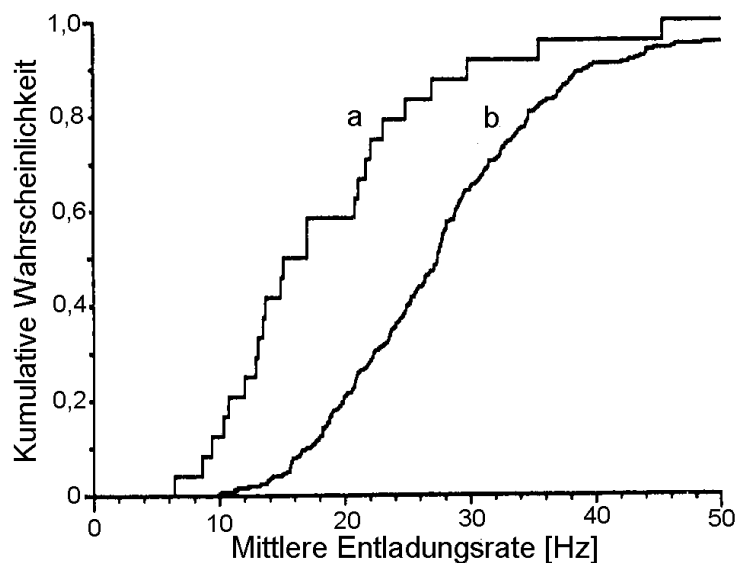


Abb.5-6 Verteilung der Entladungsraten von deafferenzierten Motoneuronen (a, n=24) und normal innervierten Motoneuronen (b, n=240) im M. tibialis anterior während maximaler willkürlicher Kontraktionen (mod. nach MACEFIELD ET AL. 1993).

Die Autoren beziffern den erregenden Einfluß der propriorezeptiven Afferenzen für die willkürliche Aktivierungsfähigkeit des M. tibialis anterior auf etwa ein Drittel der gesamten erregenden Kapazität am Motoneuronenpool. Obwohl für die kniegelenkumgreifende Muskulatur keine entsprechenden Untersuchungen vorliegen, spricht zunächst nichts dagegen, auch für diese Muskeln ähnliche Verhältnisse zu erwarten, wie für den untersuchten M. tibialis anterior.

Über einen direkten Einfluß von propriorezeptiven Afferenzen auf den Motoneuronenpool hinaus wird in der Literatur auch ein Einfluß des fusimotorischen Systems auf denselben diskutiert (HAGBARTH ET AL. 1986; BONGIOVANNI / HAGBARTH 1990; MACEFIELD ET AL. 1991; KAKUDA / NAGAOKA 1998). In einer richtungweisenden Studie gelingt es HAGBARTH ET AL (1986) einen Teil der Kraftereinbuße des M. tibialis anterior, die durch die Blockierung des N. peroneus hervorgerufen wird, der Unterbrechung der γ -Schleife zuzuordnen. Diese Unterbindung fusimotorischer Afferenzen senkt den autogen erregenden Einfluß auf die α -Motoneuronen und hemmt damit die Entwicklung der maximalen isometrischen Kraft. Der Umkehrschluß dieser Beobachtung würde bedeuten, daß sich ein verstärkter fusimotorisch erregender Einfluß auf den Motoneuronenpool bei der isometrischen Maximalkraftentwicklung möglicherweise leistungssteigernd auf das neuromuskuläre System auswirken könnte.

Dabei scheint die statische fusimotorische Aktivität die Muskelspindel permanent, also ohne eine Längenänderung der Muskelfaser, aktiv zu halten, während die dynamische fusimotorische Aktivität dafür sorgt, daß die Muskelspindel während kleiner Längenänderungen des Muskels sensibel bleibt (MATTHEWS 1981; KAKUDA / NAGAOKA 1998). Beiden Mechanismen spielen möglicherweise für reflektorische Aktivierungen der

Muskulatur eine wichtige Rolle. JOHANSSON ET AL. (1991a) können durch simultane Aufnahmen verschiedener Muskelspindelafferenzen in anästhesierten Katzen während provozierter Reflexaktivitäten fusimotorische Auswirkungen sowohl statischer als auch dynamischer γ -Afferenzen auf die Reflexaktivität nachweisen (JOHANSSON ET AL. 1991a).

Damit besteht, neben der direkten Einflußnahme propriorezeptiver Afferenzen auf den Motoneuronenpool auch die Möglichkeit, die willkürliche Kraftentfaltung über das fusimotorische System zu beeinflussen. Ein solcher Einfluß von Mechanosensoren im Kniegelenk auf das γ -motorische System kann durch mehrere Arbeiten gezeigt werden (MCINTYRE ET AL. 1978; JOHANSSON / SOJKA 1985; JOHANSSON ET AL. 1986; SJÖLANDER 1989; SOJKA ET AL. 1989).

Für eine Beeinflussung des fusimotorischen Systems über das absolvierte sensomotorische Training spricht auch die Verkürzung des EMDs bei allen drei Trainingsgruppen. Eine voreingestellte höhere muskuläre Stiffness und eine dadurch bedingte schnellere Kraftentwicklung könnte sich in einer verkürzten elektromechanischen Verzögerung ausdrücken. Diese Verkürzung stellt sich zwar zwischen den Meßzeitpunkten als signifikant für alle drei Trainingsgruppen dar, liegt aber mit durchschnittlich 2ms, das sind bei einem mittleren EMD von 30ms ca. 7% vom Absolutwert, innerhalb der geschätzten maximalen Meßunsicherheit für diesen Parameter.

Geht man von einem nicht zu vernachlässigenden reflektorischen Beitrag während muskulärer Kontraktionen aus (vgl. HAGBARTH ET AL. 1986; BONGIOVANNI / HAGBARTH 1990; MACEFIELD ET AL. 1993; GARLAND / MYLES 1997), so spielt möglicherweise die präsynaptische Inhibition von Ia-Fasern, die eine direkte Auswirkung auf den Dehnreflex haben (MATTHEWS 1981), eine wichtige Rolle für die neuromuskuläre Kontrolle der Kraftentwicklung. Diese präsynaptische Inhibition von Ia-Afferenzen, die auf Motoneurone projizieren, welche auch willkürlich angesteuert werden, ist zu Beginn einer willkürlichen Kontraktion deutlich herabgesetzt (vgl. HULTBORN ET AL. 1987). Dabei ist das Ausmaß der Verminderung der präsynaptischen Inhibition variabel und hängt in starkem Maß vom Kraftniveau der folgenden Kontraktion ab (MEUNIER / PIERROT-DESEILLIGNY 1989). Zwar bleibt der zeitliche Verlauf der heteronymen Ia-Erregung auch dann gleich, wenn die durchgeführten Kontraktionen auf unterschiedlichen Kraftniveaus (50%, 25%, 12% der Maximalkraft) durchgeführt werden. Der Anstieg der jeweiligen Ia-Erregung zu Beginn der Kontraktion ist aber desto größer, je höher die Kraft ist, die am Ende erreicht werden soll. In Abb.5-7 ist dieses Verhalten für Kontraktionen des M. soleus auf einem Niveau von 50% der Maximalkraft (A) bzw. 25% der Maximalkraft (B) dargestellt.

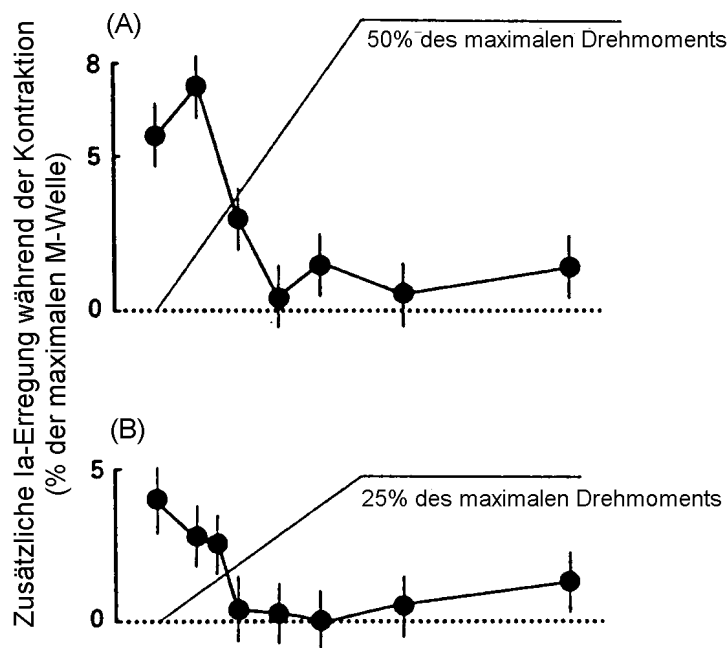


Abb.5-7 Zusätzliche Erregung während Kontraktionen des M. soleus bei zwei verschiedenen Intensitäten. Je höher der Wert der prozentualen M-Antwort bei der H-Reflex-Bestimmung ist, desto größer ist die Ia-Erregbarkeit des Motoneurons und desto kleiner die präsynaptische Inhibition. (mod. nach MEUNIER / PIERROT-DESEILLIGNY 1989).

Nach MEUNIER / PIERROT-DESEILLIGNY (1989) sollte die verminderte präsynaptische Inhibition von Ia-Fasern am Anfang einer willkürlichen Muskelkontraktion das Ausmaß des Dehnungsreflexbeitrages zur Kraftentfaltung verstärken. Somit erlangt dieser Mechanismus möglicherweise eine funktionelle Bedeutung.

Das Ausmaß der Ia-Erregung hängt dabei nicht von der Kraftanstiegsgeschwindigkeit ab, mit der die Kontraktion ausgeführt wird. Bemerkenswert ist jedoch, daß die Ia-Erregung immer in der Mitte der Kraftentwicklung drastisch abfällt. Die Autoren zeigen dies für Kraftanstiege, die zwischen 250ms und 1s andauern.

Das Ausmaß der präsynaptischen Inhibition hängt in seiner Quantität vom zu erreichenden Kraftwert und in seiner zeitlichen Ausprägung von der Kraftanstiegsgeschwindigkeit ab. Aus diesem Grund vermuten MEUNIER / PIERROT-DESEILLIGNY (1989), daß die Einstellung der präsynaptischen Inhibition aufgabenspezifisch durch supraspinale Strukturen vorgenommen werden kann. Eine hohe Variabilität des Dehnungsreflexes und einen wichtigen Einfluß supraspinaler und peripherer Strukturen auf diese Variabilität vermuten auch andere Autoren (ILES / ROBERTS 1983; MATTHEWS 1984; OGISO ET AL. 2000). Die funktionelle Bedeutung des Dehnungsreflexes kann für alltägliche Bewegungen wie z.B. dem Laufen, oder bei schnellen Ausgleichsbewegungen auf unebenem Grund gezeigt werden (DIETZ 1992; SIMONSEN / DYHRE-POULSEN 1999). Generell kann man davon ausgehen, daß zu Beginn einer Kontraktion, bei der die endgültige Kraft noch nicht bekannt ist, ein möglichst großer Beitrag des Dehnungsreflexes, der durch eine Verringerung der präsynaptischen Inhibition von Ia-Afferenzen erreicht werden kann, erwünscht ist. Nach dieser Anfangsphase, vermutlich in der Mitte des Kraftanstiegs (vgl. MEUNIER / PIERROT-DESEILLIGNY 1989), wird die Wirkung des

Reflexbeitrages über eine Verstärkung der präsynaptischen Inhibition wieder vermindert. In dieser Phase sind andere Mechanismen möglicherweise besser geeignet, um die Muskelkontraktion kontrolliert durchzuführen.

Damit sind die festgestellten Verbesserungen der Kraftparameter innerhalb der frühen Phase der isometrischen Kraftentwicklung möglicherweise auf eine Adaptation der präsynaptischen Inhibition durch die sensomotorischen Trainingsinterventionen zurückzuführen. Während des Trainings müssen Auslenkungen der Gelenke durch die umgreifende Muskulatur schnell kompensiert werden. Dazu ist ein großer Reflexbeitrag in der Anfangsphase der Kontraktion wünschenswert. Dieser Reflexbeitrag kann über eine Verringerung der präsynaptischen Inhibition von Ia-Afferenzen verstärkt werden. Solche Adaptationen sollten in einem frühen Zeitbereich der Muskelkontraktion stattfinden. Ihre Wirkung kommt vermutlich nicht nur in einer schnellen dynamischen Antwort während des sensomotorischen Trainings, sondern auch während einer maximalen isometrischen Kontraktion, zum Tragen.

In einer vergleichbaren Studie können GOLLHOFER ET AL. (1999) nach einem sensomotorischen Training mit Kippbrettern eine Verbesserung der Kraftfähigkeit, ebenfalls in einer sehr frühen Phase der Maximalkraftentwicklung unter isometrischen Bedingungen, feststellen. Verglichen wird diese sensomotorische Trainingsgruppe mit einer zweiten, die isometrische Kräftigungsübungen der Pronatorenmuskulatur des Sprunggelenks durchführt. Nach den Autoren erreicht die sensomotorische Trainingsgruppe den größeren Kraftzuwachs und den größeren Zuwachs im iEMG innerhalb der ersten 100ms der Kraftentwicklung nach dem Training. Die Autoren untersuchen darüber hinaus den monosynaptischen Dehnungsreflex des M. gastrocnemius lateralis und finden interessanterweise auch hier einen größeren Zuwachs in der mittleren Amplitude des EMGs der Reflexantwort des abgeleiteten Muskels für die sensomotorische Trainingsgruppe. GOLLHOFER ET AL. (1999) weisen dabei ausdrücklich auf die enge Korrelation der schnellen Aktivierungsfähigkeit bei der willkürlichen Aktivierung und der Verbesserung der reflektorischen Antworten nach dem Training bei der sensomotorischen Trainingsgruppe hin.

Versucht man vergleichbare Effekte am Kniegelenk durch ein sensomotorisches Training mit herkömmlichen Trainingsmitteln zu erreichen, so gelingt dies nur durch eine Fixierung des Sprunggelenks. Die erzielten Verbesserungen erreichen dennoch nicht das gleiche Ausmaß wie es von GOLLHOFER ET AL. (1999) für die Pronatorenmuskulatur des Sprunggelenks beschrieben wird. Hier ist möglicherweise die Beanspruchung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur trotz Fixierung des Sprunggelenkes noch zu gering.

Eine Lösung dieser Problematik könnte ein kombiniertes Training aus „klassischen“ sensomotorischen Trainingsformen (wie sie in der vorliegenden Arbeit beschrieben werden) und kräftigenden Übungen bieten. Die muskuläre Beanspruchung wird, unter Beibehaltung

der sensomotorischen Trainingsqualität, erhöht. Dadurch kann möglicherweise eine weitere Verbesserung der schnellen Aktivierungsfähigkeit der kniegelenkumgreifenden Muskulatur erreicht werden. Eine erste Studie, die sich dieser Problematik annimmt, wird von GOLLHOFER / LOHRER (2000) vorgestellt. Eine Gruppe von Skiläufern nimmt vier Wochen lang an einem speziellen Trainingsprogramm teil, das größtenteils sensomotorische Trainingsformen beinhaltet. Dabei steht das Training im Skischuh auf der Airex[®]-Matte im Vordergrund. Allerdings werden in dieser Studie auch Übungen mit größeren koordinativen Anforderungen (externe Auslenkungen der Trainingsteilnehmer, Bewegungen im Einbeinstand usw.) und verstärkt Übungen mit höheren Kraftanforderungen (Hoch-Tiefbewegung, Sprünge usw.) an den Trainingsgeräten durchgeführt. Abb.5-8 gibt die erhobenen Parameter für die Eingangsmessung und die Ausgangsmessung wieder.

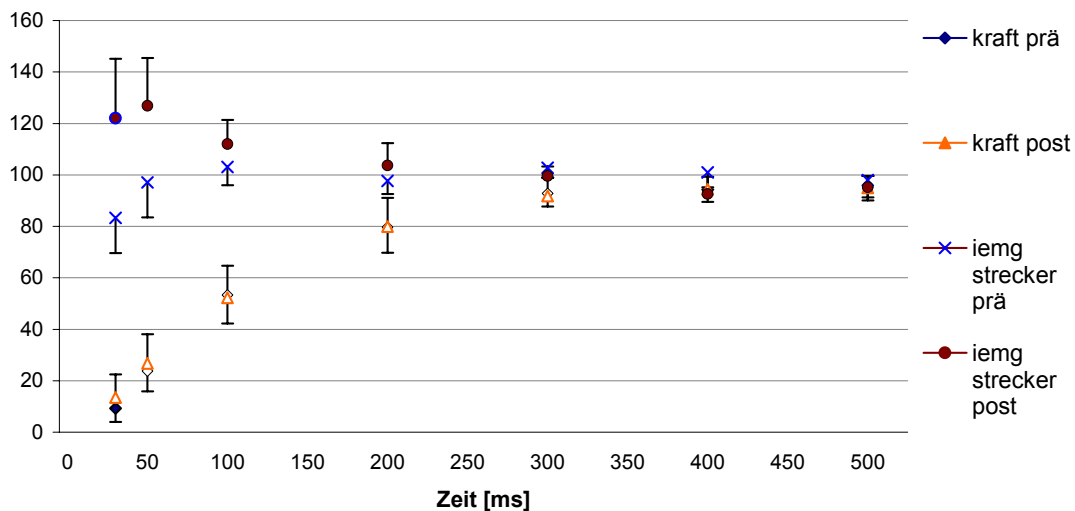


Abb.5-8 Die Abbildung gibt die prozentuale Kraft der Trainingsgruppe im Verhältnis zur Maximalkraft und das prozentuale, auf 100ms relativierte iEMG der Kniegelenkstrecker (M. vastus medialis und M. vastus lateralis) der Trainingsgruppe im Verhältnis zum iEMG der Kniegelenkstrecker, 100ms um den maximalen Kraftwert, wieder. Die Werte der Eingangsmessung (prä) sind für die Kraft durch dunkelblaue Rauten und für das iEMG durch hellblaue Kreuze dargestellt. Die Werte der Ausgangsmessung (post) sind für die Kraft durch gelbe Dreiecke und für das iEMG durch braune Kreise dargestellt.

Es ist eine deutliche Steigerung der Kraftwerte innerhalb der ersten 100ms nach Beginn der isometrischen Kraftentwicklung zu beobachten. Die Probanden können ihre Kraft innerhalb der ersten 30ms nach dem Beginn der Kraftentwicklung durchschnittlich um 78% steigern.

Das iEMG dieser Zeitspanne liegt ca. 40% über dem entsprechenden iEMG in der Eingangsuntersuchung.

Für die isometrische Kraftentwicklung der Kniestrecker ergibt sich durch das sensomotorische Training mit fixiertem Sprunggelenk und der verstärkten Beanspruchung aufgrund der Kombination mit speziellen Kraftübungen ein deutlicher Trainingseffekt in einem frühen (0-100ms) Bereich der isometrischen Kraftentwicklung.

Möglicherweise sind die Verbesserungen innerhalb der ersten 100ms, also etwa bis zum Erreichen der halben Maximalkraft, die auch in anderen Studien nach sensomotorischen Trainingsinterventionen beobachtet werden (GOLLHOFER ET AL. 1999; GOLLHOFER / LOHRER 2000), auf eine abgeschwächte präsynaptische Inhibition von Ia-Afferenzen zurückzuführen. Ein verstärkter Reflexbeitrag zu Beginn einer muskulären Kontraktion unterliegt aber ebenso dem Einfluß des propriorezeptiven Systems, das direkt am Motoneuronenpool modulierend wirksam ist und auch indirekt über das fusimotorische System Einfluß nehmen kann.

Das sensomotorische Training scheint, möglicherweise über mehrere Mechanismen, die besprochenen Adaptationen in einer frühen Phase der muskulären Kontraktion auszulösen. Dabei ist eine Anpassung zentraler oder/und peripherer Mechanismen durch die Trainingsinterventionen, die unbewußt die präsynaptische Inhibition von Ia-Beiträgen während der Kraftentfaltung in einem frühen Zeitraum der muskulären Kontraktion steuern, denkbar. Durch diese Adaptationen wird der Reflexbeitrag in dieser Phase der Kontraktion moduliert. Um die Adaptationen auszulösen wird eine Mindestbeanspruchung der gelenkumgreifenden Muskulatur benötigt. Für das Sprunggelenk reichen dabei „klassische“, mit freiem Sprunggelenk durchgeführte sensomotorische Trainingsinterventionen aus, während für das Kniegelenk eine Fixierung des Sprunggelenkes nötig ist, um die Beanspruchung durch die Trainingsübungen auf die kniegelenkumgreifende Muskulatur zu transformieren. Durch eine Verbindung sensomotorischer Trainingsformen mit kräftigenden Elementen kann anscheinend für isometrische maximale Kontraktionen eine weitere Verbesserung im Kraftanstiegsverhalten erreicht werden (vgl. GOLLHOFER / LOHRER 2000).

Kapitel 6

Schlußfolgerungen und Ausblick

„Die Sensoren der Gelenke tragen nicht nur zur regelgerechten Bewegungskoordination, Kinästhesie und zum aufrechten Gang und Haltung des Menschen bei, sondern deren einwandfreie Funktion ist eine Voraussetzung aufgrund dessen die Spitzenleistungen der Sportler überhaupt möglich sind.“
(SCHIMEK 1985, 238).

Die neuromuskuläre Kontrolle hat einen großen Einfluß auf die Qualität der sportlichen Bewegung. Ist sie gestört, kommt es möglicherweise zu einer fehlerhaften Bewegungsausführung, die sich leistungsmindernd auswirkt und unter Umständen zu einer Verletzung führen kann. Es ist die zentrale Aufgabe des SMS, über die neuromuskuläre Kontrolle in Verbindung mit der sensorischen Reizaufnahme, die funktionelle Gelenkstabilität in einer Bewegungssituation zu gewährleisten. Um die Funktion des SMS zu verbessern, werden häufig sensomotorische Trainingsformen eingesetzt, wobei die Anpassungsfähigkeit der neuromuskulären Gelenkkontrolle sowohl in der Rehabilitation als auch im Leistungssport im Vordergrund stehen.

Im Hinblick auf die sensorische Reizaufnahme wird der Propriozeption ein großer Stellenwert beigemessen. Eine häufig verwendete Methode zur Bestimmung der Propriozeption besteht in der Bestimmung des Stellungs- und Bewegungssinns (MOUNTCASTLE / WILLIS 1980; HALL / MCCLOSKEY 1983). Um die Beiträge der verschiedenen Propriozeptoren zu bestimmen, werden viele grundlegende Untersuchungen durchgeführt, die teilweise richtungsweisende Bedeutung haben. Diese Untersuchungen zeigen, daß der Stellungs- und Bewegungssinn aus der integrativen Verarbeitung verschiedener Sinnessysteme resultieren. Dabei bilden Propriozeptoren, und hier vor allem Muskel- und Sehnenspindeln sowie die Gelenksensoren, eine hochgradig redundante Informationsgrundlage für diese Sinnesqualitäten. In der medizinischen Forschung wird daher aufgrund der Bestimmung des Stellungs- und Bewegungssinnes nach einer Verletzung auf ein „propriozeptives Defizit“ geschlossen (TROPPEL 1986; LEHART ET AL. 1992; JEROSCH / PRYMKA 1996; PAP ET AL. 1999).

In einer sportlichen Bewegungssituation besitzen die oben angesprochenen Sinnesqualitäten für sich alleine keine funktionelle Bedeutung. Vielmehr ist hier das komplette SMS, von der sensorischen Reizaufnahme bis zur neuromuskulären Kontrolle, zu bewerten (GOLLHOFER ET AL. 2000b). Die Frage nach Adaptationen, die sich beim unverletzten Sportler durch spezielle sensomotorische Trainingsinterventionen ergeben, kann dabei nur valide beantwortet werden, wenn man sich ihr über einen für den Sportalltag funktionellen Zugang nähert.

Aus diesem Grund ist die Betrachtung der Propriozeption allein nicht ausreichend, um die Auswirkungen sensomotorischer Trainingsformen zu untersuchen. Die Zielgröße, zur Beantwortung der eingangs gestellten Frage, stellt die neuromuskuläre Kontrolle des Gelenksystems dar. Diese kann nur durch einen komplexen, in diesem Fall empirischen Zugang in vollem Umfang erfaßt werden.

Veränderungen der neuromuskulären Kontrolle wirken sich dabei auf der Kraftebene, der posturalen Ebene und bei externen Krafteinwirkungen am Gelenksystem selbst aus. Durch sensomotorische Trainingsinterventionen können dabei Anpassungen der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur nachgewiesen werden (vgl. SHETH ET AL. 1997; GOLLHOFER ET AL. 1999). Für das Kniegelenk werden diese drei Bereiche in der vorliegenden Arbeit durch einen umfassenden Zugang aufgearbeitet. Dabei erlaubt allein die Betrachtung der mechanischen Veränderung einerseits (Kraft, Gelenkbewegung und Gelenkstiffness) in Verbindung mit der Betrachtung neuromuskulärer Veränderung andererseits (EMG), eine adäquate Beurteilung der neuromuskulären Kontrolle des Kniegelenks.

Um eine valide Beschreibung der neuromuskulären Kontrolle für sportliche Bewegungen gewährleisten zu können, müssen die Meßbedingungen funktionell sein. Aufgrund dieser Forderung vergrößern sich allerdings meist auch die Meßunsicherheiten für die erhobenen Parameter durch die schlecht kontrollierbaren Bedingungen. Dabei orientiert sich unserer Meinung nach die Validität der Untersuchung zunächst an der Funktionalität der Messung. Diese Orientierung wird unterbrochen, wenn die Interpretation der Ergebnisse durch die sinkende Meßsicherheit nicht mehr möglich ist. Abb.2-1 zeigt dieses Verhalten schematisch.

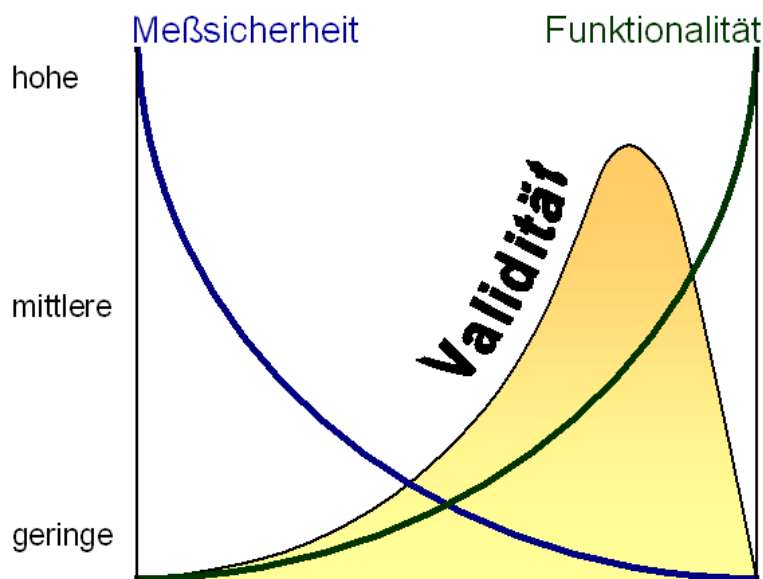


Abb.2-1 Schematische Darstellung des Zusammenhangs zwischen der Funktionalität und der Meßsicherheit für die Messung eines beliebigen Parameters. Dieser Zusammenhang stellt sich für jeden Parameter gesondert dar.

Bei den durchgeführten Messungen wird immer versucht eine möglichst große Funktionalität mit einer möglichst kleinen Meßunsicherheit zu verbinden. Dies gelingt in der vorliegenden Arbeit für die Bereiche der Standstabilität und der Kraftfähigkeit hinreichend gut. Für den Bereich der funktionellen Gelenkstabilität ergeben sich, auf Grund notwendiger baulicher Veränderungen des Meßgeräts, systematische Abweichungen der Kontrollvariablen zwischen den beiden Messungen, welche die Interpretation der Ergebnisse erschweren, aber hinsichtlich der neuromuskulären Kontrolle nicht unmöglich machen.

Bei der Analyse der sensomotorischen Trainingsmaßnahmen ergibt sich eine Abhängigkeit der neuromuskulären Aktivierung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur von der Fixierung des Sprunggelenks. Durch das Training mit fixiertem Sprunggelenk kann eine signifikant höhere neuromuskuläre Aktivierung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur erreicht werden als bei demselben Training ohne Fixierung bzw. mit teilweiser Fixierung des Sprunggelenks. Für die sprunggelenkumgreifende Muskulatur ergibt sich keine Abhängigkeit von dem Grad der Fixierung des Sprunggelenks (für den Fall der Fixierung durch einen Skischuh). Es zeigt sich aber eine signifikante Abhängigkeit der neuromuskulären Aktivität der gemessenen Muskeln vom Trainingsgerät.

Aufgrund der durchgeführten sensomotorischen Trainingsinterventionen kann eine Verbesserung der Standstabilität auf dem Posturomed[®] über eine angepasste neuromuskuläre Kontrolle am Sprung- und Kniegelenk erzielt werden. Dabei wirkt sich eine Fixierung des Sprunggelenks während der Trainingsmaßnahmen negativ im Hinblick auf die Verbesserung der Standstabilisationsfähigkeit, die mit freiem Sprunggelenk bestimmt wird, aus. Eine isolierte Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle der kniegelenkumgreifenden

Muskulatur, auf Grund einer Fixierung des Sprunggelenks während der sensomotorischen Trainingsmaßnahmen, ist in dieser Meßsituation nicht gegeben.

Für die funktionelle Gelenkstabilität kann sowohl für die langsame als auch für die schnelle Auslenkung eine Anpassung der neuromuskulären Kontrolle an die Reizbedingung festgestellt werden, die möglicherweise in einer höheren Gelenkstiffness resultiert. Hier läßt sich in beiden Versuchsbedingungen eine reizadäquate Anpassung der neuromuskulären Kontrolle über eine verstärkte neuromuskuläre Aktivierung der ischiokruralen Muskulatur feststellen. In der schnellen Reizsituation ergibt sich eine zusätzliche Hemmung des Quadrizeps. Diese Anpassungen der neuromuskulären Kontrolle nach dem sensomotorischen Training sind dabei hochfunktionell im Sinne der Reduktion einer künstlich ausgelösten vorderen Schublade.

Für die schnelle Reizbedingung kommt es nach der sensomotorischen Trainingsintervention zusätzlich zu Adaptationen der neuromuskulären Kontrolle innerhalb der verschiedenen Reflexphasen. Diese sind in unterschiedlichen Situationen hochfunktionell. Dabei können sehr feine Abstimmungen, selbst zwischen einzelnen Reflexphasen gefunden werden. So zeigen die frühen Reflexe (M1, M2) eine Anpassung, die der vorderen Schublade entgegenwirkt, während sich in der späten Reflexphase (M3) Anpassungen nachweisen lassen, die der posturalen Kontrolle dienen. Betrachtet man beide Versuchsbedingungen sind diese Adaptationen scheinbar nicht abhängig von der Fixierung des Sprunggelenks während der sensomotorischen Trainingsinterventionen.

Eine Abhängigkeit der Gelenkstiffness vom Geschlecht in der schnellen Reizbedingung und vom Körpergewicht in der langsamen Reizbedingung kann nachgewiesen werden.

Für die Kraftfähigkeit ergeben sich, durch das sensomotorische Training mit fixiertem Sprunggelenk, Verbesserungen in einem sehr frühen bis frühen Bereich der Kraftentwicklung (0-100ms relativ zum Beginn der meßbaren Kraftentfaltung). Im Bereich der isometrischen Maximalkraft ergeben sich auf Grund der sensomotorischen Trainingsinterventionen keine nachweisbaren Verbesserungen. Eine Anpassung der neuromuskulären Kontrolle erfolgt dabei ebenfalls nur in der Trainingsgruppe mit fixiertem Sprunggelenk, in einem Zeitbereich bis etwa 100ms nach Beginn der Kraftentwicklung. In diesem Bereich kommt es zu einer verstärkten neuromuskulären Aktivität des Quadrizeps und dadurch möglicherweise zu der signifikanten Verbesserung der Explosivkraft in dieser Trainingsgruppe.

Für die Kraftfähigkeit, die Standstabilität und die funktionelle Gelenkstabilität ergeben sich auf Grund der durchgeführten sensomotorischen Trainingsinterventionen Anpassungen der neuromuskulären Kontrolle, die als effizient im Sinne der

Anforderung einer leistungssteigernden bzw. verletzungspräventiven Funktion zu werten sind.

Eine Fixierung des Sprunggelenks während des sensomotorischen Trainings ergibt nur für die Verbesserung der Kraftfähigkeit einen deutlichen Vorteil gegenüber dem Training mit teilfixiertem bzw. freiem Sprunggelenk. Für die funktionelle Gelenkstabilität ergeben sich Anpassungen der neuromuskulären Kontrolle die weitgehend unabhängig von der Fixierung des Sprunggelenks sind.

Damit kann ein sensomotorisches Training, wie es in der vorliegenden Arbeit durchgeführt wird, uneingeschränkt zur Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle des Kniegelenks empfohlen werden. Eine Fixation des Sprunggelenks während des Trainings ist nur zu empfehlen, wenn speziell die Kraftfähigkeit im Vordergrund stehen soll.

Um die positiven Effekte von sensomotorischen Trainingsformen mit und ohne Fixierung des Sprunggelenks nutzen zu können, bietet sich ein kombiniertes Training an. Dabei ist darauf zu achten, daß die Schwerpunkte des Trainings nach dem sportartspezifischen Beanspruchungsprofil gelegt werden. Für den alpinen Skilauf bietet sich ein sensomotorisches Training hauptsächlich im Skischuh an. In anderen Sportarten ist eine Fixation des Sprunggelenks, wie oben bereits angeführt, vor allem zur Verbesserung der Kraftfähigkeit von Vorteil.

Dabei ist zu erwarten, daß sensomotorische Trainingsmaßnahmen in Kombination mit kräftigenden Übungen, im Hinblick auf die spezifische Entwicklung der Kraftfähigkeiten, noch größere Anpassungen möglich machen. In diesem Zusammenhang sollten spezifische Übungsformen entwickelt werden und deren Effekte durch weitere Studien evaluiert werden. Als Anwendungsfeld solcher Neuentwicklungen ist neben dem Leistungs- und Breitensport, im Hinblick auf leistungssteigernde und verletzungspräventive Maßnahmen, auch die Rehabilitation zu nennen.

In weiterführenden Untersuchungen sollten deshalb zusätzlich zu einem rein sensomotorischen Training die Auswirkungen von Krafttraining und kombinierten Trainingsformen verglichen werden, um ein differenziertes Trainingskonzept zur Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle des Kniegelenks vorlegen zu können.

Für die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks ergeben sich ähnliche Anpassungen, wie sie für das Sprunggelenk beschrieben werden. Da auch andere große Gelenke des menschlichen Körpers (Hüfte, Schulter) einen funktionell ähnlichen Aufbau aufweisen, liegt der Schluß nahe, daß Anpassungen der neuromuskulären Kontrolle auch dort, durch adäquate sensomotorische Trainingsinterventionen, erzielt werden können. So könnten z.B. auf Grund

eines speziellen sensomotorischen Trainings des Schultergürtels, selbst Leistungsverbesserungen in Wurfdisziplinen möglich sein. In diesem Bereich liegen allerdings noch keine Studien vor.

Über diese anwendungsorientierten Aspekte hinaus, ergeben sich aus der vorliegenden Arbeit interessante neurophysiologische Fragestellungen. So ist bisher noch nicht geklärt, wie, in welchem Ausmaß und durch welche Mechanismen sensomotorische Trainingsformen auf die α -Motoneuronen der gelenkumgreifenden Muskulatur Einfluß nehmen können. Darüber hinaus stellt sich die Frage, in wie weit das fusimotorische System, und damit die Regelung der Stiffness der gelenkumgreifenden Muskulatur, beeinflußt werden kann. Die Beantwortung dieser Fragen sollte zu einem besseren Verständnis der Rolle von Reflexen, als Teil der Bewegungsregulation, führen.

Darüber hinaus sollte geklärt werden, in wie weit Muskelspindeln, Hautsensoren und Gelenksensoren, bei einer sportlichen Bewegung, d.h. unter funktionellen Bedingungen, zur Propriozeption beitragen. Zusammen mit dem Wissen um die Interaktionen von Propriozeption mit visuellem und vestibulärem System und der zentralnervösen Verarbeitung der gesamten Informationen könnte die Frage geklärt werden, in welchen Bereichen des SMS (sensorische Reizerfassung, zentralnervöse Verarbeitung, neuromuskulären Kontrolle) sich Adaptationen durch sensomotorisches Training hauptsächlich ergeben. Dies wäre für die Trainingssteuerung, insbesondere in der Rehabilitation, z.B. bei Kreuzbandverletzungen, von großem Interesse.

Weitere interessante Fragestellungen, die zu grundlegenden physiologischen aber auch zu angewandten trainingswissenschaftlichen Studien auffordern, beziehen sich auf die Adaptation der Kraftfähigkeit nach sensomotorischem Training mit fixiertem Sprunggelenk. Hier sollte der Frage nachgegangen werden, ob es durch das Training tatsächlich zu einer Verminderung der präsynaptischen Inhibition und dadurch zu einer Verstärkung des Reflexbeitrags kommt. Falls dem so ist, könnte über diesen Mechanismus möglicherweise die Explosivkraftfähigkeit, auch des austrainierten Leistungssportlers, noch verbessert werden.

Die vorliegende Arbeit zeigt, daß durch sensomotorische Trainingsformen Adaptationen auf der Ebene der Bewegungsregulation möglich sind. Diese besitzen dabei sowohl eine leistungssteigernde als auch eine verletzungspräventive Funktion. Vertiefende Erkenntnisse, im Hinblick auf grundlegende physiologische bzw. angewandte trainingswissenschaftliche Fragestellungen, bleiben weiteren Studien vorbehalten.

Anhang A

Einverständnis

Hiermit bestätige ich, daß ich im Rahmen der Teilnahme an der wissenschaftlichen Untersuchung des Projekts: „Knie – Diagnostik“ über die Durchführung der Tests informiert und auf mögliche Risiken aufmerksam gemacht worden bin.

Die Teilnahme ist fakultativ, ich erkläre hiermit mein Einverständnis.

Name,	Vorname	Unterschrift	Datum
-------	---------	--------------	-------

Anhang B

Bestimmung der Schwingungsfrequenzen und Dämpfungswerte der federgelagerten Plattform am Posturomed[®]. Für die Bestimmung der Parameter wird das Posturomed[®] mit Gewichten von 10kg bis 90kg beladen. Es werden pro Gewicht drei Perturbationsmessungen durchgeführt. Die Dämpfungskonstante und die Schwingungsfrequenz werden in einem Zeitintervall von 2s nach der Auslösung der Schwingung bestimmt. Die Dämpfungskonstante wird durch die Gleichung $A=A_0e^{-\delta t} \times \cos \omega t$ (A =Amplitude; δ =Dämpfungskonstante; ω =Kreisfrequenz) errechnet.

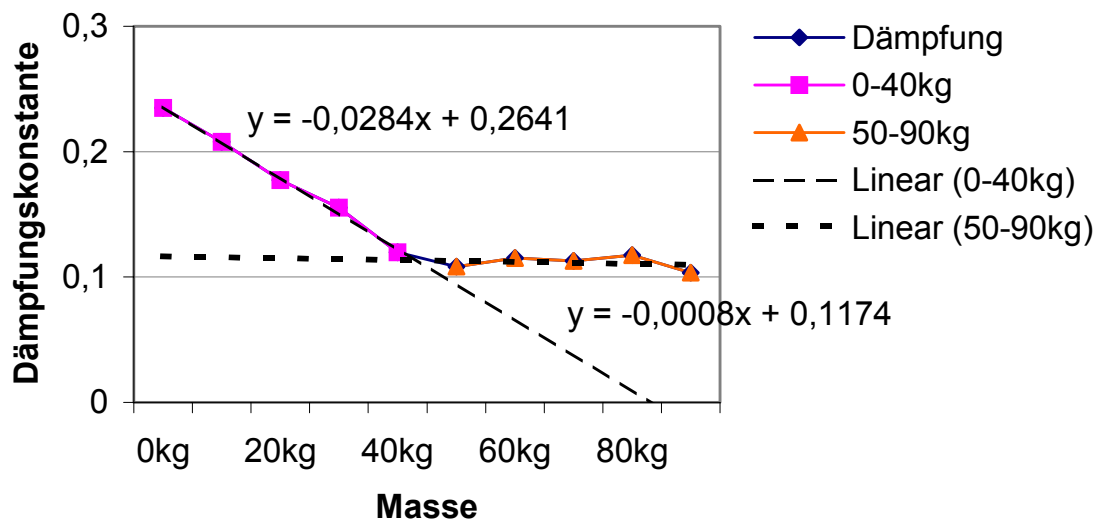


Abb.A-1 Dämpfungskonstante für die Perturbationsmessungen mit unterschiedlichen Gewichten.

Die Dämpfung des Systems nimmt mit zunehmender Beladung der Plattform ab. Dies ist an der linearen Abnahme der Dämpfungskonstante von der Bedingung 0kg (ohne Zuladung) bis zur Bedingung 40kg zu sehen. Für die Bedingung 50-90kg ist keine weitere Abnahme der Dämpfung des Systems zu beobachten. Damit kann die Mechanik für alle Teilnehmer, im Hinblick auf die Dämpfung des Systems, als gleichwertig angesehen werden.

Die Frequenz der Schwingung wird im 40s-Test beispielhaft an 17 Probanden mit unterschiedlichem Körpergewicht in der Eingangs- und in der Ausgangsmessung bestimmt.

Die mittlere Schwingungsfrequenz aller Probanden beträgt 2,71Hz mit einer Standardabweichung von 0,07Hz. Das Maximum beträgt 2,96Hz und das Minimum 2,58Hz. Die intraindividuelle Abweichung zwischen der Prä- und der Post-Messung beträgt 0,05Hz. Damit ist die maximale Abweichung der Schwingungsfrequenzen vom Mittelwert kleiner als 5%. Die Mechanik kann damit, im Hinblick auf die Schwingungsfrequenzen am Posturomed[®], für alle Teilnehmer als gleichwertig angesehen werden.

Anhang C

Kalibrationsmessung für die Berechnung des zurückgelegten Weges am Posturomed[®] mittels Messung der Beschleunigungen der Plattform durch Beschleunigungsaufnehmer (a-aufnehmer) und anschließender doppelter Integration zur Berechnung des Weges.

Über eine Führungsschiene wird sichergestellt, daß sich die Plattform ausschließlich in ml-Richtung bewegt. Diese Bewegung wird mit einem kalibrierten Linearpotentiometer (Megatron[®], Putzbrunn, Typ CLPR13-50) registriert (wegaufnehmer). Zusätzlich wird die Beschleunigung durch einen Beschleunigungsaufnehmer (Kistler[®], Winterthur Schweiz) gemessen. Es werden zehn Messungen mit unterschiedlichen Auslenkungen und unterschiedlichen Frequenzen am Posturomed[®] durchgeführt. Der in 40s zurückgelegte Weg wird für beide Meßmethoden berechnet und verglichen.

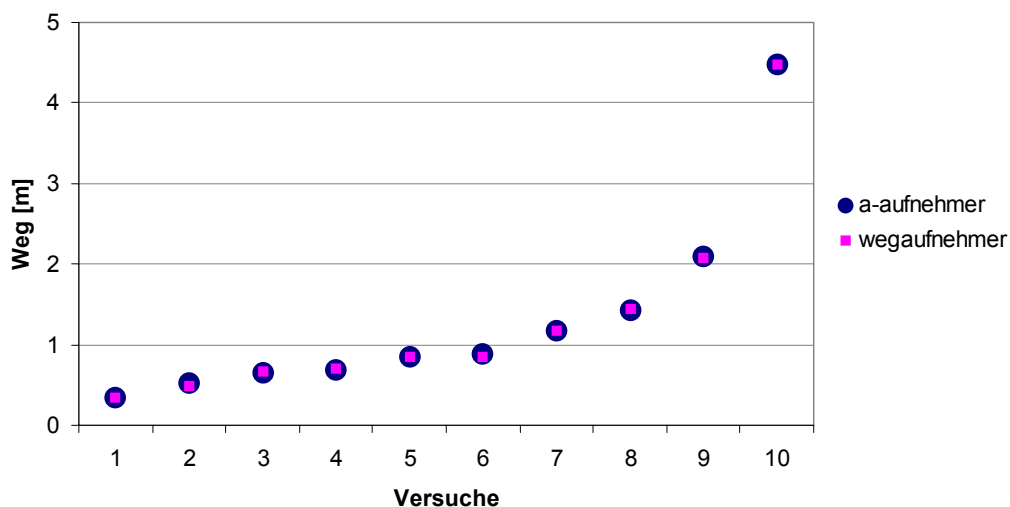


Abb.A-2 Kalibration der Wegmessung durch Kistler[®]-Beschleunigungsmesser am Posturomed[®]

Der maximale Unterschied zwischen der Wegbestimmung über die Beschleunigungsmessung und der direkten Bestimmung des Weges liegt in Versuch 2 bei 6,6%. Der mittlere Unterschied liegt über alle zehn Versuche bei 1,7%. Um den Zusammenhang zwischen den beiden Datensätzen zu bestimmen, wird für die beiden Meßreihen die Korrelation der Grundgesamtheit berechnet. Es wird die Produkt-Moment-Korrelation nach Pearson aus der Kovarianz der beiden Meßreihen, dividiert durch das Produkt aus deren Standardabweichungen berechnet. Es ergibt sich ein Zusammenhang von 1,000 und damit eine perfekte Übereinstimmung.

Literaturverzeichnis

- [1] AKAZAWA, K.; ALDRIGE, J.W.; STEEVENS, J.D.; STEIN, R.B.: Modulation of Stretch Reflex During Locomotion in the Mesencephalic Cat. In: *J. Physiol.* 329 1982, 553-567
- [2] AKAZAWA, K.; MILNER, T.E.; STEIN, R.B.: Modulation of Reflex EMG and Stiffness in Response to Stretch of Human Finger Muscle. In: *J. Neurophysiol.* 49(1) 1983, 16-27
- [3] ALT, W.; LOHRER, H.; GOLLHOFER, A.; RAPPE, B.: Klinische und biomechanische Untersuchung des instabilen Sprunggelenkes. In: *Sportorthopädie-Sporttraumatologie* 14(1) 1998, 13-18
- [4] ALT, W.; SCHAFF, P.; SCHUMANN, H. (HRSG.): *Neue Wege zur Unfallverhütung im Sport.* Sport und Buch Strauß GmbH Köln 2000
- [5] AMIR, G.; LOWE, J.; FINSTERBUSH, A.: Histomorphometric Analysis of Innervation of the Anterior Cruciate Ligament in Osteoarthritis. In: *J. Orthop. Res.* 13 1995, 78-82
- [6] ANDERSSON, G.B.J.; WINTERS, J.M.: Role of Muscle in Postural Tasks: Spinal Loading and Postural Stability. In: WINTERS, J.M.; WOO, S.L-Y. (EDS): *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization* Springer-Verlag New York 1990, 377-395
- [7] ANDREW, B.L.; DODT, E.: The Development of Sensory Endings at the Knee Joint of the Cat. In: *Acta Physiol. Scand.* 28 1953, 287-296
- [8] ANDREW, B.L.: Sensory Innervation of the Medial Ligament of the Knee Joint. In: *J. Physiol.* 123 1954, 241-250
- [9] APPELBERG, B.; HULLINGER, M.; JOHANSSON, H.; SOJKA, P.: Actions on γ -Motoneurons Elicited by Electrical Stimulation of Group I Muscle Afferent Fibres in the Hind Limb of the Cat. In: *J. Physiol.* 335 1983a, 237-253
- [10] APPELBERG, B.; HULLINGER, M.; JOHANSSON, H.; SOJKA, P.: Actions on γ -Motoneurons Elicited by Electrical Stimulation of Group II Muscle Afferent Fibres in the Hind Limb of the Cat. In: *J. Physiol.* 335 1983b, 255-273
- [11] APPELBERG, B.; HULLINGER, M.; JOHANSSON, H.; SOJKA, P.: Actions on γ -Motoneurons Elicited by Electrical Stimulation of Group III Muscle Afferent Fibres in the Hind Limb of the Cat. In: *J. Physiol.* 335 1983c, 275-292
- [12] ASTEN VAN, W.N.J.C.; GIELEN, C.C.A.M.; DENIER VAN DER GON, J.J.: Postural Adjustments Induced by Simulated Motion of Differently Structured Environments. In: *Exp. Brain Res.* 73 1988, 371-383
- [13] ATWOOD, H.L.; MACKAY, W.A.: *Neurophysiologie.* Schattauer Stuttgart New York 1994

- [14] BACKENKÖHLER, U.; HALATA, Z.; STRASMANN, T.J.: The Sensory Innervation of the Shoulder Joint of the Mouse. In: *Anat. Anz.* 178 1996, 173-181
- [15] BARATTA, R.; SOLOMONOW, B.H.; ZHOU, B.H.; LETSON, D.; CHUINARD, R.; D'AMBROSIA, R.: Muscular Coactivation. The Role of the Antagonist Musculature in Maintaining Knee Stability. In: *Am. J. Sports Med.* 16(2) 1988, 113-122
- [16] BARRACK, R.L.; SKINNER, H.B.; COOK, S.D.: Proprioception of the Knee Joint. Paradoxical Effect of Training. In: *Am. J. Phys. Med.* 63(4) 1984, 175-181
- [17] BARRACK, R.L.; SKINNER, H.B.: The Sensory Function of Knee Ligaments. In: DANIEL, D.M.; AKESON, W.H.; O'CONNOR, J.J.: *Knee Ligaments – Structure, Function, Injury, and Repair.* Raven Press New York 1990, 95-114
- [18] BARRETT, D.S.; COBB, A.G.; BENTLEY, G.: Joint Proprioception in Normal, Osteoarthritic and Replaced Knees. In: *J. Bone Joint Surg.* 73-B(1) 1991, 53-56
- [19] BAUMGARTL, F.; THIEMEL, G.: *Untersuchung des Kniegelenks.* Georg Thieme Verlag Stuttgart New York 1993
- [20] BAXENDALE, R.H.; FERRELL, W.R.: The Effects of Knee Joint Afferent Discharge on Transmission in Flexion Reflex Pathways in Decerebrate Cats. In: *J. Physiol.* 315 1981, 231-242
- [21] BEARD, D.J.; KYBERD, P.J.; FERGUSON, C.M.; DODD, C.A.F.: Proprioception after Rupture of the Anterior Cruciate Ligament. In: *J. Bone Joint Surgery [Br]* 75 1993, 311-315
- [22] BEARD, D.J.; KYBERD, P.J.; O'CONNOR, J.J.; FERGUSON, C.M.; DODD, C.A.F.: Reflex Hamstring Contraction Latency in Anterior Cruciate Ligament Deficiency. In: *J. Orthop. Res.* 12 1994, 219-228
- [23] BERENBERG, R.A.; SHEFNER, J.M.; SABOL, J.J.: Quantitative Assessment of Position Sense at the Ankle: A Functional Approach. In: *Neurology* 37 1987, 89-93
- [24] BERGER, W.; DIETZ, V.; QUINTERN, J.: Corrective Reactions to Stumbling in Man: Neuronal Coordination of Bilateral Leg Muscle Activity During Gait. In: *J. Physiol.* 357 1984, 109-125
- [25] BERNIER, J.N.; PERRIN, D.H.: Effect of Coordination Training on Proprioception of the Functionally Unstable Ankle. In: *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 27(4) 1998, 264-275
- [26] BESSOU, P.; EMONET-DÉNANT, F.; LAPORTE, Y.: Motor Fibres Innervating Extrafusal and Intrafusal Muscle Fibres in the Cat. In: *J. Physiol.* 180 1965, 649-672
- [27] BEYNNON, B.D.; JOHNSON, R.J.; FLEMING, B.C.; PEURA, G.D.; RENSTRÖM, P.A.; NICHOLS, C.E.; POPE, M.H.: The Effect of Functional Knee Bracing on the Anterior Cruciate Ligament in the Weightbearing and Nonweightbearing Knee. In: *Am J Sports Med* 3 1997, 353-359

- [28] BIEDERT, R.; MEYER, S.: Propriozeptives Training bei Spitzensportlern – Neurophysiologische und klinische Aspekte. In: Sportorthopädie – Sporttraumatologie 12(2) 1996, 102-105
- [29] BIEDERT, R. M.; MÜLLER, W.; LOBENHOFFER, P.; LATTERMANN, C.; STAUFFER, E.; ZWICK, E.B.: Sensomotorische Funktion des Kniegelenkes. In: Sportorthopädie – Sporttraumatologie 14(4) 1998, 186-194
- [30] BLICKHAN, R.: Motorische Systeme bei Vertebraten. In: DUDEL, J.; MENZEL, R.; SCHMIDT, R.F. (HRSG): Neurowissenschaft. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 1996, 191-213
- [31] BLÜMEL, A.; KRAATZ, U.: Beitrag zur funktionellen Anatomie und neuromuskulären Steuerung des Kniegelenks am Modelltier Schwein (*Sus scrofa* var. *domestica*). Dissertation Universität Greifswald 1997
- [32] BONGIOVANNI, L.G.; HAGBARTH, K.-E.: Tonic Vibration Reflexes Elicited During Fatigue from Maximal Voluntary Contractions in Man. In: J. Physiol. 423 1990, 1-14
- [33] BOYD, I.A.; ROBERTS, T.D.M.: Proprioceptive Discharges from Stretch-Receptors in the Knee-Joint of the Cat. In: J. Physiol. 122 1953, 38-58
- [34] BOYD, I.A.: The Histological Structure of the Receptors in the Knee-Joint of the Cat Correlated with Their Physiological Response. In: J. Physiol. 124 1954, 476-488
- [35] BOYD, I.A.; GLADDEN, M.H.; MCWILLIAM, P.N.; WARD, J.: Control of Dynamic and Static Nuclear Bag Fibres and Nuclear Chain Fibres by Gamma and Beta Axons in Isolated Cat Muscle Spindles. In: J. Physiol. 265 1977, 133-162
- [36] BROOKHART, J.M.; MOUNTCASTLE, V.B.; BROOKS, V.B.; GEIGER, S.R. (EDS.): Handbook of Physiology – Section 1: The Nervous System. American Physiological Society Bethesda Maryland 1981
- [37] BRUHN, S.; GOLLHOFER, A.: Funktionelle Stabilität am Kniegelenk – eine neue Untersuchungsmethode. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 49 (Sonderheft 1) 1998, 212-216
- [38] BRUHN, S.: Funktionelle Stabilität am Kniegelenk. Dissertation Stuttgart 1999
- [39] BRUHN, S.; GOLLHOFER A.; LOHRER, H.: Funktionelle Stabilität am Kniegelenk – Verletzungs- und trainingsbedingte Unterschiede. In: Sportorthopädie – Sporttraumatologie 16(3) 2000, 145-154
- [40] BÜHL, A.; ZÖFEL, P.: SPSS Version 8 – Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows. 5. Auflage Addison-Wesley München 1999
- [41] BÜHRLE, M.: Maximalkraft – Schnellkraft – Reaktivkraft. Kraftkomponenten und ihre dreidimensionale Struktur. In: Sportwissenschaft 19(3) 1989, 311-325

- [42] BURGESS, P.R.; CLARK, F.J.: Characteristics of Knee Joint Receptors in the Cat. In: *J. Physiol.* 203 1969, 317-335
- [43] BURKE, D.; GANDEVIA, S.C.; MACEFIELD, G.: Responses to Passive Movement of Receptors in Joint, Skin and Muscle of the Human Hand. In: *J. Physiol.* 402 1988, 347-361
- [44] BURNS, P.A.; MCMULLAN, S.S.; RICHARDSON, H.C.; RYAN, W.G.; SEDON, S.; WHITMORE, J.; WILSON, C.L.: Electromyographic Responses to Tibial Displacement of Antagonist Muscles Acting at the Human Knee. In: *J. Physiol.* 511.P 1998, 61P
- [45] CARAFFA, A.; CERULLI, G.; PROJETTI, M.; AISA, G.; RIZZO, A.: Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Soccer – a Prospective Controlled Study of Proprioceptive Training. In: *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthroscopy* 4 1996, 19-21
- [46] CLARK, F.J.; BURGESS, P.R.: Slowly Adapting Receptors in Cat Knee Joint: Can They Signal Joint Angle? In: *J. Neurophysiol.* 38(4) 1975, 1448-1463
- [47] CLARK, F.J.; HORCH, K.W.; BACH, S.M.; LARSON, G.F.: Contributions of Cutaneous and Joint Receptors to Static Knee-Position Sense in Man. In: *J. Neurophysiol.* 42(3) 1979, 877-888
- [48] COHEN, L.A.; COHEN, M.L.: Arthrokinetic Reflex of the Knee. In: *Am. J. Physiol.* 184 1956, 433-437
- [49] COLE, K.J.; DALEY, B.J.; BRAND, R.A.: The Sensitivity of Joint Afferents to Knee Translation. In: *Sportverl. Sportschad.* 10 1996, 27-31
- [50] COLLINS, D.F.; PROCHAZKA, A.: Movement Illusions Evoked by Ensemble Cutaneous Input from the Dorsum of the Human Hand. In: *J. Physiol.* 496(3) 1996, 857-871
- [51] CORDO, P.J.: Kinesthetic Control of a Multijoint Movement Sequence. In: *J. Neurophysiol.* 63(1) 1990, 161-172
- [52] CORDO, P.; BEVAN, L.; GURFINKEL, V.; CARLTON, L.; CARLTON, M.; KERR, G.: Proprioceptive Coordination of Discrete Movement Sequences: Mechanism and Generality. In: *Can. J. Physiol. Pharmacol.* 73 1995, 305-315
- [53] CORRIGAN J.P.; CASHMAN, W.F.; BRADY, M.P.: Proprioception in the Cruciate Deficient Knee. In: *J. Bone Joint Surg. [Br]* 74-B 1992, 247-250
- [54] CRAGO, P.E.; HOUK, J.C.; RYMER, W.Z.: Sampling of Total Muscle Force by Tendon Organs. In: *J. Neurophysiol.* 47(6) 1982, 1069-1083
- [55] CRASKE, B.: Perception of Impossible Limb Positions Induced by Tendon Vibration. In: *Science* 1977, 71-73
- [56] CUTSEM VAN, M.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K.: Changes in Single Motor Behaviour Contribute to the Increase in Contraction Speed after Dynamic Training in Humans. In: *J. Phys.* 513(1) 1998, 295-305

- [57] DANIEL, D.M.; AKESON, W.H.; O'CONNOR, J.J.: Knee Ligaments – Structure, Function, Injury, and Repair. Raven Press New York 1990
- [58] DAY, B.L.; STEIGER, M.J.; THOMPSON, P.D.; MARSDEN, C.D.: Effect of Vision and Stance Width on Human Body Motion when Standing: Implications for Afferent Control of Lateral Sway. In: *J. Physiol.* 469 1993, 479-499
- [59] DICHGANS, J.; BRANDT, T.: Visual-Vestibular Interaction. Effects on Self-Motion Perception and Postural Control. In: HELD, R.; LEIBOWITZ, H.W.; TEUBER, H.L. (EDS.): *Handbook of Sensory Physiology*. Springer Verlag Heidelberg 1973, 755-804
- [60] DIENER, H.-C.; DICHGANS, J.; BRUZEK, W.; SELINKA, H.: Stabilization of Human Posture During Induced Oscillations of the Body. In: *Exp. Brain Res.* 45 1982, 126-132
- [61] DIENER, H.-C.; BOOTZ, F.; DICHGANS, J.; BRUZEK, W.: Variability of Postural „Reflexes“ in Humans. In: *Exp. Brain Res.* 52 1983, 423-428
- [62] DIENER, H.C.; DICHGANS, J.; GUSCHLBAUER, B.; MAU, H.: The Significance of Proprioception on Postural Stabilization as Assessed by Ischemia. In: *Brain Res.* 296 1984, 103-109
- [63] DIETZ, V.; NOTH, J.; SCHMIDTBLEICHER, D.: Interaction Between Pre-Activity and Stretch Reflex in Human Triceps Brachii During Landing from Forward Falls. In: *J. Physiol.* 311 1981, 113-125
- [64] DIETZ, V.; Quintern, J.; Berger, W.: Corrective Reactions to Stumbling in Man: Functional Significance of Spinal and Transcortical Reflexes. In: *Neurosci. Letters* 44 1984, 131-135
- [65] DIETZ, V.; QUINTERN, J.; SILLEM, M.: Stumbling Reactions in Man: Significance of Proprioceptive and Pre-Programmed Mechanisms. In: *J. Physiol.* 386 1987, 149-165
- [66] DIETZ, V.; HORSTMANN, G.A.; BERGER, W.: Significance of Proprioceptive Mechanisms in the Regulation of Stance. In: ALLUM J.H.J.; HULLINGER, M. (EDS.): *Progress in Brain Research* 80 1989, 419-423
- [67] DIETZ, V.: Human Neuronal Control of Automatic Functional Movements: Interaction Between Central Programs and Afferent Input. In: *Physiological Reviews* 72(1) 1992, 33-69
- [68] DRAGANICH, L.F.; JAEGER, R.J.; KRALJ, A.R.: Coactivation of the Hamstrings and Quadriceps During Extension of the Knee. In: *J. Bone Joint Surg.* 1 1989, 1075-1081
- [69] DUDEL, J.; MENZEL, R.; SCHMIDT, R.F. (HRSG): *Neurowissenschaft*. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 1996
- [70] ECCLES, R.M.; LUNDBERG, A.: Synaptic Actions in Motoneurons by Afferents Which May Evoke the Flexion Reflex. In: *Arch. Ital. Biol.* 97 1959, 199-221
- [71] EDIN, B.; ABBS, J.H.: Finger Movement Responses of Cutaneous Mechanoreceptors in the Dorsal Skin of the Human Hand. In: *J. Neurophysiol.* 65(3) 1991, 657-670

- [72] EDIN, B.: Quantitative Analysis of Static Strain Sensitivity in Human Mechanoreceptors from Hairy Skin. In: *J. Neurophysiol.* 67(5) 1992, 1105-1113
- [73] EKHOLM, J.; EKLUND, G.; SKOGLUND, S.: On the Reflex Effects from the Knee Joint of the Cat. In: *Acta Physiol. Scand.* 50 1960, 167-174
- [74] ENOKA, R.M.: *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. 2.Auflage Human Kinetics Books 1994
- [75] ERIKSSON, E.: Knee Injuries, a Major Problem in Sports Medicine: Past, Present and Future. In: *Ann. Chir. Gyn.* 80 1991, 116-119
- [76] FERRELL, W.R.: The Adequacy of Stretch Receptors in the Cat Knee Joint for Signalling Joint Angle Throughout a Full Range of Movement. In: *J. Physiol.* 299 1980, 85-99
- [77] FERRELL W.R.; NADE, S.; NEWBOLD, P.J.: The Interrelation of Neural Discharge, Intra-Articular Pressure, and Joint Angle in the Knee of the Dog. In: *J. Physiol.* 373 1986, 353-365
- [78] FERRELL, W.R.; GANDEVIA, S.C.; MCCLOSKEY, D.I.: The Role of Joint Receptors in Human Kinaesthesia when Intramuscular Receptors cannot Contribute. In: *J. Physiol.* 386 1987, 63-71
- [79] FETZ, F.: *Sensomotorisches Gleichgewicht – Erscheinungsformen und Tests*. In: *Leibesübungen, Leibeserziehung* 40 1986, 107-115
- [80] FETZ, F.: *Sensomotorisches Gleichgewicht im Sport*. Österreichischer Bundesverlag Wien 1987
- [81] FISHER, A.K.; STOECKENIUS, W.: Membranen. In: HOPPE, W.; LOHMANN, W.; MARKL, H.; ZIEGLER, H. (HRSG.): *Biophysik*. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 2. Auflage 1982, 426-438
- [82] FITZPATRICK, R.C.; TAYLOR, J.L.; MCCLOSKEY, D.I.: Ankle Stiffness of Standing Humans in Response to Imperceptible Perturbations: Reflex and Task-Dependent Components. In: *J. Physiol.* 454 1992a, 533-547
- [83] FITZPATRICK, R.C.; GORMAN, R.B.; BURKE, D.; GANDEVIA, S.C.: Postural Proprioceptive Reflexes in Standing Human Subjects: Bandwidth of Response and Transmission Characteristics. In: *J. Physiol.* 458 1992b, 69-83
- [84] FITZPATRICK, R.; ROGERS, D.K.; MCCLOSKEY, D.I.: Stable Human Standing with Lower-Limb Muscle Afferents Providing the only Sensory Input. In: *J. Physiol.* 480(2) 1994, 395-403
- [85] FREEMAN, M.A.R.; DEAN, M.R.E.; HANHAM, I.W.F.: The Etiology and Prevention of Functional Instability of the Foot. In: *J. Bone Joint Surg.* 47-B(4) 1965, 678-685
- [86] FREEMAN, M.A.; WYKE, B.: The Innervation of the Ankle Joint – An Anatomical and Histological Study in the Cat. In: *Acta Anat.* 68 1967a, 321-333

- [87] FREEMAN, M.A.; WYKE, B.: The Innervation of the Knee Joint – An Anatomical and Histological Study in the Cat. In: *J. Anat.* 101 1967b, 505-521
- [88] FREIWALD, J.; STARISCHKA, S.; ENGELHARDT, M.: Rehabilitatives Krafttraining. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 44(9) 1993, 368-378
- [89] FREIWALD, J.; ENGELHARDT, M.; REUTER, I.; GNEWUCH, A.; KONRAD, P.: Die nervöse Versorgung des Kniegelenks. In: *Krankengymnastik* 50(2) 1998, 212-227
- [90] FRIEDERICH, N.F.; O'BRIEN, W.R.: Zur funktionellen Anatomie der Kreuzbänder. In: JAKOB, R.P.; STÄUBLI, H.-J. (HRSG.): *Kniegelenk und Kreuzbänder*. Springer Verlag Berlin Heidelberg 1990, 80-95
- [91] GANDEVIA, S.C.; MCCLOSKEY, D.I.: Joint Sense, Muscle Sense, and Their Combination as Position Sense, Measured at the Distal Interphalangeal Joint of the Middle Finger. In: *J. Physiol.* 260 1976, 387-407
- [92] GANDEVIA, S.C.; HALL, L.A.; MCCLOSKEY, D.I.; POTTER, E.K.: Proprioceptive Sensation at the Terminal Joint of the Middle Finger. In: *J. Physiol.* 335 1983, 507-517
- [93] GANDEVIA, S.C.; MCCLOSKEY, D.I.; BURKE, D.: Kinaesthetic Signals and Muscle Contraction. In: *Trends Neurosci.* 15(2) 1992, 62-65
- [94] GARDENER, E.: The Distribution and Termination of Nerves in the Knee-Joint of the Cat. In: *J. Compar. Neurol.* 80 1944, 11-32
- [95] GARDENER, E.: The Innervation of the Knee Joint. In: *Anat. Rec.* 101 1948, 109-130
- [96] GARLAND, S.J.; MILES, T.S.: Control of Motor Units in Human Flexor Digitorum Profundus Under Different Proprioceptive Conditions. In: *J. Physiol.* 502(3) 1997, 693-701
- [97] GAUCHARD, G.C.; JEANDEL, C.; TESSIER, A.; PERRIN, P.P.: Beneficial Effect of Proprioceptive Physical Activities on Balance Control in Elderly Human Subjects. In: *Neuroscience Letters* 273 1999, 81-84
- [98] GERLACH, U.J.; LIERSE, W.; WOLTER, D.: Mechanorezeptoren in den distalen Anteilen des vastus medialis? In: *Unfallchirurg* 96 1993, 41-42
- [99] GHEZ, C.: The Control of Movement. In: KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M.: *Principles of Neural Science*. 3. Auflage Appleton & Lange 1991, 533-547
- [100] GIELEN, C.C.A.M.; RAMAEKERS, L.; VAN ZUYLEN, E.J.: Long-Latency Stretch Reflexes as Co-Ordinated Functional Responses in Man. In: *J. Physiol.* 407 1988, 275-292
- [101] GLICK, J.M.; GORDON, R.B.; NISHIMOTO, D.: The Prevention and Treatment of Ankle Injuries. In: *Am. J. Sports Med.* 4(4) 1976, 136-141
- [102] Goetz, W.: Bindegewebe. In: <http://www.gwdg.de/~wgoetz/> 2001
- [103] GOLLHOFER, A.; HORSTMANN, G.A.; SCHMIDTBLEICHER, D.; SCHÖNTHAL, D.: Reproducibility of Electromyographic Patterns in Stretch-Shortening Type Contractions. In: *Eur. J. Appl. Physiol.* 60 1990, 7-14

- [104] GOLLHOFER, A.: Belastungsvariation und motorische Koordination. Habilitationsschrift Freiburg 1993
- [105] GOLLHOFER, A.; SCHEUFFELEN, C.; LOHRER, H.: Neuromuskuläre Trainingsformen und ihre funktionelle Auswirkung auf die Stabilisierung im Sprunggelenk In: ZICHNER, L.; ENGELHARDT, M.; FREIWALD, J.: Neuromuskuläre Dysbalancen 3. Auflage Novartis Pharma Verlag Nürnberg 1999, 109-122
- [106] GOLLHOFER, A.: Importance of Proprioceptive Activation on Functional Neuromuscular Properties. In: HONG, Y.; JOHNS, D.P.: Proceedings of XVIII International Symposium on Biomechanics in Sports Volume I, Hong Kong 2000, 119-125
- [107] GOLLHOFER, A.; ALT, W.; LOHRER, H.: Prevention of Excessive Forces with Braces and Orthotics. In: NIGG, B.M.; MESTER, J. (EDS.): Handbook of Sport Science. Biomechanics and Biology of Movement. Human Kinetics 2000a, 331-349
- [108] GOLLHOFER, A.; LOHRER, H.; ALT, W.: Propriozeption – Grundlegende Überlegungen zur sensomotorischen Steuerung. In: Orthopädieschuhtechnik Sonderheft 2000b, 10-14
- [109] GOLLHOFER, A.; LOHRER, H.: Verbesserung der funktionellen Kniegelenkstabilität durch Training – Entwicklung eines Präventivkonzepts im alpinen Skilauf. Unveröffentlichter Projektbericht Stuttgart 2000
- [110] GÓMEZ-BARRENA, E.; NUÑEZ, A.; BALLESTEROS, R.; MARTINEZ-MORENO, E.; MUNUERA, L.: Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Affects Proprioception in the Cat's Knee. In: Acta Orthop. Scand. 70(2) 1999, 185-193
- [111] GOODWIN, G.M.; MCCLOSKEY, D.I.; MATTHEWS, P.B.C.: The Contribution of Muscle Afferents to Kinaesthesia Shown by Vibration Induced Illusions of Movement and by the Effects of Paralyzing Joint Afferents. In: Brain 95 1972, 705-748
- [112] GORDON, J.; GHEZ, C.: Muscle Receptors and Spinal Reflexes: The Stretch Reflex. In: KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M.: Principles of Neural Science. 3. Auflage Appleton & Lange 1991, 564-580
- [113] GRABINER, M.D.: Ligamentous Mechanoreceptors and Knee Joint Function: The Neurosensory Hypothesis. In: GRABINER M.D.: Current Issues in Biomechanics. Human Kinetics Publishers Baltimore 1993b, 237-254
- [114] GRABINER, M.D.; CAMPBELL, K.R.; HAWTHORNE, D.L.; HAWKINS, D.A.: Electromyographic Study of the Anterior Cruciate Ligament-Hamstrings Synergy During Isometric Knee Extension. In: J. Orthop. Res. 7 1989, 152-155
- [115] GRABINER, M.D.; KOH, T.J.; MILLER, G.F.: Further Evidence Against a Direct Automatic Neuromotor Link Between the ACL and Hamstrings. In: Med. Sci. Sports Exerc. 24(10) 1992, 1075-1079
- [116] GRABINER, M.D.; WEIKER, G.G.: Anterior Cruciate Ligament Injury and Hamstrings Coactivation. In: Clin. Biomech. 8 1993, 215-219

- [117] GRABINER M.D.: Current Issues in Biomechanics. Human Kinetics Publishers Baltimore 1993
- [118] GRANIT, R.: The Basis of Motor Control. Academic Press London 1970
- [119] GREENWALD, R.M.; SWANSON, S.C.; McDONALD, T.R.: A Comparison of the Effect of Ski Sidecut on Three-Dimensional Knee Joint Kinematics During a Ski Run. In: Sportverl. – Sportschad. 11(1997), 129-133
- [120] GRIGG, P.; HOFFMAN, A.H.: Properties of Ruffini Afferents Revealed by Stress Analysis of Isolated Sections of the Cat Knee Capsule. In: J. Neurophysiol. 47 1982, 41-54
- [121] GRIGG P.: Peripheral Neural Mechanisms in Proprioception. In: J. Sport Rehabilitation 3 1994, 2-17
- [122] GRUBER, M.; BRUHN, S.; GOLLHOFER, A.: Training Induced Adaptions of Functional Stability of the Knee Joint. In: Proceedings 5th Annual Congress of the European College of Sport Science Jyväskylä 2000, 296
- [123] GRÜBER, J.; WOLTER, D.; LIERSE, W.: Der vordere Kreuzbandreflex (LCA-Reflex). In: Unfallchirurg 89 1986, 551-554
- [124] GUNDLACH, H.: Zu den Strukturmerkmalen der Leistungsfähigkeit, der Wettkampfleistung und des Trainingsinhaltes in den Schnellkraft- und Ausdauersportarten. Dissertation Leipzig 1980
- [125] GURFINKEL, V.S.; OSEVETS, S.M.: Dynamics of Equilibrium of the Vertical Posture in Man. In: Biophysics 17(3) 1972, 496-506
- [126] GURFINKEL, V.S.; LIPSHITS, M.-I.; MORI, S.; POPOV, K.-E.: Postural Reactions to the Controlled Sinusoidal Displacement of the Supporting Platform. In: Agressiologie 17 (Suppl. B) 1976, 71-76
- [127] HACKENBRUCH, W.: Bedeutung von Anatomie und Biomechanik: In: JAKOB, R.P.; STÄUBLI, H.-J. (HRSG.): Kniegelenk und Kreuzbänder. Springer Verlag Berlin Heidelberg 1990, 115-124
- [128] HAGBARTH, K.-E.; KUNESCH, E.J.; NORDIN, M.; SCHMIDT, R.; WALLIN, E.U.: γ Loop Contributing to Maximal Voluntary Contractions in Man. In: J. Physiol. 380 1986, 575-591
- [129] HALATA, Z.: The Ultrastructure of the Sensory Nerve Endings in the Articular Capsule of the Knee Joint of the Domestic Cat (Ruffini Corpuscles and Pacinian Corpuscles). In: J. Anat. 124 1977, 717-729
- [130] HALATA, Z.; RETTIG, T.; SCHULZE, W.: The Ultrastructure of Sensory Nerve Endings in the Human Knee Joint Capsule. In: Anat. Embryol. 172 1985, 265-275
- [131] HALATA, Z.; HAUS, J.: The Ultrastructure of Sensory Nerve Endings in Human Anterior Cruciate Ligament. In: Anat. Embryol. 179 1989, 415-421

- [132] HALL, L.A.; MCCLOSKEY, D.I.: Detections of Movement Imposed on Finger, Elbow and Shoulder Joints. In: *J. Physiol.* 335 1983, 519-533
- [133] HANDWERKER, H.O.: Allgemeine Sinnesphysiologie. In: SCHMIDT, R.F.; THEWS, G.; LANG, F. (HRSG.): *Physiologie des Menschen*. 28. Auflage Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 2000, 195-215
- [134] HAUS, J.; HALATA, Z.: Innervation of the Anterior Cruciate Ligament. In: *Internat. Orthop.* 14 1990, 293-296
- [135] HAUS, J.; HALATA, Z.; REFIOR, H.J.: Propriozeption im vorderen Kreuzband des menschlichen Kniegelenks – morphologische Grundlagen. In: *Z. Orthop.* 130 1992, 484-494
- [136] HEGEWALD, G.: Ganganalytische Bestimmung und Bewertung der Druckverteilung unterm Fuß und von Gelenkwinkelverläufen – eine Methode für Diagnose und Therapie im medizinischen Alltag und für die Qualitätssicherung in der reha-bilitationstechnischen Versorgung. Dissertation Berlin 2000
- [137] HENKE, T.; GLÄSER, H.: Unfallverhütung im Fußball. In: <http://www.ruhr-uni-bochum.de/spomed/unfall/FB2/fball2.htm> 1998
- [138] HENKE, T.; GLÄSER, H.; HECK, H.: Sportverletzungen in Deutschland. In: ALT, W.; SCHAFF, P.; SCHUMANN, H.: *Neue Wege zur Unfallverhütung im Sport*. Sport und Buch Strauß GmbH Köln 2000, 139-165
- [139] HÖRTERER, H.: Carvingskifahren – Verletzungen und Prophylaxe. In: *Medizin & Praxis* 2 2000, 12-14
- [140] HOFFER, J.A.; ANDREASSEN, S.: Regulation of Soleus Muscle Stiffness in Premammillary Cats: Intrinsic and Reflex Components. In: *J. Neurophysiol.* 45(2) 1981, 267-285
- [141] HOFFMAN, M.; PAYNE, V.G.: The Effect of Proprioceptive Ankle Disk Training on Healthy Subjects. In: *J. Sports Physiotherapie* 21(2) 1995, 90-95
- [142] HOGERVORST, T.; BRAND, R.A.: Current Concepts Review Mechanoreceptors in Joint Function. In: *J. Bone Joint Surg.* 80-A(9) 1998, 1365-1378
- [143] HORAK, F.B.; NASHNER, L.M.: Central Programming of Postural Movements: Adaptation to Altered Support-Surface Configurations. In: *J. Neurophysiol.* 55 1986, 1369-1381
- [144] HORAK, F.B.; DIENER, H.C.; NASHNER, L.M.: Influence of Central Set on Human Postural Responses. In: *J. Neurophysiol.* 62(4) 1989, 841-853
- [145] HORAK, F.B.; SHUPERT, C.L.; DIETZ, V.; HORSTMANN, G.: Vestibular and Somatosensory Contributions to Responses to Head and Body Displacements in Stance. In: *Exp. Brain Res.* 100 1994, 93-106
- [146] HORAK, F.B.; HENRY, S.M.; SHUMWAY-COOK, A.: Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders. In: *Phys. Ther.* 77(5) 1997, 517-533

- [147] HORSTMANN, G.A.; GOLLHOFER, A.; DIETZ, V.: Reproducibility and Adaption of the EMG Responses of the Lower Leg Following Perturbations of Upright Stance. In: *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 70 1988, 447-452
- [148] HOUK, J.; HENNEMAN, E.: Responses of Golgi Tendon Organs to Active Contractions of the Soleus Muscle of the Cat. In: *J. Neurophysiol.* 30 1967, 466-481
- [149] HOUK, J.C.; RYMER, W.Z.: Neural Control of Muscle Length and Tension. In: BROOKHART, J.M.; MOUNTCASTLE, V.B.; BROOKS, V.B.; GEIGER, S.R.(EDS.): *Handbook of Physiology – Section1: The Nervous System.* American Physiological Society Bethesda Maryland 1981, 257-316
- [150] HUISKES, R.; BLANKEVOORT, L.: Anatomie und Biomechanik des vorderen Kreuzbandes: Ein dreidimensionales Problem. In: JAKOB, R.P.; STÄUBLI, H.-J. (HRSG.): *Kniegelenk und Kreuzbänder.* Springer Verlag Berlin Heidelberg 1990, 96-114
- [151] HULLIGER, M.; NORDH, E.; THELIN A.-E.; VALLBO, Å.B.: The Responses of Afferent Fibers from the Glabrous Skin of the Hand during Voluntary Finger Movements in Man. In: *J. Physiol.* 291 1979, 233-249
- [152] HULTBORN, H.; MEUNIER, S.; PIERROT-DESEILLIGNY, E.; SHINDO, M.: Changes in Presynaptic Inhibition of Ia Fibres at the Onset of Voluntary Contraction in Man. *J. Physiol.* 389 1987, 757-772
- [153] HUNT, C.C.; KUFFLER, S.W.: Stretch Receptor Discharges During Muscle Contraction. In: *J. Physiol.* 113 1951, 298-315
- [154] ILES J.F.; ROBERTS, R.C.: Presynaptic Inhibition of Monosynaptic Reflexes from Soleus Muscle in Spastic Human Subjects. In: *J. Physiol.* 341 1983, 29P
- [155] ILES, J.F.; STOKES, M.; YOUNG, A.: Reflex Actions of Knee-Joint Receptors on Quadriceps in Man. In: *J. Physiol.* 360 1984, 48P
- [156] INGLIS, J.T.; FRANK, J.S.; INGLIS, B.: The Effect of Muscle Vibration on Human Position Sense During Movements Controlled by Lengthening Muscle Contractions. In: *Exp. Brain Res.* 84 1991, 631-634
- [157] INGLIS, J.T.; HORAK, F.B.; SHUPERT, C.L.; JONES-RYCEWICZ, C.: The Importance of Somatosensory Information in Triggering and Scaling Automatic Postural Responses in Humans. In: *Exp. Brain Res.* 101 1994, 159-164
- [158] JAKOB, R.P.; STÄUBLI, H.-J. (HRSG.): *Kniegelenk und Kreuzbänder.* Springer Verlag Berlin Heidelberg 1990
- [159] JEROSCH, J.; PRYMKA, M.: Propriozeptive Fähigkeiten des gesunden Kniegelenks: Beeinflussung durch eine elastische Bandage. In: *Sportverl. Sportschad.* 9 1995, 72-76
- [160] JEROSCH, J.; PRYMKA, M.: Proprioception and Joint Stability. In: *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthroscopy* 4 1996a, 171-179

- [161] JEROSCH, J.; PRYMKA, M.: Propriozeptive Fähigkeiten im Bereich des Kniegelenks bei Patienten nach vorderer Kreuzbandruptur. In: Unfallchirurg 99 1996b, 861-868
- [162] JEROSCH, J.; PFAFF, G.; THORWESTEN, L.; SCHOPPE, R.: Auswirkungen eines propriozeptiven Trainingsprogramms auf die sensomotorischen Fähigkeiten der unteren Extremität bei Patienten mit einer vorderen Kreuzbandinstabilität. In: Sportverl. Sportschad. 12 1998, 121-130
- [163] JEROSCH, J.; THORWESTEN, L.: Prophylaxe, Therapie und Nachbehandlung von Verletzungen im Bereich des Sprunggelenkes. In: ENGELHARDT, M.; FREIWALD, J.; ZICHNER, L. (HRSG.): Die Rehabilitation des traumatisierten Sportlers. Novartis Pharma Verlag Nürnberg 1999, 111-134
- [164] JOHANSSON, H.; SOJKA, P.: Actions on γ -Motoneurons Elicited by Electrical Stimulation of Cutaneous Afferent Fibres in the Hind Limb of the Cat. In: J. Physiol. 366 1985, 343-363
- [165] JOHANSSON, H.; SJÖLANDER, P.; SOJKA, P.: Actions on γ -Motoneurons Elicited by Electrical Stimulation of Joint Afferent Fibres in the Hind Limb of the Cat. In: J. Physiol. 375 1986, 137-152
- [166] JOHANSSON, H.; LORENTZON, R.; SJÖLANDER, P.; SOJKA, P.: The Anterior Cruciate Ligament: A Sensor Acting on the γ -Muscle-Spindle Systems of Muscles Around the Knee Joint. In: Neuro-Orthopedics 9 1990, 1-23
- [167] JOHANSSON, H.; SJÖLANDER, P.; SOJKA, P.: Receptors in the Knee Joint Ligaments and their Role in the Biomechanics of the Joint. In: Crit. Rev. Biomedical Engineering 18(5) 1991a, 341-368
- [168] JOHANSSON, H.; SJÖLANDER, P.; SOJKA, P.: A Sensory Role for the Cruciate Ligaments. In: Clinical Orthopaedics and Related Research 268(7) 1991b, 161-178
- [169] JOHNSON, M.B.; JOHNSON, C.L.: Electromyographic Response of Peroneal Muscles in Surgical and Nonsurgical Injured Ankles During Sudden Inversion. In: J. Orthop. Sports Phys. Ther. 18(3) 1993, 497-501
- [170] KAKUDA, N.; NAGAOKA, M.: Dynamic Response of Human Muscle Spindle Afferents to Stretch During Voluntary Contraction. In: J. Physiol. 513(2) 1998, 621-628
- [171] KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M.: Principles of Neural Science. 3. Auflage Appleton & Lange 1991
- [172] KARL, S.: Verbesserung der funktionellen Kniegelenksstabilität durch ein neuartiges propriozeptives Trainingskonzept – eine empirische Studie auf dem Posturomed[®]. Magisterarbeit Universität Stuttgart 1999
- [173] KARLSSON, J.; ANDREASSON, G.O.: The Effect of External Ankle Support in Chronic Lateral Ankle Joint Stability. An Electromyographic Study. In: Am. J. Sports Med. 20(3) 1992, 257-261

- [174] KENNEDY, J.C.; ALEXANDER, I.J.; HAYES, K.C.: Nerve Supply of the Human Knee and its Functional Importance. In: *Am. J. Sports Med.* 10 1982, 329-335
- [175] KIBELE, A.: *Bedingungsfaktoren von Kraftausdauerleistungen*. Verlag Harri Deutsch Frankfurt / Main 1995.
- [176] KLIMKA, N.: *Physiologische Grundlagen muskulärer Dysbalancen am Beispiel des Kniegelenkes*. Zulassungsarbeit Universität Stuttgart 1995
- [177] KOMI, P.V.; BUSKIRK, E.R.: Reproducibility of Electromyographic Measurements with Inserted Wire Electrodes and Surface Electrodes. In: *Electromyography* 10 1970, 357-367
- [178] KRAUSPE, R.; SCHMIDT, M.; SCHAIBLE, H.-G.: Sensory Innervation of the Anterior Cruciate Ligament. In: *J. Bone Joint Surg.* 74-A(3) 1992, 390-397
- [179] LATTANZIO, P.-J.; PETRELLA, R.J.; SPROULE, J.R.; FOWLER, P.J.: Effects of Fatigue on Knee Proprioception. In: *Clin. J. Sports Med.* 7 1997, 22-27
- [180] LATTANZIO, P.-J.; PETRELLA, R.J.: Knee Proprioception: A Review of Mechanisms, Measurements, and Implications of Muscular Fatigue. In: *Orthopedics* 21(4) 1998, 463-471
- [181] LEE, R.G.; TATTON, W.G.: Long Latency Reflexes to Imposed Displacements of the Human Wrist: Dependence on Duration of Movement. In: *Exp. Brain Res.* 45 1982, 207-216
- [182] LEPHART, S.M.; KOCHER, M.S.; FU, F.H.; BORSA, P.A.; HARNER, C.D.: Proprioception Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. In: *J. Sports Rehabil.* 1 1992, 188-196
- [183] LEPHART, S.M.; FU, F.H.: The Role of Proprioception in the Treatment of Sports Injuries. In: *Sports Exercise and Injury* 1 1995, 96-102
- [184] LEPHART, S.M.; GIRALDO, J.L.; BORSA, P.A.; FU, F.H.: Knee Joint Proprioception: A comparison Between Female Intercollegiate Gymnasts and Controls. In: *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthroscopy* 4 1996, 121-124
- [185] LEPHART, S.M.; PINCIVERO, D.M.; ROZZI, S.L.: Proprioception of the Ankle and Knee. In: *Sports Med.* 25(3) 1998, 149-155
- [186] LEPHART, S.M.; FU, F.H. (EDS.): *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability*. Human Kinetics 2000
- [187] LEPHART, S.M.; RIEMANN, B.L.; FU, F.H.: Introduction to the Sensorimotor System. In: LEPHART, S.M.; FU, F.H. (EDS.): *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability*. Human Kinetics 2000, xvii-xxiv
- [188] LELOW, B.; SCHLÜTER, V.; FERSTL, R.: A new Procedure for Assessment of Proprioception. In: *Perceptual and Motor Skills* 74 1992, 91-98

- [189] LOEB, G.E.; LEVINE, W.S.: Linking Musculoskeletal Mechanics to Sensorimotor Neurophysiology. In: WINTERS, J.M.; WOO, S.L.-Y.: Multiple Muscle Systems – Biomechanics and Movement Organization. Springer Verlag New York 1990, 165-181
- [190] LÖFVENBERG, R.; KÄRRHOLM, J.; SUNDELIN, G.; AHLGREN, O.: Prolonged Reaction Time in Patients with Chronic Lateral Instability of the Ankle. In: Am. J. Sports Med. 23(4) 1995, 414-417
- [191] LÖFVENBERG, R.; KÄRRHOLM, J.; SUNDELIN, G.: Die propriozeptive Reaktion beim gesunden und beim chronisch instabilen Sprunggelenk. In: Sportverl. Sportschad. 10 1996, 79-83
- [192] LOHRER, H.; GOLLHOFER, A.; ALT, W.: Propriozeptives Training im Rahmen der Prophylaxe des Supinationstraumas. In: ALT, W.; SCHAFF, P.; SCHUMANN, H. (HRSG.): Neue Wege zur Unfallverhütung im Sport. Sport und Buch Strauß GmbH Köln 2000, 175-181
- [193] LUNDBERG, A.; MALMGREN, K.; SCHOMBURG, E.D.: Role of Joint Afferents in Motor Control Exemplified by Effects on Reflex Pathways from Ib Afferents. In: J. Physiol. 284 1978, 327-343
- [194] MACEFIELD, G.; GANDEVIA, S.C.; BURKE, D.: Perceptual Responses to Microstimulation of Single Afferents Innervating Joints, Muscles, and Skin of the Human Hand. In: J. Physiol. 429 1990, 113-129
- [195] MACEFIELD, G.; HAGBARTH, K.-E.; GORMAN, R.; GANDEVIA, S.C.; BURKE, D.: Decline in Spindle Support to α -Motoneurons During Sustained Voluntary Contractions. In: J. Physiol. 440 1991, 497-512
- [196] MACEFIELD, V.G.; GANDEVIA, S.C.; BIGLAND-RITCHIE, B.; GORMAN, R.B.; BURKE, D.: The Firing Rates of Human Motoneurons Voluntarily Activated in the Absence of Muscle Afferent-Feedback. In: J. Physiol. 471 1993, 429-443
- [197] MARKOLF, K.L.; MENSCH, J.S.; AMSTUTZ, H.C.: Stiffness and Laxity of the Knee – The Contributions of the Supporting Structures. In: J. Bone Joint Surg. 58-A(5) 1976, 583-594
- [198] MARKOLF, K.L.; GRAFF-RADFORD, A.; AMSTUTZ, H.C.: In Vivo Knee Stability. In: J. Bone Joint Surg. 60-A(5) 1978, 664-674
- [199] MARKOLF, K.L.; BARGAR, W.L.; SHOEMAKER, S.C.; AMSTUTZ, H.C.: The Role of Joint Load in Knee Stability. In: J. Bone Joint Surg. 63-A(4) 1981, 570-585
- [200] MARKOLF, K.L.; GOREK, J.F.; KABO, J.M.; SHAPIRO, M.S.: Direct Measurement of Resultant Forces in the Anterior Cruciate Ligament. In: J. Bone Joint Surg. 72-A 1990, 557-567
- [201] MARKOLF, K.L.; WASCHER, D.C.; FINERMAN, G.A.M.: Direct in Vitro Measurement of Forces in the Cruciate Ligaments. In: J. Bone Joint Surg. 75-A(3) 1993, 387-394

- [202] MARTIN, D.; CARL, K.; LEHNERTZ, K.: Handbuch Trainingslehre. Hofmann Verlag Schorndorf 1991
- [203] MARXER, H.A.: Untersuchungen zur Biomechanik des vorderen Kreuzbandes. Dissertation München 1986
- [204] MATTHEWS, B.C.: Muscle Spindles: Their Messages and their Fusimotor Supply. In: BROOKHART, J.M.; MOUNTCASTLE, V.B.; BROOKS, V.B.; GEIGER, S.R.(EDS.): Handbook of Physiology – Section 1: The Nervous System. American Physiological Society Bethesda Maryland 1981, 189-228
- [205] MATTHEWS, B.C.: Evidence from the Use of Vibration that the Human Long Latency Stretch Reflex Depends upon Spindle Secondary Afferents. In: J. Physiol. 348 1984, 383-415
- [206] MATTHEWS, B.C.: Proprioceptors and Their Contribution to Somatosensory Mapping: Complex Messages Require Complex Processing. In: Can. J. Physiol. Pharmacol. 66 1988, 430-438
- [207] MAURITZ, K.-H.; DIETZ, V.: Characteristics of Postural Instability Induced by Blocking of Leg Afferents by Ischaemia. In: Exp. Brain Res. 38 1980, 117-119
- [208] MCINTYRE, A.K.; PROSKE, U.; TRACEY, D.J.: Fusimotor Responses to Volleys in Joint and Interosseous Afferents in the Cat's Hindlimb. In: Neurosci. Lett. 10 1978, 287-292
- [209] MCNAIR, P.J.; WOOD, G.A.; MARSHALL, R.N.: Stiffness of the Hamstring Muscles and its Relationship to Function in Anterior Cruciate Ligament Deficient Individuals. In: Clin. Biomech. 7 1992, 131-137
- [210] MEINEL, K.; SCHNABEL, G.: Bewegungslehre-Sportmotorik. 9. Auflage Sportverlag Berlin 1998
- [211] MENSCHIK, A.: Mechanik des Kniegelenks, Teil 1. In: Z. Orthop. 112 1974, 481-495
- [212] MENSCHIK, A.: Mechanik des Kniegelenks, Teil 2. In: Z. Orthop. 113 1975, 388-400
- [213] MENSCHIK, A.: Biometrie. Springer Verlag Berlin Heidelberg 1987
- [214] MERGENER, T.; HLAVACKA, F.; SCHWEIGART, G.: Interaction in Vestibular and Proprioceptive Inputs. In: J. Vestib. Res. 3 1993, 41-57
- [215] MEUNIER, S.; PIERROT-DESEILLIGNY, E.: Gating of the Afferent Volley of the Monosynaptic Stretch Reflex During Movement in Man. In: J. Physiol. 419 1989, 753-763
- [216] MICHELSON, J.D.; HUTCHINS, C.: Mechanoreceptors in Human Ligaments. In: J. Bone Joint Surg. [Br.] 77-B 1995, 219-224
- [217] MIYATSU, M.; ATSUTA, Y.; WATANABE, M.: The Physiology of Mechanoreceptors in the Anterior Cruciate Ligament – An Experimental Study in Decerebrate-Spinalised Animals. In: J. Bone Joint Surg. [Br.] 75-B 1993, 653-657

- [218] MOBERG, E.: The Role of Cutaneous Afferents in Position Sense, Kinesthesia, and Motor Function of the Hand. In: *Brain* 106 1983, 1-19
- [219] MOORE, R.C.; KARRAS, B.T.; NEIMAN, R.; FRITSCHY, D.; WOO, S.L.-Y.; DANIEL, D.M.: Hamstrings – an Anterior Cruciate Ligament Protagonist. In: *Am. J. Sports Med.* 21(2) 1993, 231-237
- [220] MOUNTCASTLE, V.S.: *Medical Physiology*. 14. Ausgabe St. Louis; CV Mosby 1980
- [221] MÜLLER, W. A.: *Das Knie – Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie*. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 1982
- [222] MÜLLER, W.A.: *Tier- und Humanphysiologie*. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 1998
- [223] NÄGERL, H.; KUBEIN-MEESBURG, D.; COTTA, H.; FANGHÄNEL, J.: Biomechanische Prinzipien in Diarthrosen und Synarthrosen. Teil III: Mechanik des Tibiofemoralgelenkes und Rolle der Kreuzbänder. In: *Z. Orthop.* 131 1993, 385-396
- [224] NASHNER, L.M.: Adapting Reflexes Controlling the Human Posture. In: *Exp. Brain Res.* 26 1976, 59-72
- [225] NEWTON, R.A.: Joint Receptor Contributions to Reflexive and Kinesthetic Responses. In: *Physical Therapy* 62(1) 1982, 22-29
- [226] NICHOLS T.R.; HOUK, J.C.: Improvement in Linearity and Regulation of Stiffness that Results from Actions of Stretch Reflex. In: *J. Neurophysiol.* 39 1976, 119-142
- [227] NIGG, B.M.; VAN DEN BORGERT, A.J.; READ, L.; REINSCHMIDT, C.: Load on the Locomotor System During Skiing. A Biomechanical Perspective. In: MÜLLER, E.; SCHWAMEDER, H.; KORNEHL, E.; RASCHNER, C.: *Science and Skiing*. London 1997, 27-35
- [228] NITSCH, J.R.; HACKFORT, D.: Beanspruchung. In: EBERSPÄCHER, H. (HRSG.): *Handlexikon Sportwissenschaft*. 9.-11. Rohwolt Verlag Reinbek 1987
- [229] NOYES, F.R.; GROOD, E.S.; TORZILLI, P.A.: The Definitions of Terms for Motion and Position of the Knee and Injuries of the Ligaments. In: *J. Bone Joint Surg.* 71-A 1989, 465-472
- [230] NYLAND, J.; BROSKY, T.; CURRIER, D.; NITZ, A.; CABORN, D.: Review of the Afferent Neural System of the Knee and its Contribution to Motor Learning. In: *J. Sports Physiotherapy* 19(1) 1994, 2-11
- [231] O`CONNOR, B.L.; MCCONNAUGHEY, J.S.: The Structure and Innervation of Cat Knee Menisci, and their Relation to a „Sensory Hypothesis“ of Meniscal Function. In: *Am. J. Anat.* 153 1978, 431-442
- [232] O`CONNOR, B.L.; GONZALES, J.: Mechanoreceptors of the Medial Collateral Ligament of the Cat Knee Joint. In: *J. Anat.* 129 1979, 719-729

- [233] OGISO, K.; MCBRIDE, J.M.; FINNI, T.; KOMI, P.V.: Stretch-Reflex Mechanical Response after Varying Types of Previous Muscle Activities. In: Proceedings 5th Annual Congress of the European College of Sport Science Jyväskylä 2000, 543
- [234] PALMER, I.: Pathophysiology of the Medial Ligament of the Knee Joint. In: Acta Chir. Scand. 115 1958, 312-318
- [235] PAP, G.; MACHNER, A.; NEBELUNG, W.; AWISZUS, F.: Detailed Analysis of Proprioception in Normal and ACL-Deficient Knees. In: J. Bone Joint Surg. [Br] 81-B(5) 1999, 764-768
- [236] PARK, S.; TOOLE, T.; LEE, S.: Functional Roles of the Proprioceptive System in the Control of Goal-Directed Movement. In: Perceptual and Motor Skills 88 1999, 631-647
- [237] PENZLIN, H.: Lehrbuch der Tierphysiologie. 6. Auflage Gustav Fischer Verlag Jena 1996
- [238] PETERSON, B.W.: Overview and Critique of Chapters 32-34. In: ALLUM J.H.J.; HULLINGER, M. (EDS.): Progress in Brain Research 80 1989, 395-396
- [239] POPE, D.F.; COLE, J.K.; BRAND, R.A.: Physiologic Loading of the Anterior Cruciate Ligament Does Not Activate Quadriceps or Hamstrings in the Anaesthetized Cat. In: Am. J. Sports Med. 18(6) 1990, 595-599
- [240] POPE, M.H.; JOHNSON, R.J.; BROWN, D.W.; TIGHE, C.: The Role of the Musculature in Injuries to the Medial Collateral Ligament. In: J. Bone Joint Surg. 61A 1979, 398-402
- [241] POPE, M.H.; STANKEWICH, C.J.; BEYNNON, B.D.; FLEMING, B.C.: Effect of Knee Musculature on Anterior Cruciate Ligament Strain In Vivo. In: J. Electromyogr. Kinesiol. 1(3) 1991, 191-198
- [242] PROCHAZKA, A.; HULLINGER, M.: The Continuing Debate About CNS Control of Proprioception. In: J. Physiol. 513(2) 1998, 315
- [243] QUANTE, M.; HILLE, E.: Propriozeption: Eine kritische Analyse zum Stellenwert in der Sportmedizin. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 50(10) 1999, 306-310
- [244] RACK, P.M.H.: Limitations of Somatosensory Feedback in Posture and Movement. In: BROOKS, V.B. (ED.): Handbook of Physiology. The Nervous System II. American Physiological Society Bethesda 1981, 229-256
- [245] RASCHKA, C.: Vergleich von Unfallhergangstypen im Feld- und Hallenfußball. In: Sportverl. Sportschad. 9 1995, 101-102
- [246] RASCHKA, C.; GLÄSER, H.; DE MARÉES, H.: Unfallhergangstypen und Vorschläge zu ihrer Prävention im Basketball. In: Sportverl. Sportschad. 9 1995, 84-91
- [247] RAUNEST, J.; SAGER, M.; BÜRGENER, E.: Proprioceptive Mechanisms in the Cruciate Ligaments: An Electromyographic Study on Reflex Activity in the Thigh Muscles. In: J. Trauma: Injury, Infection, and Critical Care 41(3) 1996, 488-493
- [248] REBEL, M.: Koordinatives Training nach VKB-Operationen. In: Sportverl. Sportschad. 14 2000, 12-19

- [249] REFSHAUGE, K.M.; CHAN, R.; TAYLOR, J.L.; MCCLOSKEY, D.I.: Detections of Movement Imposed on Human Hip, Knee, Ankle and Toe Joints. In: *J. Physiol.* 488(1) 1995, 231-241
- [250] REFSHAUGE, K.M.; TAYLOR, J.L.; MCCLOSKEY, D.I.; GIANOUTSOS, M.; MATHEWS, P.; FITZPATRICK, C.: Movement Detection at the Human Big Toe. In: *J. Physiol.* 513(1) 1998, 307-314
- [251] REHDER, U.: Bänderkinematik des Kniegelenks. Habilitationsschrift Hamburg 1988
- [252] REUTER, I.; ENGELHARDT, M.; FREIWALD, J.: Steuerung der Muskulatur durch sensorische Rückmeldung. In: *TW Sport + Medizin* 6(3) 1994a, 181-184
- [253] REUTER, I.; ENGELHARDT, M.; FREIWALD, J.: Sensorische Rückmeldung aus arthronalen Systemen als Steuerungsvoraussetzung der Muskulatur. In: ZICHER, L.; ENGELHARDT, M.; FREIWALD, J. (HRSG.): *Die Muskulatur – Sensibles, integratives und meßbares Organ.* Ciba-Geigy Verlag Wehr 1994b, 41-52
- [254] RÖTHIG, P. (HRSG.): *Sportwissenschaftliches Lexikon.* 6. Auflage Hofmann-Verlag Schorndorf 1992
- [255] ROHMERT, W.: Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept. In: *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft* 38(4) 1984, 193-200
- [256] ROZZI, S.L.; LEPHART, S.M.; STERNER, R.; KULIGOWSKI, L.: Balance Training for Persons with Functionally Unstable Ankles. In: *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 29(8) 1999, 478-486
- [257] RÜDIGER, W.: *Lehrbuch der Physiologie - Teil I.* Dr. Alfred Hüthig Verlag Berlin 1988
- [258] RYAN, W.G.; RICHARDSON, H.C.; MARSH, D.R.; BANKS, A.J.: Electromyographic (EMG) Responses to Tibial Displacement in Human Anterior Cruciate Ligament Deficient Knees. In: *J. Physiol.* 489.P 1995, 33P
- [259] SABBAHI, M.A.; FOX, A.M.; DRUFFLE, C.: Do Joint Receptors Modulate the Motoneuron Excitability? In: *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 30 1990, 387-396
- [260] SACKS, O.: Der Mann, der seine Frau mit einem Hut verwechselte. 311.-322. Tausend Rohwohlt Verlag Reinbek bei Hamburg 1999
- [261] SCHAIBLE, H.-G.; SCHMIDT, R.F.: Activation of Groups III and IV Sensory Units in Medial Articular Nerve by Local Mechanical Stimulation of Knee Joint. In: *J. Neurophysiol.* 49(1) 1983, 35-44
- [262] SCHIMEK, J.J.: Neurologie und Neurophysiologie der Gelenke und deren Bedeutung für die Funktion des Bewegungsapparates. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* (8) 1985, 237-243
- [263] SCHLUMBERGER, A.; SCHMIDTBLEICHER, D.: Zur Erfassung und Trainierbarkeit propriozeptiver Fähigkeiten. In: *Sportverletzung Sportschaden* 12(3) 1998, XXI-XXIV
- [264] SCHMIDT, R.F.: *Grundriß der Neurophysiologie.* 6. Auflage Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 1987

- [265] SCHMIDT, R.F.; WIESENDANGER, M.: Motorische Systeme In: SCHMIDT, R.F.; THEWS, G. (HRSG.): Physiologie des Menschen. 25. Auflage Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 1993, 87-131
- [266] SCHMIDT, R.F.; THEWS, G.; LANG, F. (HRSG.): Physiologie des Menschen. 28 Auflage Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 2000
- [267] SCHMIDTBLEICHER, D.; GOLLHOFER, A.; FRICK, U.: Effects of a Stretch-Shortening Typed Training on the Performance Capability and Innervation Characteristics of Leg Extensor Muscles. In: GROOT DE, G.; HOLLANDER, A.P.; HUIJING, P.A.; INGEN SCHENAU VAN, G.J. (EDS.): International Series on Biomechanics. Biomechanics XI-A Free University Press Amsterdam 1988, 185-189
- [268] SCHNABEL, G.; THIEß, G. (HRSG.): Lexikon Sportwissenschaft: Leistung – Training – Wettkampf. Sportverlag Bände 1 und 2 Berlin 1993
- [269] SCHNABEL, G.; HARRE, D.; BORDE, A. (HRSG.): Trainingswissenschaft : Leistung – Training – Wettkampf. Sportverlag Berlin 1994
- [270] SCHNABEL, G.; HARRE, D.; BORDE, A. (HRSG.): Trainingswissenschaft : Leistung – Training – Wettkampf. 2. Auflage Sportverlag Berlin 1997
- [271] SCHULTZ, R.A.; MILLER, D.C.; KERR, C.S.; MICHELI, L.: Mechanoreceptors in Human Cruciate Ligaments. A Histological Study. In: J. Bone Joint Surg. 66-A(7) 1984, 1072-1076
- [272] SCHUTTE, M.J.; DABEZIES, E.J.; ZIMNY, M.L.; HAPPEL, L.T.: Neural Anatomy of the Human Anterior Cruciate Ligament. In: J. Bone Joint Surg. 69-A(2) 1987, 243-247
- [273] SCHWARZER, J.; SPITZENPFEIL, P.; SEIFRIZ, F.; MESTER, J.: Alpiner Skilauf: Gleiten und Carving. In: Sportorthopädie – Sporttraumatologie 15(4) 1999, 215-219
- [274] SHERRINGTON, C.S.: The Integrative Action of the Nervous System. Charles Scribner's Sons New York 1906
- [275] SHERRINGTON, C.S.: Observations on the Sensual Role of the Proprioceptive Nerve-Supply of the Extrinsic Ocular Muscles. In: Brain 41 1918, 332-343
- [276] SHETH, P.; YU, B.; LASKOWSKI, E.R.; AN, K.-N.: Ankle Disk Training Influences Reaction Times of Selected Muscles in a Simulated Ankle Sprain. In: Am. J. Sports Med. 25(4) 1997, 538-543
- [277] SILVER, J.: Preventing Ski Injuries. In: <http://www.arthroscopy.com/sp13000.htm> 1998
- [278] SIMONETTA-MOREAU, M.; MARQUE, P.; MARCHAND-PAUVERT, V.; PIERROT-DESEILLIGNY, E.: The Pattern of Excitation of Human Lower Limb Motoneurons by Probable Group II Muscle Afferents. In: J. Physiol. 517(1) 1999, 287-300
- [279] SIMONSEN, E.B.; DYHRE-POULSEN, P.: Amplitude of the Human Soleus H Reflex During Walking and Running. In: J. Physiol. 515(3) 1999, 929-939

- [280] SINKJÆR, T.; ANDERSEN, J.B.; LADOUCEUR, M.; CHRISTENSEN, L.O.D.; NIELSEN, J.B.: Major Role for Sensory Feedback in Soleus EMG Activity in the Stance Phase of Walking in Man. In: *J. Physiol.* 523(3) 2000, 817-827
- [281] SJÖLANDER, P.: A Sensory Role for the Cruciate Ligaments – Regulation of Joint Stability via Reflexes onto the γ -Muscle-Spindle System. Dissertation Umeå 1989
- [282] SJÖLANDER, P.; JOHANSSON, H.; SOJKA, P.; REHNHOLM, A.: Sensory Nerve Endings in the Cat Cruciate Ligaments: a Morphological Investigation. In: *Neurosci. Lett.* 102 1989, 33-38
- [283] SKINNER, H.B.; WYATT, M.P.; HODGON, J.A.; CONRAD, D.W.; BARRACK, R.L.: Effect of Fatigue on Joint Position Sense of the Knee. In: *J. Orthop. Res.* 4 1986, 112-118
- [284] SKOGLUND, S.: Anatomical and Physiological Studies of Knee Joint Innervation in the Cat. In: *Acta Physiol. Scand.* 36(Suppl. 124) 1956
- [285] SKOGLUND, S.: Joint Receptors and Kinaesthesia. *Handbook of Sensory Physiology.* 1973, 111-136
- [286] SOJKA, P.; JOHANSSON, H.; SJÖLANDER, P.; LORENTZON, R.; DJUPSJÖBACKA, M.: Fusimotor Neurones can be Reflexly Influenced by Activity in Receptor Afferents from the Posterior Cruciate Ligament. In: *Brain Res.* 483 1989, 177-183
- [287] SOLOMONOW, M.; BARATTA, R.; ZHOU, B.H.; SHOJI, H.; BOSE, W.; BECK, C.; D'AMBROSIA, R.: The Synergistic Action of the Anterior Cruciate Ligament and Thigh Muscles in Maintaining Joint Stability. In: *Am. J. Sports Med.* 15(3) 1987, 207-213
- [288] STANGL, W.: Räumlich-dynamische Präzision des vestibulo-okulären Reflexes und der Raum-Zeit-Wahrnehmung bei sportspezifischen Gruppen. Dissertation Stuttgart 1997.
- [289] STEINBRÜCK, K.: Epidemiologie. In: ENGELHARDT, M.; HINTERMANN, B.; SEGESSER, B.: *GOTS-Manual Sporttraumatologie.* Verlag Hans Huber Bern 1997, 19-29
- [290] STRASS, R.D.: Untersuchung zur Ermüdung bei kurzdauernder Maximalkontraktion. Dissertation Deutsche Sporthochschule Köln 1994
- [291] STROBEL, M.; STEDTFELD, H.-W.; EICHHORN H.J.: Diagnostik des Kniegelenks. 3. Auflage Springer Verlag Berlin Heidelberg 1995
- [292] STROBEL, M.; NEUMANN, H.-S.: Instrumentelle Stabilitätsbestimmung des Kniegelenkes. Experimentelle und klinische Untersuchungen. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 1996
- [293] STROBEL, M.; EDER, K.; EICHHORN, J.: Grundlagen zur Nachbehandlung nach VKB-Rekonstruktion. In: *Arthroskopie* 10 1997, 261-266
- [294] TARDIF, A.: *Bordpraxis - Die wichtigen Knoten.* Pietsch Verlag Stuttgart 2000
- [295] TAYLOR, J.R.: Fehleranalyse. VCH Verlagsgesellschaft mbH Weinheim 1988

- [296] TEIPEL, D.: Studien zur Gleichgewichtsfähigkeit im Sport. Sport und Buch Strauss Köln 1995
- [297] THEWS, G.; MUTSCHLER, E.; VAUPEL, P.: Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen. 4. Auflage Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH Stuttgart 1991
- [298] TROPP, H.: Pronator Muscle Weakness in Functional Instability of the Ankle Joint. In: Int. J. Sports Med. 7 1986, 291-294
- [299] TROPP, H.; ALARANTA, H.; RENSTRÖM, P.A.F.H.: Proprioception and Coordination Training in Injury Prevention. In: RENSTRÖM, P.A.F.H. (EDS.): Sports Injuries – Basic Principles of Prevention and Care. Blackwell Scientific Publications Oxford 1993, 277-290
- [300] VALLBO Å.B.; OLSSON, K. Å.; WESTBERG, K.-G.; CLARK, F.J.: Microstimulation of Single Tactile Afferents from the Human Hand. In: Brain 107 1984, 727-749
- [301] VALLBO, Å.B.; AL-FALAHE, N.A.: Human Muscle Spindle Response in a Motor Learning Task. J. Physiol. 421 1990, 553-568
- [302] VIITASALO, J.T.; KOMI, P.V.: Signal Characteristics of EMG with Special Reference to Reproducibility of Measurement. In: Acta Physiol. Scand. 93 1975, 313-318
- [303] VIITASALO, J.T.; SAUKONEN, S.; KOMI, P.V.: Reproducibility of Measurements of Selected Neuromuscular Performance Variables in Man. In: Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 20 1980, 487-501
- [304] VOGT, W.: Knie-Verletzungen im alpinen Rennsport häufen sich. In: SnowSport 6 2000, 12-13
- [305] VOLZ, W.: Veränderung von Kraftkennwerten durch propriozeptives Training. Zulassungsarbeit Universität Stuttgart 2000
- [306] WAGNER, M.; SCHABUS, R.: Funktionelle Anatomie des Kniegelenks. Springer Verlag Berlin Heidelberg 1982
- [307] WATZULA, K.: Modellstudie zur Biomechanik der äußeren Stabilisierung des Kniegelenkes. Dissertation Leipzig 1997
- [308] WEINECK, J.: Optimales Training. 9. Auflage PERIMED-spitta medizinische Verlagsgesellschaft Balingen 1996
- [309] WEIB, C.: Basiswissen Medizinische Statistik. Springer Verlag Berlin Heidelberg 1999
- [310] WIESENDANGER, M.: Motorische Systeme. In: SCHMIDT, R.F.; THEWS, G.; LANG, F. (HRSG.): Physiologie des Menschen. 28. Auflage Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 2000, 91-127
- [311] WINTER, D.A.: A.B.C. of Balance During Standing and Walking. Waterloo Biomechanics 1995
- [312] WINTERS, J.M.; WOO, S.L.-Y.: Multiple Muscle Systems – Biomechanics and Movement Organization. Springer Verlag New York 1990

- [313] WIBMEIER T.; KUTTER, T.; HÜLSER, P.J.: Der H-Reflex – eine neue Möglichkeit der Kontrolle von Funktionsparametern in der Behandlung von Bandverletzungen. In: ZICHNER, L.; ENGELHARDT, M.; FREIWALD, J.: Neuromuskuläre Dysbalancen 3. Auflage Novartis Pharma Verlag Nürnberg 1999, 133-164
- [314] WOOD, L.; FERRELL, W.R.; BAXENDALE, R.H.: Pressures in Normal and Acutely Distended Human Knee Joints and Effects on Quadriceps Maximal Voluntary Contractions. In: Q. J. Exp. Physiol. 73 1988, 305-314
- [315] WYKE, B.: The Neurology of Joints: a Review of General Principles. In: Clinics in Rheumatic Diseases 7(1) 1981, 223-239
- [316] YAHIA, L.H.; NEWMAN, N.: Mechanoreceptors in the Canine Anterior Cruciate Ligaments. In: Anat. Anz. Jena 173 1991, 233-238
- [317] ZABEL, A.: Bänderfunktion und Bewegungsablauf des Kniegelenkes in einem dreidimensionalen Modell. Dissertation Hamburg 1993
- [318] ZICHNER, L.; ENGELHARDT, M.; FREIWALD, J. (HRSG.): Die Muskulatur – Sensibles, integratives und meßbares Organ. Ciba-Geigy Verlag Wehr 1994
- [319] ZIMMERMANN, M.: Regelung im Nervensystem: Beispiel Spinalmotorik. In: SCHMIDT, R.F.: Grundriß der Neurophysiologie. 6. Auflage Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 1987, 205-220
- [320] ZIMMERMANN, M.: Das somatoviszzerale sensorische System. In: SCHMIDT, R.F.; THEWS, G.; LANG, F. (HRSG.): Physiologie des Menschen. 28. Auflage Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 2000, 216-235
- [321] ZIMNY, M.L.; SCHUTTE, M.; DABEZIES, E.: Mechanoreceptors in the Human Cruciate Ligament. In: Anat. Rec. 214 1986, 204-209
- [322] ZIMNY, M.L.: Mechanoreceptors in Human Intra-Articular Tissues. In: HNIK, P.; SOUKOP, T.; VEJSADA, R.; ZELENÁ, J. (EDS.): Mechanoreceptors. Plenum Press New York 1988, 325-329
- [323] ZIMNY, M.L.; ALBRIGHT, D.J.; DABEZIES, E.: Mechanoreceptors in the Human Medial Meniscus. In: Acta Anat. 133 1988, 35-40

Lebenslauf

Persönliche Daten

Geburtstag: 29. Juni 1970
Geburtsort: Ehenbichl / Tirol
Staatsangehörigkeit: österreichisch
Familienstand: ledig

Ausbildung

Schulbildung	09/77 – 03/80	Grundschule in Mainhardt
	03/80 – 08/81	Grundschule in Mudau
	09/81 – 04/83	Burghardt-Gymnasium in Buchen
	04/83 – 06/90	Schenk-von-Limpurg-Gymnasium in Gaildorf
	06/90	Abitur (allgemeine Hochschulreife)
Studium	10/90 – 10/93	Studium der Chemie an der TU Stuttgart
	10/93	Vordiplom (Chemie Diplom)
	10/93 – 10/97	Studium der Sportwissenschaft und der Chemie an der TU Stuttgart
	10/97	wissenschaftliche Prüfung für das Lehramt am Gymnasium
	04/98 – 09/00	Promotionsstudium an der Universität Stuttgart – Stipendium nach der Landesgraduierertenförderung

Beruflicher Werdegang

Studienbegleitende Tätigkeiten:	04/93 – 11/96	Studentische Hilfskraft am Institut für Dampfkesselwesen (IVD) der Universität Stuttgart
	10/96 – 07/98	Studentische Hilfskraft am Olympiastützpunkt Stuttgart (OSP-Stuttgart)
	08/98 – 09/00	Studentische Hilfskraft am Institut für Sportwissenschaft (IFS) der Universität Stuttgart
Berufliche Tätigkeit:	seit 10/00	Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Sport und Sportwissenschaft der Universität Freiburg