

Funktionelle Anpassungen der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur an ein differenziertes sensomotorisches Training zur Prophylaxe von Sprunggelenkverletzungen

Dissertation

von der Fakultät für Wirtschafts- und Sozialwissenschaften der
Universität Stuttgart zur Erlangung der Würde eines
Doktors der Philosophie (Dr. phil.) genehmigte Abhandlung

vorgelegt von

Steffen Brand

aus Ulm/ Donau

Hauptberichter: Prof. Dr. W. Alt

Mitberichter: PD. Dr. R. Brack

Tag der mündlichen Prüfung: 10.12.2007

Institut für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart
2007

„Durch die Falsifikation unserer Annahmen bekommen wir tatsächlich Kontakt mit der ‚Wirklichkeit‘. Die Widerlegung unserer Irrtümer ist die ‚positive‘ Erfahrung, die wir aus der Wirklichkeit gewinnen.“

(Karl Raimund Popper)

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abkürzungsverzeichnis	IV
Zusammenfassung	V
Abstract	VI
Vorwort	VII
1 Einleitung	1
2 Stand der Forschung	3
2.1 Was ist sensomotorisches Training?	4
2.2 Wie wirkt sensomotorisches Training?	6
2.2.1 Neurophysiologische Grundlagen	6
2.2.1.1 Anpassung reflektorischer neuromuskulärer Aktivität	6
2.2.1.2 Anpassung willkürlicher neuromuskulärer Aktivität	10
2.2.1.3 Synopsis neuromuskuläre Anpassungen	11
2.2.2 Kriterien zur Bestimmung der Wirkung sensomotorischen Trainings	12
2.2.2.1 Standstabilität	12
2.2.2.2 Gelenkstellungssinn und Gelenkbewegungssinn	14
2.2.2.3 Kraft	16
2.2.2.4 Reflexaktivität	17
2.3 Wie wird sensomotorisches Training objektiviert?	21
2.4 Warum wird sensomotorisches Training durchgeführt?	23
2.5 Wie wird sensomotorisches Training durchgeführt?	25
2.5.1 Belastung und Beanspruchung bei sensomotorischem Training	25
2.5.2 Belastungssteuerung bei sensomotorischem Training	28
2.5.3 Trainingsmittel bei sensomotorischem Training	32
2.6 Zielstellung der Arbeit	34
3 Methodik	35
3.1 Probandendaten	35

3.2	Trainingsintervention	36
3.3	Messmethodik	38
3.3.1	Elektromyographie	38
3.3.2	Goniometrie.....	39
3.4	Messstationen	40
3.4.1	Exemplarische Trainingsverlaufsanalyse.....	40
3.4.1.1	Parameterberechnung exemplarische Trainingsverlaufsanalyse.....	40
3.4.1.2	Prüfhypothesen exemplarische Trainingsverlaufsanalyse	42
3.4.2	Standstabilität	42
3.4.2.1	Parameterberechnung Standstabilität	45
3.4.2.2	Prüfhypothesen Standstabilität.....	45
3.4.3	Statische Verletzungssimulation	45
3.4.3.1	Parameterberechnung statische Verletzungssimulation	47
3.4.3.2	Prüfhypothesen statische Verletzungssimulation.....	49
3.4.4	Dynamische Verletzungssimulation.....	50
3.4.4.1	Parameterberechnung dynamische Verletzungssimulation.....	53
3.4.4.2	Prüfhypothesen dynamische Verletzungssimulation	55
3.5	Versuchsprotokoll	56
3.6	Methodenkritik und Fehlerbetrachtung.....	57
3.6.1	Elektromyographie	57
3.6.2	Goniometrie.....	58
3.6.3	Standstabilität	58
3.6.4	Statische Verletzungssimulation	58
3.6.5	Dynamische Verletzungssimulation.....	59
3.7	Statistische Datenaufbereitung.....	59
4	Ergebnisse	61
4.1	Exemplarische Trainingsverlaufsanalyse.....	61
4.1.1	Trainingsmittel	61
4.1.2	Trainingseinheit.....	63
4.1.3	Trainingsverlauf	67
4.1.4	Synopsis exemplarische Trainingsverlaufsanalyse	70
4.2	Standstabilität	71
4.2.1	Mechanischer Parameter	71
4.2.2	Neuromuskulärer Parameter.....	73
4.2.3	Synopsis Standstabilität.....	78
4.3	Statische Verletzungssimulation	79
4.3.1	Mechanische Parameter.....	80
4.3.2	Neuromuskuläre Parameter	82
4.3.3	Synopsis statische Verletzungssimulation	88
4.4	Dynamische Verletzungssimulation.....	89
4.4.1	Dynamische Verletzungssimulation – Kontrollbedingung vs. Verletzungssimulation	90
4.4.1.1	Mechanische Parameter.....	91
4.4.1.2	Neuromuskuläre Parameter	93

4.4.1.3	Synopsis dynamische Verletzungssimulation – Kontrollbedingung vs. Verletzungssimulation	97
4.4.2	Dynamische Verletzungssimulation rechts	98
4.4.2.1	Mechanische Parameter.....	98
4.4.2.2	Neuromuskuläre Parameter	102
4.4.2.3	Synopsis dynamische Verletzungssimulation rechts.....	111
5	Diskussion	113
5.1	Exemplarische Trainingsverlaufsanalyse	113
5.2	Standstabilität	116
5.3	Statische Verletzungssimulation	121
5.4	Dynamische Verletzungssimulation.....	126
5.4.1	Dynamische Verletzungssimulation Kontrollbedingung vs. Verletzungssimulation	126
5.4.2	Dynamische Verletzungssimulation rechts	131
6	Fazit und Ausblick	137
7	Literatur	142
	Anhang A.....	160
	Anhang B.....	161
	Anhang C.....	163
	Lebenslauf.....	168
	Eidesstattliche Erklärung	169

Abkürzungsverzeichnis

AEMG	Average Elektromyogram
ATFL	Ligamentum anterio-tibio-fibulare
CAI	Chronic Ankle Instability
c.a.	circa
e.g.	exemplum gratia
FAI	Functional Ankle Instability
HMax	Maximum H-Reflex Response
i.e.	id es
IEMG	Integriertes Elektromyogramm
lig.	ligamentum
LLR	Long Latency Response
m.	musculus
MAV	Maximum Average Voltage
MVC	Maximum Voluntary Contraction
MLR	Medium Latency Response
MMax	Maximum Motor Response
MW	Mittelwert
OSG	Oberes Sprunggelenk
RFD	Rate of Force Development
SD	Standard Deviation
SLR	Short Latency Response
SMS	Sensomotorisches System
SMT	Sensomotorisches Training
TD	Touchdown
TE	Trainingseinheit
USG	Unteres Sprunggelenk
u.a.	unter anderem
v.a.	vor allem
VA	Voraktivierung
vgl.	vergleiche

Zusammenfassung

Einleitung: Die Belastungsgestaltung bei sensomotorischem Training (SMT) erfolgt trotz der weit verbreiteten Akzeptanz dieser Trainingsart bisher nur basierend auf Erfahrungswerten. Belastungsparameter wie beispielsweise Belastungsdauer waren bisher nicht Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen bei SMT. Ebenso besteht Erklärungsbedarf hinsichtlich der verletzungsprophylaktischen Wirkungsweise des SMT.

Methodik: 60 gesunde und sportlich aktive Probanden werden randomisiert auf eine Kontrollgruppe und zwei Interventionsgruppen, die über einen Zeitraum von 6 Wochen ein SMT durchführen, verteilt. Eine Interventionsgruppe trainiert mit langer Belastungsdauer (90s) und langen Pausen und die andere Interventionsgruppe mit kurzer Belastungsdauer (30s) und kurzen Pausen. Die Trainingswirkung wird über mechanische und neuromuskuläre Parameter bei der Erfassung der Standstabilität, bei statischen und dynamischen Simulationen einer Sprunggelenkverletzung quantifiziert.

Ergebnisse und Diskussion: Beide Interventionsgruppen verbessern gleichermaßen ihre Standstabilität, jedoch ohne gruppenspezifischen Unterschied. SMT scheint bei den Verletzungssimulationen nur geringen Einfluss auf mechanische Parameter wie maximaler Inversionswinkel und maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit zu haben. Die Reflexaktivität verändert sich gegenläufig: die kurze Belastungsdauer scheint inhibierend, die lange Belastungsdauer fazilitatorisch zu wirken. Es lässt sich kein Hinweis auf eine durch SMT veränderte Voraktivierung finden. Es lassen sich keine Rückschlüsse auf verletzungsprophylaktische Mechanismen ziehen.

Fazit und Ausblick: Trotz fehlender statistischer Signifikanz bei den Unterschieden zwischen den Interventionsgruppen, hat sich die Trainingsgruppe mit kurzer Belastungsdauer stärker verbessert. Weitere Forschung zur neuromuskulären Ermüdung bei SMT könnte interessante Erkenntnisse für die Trainingsgestaltung bei SMT liefern. Die verletzungsprophylaktische Wirkung SMTs kann durch die gewählten Paradigmen nicht abgebildet werden.

Schlagwörter: Sensomotorisches Training, Verletzungsprophylaxe, Belastungsparameter, Sprunggelenk

Abstract

Introduction: Despite its widespread acceptance regarding injury prevention there has been a large amount of negligence towards exercise parameters in sensorimotor training (SMT). No study so far has investigated the effect of varying load duration on selected mechanical and neuromuscular parameters. Furthermore, the prophylactic effect of SMT is poorly understood.

Methods: 60 healthy and physically active subjects are randomly distributed among a control group and two intervention groups, which undergo SMT for 6 weeks. Intervention group „short“ uses short load duration (30s) and short pauses, whereas intervention group „long“ uses long load duration (90s) and long pauses. Training effects are quantified by means of mechanical and neuromuscular parameters in three situations: one-legged stance, static injury simulation and dynamic injury simulation.

Results and Discussion: Both intervention groups show similar improvements in stance stability without group specific differences. Injury simulations show inconsistent effects: SMT apparently has little effect on mechanical parameters like maximum inversion angle and maximum inversion velocity. Neuromuscular parameters of reflex activity display contrary effects: short load duration seems to have an inhibitory effect, while long load duration appears to have a facilitatory effect. No evidence points to training-induced alteration of preactivation. No conclusion can be drawn with respect to prophylactic mechanisms.

Conclusion: Despite the absence of statistically significant group differences, the intervention group with short load duration showed greater improvements. Further research is warranted especially in the realm of neuromuscular fatigue in order to gain additional insight into exercise parameters in SMT. The prophylactic character of SMT could not be shown with the chosen experimental setup.

Keywords: Sensorimotor Training, injury prevention, load parameters, ankle

Vorwort

Die vorliegende Dissertationsschrift entstand in den Jahren 2004 bis 2007 am Institut für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart und wurde 2006 durch Mittel des Bundesinstituts für Sportwissenschaft gefördert.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. W. Alt, der nicht nur das Erstgutachten für diese Arbeit erstellt hat, sondern mich in meinem Promotionsvorhaben von Anfang an hervorragend unterstützt hat. Die sehr ausführlichen, kritischen und weiterführenden Gespräche vor, während und nach der Projektphase haben maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen. Besonders zu schätzen wusste ich die stets offene und freundliche Atmosphäre der Besprechungen, das partnerschaftliche Verhältnis und dass er mir die Vorstellung meines Promotionsvorhabens im Rahmen eines Vortrags auf dem ECSS in Belgrad 2005 ermöglicht hat.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei den Mitarbeitern des Arbeitsbereichs Biomechanik/ Bewegungswissenschaft der Universität Stuttgart für die kritischen und fruchtbaren Diskussionen. Hervorzuheben sind dabei Herr Benjamin Haar, ohne dessen Programmierkünste ich für die Auswertung dieser Arbeit ungleich länger gebraucht hätte und zwei Studenten, die im Rahmen meines Dissertationsprojektes ihre Qualifikationsarbeiten geschrieben haben, Herr Adrian Bock und Herr Stefan Schweizer. Vor allem Herrn Adrian Bock möchte ich für seine umfassende und tatkräftige Mitarbeit an dem gesamten Projekt zur Belastungssteuerung bei sensomotorischem Training danken.

Der Bau des Schuhsystems für die dynamische Verletzungssimulation wäre ohne die großzügige Materialspende an hochwertigen Kevlar Platten und verschiedenen Bearbeitungsmaterialien durch Herrn Schmid von der Firma Röck Orthopädie in Lenningen unmöglich gewesen. Besonders zu schätzen wusste ich seine wertvollen Hinweise zu den Eigenschaften und der Bearbeitung dieses Materials.

Ich möchte diese Arbeit meiner inzwischen gewachsenen Familie widmen und ihr damit für alles danken, was sie in den vergangenen Jahren für mich getan hat: meinen Eltern für die unschätzbare Hilfe und Unterstützung und besonders meiner Frau Miriam, die in den vergangenen Jahren sehr viele Entbehrungen auf sich genommen hat, mich aber trotzdem stets unterstützte und mir den nötigen Rückhalt für mein Promotionsvorhaben gab.

1 Einleitung

Die Optimierung von Trainingsprozessen ist neben der Analyse der sportlichen Bewegung wahrscheinlich eine der ureigensten Disziplinen der Sportwissenschaft. Vor allem der Hochleistungssportler ist auf die Begleitung und Beratung in seinen Trainings- und Wettkampfphasen angewiesen. Die höheren Leistungen, die durch optimierte Trainingsprozesse möglich werden, sind jedoch häufig gepaart mit enormen Belastungen während des Trainings und während des Wettkampfes und führen dadurch nicht nur zu besseren Ergebnissen, sondern manchmal auch zu Verletzungen. Besonders häufig ist dabei die untere Extremität betroffen und hier vor allem das Sprunggelenk (Messina et al., 1999; National Collegiate Athletic Association, 2005). Um diesen hohen Belastungen zu begegnen, widmet sich die sportmedizinische und biomechanische Forschung seit etwa 40 Jahren den verschiedenen Möglichkeiten, das Sprunggelenk zu stabilisieren.

In der Prophylaxe und Therapie von Sprunggelenkverletzungen hat sich dabei in der Forschung eine Trias herausgebildet: erstens eine umfassende Analyse der Risikofaktoren, die eine Sprunggelenkverletzung begünstigen (Arnason et al., 2004; Bahr and Bahr, 1997; Bahr and Krosshaug, 2005; Barker et al., 1997; Baumhauer et al., 1995; Beynnon et al., 2001; Beynnon et al., 2002; Ekstrand et al., 1983; Ekstrand and Tropp, 1990; Konradsen, 2002; Leanderson et al., 1993; McGuine et al., 2000; McKay et al., 2001; Milgrom et al., 1991; Murphy et al., 2003; Ostenberg and Roos, 2000; Verhagen et al., 2004b), zweitens der Forschungszweig, der sich mit der Wirkungsweise passiver Stabilisierungshilfen auseinandersetzt (Alt et al., 1999; Barrett and Bilisko, 1995; Glick et al., 1976; Gross et al., 1997; Gross and Liu, 2003; McCluskey et al., 1976; Miller and Hergenroeder, 1990; Osborne and Rizzo, Jr., 2003; Schafle, 1993; Shapiro et al., 1994; Sitler and Horodyski, 1995; Stasinopoulos, 2004; Thacker et al., 1999; Ubell et al., 2003; Walsh and Blackburn, 1977; Wright et al., 1998; Zantop and Petersen, 2003) und drittens die Auseinandersetzung mit aktiven Möglichkeiten der Stabilisierung des Sprunggelenks durch Gleichgewichts- oder verschiedenen Formen von Krafttraining, die vor allem in der jüngeren Vergangenheit zunehmend Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchung ist (Bahr et al., 1997; Caraffa et al., 1996; Freeman et al., 1965; Glick et al., 1976; Hewett et al., 1999; Osborne and Rizzo, Jr., 2003; Petersen et al., 2005; Petersen et al., 2002; Quinn et al., 2000; Rusanov, 1975; Schafle, 1993; Scheuffelen et al., 1995; Sheth et al., 1997; Soderman et al., 2000; Stasinopoulos, 2004; Thacker et

al., 1999; Tropp et al., 1985a; Verhagen et al., 2004a; Verhagen et al., 2000; Walsh and Blackburn, 1977; Wedderkopp et al., 2003; Wright et al., 1998).

Wenige Studien sprechen aktiven Stabilisierungsmaßnahmen und hier insbesondere dem sensomotorischem Training (SMT) eine verletzungsprophylaktische Wirkungsweise ab (Soderman et al., 2000) bzw. schränken diese Wirkung ein (Verhagen et al., 2004a). Die Mehrheit der prospektiv randomisierten Studien bestätigt die verletzungsprophylaktische Wirkung des SMT (Bahr et al., 1997; Caraffa et al., 1996; Hewett et al., 1999; Myklebust et al., 2003; Petersen et al., 2005; Stasinopoulos, 2004; Verhagen et al., 2004a; Wedderkopp et al., 2003; Zantop and Petersen, 2003). Wenngleich die verletzungsprophylaktische Wirkung des SMT daher vergleichsweise unumstritten ist, sind die kausalen Faktoren, i.e. die neurophysiologische Wirkung, für die geringere Inzidenz von Sprunggelenkverletzungen nach sensomotorischen Trainingsinterventionen noch weitgehend ungeklärt. Allerdings werden einzelne Faktoren wie beispielsweise verbesserte Standstabilität (Gauffin et al., 1988; Granacher, 2003; Gruber, 2001; Podzielný, 2000), verbesserter Gelenkstellungs- und Gelenkbewegungssinn (Eils and Rosenbaum, 2001), veränderte Innervationsmuster der gelenkumgreifenden Muskulatur (Osborne et al., 2001; Sheth et al., 1997), verbesserte Kraftwerte (Bruhn, 2003; Gruber and Gollhofer, 2004; Heitkamp et al., 2001) festgestellt und der Zusammenhang zwischen defizitären Werten der angeführten Parameter und erhöhter Verletzungsinzidenz als Erklärung für eine geringere Verletzungsinzidenz angeführt.

Vor dem Hintergrund der breiten Akzeptanz sensomotorischer Trainingsformen ist es überraschend, dass im Gegensatz zu anderen Trainingsformen wie Maximal- oder Schnellkrafttraining für SMT keine wissenschaftlichen Richtwerte zu Belastungsnormativen existieren (Jerosch et al., 1998) und daher die Trainingsgestaltung zurzeit lediglich auf Erfahrungswerten basiert (Bruhn, 2003). Auffallend ist hier v.a. die enorme Bandbreite an Variation der Belastungsparameter vor allem im Bereich der Belastungsdauer, die von 5s Einzelreizdauer (Petersen et al., 2005) über 150s (Caraffa et al., 1996) bis „so lange wie möglich“ geht (Jerosch et al., 1998).

Gegenstand dieser Arbeit ist daher die Aufarbeitung des Forschungsdefizits im Bereich der Trainingssteuerung des SMT. Darüber hinaus soll diese Arbeit Aufschluss über mechanische und neuromuskuläre Veränderungen nach SMT geben und so einen Beitrag zum Verständnis der verletzungsprophylaktischen Wirkung SMTs leisten.

2 Stand der Forschung

Die Literaturanalyse dieser Arbeit ist in fünf Teile gegliedert: der erste Teil der Literaturanalyse definiert den Begriff des sensomotorischen Trainings, um die Begriffsvielfalt und die damit verbundenen Ungenauigkeiten für diese Arbeit zu limitieren. Der zweite Teil der Literaturanalyse setzt sich mit der Wirkung des sensomotorischen Trainings auseinander. Dabei sollen zunächst die neurophysiologischen Grundlagen formuliert werden, die den trainingsinduzierten Veränderungen bei reflektorischer und bei willkürlicher neuromuskulärer Aktivität zu Grunde liegen, wobei der Schwerpunkt wegen des verletzungsprophylaktischen Schwerpunkts dieser Arbeit auf den reflektorischen Veränderungen liegt. Diese Grundlagen dienen der Diskussion der trainingsinduzierten Veränderungen der komplexen Phänomene Stabilität, Gelenkstellungs- und Gelenkbewegungssinn, Kraft und Reflexaktivität. Dabei gliedert sich jeder Abschnitt wiederum in zwei Teile: zunächst werden die neurophysiologischen Grundlagen zur Erklärung der beobachtbaren Veränderungen in den jeweiligen Parametern herangezogen. Im zweiten Teil wird die verletzungsprophylaktische Relevanz einer Veränderung des jeweiligen Parameters dargelegt.

Während der erste Teil der Literaturanalyse der Begriffsbestimmung dient und der zweite Teil sich mit der Frage „Wie wirkt sensomotorisches Training?“ auseinandersetzt, befasst sich der dritte Teil der Literaturanalyse mit der Objektivierung sensomotorischen Trainings unter besonderer Berücksichtigung der Methode der Verletzungssimulation. Der vierte und der fünfte Teil schließlich konzentrieren sich auf die Fragen „Warum und wie wird sensomotorisches Training durchgeführt?“, wobei sich Überschneidungen zwischen den Teilen „Wie wirkt sensomotorisches Training?“ und „Warum wird sensomotorisches Training durchgeführt?“ nicht vermeiden lassen. Im fünften Teil mit trainingswissenschaftlichem Schwerpunkt wird das trainingstheoretische Modell der Belastung und Beanspruchung von Schnabel et al. (2005) erläutert und auf sensomotorische Trainingsprozesse angewandt. Anhand dieses Modells werden einzelne bereits durchgeführte und dokumentierte Trainingsinterventionen diskutiert. Diese Diskussion dient als Grundlage für die Darstellung des Forschungsdefizits und der Deduktion der forschungsleitenden Fragen für diese Arbeit.

2.1 Was ist sensomotorisches Training?

Der Begriff des sensomotorischen Trainings (SMT) setzt sich aus den Begriffen Sensomotorik und Training zusammen. Die Sensomotorik umfasst einen sensorischen, afferenten Anteil, einen verarbeitenden, integrierenden Anteil und einen motorischen, efferenten Anteil. Die Afferenz setzt sich aus verschiedenen Rezeptoren, wie etwa den Propriozeptoren, also Muskelspindeln, Golgi-Sehnenorganen, etc. und den entsprechenden afferenten Leitungsbahnen zusammen. Der verarbeitende Teil ist das zentrale Nervensystem. Die Efferenz besteht aus den efferenten Leitungsbahnen und deren Erfolgsorganen (Lephart and Fu, 2000). Unter sportlichem Training versteht man die

„komplexe planmäßige und zielorientierte Einwirkung auf die sportliche Leistungsfähigkeit und Leistungsbereitschaft durch Trainingstätigkeit des Sportlers und Führungs- und Lenkungsmaßnahmen von Trainern mit dem Ziel, die Leistungsfähigkeit zu steigern bzw. zu stabilisieren.“ (Schnabel et al., 2005, 190, eigene Hervorhebung)

Während bezüglich der einzelnen Begrifflichkeiten in der Sportwissenschaft weitestgehend Einigkeit besteht, ist der Begriff des sensomotorischen Trainings nach wie vor gerade im internationalen Sprachgebrauch unklar und die Verwendung uneinheitlich (siehe Tabelle 2-1). Bis vor wenigen Jahren dominierte im angloamerikanischen Sprachgebrauch und damit in der internationalen Wissenschaftssprache der Begriff des propriozeptiven Trainings (Caraffa et al., 1996; Cerulli et al., 2001; Cooper et al., 2005; Dubljanin-Raspopovic et al., 2005; Jerosch et al., 1998; Mandelbaum et al., 2005; Schmidt et al., 2005a; Strojnik et al., 2002; Vengust et al., 2002; Verhagen et al., 2005b) mit dem zum Ausdruck gebracht werden soll, dass hier in erster Linie propriozeptive Strukturen trainiert/ verbessert werden. Allerdings fehlt bislang der empirische Nachweis für diese Überlegung. Weiterhin ist die Differenzierung zwischen der Verbesserung afferenter Strukturen und Verbesserung efferenter Strukturen gerade aus methodischer Sicht nicht unproblematisch, da eine Vielzahl der Messmethoden auch eine motorische Komponente haben (Ashton-Miller et al., 2001).

In der jüngeren Literatur wird vorwiegend der Begriff des Gleichgewichtstrainings (Chaiwanichsiri et al., 2005; Cooper et al., 2005; Cresswell, 2007; McGuine and Keene, 2006; McHugh et al., 2007; Michell et al., 2006; Myer et al., 2006; Nagy et al., 2007; Owen et al., 2006; Taube et al., 2007; Westlake et al., 2007; Yaggie and Campbell, 2006) verwendet; eine ungenauere Bezeichnung, die aber korrekter ist, da sie keine Aussagen über die trainierten Strukturen trifft.

Tabelle 2-1 - Überblick der verwendeten Bezeichnungen für sensomotorisches Training

Taube et al.	2007	balance training
McHugh et al.	2007	balance training
Cresswell	2007	balance training
Nagy et al.	2007	balance training
Westlake et al.	2007	balance training
McGuine and Keene	2006	balance training
Michell et al.	2006	functional balance training
Myer et al.	2006	balance training
Yaggie and Campbell	2006	balance training
Owen et al.	2006	proprioceptive / balance training
Chaiwanichisiri et al.	2005	balance training
Cooper et al.	2005	proprioceptive/ balance training
Verhagen et al.	2005	balance training
Mandelbaum et al.	2005	proprioceptive/ neuromuscular training
Brand and Alt	2005	sensorimotor training
Dubljanin-Raspopovic et al.	2005	proprioceptive training
Bruhn et al.	2004	sensorimotor training
Gruber and Gollhofer	2004	sensorimotor training
Vengust et al.	2002	proprioceptive training
Strojnik et al.	2002	proprioceptive training
Heitkamp	2001	balance training

In dieser Arbeit wird trotz der im internationalen Sprachgebrauch dominierenden Verwendung des Begriffs „balance training“ (Gleichgewichtstraining) der Begriff des sensomotorischen Trainings gewählt, da der Begriff in der Arbeitsgruppe präventive Biomechanik der Universitäten Stuttgart, Freiburg und des Sportmedizinischen Institutes Frankfurt vorwiegend verwendet wird. Die Begriffe Gleichgewichtstraining und sensomotorisches Training sind im Grunde genommen austauschbar, so lange klar ist, dass sich der Begriff des sensomotori-

schen Trainings, wie er in dieser Arbeit verwendet wird, auf das Training der Gleichgewichtsfähigkeit bezieht und nicht auf beispielsweise so genannte „tracking“ Aufgaben, bei denen beispielsweise mit dem Finger eine bestimmte Bewegung trainiert wird.

2.2 Wie wirkt sensomotorisches Training?

Die Wirkungsweise sensomotorischen Trainings ist bisher in erster Linie holistisch unter Gesichtspunkten der Verletzungsprophylaxe (Bahr et al., 1997; Caraffa et al., 1996; Hewett et al., 1999; Petersen et al., 2005; Petersen et al., 2002; Zantop and Petersen, 2003), oder – seltener – unter einzelnen Aspekten wie beispielsweise der Standstabilität (Gauffin et al., 1988; Ross and Guskiewicz, 2006) betrachtet worden. Dabei ist es für das Verständnis der reduzierten Inzidenz von Verletzungen der unteren Extremität sinnvoll, sich zunächst näher mit den neurophysiologischen Grundlagen der beobachteten Phänomene auseinanderzusetzen.

2.2.1 Neurophysiologische Grundlagen

2.2.1.1 Anpassung reflektorischer neuromuskulärer Aktivität

Die Modulierbarkeit von Reflexen ist in den vergangenen Jahren bereits Gegenstand zahlreicher Untersuchungen gewesen (Lamont and Zehr, 2006; Llewellyn et al., 1990; Morita et al., 1998; Nielsen et al., 1993; Schneider et al., 2000; Schneider and Capaday, 2003; Zehr and Kido, 2001). Nielsen et al. (1993) beispielsweise vergleichen die maximale H-Reflex Amplitude¹ des m. soleus von 17 untrainierten Probanden mit 46 trainierten Probanden und 7 Tänzerinnen des dänischen Nationalballetts. Die herkömmlich trainierten Probanden unterschiedlicher Sportarten zeigen ein deutlich höheres Hmax/Mmax Verhältnis als die untrainierte Gruppe. Ein deutlich geringeres Hmax/Mmax Verhältnis zeigen hingegen die Balletttänzerinnen. Die Autoren schließen daraus, dass sowohl die Intensität, wie auch die Art der sportlichen Aktivität die Erregbarkeit spinaler Reflexe beeinflussen. Sportarten, die nicht

¹ Der H-Reflex oder Hoffmann Reflex ist ein elektrisch ausgelöster Reflex (im Gegensatz zum mechanisch ausgelösten Tendon Reflex wie beispielsweise dem Patellarsehnenreflex), der über die Ia Afferenzen weitergeleitet spinal verschaltet wird und orthodrom zum Muskel geleitet wird (H-Welle). Ab einer bestimmten Schwelle lässt sich auch direkt eine Erregung des Muskels feststellen (M-Welle), bei der der Stimulus antidrom läuft. Die jeweils maximalen Amplituden werden HMax und MMax bezeichnet und geben Aufschluss über die Erregbarkeit des Alpha-Motoneuronenpools.

maßgeblich durch Balancieraufgaben gekennzeichnet sind, scheinen daher zu einer höheren neuromuskulären Erregbarkeit zu führen, während Sportarten, die sehr hohe Anforderungen an die Gleichgewichtsfähigkeit stellen und deren Bewegungen durch häufige Kokontraktionen gekennzeichnet sind, zu einer gesenkten neuromuskulären Erregbarkeit führen.

Zu einem vergleichbaren Ergebnis kommen auch Llewellyn et al. (1990). Sie untersuchen bei fünf Probanden den Gang auf einem Laufband und einem schmalen, erhöhten Balken (3,5cm breit in 34cm Höhe). Die Bedingung `Balken` zeichnet sich durch eine verstärkte Kokontraktion zweier sprunggelenkumgreifender Muskeln (m. tibialis anterior und m. soleus) in der Standphase, einer hohen Variation in der Dauer der Schrittzyklen, einer längeren Standbeinphase und einer kürzeren Schwungbeinphase im Vergleich zur Bedingung `Laufband` aus. Die Veränderung dieser Parameter verdeutlicht die höhere Anforderung an das sensorimotorische System in der Bedingung `Balken`. Besonders interessant ist das Ergebnis der Analyse der Reflexaktivität: Hier zeigt sich in der Standphase wie in der Schwungphase eine deutlich reduzierte H-Reflex Amplitude. Die Autoren geben dafür eine funktionelle wie auch eine physiologische Erklärung.

Aufgaben, die sich durch ein hohes Maß an Instabilität auszeichnen, erfordern kontrollierte, differenzierte Bewegungen. Ein hohes Reflexniveau könnte zu undifferenzierten Perturbationen führen, die die Standstabilität negativ beeinträchtigen könnten:

“... most evidence so far points to a reduction in transmission from Ia afferents to motoneurons as tasks become more vigorous and demanding.” (Capaday and Stein, 1987, 520, eigene Hervorhebung)

... a large net reflex gain could lead to instabilities in the reflex loop resulting, in the extreme case, in sustained tremor.” (Stein et al., 1981, 653)”

Es scheint daher funktionell, dass bei Instabilität der Bedingung die Reflexübertragung gedämpft wird (Llewellyn et al., 1990). Aus Tierexperimenten ist darüber hinaus bekannt, dass bei Bedingungen dieser Art gleichzeitig eine erhöhte fusimotorische Aktivität zu beobachten ist (Hulliger et al., 1989). Diese Kombination von gedämpfter Efferenz bei gleichzeitig erhöhter Afferenz, also erhöhter Sensibilität für periphere Rückmeldung, ermöglicht eine differenzierte Bewältigung anspruchsvoller Bewegungsaufgaben (Capaday et al., 1995; Capaday and Stein, 1987). Der physiologische Erklärungsansatz für das reduzierte Reflexniveau könnte die auf Grund des höheren Maßes an Kokontraktion reziproke Inhibition des m. tibialis anterior sein, die präsynaptisch auf die Ia Motoneuronen des m. soleus wirken (Llewellyn

et al., 1990). Einen weiteren physiologischen Erklärungsansatz liefern Schneider und Capaday (2003), die stärker die höheren Zentren in Betracht ziehen. Sie argumentieren, dass die präsynaptische Inhibition über absteigende Bahnen für niedrigeres Reflexniveau verantwortlich sein kann (Schneider et al., 2000; Schneider and Capaday, 2003).

Während motorische Aufgaben, die durch Instabilität geprägt sind, ein reduziertes Reflexniveau erfordern, scheinen motorische Aufgaben, die durch Neuartigkeit und daher erhöhter Aufmerksamkeit geprägt sind, ein erhöhtes Reflexniveau zu fordern:

“...transmission to higher centers is facilitated when the motor task involves elements of novelty, vigilance or exploration. (Llewellyn et al., 1990, 27, eigene Hervorhebung)

Schneider und Capaday (2003) untersuchen dazu bei 8 Personen ebenfalls den soleus H-Reflex, allerdings unter anderen Voraussetzungen als Llewellyn et al. (1990). Sie lösen den Reflex nicht in der Standphase des Gangs aus, sondern in der späten Schwungphase, die Probanden laufen nicht vorwärts sondern rückwärts (sehen also nicht, wohin sie laufen) und die Probanden bewegen sich ausschließlich auf dem Laufband. Anders als Llewellyn et al. (1990) stellen sie ein erhöhtes Reflexniveau des m. soleus in der späten Schwungphase fest; ein Ergebnis, dass überrascht, wenn man den Gang rückwärts auf einem Laufband und den Gang vorwärts auf einem schmalen Balken von den Anforderungen an das SMS gleichwertig im Sinne eines höheren Schwierigkeitsgrades gegenüber des normalen Gangs sehen würde. Dass diese motorischen Aufgaben aber unterschiedlich sind, sieht man schon an der verstärkten Kokontraktion der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur auf dem Balken und dem regulären reziproken Innervationsmuster auf dem Laufband, egal ob die Probanden vorwärts oder rückwärts laufen.

Die Ergebnisse von Llewellyn et al. (1990) und Schneider und Capaday (2003) widersprechen sich also nur auf den ersten Blick. Die Differenzierung ist allerdings sehr fein: Neue Aufgaben, die erhöhte Aufmerksamkeit benötigen („*novel, vigilance, exploration*“), erfordern ein erhöhtes Reflexniveau, während anspruchsvollere („*more demanding*“), oder besser an die Balancefähigkeit höhere Ansprüche stellende, Bewegungen ein reduziertes Reflexniveau erfordern! Aus dieser Differenzierung ergibt sich eine hochinteressante Frage: Was passiert mit den Reflexen, wenn die motorischen Aufgaben nicht mehr neu (Punkt 1) sind und keine erhöhte Aufmerksamkeit (Punkt 2) mehr erfordern?

Punkt 2 untersuchen Schneider und Capaday (2003), indem sie den Probanden erlauben, sich bei der Bedingung 'rückwärts gehen auf dem Laufband' an einer seitlichen Relling festzuhalten. Sobald sich die Probanden seitlich stabilisieren können, nimmt der (vorher erhöhte) H-Reflex ab – die Bedingung „vigilance“ ist nicht mehr erfüllt. Um Punkt 1 zu untersuchen, ergänzen Schneider und Capaday (2003) die Modulation von Reflexen um die Komponente der Plastizität neuronaler Mechanismen, indem sie die Anpassungsfähigkeit des m. soleus an Training untersuchen. Die Probanden (n=8) trainieren in dieser Untersuchung 10 Tage den Gang rückwärts auf dem Laufband. Die Autoren finden heraus, dass Reflexe nicht nur abhängig von der Art und Intensität der Aufgabe sind, sondern auch durch Training moduliert werden können. Die zunächst erhöhte Reflexaktivität des m. soleus in der späten Schwungphase nimmt im Lauf des Trainings ab; sie nimmt in dem Maß ab, wie sich die Probanden an die neue Bedingung 'rückwärts laufen' gewöhnt haben. Sobald die Probanden allerdings mit der neuen Bedingung 'rückwärts gehen mit geschlossenen Augen' konfrontiert werden, steigt das Reflexniveau wieder an.

Einen weiteren Beleg für die Plastizität neuronaler Mechanismen zeigen Trimble und Koceja (1994), die bei 13 Probanden, die auf einem Wackelbrett balancieren, H-Reflexe am m. soleus applizieren. Das Wackelbrett erlaubt nur Bewegungen in der Sagittalebene. Die Autoren lösen den H-Reflex immer dann aus, wenn die Probanden im Gleichgewicht auf dem Wackelbrett sind, d.h. wenn die Vorderkante und die Hinterkante des Bretts in der Waagrechten sind. Die Probanden erfahren durch den H-Reflex eine Perturbation, die sie aus dem Gleichgewicht bringt. Im Verlauf des Trainings gelingt es den Probanden immer besser, den soleus H-Reflex zu unterdrücken und stabil auf dem Wackelbrett zu stehen. Trimble und Koceja (1994) führen dieses reduzierte Reflexniveau auf eine Unterdrückung des spinalen Dehnungsreflexes der Alpha Motoneuronen zurück. Der neuronale Mechanismus dafür ist höchstwahrscheinlich die präsynaptische Inhibition der Ia Afferenzen des soleus Motoneuronenpools (Trimble and Koceja, 1994).

Reflexe sind also zum einen modulierbar durch die Art und die Intensität der Aufgabe und zum anderen durch Training. Eine besondere Rolle bei der Modulation von Reflexen scheint dabei die Anforderung an die Balancefähigkeit zu spielen. So ist es nicht überraschend, dass Athleten, deren sportliche Karriere durch Bewegungen, die eine enorme Anforderung an ihr Balancevermögen stellen, geprägt ist, ein niedrigeres Reflexniveau haben als andere Athleten (Nielsen et al., 1993). In dieser Form ist wahrscheinlich auch SMT zu verstehen: als eine besondere Anforderung an das sensomotorische System (SMS), meist im Einbeinstand auf verschiedensten Untergründen/ Trainingsmitteln das Gleichgewicht zu halten, ggf. gekoppelt

mit zusätzlichen Bewegungsaufgaben. Es stellt sich damit zum einen die Frage, ob die Beobachtung (reduziertes Reflexniveau), die bei für das Balancevermögen anspruchsvollen Aufgaben gemacht wurde, auf SMT übertragbar ist. Zum anderen besteht Klärungsbedarf bei der Frage nach den Konsequenzen der Trainingsanpassungen für die Verletzungsprophylaxe – d.h. warum soll reduziertes Reflexniveau verletzungsprophylaktisch wirken?

2.2.1.2 Anpassung willkürlicher neuromuskulärer Aktivität

Sensomotorisches Training und Krafttraining mit explosiven Bewegungen führen in Teilbereichen zu vergleichbaren Anpassungserscheinungen (Bruhn et al., 2004; Gruber and Gollhofer, 2004). So wirkt beispielsweise Krafttraining mit explosiven Bewegungen vor allem auf neuronaler Ebene, i.e. es erhöht die neuronale Aktivierung der trainierten Muskulatur bei geringer Veränderung der Muskelfaserzusammensetzung in den ersten Wochen und Monaten der Trainingsintervention (Bührlé et al., 1995; Bührlé, 1985; Cutsem van et al., 1998; Schmidtbleicher, 1987). Auch SMT scheint in erster Linie neuronale Veränderungen zu bewirken (Bruhn et al., 2004; Gruber and Gollhofer, 2004; Hoffman and Payne, 1995; Jerosch et al., 1998; Schlumberger and Schmidtbleicher, 1998). Wenngleich SMT nicht durch die schnellen und sehr hohen Belastungsspitzen des Krafttrainings mit mit explosiven Bewegungen (Desmedt and Godaux, 1977) charakterisiert ist, treten bei SMT abhängig von der Art des Trainingsmittels ebenfalls sehr hochfrequente Bewegungen auf (Gruber, 2001), die ähnliche neurophysiologische Adaptionen zur Folge haben können.

Die bei SMT zu beobachtenden neuromuskulären Veränderungen in der Willkürmotorik (siehe 2.2.2.2 und 2.2.2.3) sind möglicherweise auf ähnliche neurophysiologische Zusammenhänge zurückzuführen wie die, die Van Cutsem et al. (1998) bei einem Training schneller Dorsalflexionen beobachten konnten. Die Autoren führen mit 5 Personen für 12 Wochen ein dynamisches Training mit 10 Serien mit jeweils 10 schnellen Dorsalflexionen gegen 30-40% MVC an fünf Tagen in der Woche durch. Sie analysieren in einem prä/ post Design den MVC der dorsalflektierenden Sprunggelenkmuskulatur, die Geschwindigkeit der ballistischen Kontraktion, die neuromuskuläre Aktivität während des MVC und der willkürlichen ballistischen Kontraktionen. Des Weiteren wird die elektrisch stimulierte Kontraktion („electrically induced twitch“) untersucht, um neuronale Modifikationen von Anpassungen der kontraktile Einheiten zu unterscheiden. Das Training führt zu erhöhtem MVC und gesteigerter Kraftanstiegsrate bei gleichzeitig erhöhter neuromuskulärer Aktivität) während sich die analysierten Parameter, Amplitude der M-Welle und Kraft, bei der elektrisch induzierten Kontraktion nicht veränderten. Die Autoren schließen daraus, dass die trainingsinduzierten Anpassungen in erster

Linie neuronaler Art sind. Van Cutsem et al. (1998) können auf neuronaler Ebene drei Veränderungen beobachten: erstens, eine frühere Aktivierung der motorischen Einheiten und zweitens, eine höhere Innervationsfrequenz („greater maximal firing frequency“) der untersuchten Muskulatur und schließlich drittens, sehr kurze (2-5ms) Interspike Intervalle der motorischen Einheiten, so genannte „doublets“. Diese neuronalen Veränderungen erklären sowohl den erhöhten MVC wie auch die erhöhte Kraftanstiegsrate insoweit, als dass über erhöhte und frühere Rekrutierung der motorischen Einheiten mehr Muskelfasern schneller ansprechen.

2.2.1.3 Synopsis neuromuskuläre Anpassungen

Die beiden vorhergehenden Kapitel und die darin beschriebenen Untersuchungen haben gezeigt, dass sowohl reflexinduzierte, wie auch willkürliche neuromuskuläre Aktivität in hohem Maße durch die Art der motorischen Aufgabe, wie auch durch die Dauer der motorischen Aufgabe (Training) moduliert werden kann. Eine qualitative Analyse der in Kapitel 2.2.1.1 dargestellten motorischen Aufgaben zeigt, dass Aufgaben, die eine besondere Anforderung an die Balancefähigkeit stellen, sei es beispielsweise der Balletttanz oder etwa der Gang auf einem schmalen Balken, Reflexe maßgeblich beeinflussen. Die bei diesen motorischen Aufgaben zu beobachtende Kokontraktion der analysierten sprunggelenkumgreifenden Muskulatur führt augenscheinlich zu einer Hemmung der Reflexe. Längeres Training derartiger Bewegungen führt wahrscheinlich zu einer Modulation der synaptischen Übertragung auf spinaler Ebene, i.e. einer Abschwächung der Reflexübertragung auf spinaler Ebene über absteigende Bahnen (Capaday and Stein, 1987; Llewellyn et al., 1990; Nielsen et al., 1993; Nielsen and Kagamihara, 1993; Nielsen and Petersen, 1994; Schneider and Capaday, 2003).

Die Bewegungsaufgaben bei SMT sind qualitativ durchaus mit den Anforderungen der Balletttänzerin vergleichbar, e.g. im Spitzentanz die Erhaltung des Gleichgewichts unter erschwerten Bedingungen, i.e. verkleinerter Unterstützungsfläche. Die motorische Aufgabe, die Trimble und Koceja (1994) ihren Probanden gestellt haben, i.e. das Balancieren auf einem Wackelbrett, ist in diesem Fall sogar häufig Gegenstand sensomotorischer Trainingsprogramme (Bahr et al., 1997; Freeman, 1965; Gruber, 2001) und somit unmittelbar vergleichbar mit der sensomotorischen Trainingspraxis. Es ist daher vorstellbar, dass bei SMT, also Training, das häufig im Einbeinstand auf verschiedenen instabilen Unterlagen durchgeführt wird, ähnliche Anpassungserscheinungen auf reflektorischer Ebene hervorgerufen werden.

Im Gegensatz dazu nimmt auf willkürlicher Ebene die neuromuskuläre Aktivität nach Krafttraining mit explosiven Bewegungen zu. Motorische Einheiten werden früher und höherfrequenter aktiviert, was wiederum zu einer erhöhten Kraftanstiegsrate führt. Wenngleich der Vergleich explosiver Kontraktionen mit der Bewegungsaufgabe des Einbeinstandes nur bedingt zu leisten ist, kann hinsichtlich der willkürlichen neuromuskulären Aktivität dennoch angenommen werden, dass auch nach SMT auf Grund der hohen Geschwindigkeit der stabilisierenden Bewegungen die Geschwindigkeit der neuromuskulären Aktivierung zunimmt.

2.2.2 Kriterien zur Bestimmung der Wirkung sensomotorischen Trainings

2.2.2.1 Standstabilität

Die Erfassung der Standstabilität ist Gegenstand nahezu jeder Studie, die sich mit der Prophylaxe von Sprunggelenkverletzungen oder der Wirkungsweise sensomotorischer Trainingsformen auseinandersetzt. Die Standstabilität kann zum einen bei dynamischen Aufgabenstellungen erfasst werden, beispielsweise über eine bestimmte Bewegungsaufgabe wie den „Star Excursion Balance Test“ (Gribble et al., 2004; Olmsted et al., 2002), oder nach Perturbation aus dem ruhigen Stand (Gruber, 2001). In der Regel wird sie allerdings statisch erfasst und hierbei meist im Einbeinstand (Bruhn et al., 2004; Eils and Rosenbaum, 2001; Gauffin et al., 1988; Jerosch et al., 1998). Basierend auf den in Kapitel 2.2.1 beschriebenen neurophysiologischen Anpassungen und den in Kapitel 2.2.2 diskutierten Untersuchungen sollte sich die Standstabilität durch SMT verbessern. Die neurophysiologische Erklärung für die anzunehmende Verbesserung der Standstabilität liegt ähnlich der Argumentation von Nielsen et al. (1993), Llewellyn et al. (1990) und Capaday und Stein (1987a) in den gedämpften Reflexe bei motorischen Aufgaben, die einen besonders hohen Anspruch an die Gleichgewichtsfähigkeit stellen.

Zahlreiche Untersuchungen schreiben SMT eine positive Wirkung auf die Standstabilität zu (Gauffin et al., 1988; Granacher, 2003; Gruber, 2001; Podzielnny, 2000), wenngleich diese Wirkung nicht unumstritten ist (Verhagen et al., 2005a). Das sensomotorische System, und hier vor allem die spinal verschalteten funktionellen Reflexe, spielt eine tragende Rolle in der Standstabilität. Dietz et al. können bereits 1988 in Experimenten, bei denen auf einem Laufband Perturbationen in oder gegen die Laufrichtung induziert werden, einen engen Zusammenhang zwischen den Gelenkwinkelauslenkungen im oberen Sprunggelenk und den neuro-

muskulären Antworten auf die Perturbationen aufzeigen (Dietz et al., 1988a). So zeigen sich bei Beschleunigung des Laufbands nach vorne (gegen die Laufrichtung) Reflexantworten des m. tibialis ant. und bei Beschleunigung nach hinten (in Laufrichtung) Reflexantworten des m. soleus. Zusätzlich untersuchen die Autoren Reflexantworten nach kurzzeitiger Umkehr (30ms) der Beschleunigung des Laufbands. Dabei stellen sie fest, dass bei kurzzeitiger Umkehr des Impulses der antagonistisch wirkende Fußmuskel mit einer Verzögerung von etwa 65 bis 75 ms aktiviert wird. Die durch die Perturbation hervorgerufenen Kopfbewegungen zeigen dagegen keinen Einfluss auf die beobachteten Reflexantworten. Dietz et al. (1984, 1988b, 1989) interpretieren diese Reflexe auf Grund des fehlenden Zusammenhangs zwischen den Kopfbewegungen und der Laufzeiten der Reflexe daher als „Stretch-Reflexe“ der Agonisten und Antagonisten im oberen Sprunggelenk (Dietz et al., 1984; Dietz et al., 1988b; Dietz et al., 1989).

Zahlreiche Autoren postulieren einen Zusammenhang zwischen erhöhter Verletzungsinzidenz und defizitärer Standstabilität (Bernier and Perrin, 1998; Gauffin et al., 1988; Hertel, 2002; McGuine et al., 2000; Tropp et al., 1985b; Tropp, 2002), wenngleich nicht alle Autoren diesen Zusammenhang unterstellen (Beynnon et al., 2001). Dennoch kann argumentiert werden, dass verbesserte posturale Kontrolle eine verletzungsprophylaktische Wirkung hat, wenngleich der genaue Zusammenhang zwischen der verminderten Standstabilität und der erhöhten Verletzungsinzidenz nicht geklärt ist und sich empirisch nur sehr schwer zeigen lässt. Möglicherweise geraten Personen mit einer besseren Standstabilität seltener in potentiell traumatische Situationen und verletzen sich daher auch seltener. Erklärt werden Defizite in der Standstabilität oft mit einem so genannten post-traumatischen Defizit (Jerosch et al., 1994). Zahlreiche Autoren gehen davon aus, dass bei einem Sprunggelenktrauma neben Verletzungen des Kapsel-Band-Apparates auch artikulare und muskulo-tendinöse Strukturen betroffen sind (Bernier and Perrin, 1998; Freeman, 1965; Freeman et al., 1965; Hertel, 2000; Hertel, 2002; Hiller et al., 2004; Lentell et al., 1995; Richie, Jr., 2001; Ross and Guskiewicz, 2004; Tropp et al., 1985b). Dies erscheint nachvollziehbar, da die artikulären und kapsulären, wie auch die muskulo-tendinösen Nervenfasern eine weitaus geringere mechanische Festigkeit als die kollagenen Fasern des Kapsel-Band-Apparates des entsprechenden Gelenks besitzen (Freeman et al., 1965) und somit bei Gelenkwinkelexkursionen, die über das physiologische Ausmaß hinausgehen, leicht Schaden nehmen. Diese geschädigten peripheren Strukturen können ihrerseits zu einem neuromuskulären Defizit führen (Hertel, 2000; Hertel, 2002), welches wiederum zu einer verminderten Standstabilität und Defiziten in der Wahrnehmung der Gelenkbewegung und -position führt.

2.2.2.2 Gelenkstellungssinn und Gelenkbewegungssinn

Gelenkstellungssinn und Gelenkbewegungssinn („joint position sense“ und „joint movement sense“) haben in der sportwissenschaftlichen und sportmedizinischen Forschung trotz der unklaren Relevanz für die Prophylaxe von Sprunggelenkverletzungen große Beachtung gefunden. Die Erfassung dieser beiden Parameter stellt auf Grund der minimalen Messbereiche sehr hohe Anforderungen an den Messplatz. Die Erfassung des Gelenkstellungssinn verläuft häufig über die Replikation von vorgegebenen Gelenkwinkeln, allerdings kann der Indexwinkel auf verschiedene Arten erneut eingenommen werden: über eine visuelle Analogskala (VAS) (Robbins et al., 1995), über Replikation des Indexwinkels mit dem kontralateralen Fuß (Berenberg et al., 1987), oder über Replikation mit dem ipsilateralen Fuß aktiv (Glencross and Thornton, 1981) und/ oder passiv (Gross, 1987). Die Erfassung des Gelenkbewegungssinns erfolgt über die Feststellung der passiven Gelenkbewegung, d.h. das Gelenk wird mit einer geringen Geschwindigkeit bewegt und der Proband gibt an, wann er die Bewegung im Gelenk registriert (Lentell et al., 1995).

Die Wirkung SMTs auf den Gelenkstellungs- und Gelenkbewegungssinn ist umstritten und bisher Gegenstand nur weniger Studien gewesen. Die in Kapitel 2.2.1.3 formulierten neurophysiologischen Anpassungen lassen nur bedingt Aussagen über Veränderungen bei Gelenkstellungs- und Gelenkbewegungssinn zu. Keine Aussage lässt sich darüber treffen, ob und wie SMT auf die Wahrnehmung passiver Gelenkbewegungen wirkt. Limitierte Aussagen lassen sich hingegen für die aktive Winkelreproduktion treffen. Auf Grund der zu erwartenden erhöhten neuronalen Aktivität sollte die aktive Winkelreproduktion genauer sein.

Eils und Rosenbaum führen dazu mit 20 Patienten mit instabilen Sprunggelenken eine 6-wöchige Interventionsstudie mit SMT durch und können dabei eine positive Wirkung unter anderem auf den Gelenkstellungssinn nachweisen (Eils and Rosenbaum, 2001). Die Autoren führen dazu einen passiven Winkelreproduktionstest durch und positionieren die Probanden in sitzender Position, bewegen das Gelenk aus der Neutralstellung in verschiedene Winkelpositionen, halten diese Positionen für 2 Sekunden, nehmen wieder die Neutralstellung ein und bewegen das Gelenk erneut in die zuvor gewählten Zielpositionen, wobei nun der Proband angeben muss, wann das Gelenk wieder in der Zielposition ist. Dabei stellen sie für alle Untersuchungsbedingungen mit Ausnahme der Bedingung 10° Dorsalflexion eine signifikante Verbesserung der Trainingsgruppe fest, während die Kontrollgruppe sich nicht signifikant verändert.

Bernier und Perrin (1998) untersuchen den Gelenkstellungssinn und die Standstabilität bei 45 Probanden mit instabilen Sprunggelenken vor und nach einer sensomotorischen Trainingsintervention. Sie teilen dazu die Probanden in eine Kontrollgruppe, eine Blindgruppe und eine Trainingsgruppe ein. Die Autoren stellen ähnlich wie Eils und Rosenbaum (2001) eine verbesserte Standstabilität in der Trainingsgruppe fest, können allerdings keine signifikanten Gruppenunterschiede bezüglich des Gelenkstellungssinns feststellen (Bernier and Perrin, 1998).

Die verletzungsprophylaktische Relevanz einer Veränderung des Parameter Gelenkstellungs- und Gelenkbewegungssinn ist limitiert. Traumata ereignen sich in der Regel überraschend und unbewusst. Es ist daher problematisch, eine Testvariable, die eine bewusste Bewegung, beispielsweise die Replikation eines Gelenkwinkels, prüft, zur Begründung einer verletzungsprophylaktischen Wirkung heranzuziehen. Zwar ist die bewusste Wahrnehmung der Gelenkposition und Gelenkbewegung bei Personen mit funktioneller (FAI) und chronischer Sprunggelenksinstabilität (CAI) häufig gestört (Freeman et al., 1965; Konradsen, 2002; Lentell et al., 1995; Lofvenberg et al., 1996; Willems et al., 2002) und auch hier kann das post-traumatische neuromuskuläre Defizit als ein möglicher Erklärungsansatz für kinaesthetische Störungen herangezogen werden. Dennoch stellt Konradsen (2002) in Bezug auf den Zusammenhang zwischen Verletzungsinzidenz und funktioneller Instabilität im Sprunggelenk zu Recht die Frage:

„Is the deficit in kinesthesia or position sense seen in CAI caused by a predisposition, the result of repeated ankle inversion injuries, or the result of a single inversion injury that was never rehabilitated?“ (Konradsen, 2002).

Darüber hinaus werden Messungen des Gelenkstellungs- und Gelenkbewegungssinn im Sitzen (Eils and Rosenbaum, 2001) oder im Liegen (Beynnon et al., 1999; Jerosch et al., 1994; Konradsen et al., 1993; Konradsen and Magnusson, 2000) ohne oder nur mit Teilbelastung des Körpergewichts durchgeführt. Es können daher keine Aussagen über die kinaesthetischen Fähigkeiten des Probanden unter Körperlast getroffen werden. Da der Mensch seinen Alltag, bzw. seine sportlichen Bewegung in der Regel nicht in der Schwerelosigkeit ausübt, ist die Aussage über die prophylaktische Relevanz weiter eingeschränkt.

Schließlich ist der Zusammenhang zwischen FAI und Defiziten im Gelenkstellungs- und Gelenkbewegungssinn nicht unumstritten (Konradsen, 2002). So kommen einige Untersuchungen zu dem Ergebnis, dass ein Zusammenhang zwischen FAI und defizitärem Gelenkstellungs- und Gelenkbewegungssinn besteht (Boyle and Negus, 1998; Forkin et al., 1996; Garn

and Newton, 1988; Jerosch et al., 1994; Konradsen and Magnusson, 2000; Lentell et al., 1995), während andere diesen Zusammenhang bestreiten (Gross, 1987; Refshauge et al., 2000).

2.2.2.3 Kraft

Sensomotorisches Training beeinflusst das Kraftanstiegsverhalten und die Maximalkraft (Bruhn et al., 2004; Gruber, 2001; Gruber and Gollhofer, 2004; Heitkamp et al., 2001), wie auch das Verhältnis von Agonist zu Antagonist (Heitkamp et al., 2001). Gruber und Gollhofer (2004) untersuchen verschiedene Kraftparameter und die neuromuskuläre Aktivität der knie-gelenkumgreifenden Muskulatur (vastus medialis und vastus lateralis) vor und nach einer vierwöchigen sensomotorischen Trainingsintervention bei 17 unverletzten Probanden. Während sich der absolute Kraftwert (F_{max}) des MVC nicht verändert, können die Autoren interessante Beobachtungen in den frühen Phasen der Kontraktion machen: bei den Zeitpunkten 30ms und 50ms nach Beginn der Kontraktion lassen sich höhere absolute Kraftwerte feststellen. Die späteren Zeitpunkte 100ms und 200ms zeigen lediglich geringe bzw. keine Veränderung zur Eingangsmessung. Damit einhergehend lässt sich eine Erhöhung der Kraftanstiegsrate (rate of force development = RFD) bei gleichzeitig stark erhöhter neuromuskulärer Aktivität in den frühen Phasen der Muskelaktivität messen. Die Autoren analysieren die neuromuskuläre Aktivität (maximum average voltage = MAV) in drei verschiedenen großen Zeitintervallen: 0-30ms, 0-50ms und 0-100ms nach Kontraktionsbeginn. Die stärkste trainingsinduzierte Veränderung zeigt sich wie bereits bei den Kraftwerten im ersten Zeitintervall ($p=0,009$), eine etwas weniger ausgeprägte Anpassung im zweiten Intervall ($p=0,034$) und eine geringe Modifikation im längsten Zeitintervall von 0-100ms ($p=0,089$). In den späteren ($>100ms$) Phasen der Kontraktion verändern sich weder die Kraft- noch die EMG Parameter maßgeblich. SMT scheint somit besonders in den frühen Phasen der Kontraktion starke Veränderungen bei den Parametern Kraft und neuromuskulärer Aktivität hervorzurufen.

Auch im Bereich der Kraft besteht keine Einigkeit in der sportmedizinischen und biomechanischen Forschung über den Zusammenhang der einzelnen Facetten des Parameters Kraft (Maximalkraft, Kraftanstiegsrate, Muskelgleichgewicht) und der Inzidenz von Sprunggelenkverletzungen (Beynon et al., 2002; Hertel, 2002; Kaminski and Hartsell, 2002). Erstens lässt sich kein eindeutiger Zusammenhang zwischen funktioneller und chronischer Sprunggelenkinstabilität und schwacher sprunggelenkumgreifender Muskulatur feststellen (Bernier and Perrin, 1998; Lentell et al., 1995; Ryan, 1994), wenngleich manche Untersuchungen einen Zusammenhang konstatieren (BOSIEN et al., 1955; Staples, 1972; Willems et al., 2002).

Zweitens ist der von verschiedenen Autoren unterstellte Zusammenhang zwischen muskulären Dysbalancen und erhöhter Verletzungsinzidenz (Baumhauer et al., 1995; Grace et al., 1984; Heitkamp et al., 2001; Payne et al., 1997) ebenfalls nicht unumstritten. So stellen beispielsweise Beynnon et al. (2001) in einer prospektiven Studie mit 118 College Athleten keinen Zusammenhang zwischen den gemessenen Inversions/ Eversions Quotienten und der Verletzungsinzidenz fest und widerlegen damit eines ihrer früheren Untersuchungsergebnisse (Baumhauer et al., 1995). Die Autoren führen diese unterschiedlichen Ergebnisse in erster Linie auf methodische Fehler in der statistischen Analyse zurück. Auch Ostenberg et al. (2000) können bei einer prospektiv angelegten Untersuchung mit 123 erwachsenen Fußballspielerinnen diesen Zusammenhang nicht erkennen (Ostenberg and Roos, 2000).

2.2.2.4 Reflexaktivität

Bei der Analyse der Reflexaktivität sind vor allem die Parameter Latenzzeit/ Innervationsmuster sowie neuromuskuläre Aktivität über Zeit (IEMG) und Amplitude Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen. Typischerweise werden diese Parameter über ein Reflex induzierendes Ereignis untersucht, beispielsweise mittels elektrophysiologischer Stimulation (Avela et al., 2001; Earles et al., 2002; Imai et al., 2005; Klass et al., 2004; Levenez et al., 2005) oder durch Simulation eines traumatischen Vorgangs (siehe dazu ausführlich 2.3) beispielsweise mittels verschiedener Falltüren (Alt et al., 1999; Brand and Alt, 2005; Osborne et al., 2001; Podzielny, 2000; Schmidt et al., 2005a; Sheth et al., 1997). Basierend auf den in Kapitel 2.2.1 beschriebenen neuromuskulären Wirkungsmechanismen kann über den Parameter Latenzzeit keine Vorhersage getroffen werden. Lynch et al. (1996) argumentieren für eine Geschwindigkeitsabhängigkeit der Latenzzeit von Reflexen, d.h. bei geringer Dehnungsgeschwindigkeit beobachten die Autoren eine längere Latenzzeit als bei schneller Dehnungsgeschwindigkeit. Da die positive Wirkung von SMT auf die Standstabilität von einigen Autoren bestätigt wird (Gauffin et al., 1988; Granacher, 2003; Gruber, 2001; Podzielny, 2000), könnte argumentiert werden, dass die Probanden nach einer Trainingsintervention sicherer und entspannter auf der Falltür stehen und somit die Inversionsgeschwindigkeit höher ist, was wiederum nach Lynch et al. (1998) zu einer kürzeren Latenzzeit führen sollte. Somit wären Verkürzungen der Latenzzeit nur mittelbar der Trainingsintervention geschuldet und unmittelbar auf etwas veränderte Messbedingungen zurückzuführen.

Eigentlich sollte dieser Parameter zumindest bei short latency Reflexen (SLR) keine Modulation erfahren, da die Leitungsgeschwindigkeit der afferenten wie auch efferenten Bahnen zumindest nicht nachgewiesen veränderbar ist und die Veränderungen an einem einzelnen

Alpha Motoneuron im nicht messbaren Bereich lägen. Anders verhält es sich mit den Parametern neuromuskuläre Aktivität über Zeit (IEMG) und Amplitude. Auf Grund der Ähnlichkeit der Bewegungsaufgaben bei sensomotorischem Training und den motorischen Aufgaben, die in Kapitel 2.2.1.1 beschrieben wurden, sollten beide Parameter nach einer sensomotorischen Trainingsintervention geringer sein.

Sheth et al. (1997) untersuchen die Innervationsmuster der mm. tibialis anterior, tibialis posterior, peroneus longus und flexor digitorum longus vor und nach einem achtwöchigen SMT mit gesunden Probanden. Die funktionellen Reflexe (Dietz et al., 1986; Dietz et al., 1987) werden dabei mechanisch mit Hilfe eines Falltürmechanismus ausgelöst. Während bei der Eingangsuntersuchung alle vier Muskeln nahezu gleichzeitig kontrahieren, kann nach der Trainingsintervention ein verändertes Innervationsmuster beobachtet werden. Die mm. tibialis anterior (+ ca. 10ms) und posterior (+ ca. 15ms) kontrahieren zeitlich verzögert zu den anderen beiden Muskeln. Messungen der Latenzzeit sind zwar auf Grund der verschiedenen Verfahren zur Determinierung der Zeit (Lynch et al., 1996; Santello and McDonagh, 1998; Sheth et al., 1997) stets problematisch. Dennoch sind die von den Autoren beobachteten Veränderungen in einem beeindruckenden Ausmaß, wenngleich die Autoren leider keine neurophysiologische Erklärung für das beobachtete Phänomen geben.

Gesunde und vorgeschädigte Sprunggelenke scheinen unterschiedlich auf sensomotorische Trainingsformen zu reagieren, denn Osborne et al. (2001) können bei vergleichbarem experimentellem Aufbau und Intervention bei verletzten Probanden eine Verkürzung der Reflexlatenz des m. tibialis anterior beobachten. Ähnliche Ergebnisse können Schmidt et al. (2005) nach einer sechswöchigen Trainingsintervention mit Patienten mit chronisch instabilen Sprunggelenken erzielen. Sie stellen bei den mm. peroneus longus und brevis eine Verkürzung der Latenzzeiten fest. Allerdings geben auch hier beide Autoren keine neurophysiologische Erklärung für die beobachtete Verkürzung der Reflexlatenzzeiten.

Gruber (2001) stellt ein verändertes Innervationsmuster an der kniegelenkumgreifenden Muskulatur nach einer vierwöchigen Trainingsintervention mit verschiedenen sensomotorischen Trainingsmitteln bei unverletzten Probanden fest. Nach der Intervention kann im Zeitintervall von 30ms – 90ms nach dynamischer Tibiatranslation eine verringerte Reflexaktivität des m. quadrizeps femoris aber eine gesteigerte Reflexaktivität der ischiokruralen Muskulatur beobachtet werden. Diese Veränderungen wird durch den Autor verletzungsprophylaktisch interpretiert, da die ischiokrurale Muskulatur der Tibiatranslation nach anterior und damit verbunden dem Zug am vorderen Kreuzband entgegen wirken kann. Dieses Ergebnis ist

auf den ersten Blick überraschend, da die Hypothesen aus Kapitel 2.2.1.3 muskelgruppenunspezifisch eine Reduktion der neuromuskulären Aktivität vorhersagen würde. SMT wird allerdings häufig mit leicht flektiertem Kniegelenk durchgeführt; einer Position, die vornehmlich die Muskulatur der Oberschenkelvorderseite beansprucht. Daher kann durchaus argumentiert werden, dass die Trainingsintervention in erster Linie die Muskulatur der Oberschenkelvorderseite trainiert hat und daher dort auch der für SMT zu erwartende Effekt beobachtet werden kann, während die Veränderungen in der ischiokruralen Muskulatur andere Ursachen haben könnten. Ein weiteres Indiz für diese Interpretation ist das Ausmaß der Veränderungen: der Trainingseffekt ist bei der Muskulatur der Oberschenkelvorderseite deutlich ausgeprägter als bei der ischiokruralen Muskulatur. Des Weiteren ist es noch unklar, wie stark die spezifische Wirkung des SMT ist, i.e. wie stark die teils hochfrequenten posturalen Korrekturen mit vorwiegend geringer Bewegungsamplitude die kniegelenkumgreifende Muskulatur im Gegensatz zur sprunggelenkumgreifenden Muskulatur beanspruchen.

Die verletzungsprophylaktische Relevanz der beschriebenen Veränderungen ist auf Grund einer Reihe von Überlegungen nicht unumstritten. Erstens können Konradsen und Ravn (1991) wie auch Lofvenberg et al. (1996) zwar eine verlängerte Latenzzeit des m. peroneus longus bei Probanden mit FAI feststellen (Konradsen and Ravn, 1991; Lofvenberg et al., 1996). Der Zusammenhang zwischen verlängerter Latenzzeit der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur und höherer Verletzungsinzidenz ist allerdings unklar, denn Beynnon et al. (2001) können in einer prospektiven Studie mit 118 College Athleten keinen Zusammenhang zwischen muskulärer Reaktionszeit und Verletzungsinzidenz feststellen. Zweitens interpretieren Sheth et al. (1997) die zeitliche Verzögerung der Aktivierung der mm. tibialis anterior und posterior als günstig für eine Korrektur übermäßiger Inversion im Sprunggelenk (Sheth et al., 1997). Diese Schlussfolgerung ist ebenfalls nicht frei von Widersprüchen, da zwar die mm. tibialis anterior und posterior beide supinierend auf das untere Sprunggelenk wirken, aber unterschiedlich auf das obere Sprunggelenk wirken, i.e. der m. tibialis posterior den Fuß plantarflektiert, während der m. tibialis anterior den Fuß dorsalflektiert. Entscheidend für Gelenkstabilität sind neben muskulo-tendinösen Strukturen unter Einfluss des Körpergewichts in erster Linie Kongruenz der artikulierenden Gelenkflächen (Stormont et al., 1985). Mit zunehmender Plantarflexion verlieren die Gelenkflächen an kongruierender Fläche und damit an artikulärer Stabilität (Hertel, 2002; Stormont et al., 1985). Zusätzlich erhöht sich mit zunehmender Plantarflexion der Zug auf das ATFL (Cass and Settles, 1994; Hollis et al., 1995; Stormont et al., 1985), welches die Translation des Talus nach anterior und starke Inversion verhindert und bei Sprunggelenkverletzungen daher am häufigsten betroffen ist (Holmer et al., 1994). Daher wäre eine frühere Aktivierung des m. tibialis anterior eher als verletzungs-

prophylaktisch zu interpretieren. Drittens ist die von Schmidt et al. (2005) und Osborne et al. (2001) konstatierte Verkürzung der Reflexlatenzen wie auch das Ergebnis von Sheth et al. (1997) vor allem für solche traumatischen Vorgänge relevant, die in der Größenordnung von 150ms und länger passieren. Verletzungen im Bereich der Sprunggelenke passieren jedoch wahrscheinlich in deutlich kürzeren Zeitfenstern (Ashton-Miller et al., 2001; Beynnon et al., 2002; Dufek and Bates, 1991; Hertel, 2002; Konradsen et al., 1997; Milia et al., 1998). Milia et al. (1998) simulieren ein dynamisches Sprunggelenkstrauma mittels eines einbeinigen Sprungs auf eine Kraftmessplatte mit einer speziell präparierten Sohle, die eine Inversionsbewegung des Sprunggelenks provoziert. Dabei können sie zeigen, dass bereits 40ms (!) nach Landung das Sprunggelenk einen Inversionswinkel von 17° erreicht hat (Milia et al., 1998). Dufek et al. (1991) stellen fest, dass die Kraftspitzen bei derartigen Landungen bereits in weniger als 50ms erreicht sind (Dufek and Bates, 1991). Konradsen et al. (1997) können eine aktive Eversion sogar erst nach 176ms feststellen. Ashton-Miller merkt daher zurecht an:

“There is simply not sufficient time for even the shortest spinal reflexes to execute an adequate motor response to prevent injury.” (Ashton-Miller et al., 2001, 133)

Im Fall dieser zeitkritischen Bereiche („time-critical tasks“) hat das sensomotorische System auf Grund der neurophysiologisch bedingten Faktoren Reizleitungsgeschwindigkeit und elektromechanische Verzögerung nicht die Zeit, ein Drehmoment zu generieren, das groß genug wäre, die Inversion zu bremsen, oder gar zu stoppen (Ashton-Miller et al., 2001; Chen et al., 1994; Konradsen et al., 1997). Trainingsinduzierte „Verbesserungen“ der Reflexantwort, die sich im Bereich weniger ms oder weniger mVs bewegen sind in diesen Bereichen daher nur bedingt wirkungsvoll.

Dennoch wäre es aus drei Gründen übereilt, funktionalen Reflexen die prophylaktische Wirkung abzuspreehen. Erstens kann das sensomotorische System in Situationen, die nicht in diesen zeitkritischen Bereich fallen, das betroffene Gelenk schützen. Zweitens könnten die oben beschriebenen Veränderungen das Zeitfenster, in dem eine schützende muskuläre Verspannung des Gelenks aufgebaut werden kann, positiv beeinflussen. Drittens bedingt die Voraktivierung der gelenkumgreifenden Muskulatur zu einem hohem Maß den Charakter der Reflexantwort (Gruneberg et al., 2003; Santello et al., 2001; Santello and McDonagh, 1998). Die Mehrzahl der Studien zur Reflexaktivität der unteren Extremität untersucht die neuromuskuläre Aktivität der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur in einer statischen Situation, in der der Proband möglichst ruhig auf einer Plattform steht, die unerwartet ausgelöst wird.

Bedingt durch die statische Ausgangsposition kann die Voraktivierung der Muskulatur und ihr Einfluss auf die Reflexantwort nicht als Kriterium für die Untersuchung der Auswirkung sensomotorischer Trainingsformen verwendet werden, obwohl dies gerade unter verletzungsprophylaktischen Überlegungen interessant ist.

2.3 Wie wird sensomotorisches Training objektiviert?

SMT kann durch verschiedene Parameter objektiviert und quantifiziert werden. Neben den bereits in den vorangegangenen Kapiteln beschriebenen Methoden zur Erfassung der entsprechenden Parameter soll im Folgenden die Methode der statischen und dynamischen Verletzungssimulation als eine bedeutende Möglichkeit der Objektivierung SMTs diskutiert werden.

Es wurde bisher eine Vielzahl an Untersuchungen mit teils hochkomplexen statischen Verletzungssimulationen unternommen, die dabei verschiedene Parameter in der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur untersuchen (Alt et al., 1999; Benesch et al., 2000; Brand and Alt, 2005; Cordova et al., 2002; Cordova and Ingersoll, 2003; Ebig et al., 1997; Gollhofer et al., 1997; Johnson and Johnson, 1993; Konradsen et al., 1997; Konradsen and Ravn, 1991; Lipke et al., 2001; Lofvenberg et al., 1996; Lohrer et al., 1999; Lynch et al., 1996; Osborne et al., 2001; Podzielny, 2000; Scheuffelen et al., 1993b; Scheuffelen et al., 1993a; Schmidt et al., 2005b; Sheth et al., 1997; Vaes et al., 2002). Die statische Verletzungssimulation ist in der Regel eine Falltürkonstruktion, die bei den Probanden eine medizinisch unbedenkliche Inversion im Sprunggelenk auslöst. Dabei lässt sich eine enorme Varianz sowohl bei der Konstruktion der Falltüren, wie auch bei der Ausführung der Untersuchung feststellen. Es werden Versuchsaufbauten benützt, bei denen die Plattform eine reine Inversionsbewegung ausführt und der Proband in Normalposition, also ohne Dorsalflexion, steht (Cordova et al., 2002; Cordova and Ingersoll, 2003; Lofvenberg et al., 1996; Sheth et al., 1997). Der Nachteil bei dieser Art des Versuchsaufbaus ist allerdings, dass ein reales Sprunggelenktrauma in der Regel eine Kombination aus Plantar- und Dorsalflexion darstellt (Hertel et al., 1999; Hertel, 2002). Außerdem finden Versuchsaufbauten Verwendung, bei denen die Plattform zwar eine reine Inversionsbewegung macht, der Proband allerdings mittels eines Keils dorsalflektiert steht (Lynch et al., 1996; Vaes et al., 2002) und somit das Sprunggelenk eine kombinierte Inversions- und Supinationsbewegung vollzieht, die dem realen Trauma bereits näher kommt. Allerdings ist hier kritisch anzumerken, dass die plantarflektierte Ausgangsposition eine sehr unphysiologische Ausgangsposition darstellt. Schließlich werden technisch sehr

aufwändige Versuchsaufbauten benützt, bei denen der Proband in Normalposition steht, die Plattform aber eine kombinierte Plantarflexions- und Inversionsbewegung macht (Alt et al., 1999; Lohrer et al., 1999) und somit dem realen Trauma in der statischen Bedingung am nächsten kommt.

Auch bei der Versuchsdurchführung lässt sich eine hohe Varianz feststellen: Ein Teil der Untersuchungen wird einbeinig durchgeführt, d.h. der Proband hat nahezu das gesamte Körpergewicht (ca. 80-90%) auf einem Bein, was in der Regel über ein Gewichtsmessgerät auf der kontralateralen Seite überprüft wird (Alt et al., 1999; Lohrer et al., 1999; Osborne et al., 2001; Scheuffelen et al., 1993b; Sheth et al., 1997). Da jedoch das Sprunggelenk unter physiologischer Belastung im aufrechten Stand artikulär gut gesichert (Hertel, 2002; McCullough and Burge, 1980; Sammarco et al., 1973; Sammarco, 1993; Stormont et al., 1985) und sich dieser Effekt bei zunehmender Belastung verstärkt (Scheuffelen et al., 1993b) bevorzugen andere die beidbeinige Messung, bei der die Probanden das Körpergewicht gleichmäßig auf beide Füße verteilen (Cordova et al., 2002; Cordova and Ingersoll, 2003; Konradsen and Ravn, 1991; Lynch et al., 1996; Vaes et al., 2002).

Allen statischen Verletzungssimulationen ist aber gemein, dass sie Verletzungen in einer Situation abbilden, die so der realen Verletzungssituation nicht entspricht. Die reelle Verletzungssituation ergibt sich in der Regel bei Landungen auf unebenen Untergründen, bei schnellen Richtungswechseln, o.ä. (Gruneberg et al., 2003; Hertel, 2002; Nieuwenhuijzen et al., 2002). Daher lassen sich seit einigen Jahren verstärkt Bemühungen feststellen, Sprunggelenktraumata dynamisch zu simulieren (Alt and Brand, 2007; Gruneberg et al., 2003; Nieuwenhuijzen et al., 2002; Podzielny, 2000; Ubell et al., 2003). Grundsätzlich gibt es bisher zwei verschiedene Formen der dynamischen Verletzungssimulation: erstens die dynamische Verletzungssimulation, bei der das Trauma während des Gangs (Nieuwenhuijzen et al., 2002; Podzielny, 2000) simuliert wird und zweitens die dynamische Verletzungssimulation während der Landung, die wiederum einbeinig (Ubell et al., 2003) oder beidbeinig (Alt and Brand, 2007; Gruneberg et al., 2003; Nieuwenhuijzen et al., 2002) erfolgt.

Es liegt auf der Hand, die verletzungsprophylaktische Relevanz SMTs an Hand sinnvoller mechanischer und neuromuskulärer Parameter im Rahmen einer Längsschnittstudie zu quantifizieren. So liegen bereits mehrere Studien vor, die ein Sprunggelenktrauma statisch vor und nach einer Trainingsintervention simulieren, um die verletzungsprophylaktische Wirkung SMTs zu untersuchen (Osborne et al., 2001; Schmidt et al., 2005a; Sheth et al., 1997). Allerdings ist die Übertragbarkeit der bei statischen Verletzungssimulationen gewonnenen

Ergebnissen auf den sich bewegenden menschlichen Bewegungsapparat nur bedingt gegeben, da sich ein Gelenk unter statischen Bedingungen anders verhält als unter dynamischen Bedingungen (Gruneberg et al., 2003; Nieuwenhuijzen et al., 2002; Stormont et al., 1985). Die Untersuchung von Podzielný (2000) ist nach Kenntnisstand des Verfassers dieser Arbeit bisher die einzige Arbeit, die eine dynamische Verletzungssimulation vor und nach einer sensomotorischen Trainingsintervention durchgeführt hat. Es gibt allerdings bisher keine Interventionsstudie, die ein Sprunggelenktrauma vor und nach einer Trainingsintervention in Form einer Landung auf unebenem Untergrund simuliert. Gerade diese Situation hat jedoch auf Grund der hohen Winkelgeschwindigkeiten, die dabei beobachtet werden (Gruneberg et al., 2003; Nieuwenhuijzen et al., 2002; Ubell et al., 2003) eine enorm hohe Praxisrelevanz.

2.4 Warum wird sensomotorisches Training durchgeführt?

Die bereits diskutierten Anpassungseffekte an SMT (2.2.2.1, 2.2.2.2, 2.2.2.3 und 2.2.2.4) sind mit Ausnahme des Parameters Kraft in der Regel nicht Trainingsziel, sondern Explanans für das Explanandum geringere Verletzungsinzidenz nach sensomotorischen Trainingsinterventionen, wenngleich sich dieser mögliche Zusammenhang bislang dem empirischen Nachweis entzieht. Die geringere Verletzungsinzidenz wurde zwar bereits in zahlreichen prospektiv randomisierten Studien gezeigt (Bahr et al., 1997; Caraffa et al., 1996; Hewett et al., 1999; McGuine and Keene, 2006; Myklebust et al., 2003; Petersen et al., 2005; Stasinopoulos, 2004; Verhagen et al., 2004a; Wedderkopp et al., 2003; Zantop and Petersen, 2003). Allerdings wurde das Explanandum bisher nicht erklärt, sondern als Effekt konstatiert.

McGuine und Keene (2006) beispielsweise führen mit 765 Basketball- und Fußballspielern (523 Mädchen und 242 Jungen) eine Interventionsstudie durch. Die Athleten werden einer Interventionsgruppe (n=373) und einer Kontrollgruppe (n=392) zugeordnet. Die Trainer der jeweiligen Mannschaften dokumentieren die Spiel- und Trainingszeit (athlete exposure) und die Häufigkeit von Sprunggelenkverletzungen. Die Autoren stellen bei der Interventionsgruppe eine signifikant niedrigere Verletzungsrate ($p=0,04$) fest und identifizieren eine vormalige Verletzung als Hauptrisiko für eine weitere Verletzung. Gerade bei dieser Gruppe finden die Autoren die deutlichste Reduktion des Verletzungsrisikos als Folge der Trainingsintervention. McGuine und Keene (2006) treffen allerdings keine Aussage über mögliche kausale Zusammenhänge ihres Untersuchungsergebnisses.

Petersen et al. (2005) führen mit 10 Damenhandballmannschaften (n=134) ein kombiniertes Trainingsprogramm zur Verletzungsprophylaxe durch. Sie informieren die Spieler über Verletzungsmechanismen, führen SMT und ein spezielles Sprungtraining durch. 10 weitere Damenhandballmannschaften (n=142) dienen als Kontrollgruppe. Über eine Handballsaison werden bei allen teilnehmenden Mannschaften die Verletzungen dokumentiert und ausgewertet. 11 Sprunggelenkverletzungen und 5 VKB Rupturen der Kontrollgruppe stehen 7 Sprunggelenkverletzungen und eine VKB Ruptur der Interventionsgruppe gegenüber (95% Konfidenzintervall: 0,22-1,43 bzw. 0,02-0,15). Die Autoren schließen daraus, dass diese Art des Trainings geeignet ist, Verletzungen der unteren Extremität vorzubeugen. Unklar ist jedoch erstens, welcher Teil der Intervention entscheidenden Einfluss an dem Untersuchungsergebnis hat, bzw. ob es eventuell die Kombination der Faktoren ist. Zweitens geben die Autoren keinen Erklärungsansatz für das festgestellte Phänomen der geringeren Verletzungsinzidenz.

Verhagen et al. (2004) untersuchen die Wirkung eines SMT an einer Gruppe von männlichen und weiblichen Volleyballspielern (n=1127), indem sie die Interventionsgruppe (n=641) ein SMT durchführen lassen, während die Kontrollgruppe (n=486) ihre normale Trainingsroutine beibehält. Auch hier erfassen die Trainer die Spiel- und Trainingszeit (athlete exposure) und die Häufigkeit von Sprunggelenkverletzungen. Die Autoren stellen ebenfalls eine signifikante Reduktion in der Inzidenz von Sprunggelenkverletzungen in der Interventionsgruppe fest (Risikodifferenz 0,4/ 1000 Spielstunden 95% Konfidenzintervall, 0,1-0,7), wobei sie lediglich bei Spielern mit vormaliger Verletzung eine signifikante Reduktion des Verletzungsrisikos feststellen. Das Kniegelenk scheint auf die Trainingsintervention anders zu reagieren: Verhagen et al. (2004) erfassen in der Interventionsgruppe bei Sportlern mit vormaliger Knieverletzung eine höhere Anzahl an Überlastungsschäden am Kniegelenk und schließen daraus, dass Kniegelenkverletzungen eine Kontraindikation für diese Art des Präventionstrainings sein könnten. Diese Einschätzung wird allerdings mehrheitlich nicht geteilt, da zahlreiche Studien die positiven Befunde für die Prophylaxe von Sprunggelenkverletzungen auch für das Kniegelenk bestätigen (Caraffa et al., 1996; Cooper et al., 2005; Hewett et al., 1999; Jerosch et al., 1998; Myklebust et al., 2003; Schafle, 1993), wengleich Soderman et al. (2000) die Bedenken von Verhagen et al. (2004) teilt.

2.5 Wie wird sensomotorisches Training durchgeführt?

Die Literaturlage zur Steuerung sensomotorischer Trainingsinterventionen ist sehr eingeschränkt. Bisher ist keine Untersuchung bekannt, die sich gezielt mit der Gestaltung der Belastungsparameter auseinandersetzt, bzw. diese gezielt variiert und die Anpassungseffekte analysiert. In den folgenden Kapiteln wird zunächst ein bestehendes trainingstheoretisches Modell (Schnabel et al., 2005) dargestellt, welches als Grundlage für die Evaluation ausgewählter sensomotorischer Trainingsinterventionen dient. Aus der Evaluation des gegenwärtigen Forschungsstandes werden dann die zentralen Fragestellungen für diese Arbeit abgeleitet.

2.5.1 Belastung und Beanspruchung bei sensomotorischem Training

Sportliche Leistung und Training sind individuelle Prozesse, deren Grad der Beanspruchung abhängig von den individuellen Voraussetzungen des Athleten einerseits und den Anforderungen der sportlichen Tätigkeit andererseits stark variieren kann (Olivier, 2001; Willimczik et al., 1999). Deutlich wird diese Individualität schon in der Dichotomie der Begriffe Belastung und Beanspruchung. Die Belastung ist als objektivierbare Größe interindividuell unabhängig und wird beispielsweise in Kilogramm Last (z.B. Krafttraining) oder Meter Laufdistanz, bzw. Minuten Laufzeit (z.B. Ausdauertraining) angegeben. Allerdings sind beispielsweise 100 Kg Last beim Bankdrücken für Sportler mit unterschiedlichen Leistungsvoraussetzungen eine unterschiedliche Beanspruchung. Während der krafttrainierte Sportler diese Last möglicherweise als „normal“ empfindet, ist diese Last für einen Sportler mit geringer Kraft wahrscheinlich „sehr schwer“. Die subjektive Einschätzung der Belastung hängt also von den eigenen Voraussetzungen ab. Folglich definieren Schnabel et al. (2005) „sportliche Tätigkeit als Anforderungsbewältigung und Inanspruchnahme von Leistungsvoraussetzungen“.

Diese Definition lässt sich ohne weiteres auf den Trainingsprozess übertragen: eine Trainingslast von 100kg mag für den krafttrainierten Sportler eine Unterbeanspruchung sein und vermag somit keinen trainingsrelevanten Reiz bedeuten. Für den nicht krafttrainierten Sportler mag die gleiche Trainingslast eine Überbeanspruchung sein.

Das Besondere am sportlichen Training besteht auf Grund der angestrebten Verbesserung der sportlichen Leistungsfähigkeit und der ihr zugrunde liegenden Gesetzmäßigkeiten darin, dass die Anforderungen so hoch sein müssen, dass die individuellen Leistungsvoraussetzungen über das „normale“ Maß hinaus bean-

sprucht werden und zusätzliche Regulationsmechanismen und Ressourcen zur Belastungsbewältigung hinzugezogen werden.“ (Schnabel et al., 2005, 211, eigene Hervorhebung)

Die Anforderungen an den Athleten werden bei sportlichem Training über die Variation der Belastungsfaktoren an dessen Leistungsvoraussetzungen angepasst. Schnabel et al. (2005) differenzieren die Belastungsfaktoren grundlegend nach Art der Körperübung, Belastungsintensität, Belastungsumfang und Güte der Bewegungsausführung. Diese Form der Klassifizierung kann ohne weiteres auf SMT übertragen werden (siehe auch Kapitel 2.1).

Die Art der Körperübung definiert sich neben anderen Aspekten vor allem durch die beteiligten Muskelgruppen und die Art der koordinativen Anforderungen. Bei SMT ist die Art der Körperübung in der Regel der Einbeinstand auf instabilen Unterlagen, woraus oft hochfrequente Bewegungen der unteren Extremität mit geringer Amplitude resultieren. Die koordinativen Anforderungen sind in der Regel hoch, allein schon deswegen, weil die Übungen den Trainierenden nicht vertraut sind. Anders als bei anderen sportlichen Bewegungen, wie beispielsweise dem Gerätturnen, ist bei SMT der hohe koordinative Anspruch nicht mit Gefahrenmomenten verbunden und damit spielen die psychischen Anforderungen eine untergeordnete Rolle.

Die Belastungsintensität wird zum einen durch die Bewegungsintensität festgelegt, d.h. wie schnell, oder mit wie viel Kraft eine Bewegung ausgeführt wird. Zum anderen definiert die Belastungsdichte den Grad der Belastungsintensität beispielsweise über die Anzahl der Bewegungswiederholungen in einer Zeiteinheit. Bei SMT geht es zumeist nicht darum, eine Bewegung besonders schnell oder kraftvoll auszuführen. Einzig bei dynamischen Stabilisierungsübungen wie beispielsweise dem Sprung auf eine Weichbodenmatte mit der Aufgabe der „schnellen“ Einnahme einer stabilen Körperposition (Petersen et al., 2005; Petersen et al., 2002; Zantop and Petersen, 2003) mag dies ein Kriterium sein. Vielmehr gilt es bei SMT, eine stabile Position auf einem instabilen Trainingsmittel mit oder ohne verschiedenen Zusatzaufgaben zu halten. Die Belastungsdichte spielt bei SMT eine bedeutende Rolle, da bei dieser Form des sportlichen Trainings, wie bei anderen sportlichen Trainingsformen auch, der Organismus ermüdet (Brand and Alt, 2005). Die Klassifizierung der Autoren beschränkt sich auf die beiden Aspekte Bewegungsintensität und Belastungsdichte und beinhaltet nicht die Wahl des Trainingsmittels. Bei SMT ist allerdings die Wahl des Trainingsmittels maßgeblich für die Belastungsintensität (siehe 2.5.3), denn je instabiler eine Unterlage ist, desto höher die Belastungsintensität.

Der Belastungsumfang charakterisiert die Summe der Einwirkungen auf den Sportler (Schnabel et al., 2005) und wird meist in Maßeinheiten wie Kilogramm, Meter oder Stunden angegeben. Bei SMT hängt der Belastungsumfang vor allem von der Zielsetzung des Trainings und damit verbunden des Zeitpunkts ab. SMT in der Saisonvorbereitung (Caraffa et al., 1996) oder zur Rehabilitation (Eils and Rosenbaum, 2001) hat zumeist einen höheren Trainingsumfang als SMT, welches trainingsbegleitend während der Saison stattfindet (Bahr et al., 1997; Myklebust et al., 2003; Petersen et al., 2005; Petersen et al., 2002; Verhagen et al., 2004a; Zantop and Petersen, 2003).

Die Güte der Bewegungsausführung spielt bei SMT eine eher untergeordnete Rolle, da die Qualität der Bewegungsausführung zwar in technisch-kompositorischen Sportarten maßgeblich die Belastung beeinflusst, dies aber bei SMT kaum der Fall ist.

Ermüdung ist ein hochkomplexes Phänomen (Cairns et al., 2005), dessen Wirkungsweise gerade bei SMT noch nicht hinreichend geklärt ist. Allgemeine Anzeichen von Ermüdung, wie beispielsweise abnehmende Intensität der Bewegungen und verstärkter Einsatz von Hilfsmuskeln (Schnabel et al., 2005), oder gerade bei Balancieraufgaben eine Verlagerung der Aktivität von distal nach proximal, bzw. von unten nach oben (Winter et al., 1993; Winter et al., 2001; Winter et al., 2003) sind allerdings ohne weiteres auf SMT übertragbar. Problematisch ist allerdings die Quantifizierung von Ermüdung bei SMT. Schnabel et al. (2005) führen als Ursachen für Ermüdung folgende Aspekte an:

1. Anhäufung von Stoffwechselzwischen- und Stoffwechselendprodukten
2. Verausgabung leistungsbestimmender Substanzen und physikochemischen Veränderungen
3. Störung und Beeinträchtigung in der peripheren Informationsübertragung
4. Hemmungserscheinungen im ZNS

Bisher existieren nach Kenntnisstand des Verfassers keine wissenschaftlichen Arbeiten zu den Punkten 1, 2 und 4 bei SMT. Auf Grund des geringeren Belastungsumfanges von SMT als beispielsweise Ausdauer- oder Krafttraining kann durchaus argumentiert werden, dass die Anhäufung von Stoffwechselzwischen- und Stoffwechselendprodukten bei SMT eine eher untergeordnete Rolle spielt. Es ist ebenfalls unwahrscheinlich, dass es durch SMT zu einer starken Ausschöpfung der Energiedepots (Glykogen, Proteine, Mineralien) kommt, da diese Ermüdungserscheinung in erster Linie bei sehr hohen Beanspruchungen auftritt (Schnabel et al., 2005). Schließlich treten Hemmungserscheinungen im ZNS in der Regel bei Bewegungen auf, die ein sehr hohes Maß an Konzentration erfordern und ein gewisses Maß an Risiko

bergen (Gerätturnen, Trampolinspringen, etc.). Auch hier ist keine Relevanz für SMT gegeben. Anders verhält es sich bei Punkt 3, denn es ist durchaus vorstellbar, dass im Verlauf des SMT die periphere Informationsübertragung gestört und beeinträchtigt wird. Güllich und Schmidtbleicher (1999) geben für die interserielle Pause bei Reaktivsprüngen (Drop Jump und Countermovement Jump) Richtwerte von 10 Minuten und länger an und betonen, dass die „angegebene Pausendauer von >6 Minuten zwischen den Serien bzw. einzelnen Maximalkontraktionen zur Erholung der Muskulatur nicht erforderlich“ ist, sondern „dieser Zeitraum vielmehr zur Wiederherstellung des neuronalen Reizübertragungs- und –fortleitungsvermögens insbesondere auf spinalsegmentaler Ebene erforderlich“ ist (Güllich and Schmidtbleicher, 1999, 231). Dies ist durchaus auch bei SMT denkbar, bei dem trotz der geringeren Intensitäten Ermüdungsprozesse in diesem Bereich auftreten können, wenngleich der empirische Beleg für die Thesen von Güllich und Schmidtbleicher (1999) noch erbracht werden muss.

2.5.2 Belastungssteuerung bei sensomotorischem Training

Obwohl die Belastungsfaktoren größtenteils auch auf SMT übertragen werden können, existieren für SMT im Gegensatz zu anderen Trainingsformen wie Maximal- oder Schnellkrafttraining keine wissenschaftlichen Richtwerte zu Belastungsfaktoren (Jerosch et al., 1998), weshalb die Belastungssteuerung lediglich auf Erfahrungswerten basiert (Bruhn, 2003). Auch Hinweise auf übliche Bestandteile der Leistungs- und Trainingsplanung wie Leistungs- und Trainingsdiagnostik (Schnabel et al., 2005) können bisher nur vereinzelt gefunden werden (Schlumberger and Schmidtbleicher, 1998). Dies liegt zum einen sicher daran, dass SMT nicht der Hauptgegenstand sportlichen Trainings ist. Zum anderen ist es methodisch sehr anspruchsvoll, den Leistungsstand sensomotorischer Fähigkeiten zu erfassen, wenn die Analyse über einen reduktionistischen Ansatz hinausgeht, i.e. nicht nur die Gleichgewichtsfähigkeit erfasst wird.

Die Belastungssteuerungsproblematik und die damit verbundene fehlende trainingswissenschaftliche Validierung der Belastungsfaktoren ist sicher ein Grund für die enorme Bandbreite an Belastungsfaktoren bei SMT und die mangelnde Dokumentation in wissenschaftlichen Veröffentlichungen. Die in Tabelle 2-2 zitierten Untersuchungen setzen sich aus den unterschiedlichsten Probanden hinsichtlich Alter, Verletzungsgeschichte und sportlicher Leistungsfähigkeit zusammen. Die sich hier darstellende Bandbreite der Belastungsfaktoren lässt sich jedoch nicht ausschließlich auf die Variation in diesen Kriterien zurückführen, sondern

zeigt sich beispielsweise auch bei einem probandenhomogenen Vergleich (Belastungsumfang bei Schlumberger und Schmidtbleicher (1998) vs. Gruber (2001); Trainingshäufigkeit bei Caraffa et al. (1996) vs. Petersen et al. (2002). Ebenfalls auffällig ist, dass die Mehrzahl der dargestellten Studien keinen Wert auf eine Dokumentation der zur Anwendung gekommenen Belastungsparameter legt.

Während sich die Variation hinsichtlich des Gesamtumfangs beispielsweise vor dem Hintergrund unterschiedlicher Zielstellungen bzw. Zeitpunkten, e.g. Saisonvorbereitung vs. Trainingsbegleitung erklären lässt, ist die Variation in anderen Bereichen, wie z.B. Belastungsdauer und -dichte kaum erklärbar. Von diesen beiden Belastungsfaktoren besteht die größte Variation bei dem Belastungsfaktor „Belastungsdauer“. Zwar wird mehrheitlich die Belastungsdauer mit einem Zeitrahmen von ungefähr 20 – 30 Sekunden angegeben. Doch die Bandbreite erstreckt sich von 5s Einzelreizdauer bei Petersen et al. (2005) bis zu „so lange wie möglich“ bei Heitkamp et al (2001). Diese Bandbreite erklärt sich allerdings nicht nur aus den verschiedenen Trainingsmitteln, sondern kann ebenfalls bei gleichen Trainingsmitteln festgestellt werden: 150 Sekunden Belastungsdauer am Kippbrettchen bei Caraffa et al. (1996) und 10 – 20 Sekunden bei Granacher (2003). Diese Uneinheitlichkeit zeigt, dass es bisher keine trainingswissenschaftlichen Erkenntnisse zur Belastungssteuerung bei SMT gibt.

Die Pilotstudie zu dieser Arbeit gibt erste trainingswissenschaftliche Erkenntnisse im Bereich der Belastungssteuerung (Brand and Alt, 2005). Die Autoren führen in einem Querschnittsdesign eine einmalige Trainingsintervention mit dem Trainingsmittel Airex Balance Pad® mit 12 Probanden durch. Die Probanden durchlaufen einen Stufentest mit ansteigender Belastungsdauer, bei dem nach jedem „Einzelreiz“ von 10s, 30s, 60s, 120s, 300s eine Serie von Verletzungssimulationen durchgeführt und die neuromuskuläre Reaktion der mm. peroneus longus, tibialis anterior und gastrocnemius med. untersucht wird. Nach jeder Serie von Verletzungssimulationen wird eine Pause durchgeführt, die doppelt so lange wie die Belastungsdauer ist. Am Ende der Untersuchung trainieren die Probanden bis zur Erschöpfung (subjektive Einschätzung), gefolgt von einer weiteren Serie von 10 Verletzungssimulationen in einminütigem Abstand, um Aufschluss über neuromuskuläre Erholungsprozesse zu gewinnen.

Tabelle 2-2 Übersicht über die Belastungsparameter bei sensomotorischen Trainingsstudien

Autoren	Trainingsart	Trainingsdauer	Dauer einer TE	Belastungsdauer Einzelreiz	Belastungsdichte
Hoffman/ Payne (1995)	Biomechanical Ankle Platform System	10 Wochen je 3TE	?	?	?
Caraffa et al. (1996)	verschiedene sensomotorische Trainingsmittel	jeden Tag in der Saisonvorbereitung	min 20min	150s	?
Bahr et al. (1997)	Aufklärung Techniktraining Wackelbretter	Volleyballsaison	?	?	?
Sheth et al. (1997)	Therapiekreisel	8 Wochen	15min	?	?
Bernier/ Perrin (1998)	Balancetraining und propriozeptive Übungen	6 Wochen je 3 TE	10min	?	?
Jerosch et al. (1998)	propriozeptive Übungen	6 Wochen (15 TE)	?	?	?
Podzielný (1999)	Balance Pad Geländeparcour Thera-Band®	4 Wochen	20min	90s – 120s	30s
Hewett et al. (1999)	Kombination Sprungübungen, Krafttraining, Dehnübungen	6 Wochen	?	?	?
Söderman et al. (2000)	Balance Board	Fußballsaison	10-15min	15s	?

Eils/ Rosenbaum (2001)	Propriozeptive Übungen auf verschiedenen Unterlagen	6 Wochen	20min	45s	30s
Petersen et al. (2002)	Aufklärung Propriozeptionstraining Koordinations- und Sprungtraining	Handballsaison	5-10min	5s	?
Verhagen et al. (2004)	Balance Board Training	36 Wochen	5min	?	?
Stasinopoulos (2004)	Techniktraining* Propriozeptives Training Orthese	Volleyballsaison	30min	?	?
Petersen et al. (2005)	Aufklärung Balance Board Sprungtraining	Volleyballsaison	10min	5s	?
Michell et al. (2006)	„exercise sandals“	8 Wochen je 3 TE	?	?	?
Taube et al. (2007)		4 Wochen	60min	20s	20s
McHugh et al. (2007)	„Foam pad“	4 Wochen Saison- vorb. Football Saison	10min	5min	?
Kidgell et al. (2007)	Minitrampolin Dura Disc®	6 Wochen	30min	30s – 60s	?

Die Autoren stellen bei Einzelreizen mit einer Belastungsdauer von 30s steigende neuromuskuläre Aktivität fest und beobachten bei einer Belastungsdauer von 60s und länger eine Abnahme der reflexinduzierten neuromuskulären Aktivität. Die Kombination aus zunächst steigender neuromuskulärer Aktivität gefolgt von abnehmender neuromuskulärer Aktivität interpretieren die Autoren als neuromuskuläre Ermüdung (Moritani et al., 1986). Zum anderen zeigen sich deutliche interindividuelle Unterschiede in den Reaktionen auf die jeweilige Belastungsdauer. Weniger aufschlussreich ist die Analyse der Erholungsprozesse, die wahrscheinlich dem zu geringen Zeitintervall von 10 Minuten geschuldet ist. Innerhalb dieses 10-minütigen Erholungszeitraumes lässt sich keine neuromuskuläre Erholung feststellen.

Diese Pilotstudie macht zum einen deutlich, dass SMT ein sehr individueller Prozess ist, also die Beanspruchung für die Trainierenden bei identischer Belastung unterschiedlich ist. Zum anderen scheinen Einzelreize mit einer Belastungsdauer größer als 60s nicht trainingswissenschaftlich begründet zu sein.

2.5.3 Trainingsmittel bei sensomotorischem Training

Ein weiterer bedeutender Aspekt der Belastungssteuerung ist die Wahl des Trainingsmittels. Hier ist allerdings die Klassifizierung der Belastungsfaktoren nach Schnabel et al. (2005) nicht möglich, denn obwohl die Belastungsintensität bei SMT über die Wahl des Trainingsmittels maßgeblich beeinflusst wird, führen die Autoren unter Belastungsintensität lediglich Bewegungsintensität und Belastungsdichte auf. Die Belastungsintensität wird bei SMT maßgeblich über das Trainingsmittel und den Schwierigkeitsgrad eventueller Zusatzaufgaben gesteuert. Das Problem der qualitativen Steuerung über den Schwierigkeitsgrad gegenüber anderen Parametern ist die ungenaue Quantifizierbarkeit, weshalb sich hier eine pragmatische Vorgehensweise vom Einfachen zum Schweren anbietet. Für die sensomotorische Trainingspraxis steht eine große Bandbreite an verschiedenen Trainingsmitteln zur Verfügung. Am weitesten verbreitet scheinen Therapiekreisel, Airex Balance Pad® und Kippbrettchen zu sein (siehe Tabelle 2-2). Während es wahrscheinlich ist, dass die positiven Auswirkungen des SMT auf die Gelenk- und Standstabilität sowie die Krafftähigkeit prinzipiell übertragbar sind (Bruhn, 2003; Schlumberger and Schmidtbleicher, 1998), also ein SMT beispielsweise mit einem Kippbrettchen zu besseren Balancewerten auch auf einem Posturo-med führt, ist es ebenso möglich, dass die unterschiedlichen Geräte eventuell verschiedene Anpassungsprozesse provozieren

Lohrer et al. (1999) beispielsweise stellen fest, dass die Geschwindigkeit der Kippbewegung wichtig für den Trainingseffekt ist. Eine Kippbewegung auf einem Kippbrettchen führt zu einer sehr schnellen Längenänderung der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur. Vergleicht man die Kippgeschwindigkeit eines Kippbrettchen oder einer Airex Matte mit der eines Therapiekreisels, fällt auf, dass der Therapiekreisel – abhängig von der Krümmung des Kreisels – eine geringere Kippgeschwindigkeit provoziert (Ashton-Miller et al., 2001). Da die primären Endigungen der Muskelspindel hochempfindlich auf Dehnungsgeschwindigkeit reagieren – je schneller die Dehnung desto höher die Impulsfrequenz (Kandel E.R., 2000) –, ist die Trainingswirkung möglicherweise auch abhängig vom Trainingsmittel. Gerade kleine, hochfrequente Dehnungen, wie sie typischerweise bei SMT auftreten, müssten demnach eine starke Wirkung auf die Impulsfrequenz der primären Endigungen der Muskelspindeln haben (Matthews, 1981).

Diese Vermutung wurde bereits in anderen Studien formuliert, in denen gezeigt wurde, dass die verschiedenen sensomotorischen Trainingsmittel auf Grund ihrer geräteimmanenten Spezifika wie unterschiedlicher Winkelgeschwindigkeiten, Freiheitsgrade, Standfläche, etc., möglicherweise unterschiedliche Anpassungsprozesse provozieren. Leider existieren auch in diesem Bereich bislang nur vereinzelt Untersuchungen zu gerätespezifischen Anpassungseffekten (Burton AK, 1986).

Jüngere Forschungserkenntnisse stellen allerdings den vermuteten Zusammenhang zwischen Trainingsgerät und Trainingswirkung in Frage (Kidgell et al., 2007; Michell et al., 2006). Kidgell et al. (2007) untersuchen die Wirkungsweise zweier sensomotorischer Trainingsmittel auf den Parameter Standstabilität. Die Autoren unterteilen dazu die 20 Probanden in eine Interventionsgruppe auf einem Minitrampolin, eine Interventionsgruppe mit einer „Dura-Disc®“ (vergleichbar mit einem Therapiekreisel) und eine Kontrollgruppe und führen mit beiden Interventionsgruppen ein 6-wöchiges SMT durch. Vor und nach der Intervention wird die Standstabilität auf einer Kraftmessplatte erfasst. Beide Interventionsgruppen verbessern ihre Standstabilität statistisch signifikant (Minitrampolingroup von pretest = 56.8 +/- 20.5 mm auf posttest = 33.3 +/- 8.5 mm; $p < 0.05$ und Dura Disc® Gruppe von pretest = 41.3 +/- 2.6 mm auf posttest = 27.2 +/- 4.8 mm; $p < 0.05$) ohne dass sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Trainingsgruppen feststellen lässt. Es scheint also unerheblich zu sein, ob das SMT mit einem Minitrampolin oder einer Dura Disc® durchgeführt wird. Dieses Ergebnis ist überraschend, da die Gerätecharakteristika beider Trainingsmittel trotz der vergleichbaren Freiheitsgrade verschieden sein sollten. Die Autoren kommentieren zwar nicht explizit die Gerätecharakteristika ihrer Trainingsmittel, aber es kann angenommen

werden, dass die Gelenkwinkelamplituden auf dem Minitrampolin eine höhere Amplitude und wahrscheinlich auch eine niedrigere Winkelfrequenz haben.

Michell et al. (2006) führen mit 16 unverletzten Probanden und 16 Patienten mit funktioneller Sprunggelenkinstabilität eine sensomotorische Trainingsintervention mit so genannten „exercise sandals“ (einer Sandale mit einer kleinen Halbkugel an der Sohle, normalerweise im Vor- oder Mittelfußbereich) oder herkömmlichen Schuhen durch. Die Autoren teilen die Gruppen gleichmäßig randomisiert auf die beiden Interventionsgruppen auf, sodass 8 Probanden aus jeder Klientelgruppe in der jeweiligen Interventionsgruppe sind. Die Probanden trainieren über einen Zeitraum von 8 Wochen dreimal pro Woche. Auch hier zeigt sich bei beiden Gruppen eine Verbesserung der Standstabilität (Michell et al., 2006); allerdings erneut ir-respektive des Trainingsmittels.

2.6 Zielstellung der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist die Aufarbeitung des umfangreichen Forschungsdefizites in zwei Bereichen des sensomotorischen Trainings: Erstens soll diese Studie Aufschluss über die Wirkungsweise des SMT geben und über einen neuartigen methodischen Zugang Erklärungsansätze liefern, warum SMT verletzungsprophylaktisch wirkt. Zweitens soll die Belastungssteuerung bei SMT trainingswissenschaftlich begründet werden. Auf Grund der besonders hohen Variation des Belastungsfaktors Belastungsdauer und der Ergebnisse der Pilotstudie zu dieser Arbeit wird dazu eine kombinierte Querschnitts-/ Längsschnittuntersuchung durchgeführt, die folgende forschungsleitenden Fragen beantworten soll:

Wie wirkt sensomotorisches Training auf bestimmte mechanische und neuromuskuläre Parameter bei der Standstabilität, sowie bei statischen und dynamischen Verletzungssimulationen?

Wie verändert sich diese Wirkung bei unterschiedlicher Belastungsdauer („kurz“, i.e. 30s vs. „lang“, i.e. 90s)?

Lassen sich aus diesen Veränderungen Rückschlüsse auf die verletzungsprophylaktische Wirkung des sensomotorischen Trainings ziehen?

3 Methodik

3.1 Probandendaten

An der hier vorliegenden Studie nehmen 66 Studenten der sportwissenschaftlichen Fakultät der Universität Stuttgart teil. Die Teilnehmer dürfen keine akuten Verletzungen an der unteren Extremität haben (12 Monate vor Studienbeginn) und müssen sich bereit erklären, zu den angebotenen Trainingsterminen zu erscheinen. Nachdem die Untersuchungsteilnehmer über den Gegenstand und die Risiken der Untersuchung aufgeklärt wurden, unterschreiben sie die Einverständniserklärung (siehe Anhang A). Die Probanden werden randomisiert den beiden Trainingsgruppen und der Kontrollgruppe zugeteilt. Sechs Probanden können die Studie auf Grund von Verletzungen und anderen Gründen nicht beenden, sodass 60 Probanden an der Eingangs- und an der Ausgangsuntersuchung teilnehmen.

Die Eingangsuntersuchung findet im Mai 2006 innerhalb von zwei Wochen im Biomechaniklabor der Fakultät für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart statt. Beide Trainingsgruppen werden innerhalb der ersten Woche gemessen. Die Kontrollgruppe wird in der zweiten Woche gemessen. Somit ist sichergestellt, dass bei allen Gruppen der identische Zeitraum zwischen Eingangs- und Ausgangsmessung liegt und nicht etwa bei einer Trainingsgruppe 4 Tage und bei der anderen Trainingsgruppe 1,5 Wochen zwischen Trainingsende und Ausgangsmessung liegen. Nach der Eingangsuntersuchung findet für die beiden Trainingsgruppen das Training in der Sporthalle der Universität Stuttgart statt. Die Kontrollgruppe trainiert nicht. Nach einer fünfwöchigen Trainingsphase findet die Ausgangsmessung im Juli 2006 statt. Erneut werden die beiden Trainingsgruppen in der ersten Woche, die Kontrollgruppe in der zweiten Woche gemessen, um den Zeitabstand zwischen den beiden Messterminen konstant zu halten. Die zeitliche Reihenfolge (Tag und Uhrzeit) konnte dabei allerdings auf Grund terminlicher Schwierigkeiten nicht in allen Fällen exakt beibehalten werden. Die Abweichung beträgt allerdings maximal 1 Tag, wobei besonderen Wert darauf gelegt wird, dass Ein- und Ausgangsmessung in etwa zur gleichen Tageszeit stattfinden.

Tabelle 3-1 Probandendaten

	Trainingsgruppe „kurz“ (30s)	Trainingsgruppe „lang“ (90s)	Kontrollgruppe	Gesamt
n (m/w)	19 (7/12)	20 (9/11)	21 (6/15)	60 (22/38)
Körpergröße [m]	1,72 ($\pm 0,09$)	1,72 ($\pm 7,8$)	1,75 ($\pm 0,09$)	1,73 ($\pm 0,09$)
Körpergewicht [kg]	64,8 ($\pm 11,9$)	69,3 ($\pm 10,1$)	66,3 ($\pm 9,6$)	66,5 ($\pm 10,6$)
Alter [Jahre]	22,7 ($\pm 1,6$)	23,2 ($\pm 2,1$)	24,6 ($\pm 3,2$)	23,4 ($\pm 2,3$)

3.2 Trainingsintervention

Die Trainingsintervention findet in den sechs Wochen zwischen der Eingangs- und der Ausgangsuntersuchung statt mit einer einwöchigen Pause nach den ersten drei Trainingswochen (Pfingsten), sodass die Trainingsteilnehmer insgesamt fünf Wochen lang trainieren. Bei 2 Teilnehmern der Trainingsgruppe „kurz“ und zwei Teilnehmern der Trainingsgruppe „lang“ wird zusätzlich zur Eingangs- und der Ausgangsuntersuchung eine wöchentliche elektromyographische Trainingsverlaufsanalyse durchgeführt, bei der die neuromuskuläre Aktivität während einer gesamten Trainingseinheit (ohne die Pausen) erfasst wird. Diese Analyse soll zum einen Aufschluss über den Beanspruchungsgrad der Trainingsmittel und den Trainingsverlauf innerhalb einer Trainingseinheit geben. Zum anderen soll damit die Entwicklung der einzelnen Probanden im Verlauf des Trainings, also von der ersten bis zur letzten Trainingswoche, dokumentiert werden. Diese Ergebnisse werden separat in Kapitel 4.1 dargestellt und in Kapitel 5.1 diskutiert.

Tabelle 3-2 Belastungsfaktoren der Trainingsintervention

	Trainingsgruppe „kurz“	Trainingsgruppe „lang“	Kontrollgruppe
Belastungsumfang	18 min (9min pro Bein) 18 Serien	18 min (9min pro Bein) 6 Serien	-
Belastungsintensität	Airex® Balance Pad Kippbrettchen AeroStepXL®	Airex® Balance Pad Kippbrettchen AeroStepXL®	-
Belastungsdichte	60s	180s	-
Belastungsdauer	30s	90s	-

Eine sehr schwierige Frage stellt die Pausengestaltung in der Intervention dar, da auch hierfür wie bereits in Kapitel 2.5.2 dargelegt, keine wissenschaftlichen Richtwerte existieren. In dieser Studie wurde daher die gängige Trainingspraxis von Pause = doppelte Belastungsdauer fortgeführt (Bruhn et al., 2004; Granacher, 2003; Gruber, 2001; Gruber and Gollhofer, 2004).

Bei SMT wird die Belastungsintensität zum einen über die Wahl des Trainingsmittels und zum anderen über die Bewegungsaufgabe gesteuert. In dieser Studie wurden drei Trainingsmittel verwendet, die sehr hochfrequente Bewegungen der unteren Extremität provozieren: das AeroStepXL®, das Airex®Balance Pad und Kippbrettchen (siehe Abbildung 3-1, Abbildung 3-2 und Abbildung 3-3). Diese drei Trainingsmittel unterscheiden sich lediglich in ihren Freiheitsgraden, i.e. die ersten beiden Trainingsmittel erlauben mehrdimensionale Bewegungen, während das Kippbrettchen im Sprunggelenk hauptsächlich Bewegungen in Supinations- und Pronationsrichtung erlaubt.

Abbildung 3-1 Airex Balance Pad®



Abbildung 3-2 Aero Step XL®



Abbildung 3-3 Kippbrettchen



Die Reihenfolge der Trainingsmittel wird zu Beginn der Trainingseinheit ausgelost. Die Progression in der Bewegungsaufgabe ist qualitativer Natur, alle Übungen finden im Einbeinstand mit leichter Knieflexion ohne weitere Ausführungsangaben wie etwa Hände an die Hüften o.ä. statt. In der ersten Woche trainieren die Probanden ohne Zusatzaufgabe. In der zweiten Woche werfen sie sich selbst einen Softball (Volleyballgröße) maximal einen Meter hoch und fangen ihn wieder. In der dritten Woche werfen sie sich partnerweise den Ball über eine geringe Distanz (ca. 2m) in geringer Höhe (maximal 1m) zu. In der vierten Woche werfen sich die Probanden den Ball selbst hoch (mindestens 2m) und in der letzten Woche werfen die Probanden den Ball über eine mittlere Distanz (3-4m) hoch zu (mindestens 2m).

3.3 Messmethodik

3.3.1 Elektromyographie

Die neuromuskuläre Aktivität der Probanden wird an den verschiedenen Messstationen mittels Oberflächenelektromyographie erfasst. Die Haut der Untersuchungsteilnehmer wird gegebenenfalls rasiert, sorgfältig gereinigt und mit Schmirgelpapier (Typ Lux®, Körnung 240) angeraut. Auf die so vorbereitete Haut werden beidseitig auf den Muskelbauch der mm. peroneus longus, tibialis anterior und gastrocnemius caput mediale selbstklebende Einweg-Oberflächenelektroden vom Typ Kenndall Argo® mit Solidgel und Ag/AgCl Sensor geklebt. Es wird darauf geachtet, dass der Hautwiderstand unter $5K\Omega$ ist. Da sich Referenzelektroden auf der Patella bei dynamischen Messungen erfahrungsgemäß leichter lösen, werden zwei Referenzelektroden (Patella links und rechts) geklebt. Die Signale der Elektroden werden elektrodennah 1000-fach verstärkt und die Sensitivität der EMG-Anlage auf $0,5mV/V$ eingestellt, damit die Signale im optimalen Bereich der 12-Bit A/D Wandler Karte (Typ National Instruments® NI PCI 6024E) liegen.

Nach den Messungen werden die Ableitstellen mit einem wasserfesten Stift markiert, um bei der Ausgangsuntersuchung die gleichen Ableitstellen zu verwenden, obwohl Horstmann et al. (1988) argumentieren, dass die Position der Elektroden nur einen geringen Einfluss auf die Variabilität der Ergebnisse hat. Die Autoren zeigen jedoch auch, dass Anpassungseffekte an das Messkriterium den stärksten Einfluss auf die Variabilität der elektromyographischen Messungen haben. Daher wird sichergestellt, dass die Probanden mit jeder Messstation vertraut sind.

Da die Ableitstellen markiert und die lokale Impedanz unter $5K\Omega$ ist, ist anzunehmen, dass die Ableitbedingungen bei der Ausgangsuntersuchung identisch mit der Eingangsuntersuchung sind. Die EMG Daten werden daher anders als bei anderen vergleichbaren Studien (Gruber and Gollhofer, 2004; Podzielnny, 2000) nicht normiert, da gängige Verfahren der Normierung wie etwa isometrische Muskelanspannung (Podzielnny, 2000) oder MVC (Gruber, 2001; Gruber and Gollhofer, 2004) bei der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur nicht unproblematisch sind. Gerade beim m. peroneus long. ist es methodisch sehr schwer, eine MVC Position festzulegen, die sich bei der Ausgangsmessung exakt replizieren lässt. Auch die reproduzierbare Positionierung und Ausführung der Kontraktion in isokinetischen Trainingsmitteln ist für diesen Muskel höchst fragwürdig. Derzeit scheint die Methode der Wahl für Normierung die elektrische Stimulation des entsprechenden Muskels zu sein (Taubе et al., 2007). Diese Methode steht jedoch zum Zeitpunkt der Studie nicht zur Verfügung.

3.3.2 Goniometrie

Die Gelenkwinkelexkursionen des Sprunggelenks werden durch biaxiale Elektrogoniometer der Firma Biometrics® (Typ SG 110) erfasst. Der distale Schenkel des Goniometers wird auf dem Calcaneus, der proximale Schenkel entlang des Verlaufs der Achillessehne etwa 10cm oberhalb der Ferse angebracht. Die Schenkel werden distal mit zwei, proximal mit einem Klebestreifen (Typ Leukoplast Hospital® 32mm) gesichert, um die Gefahr des Verschiebens zu minimieren. Die Messung erfolgt somit direkt auf der Haut, um die Möglichkeit der Relativbewegung zwischen Schuhferse und Calcaneus zu minimieren.

Die Nullpunktanpassung der Goniometer erfolgt im aufrechten Stand unmittelbar vor Beginn der Messung. Die verwendeten Goniometer basieren auf Dehnmessstreifentechnik und sind daher sehr temperaturempfindlich. Damit sich die Goniometer an die Körperwärme des Probanden anpassen können, werden sie spätestens 10min vor Nullpunktanpassung ange-

bracht. Der Messbereich der Goniometer liegt laut Herstellangaben bei $\pm 150^\circ$ mit einem gerätebedingten Messfehler von $\pm 2^\circ$ bei einer Winkelmessung von $\pm 90^\circ$. Da die Goniometer konstruktionsbedingt (Schenkel-Draht-Schenkel) eine Schwungmasse haben, die vor allem bei hochdynamischen Messungen wie der dynamischen Verletzungssimulation die Messergebnisse beeinträchtigen könnten, wurden die Goniometerergebnisse vor der Durchführung der Studie mit einem optischen Verfahren (SIMI Motion Analysis®) validiert.

Nach Applikation der EMG Elektroden und der Goniometer werden die Kabelleitungen mit Netzstrümpfen gesichert und alle Signale online auf mechanische Artefaktfreiheit überprüft.

3.4 Messstationen

Alle Daten der Laboruntersuchung werden mit dem Programmpaket „Labview®“ auf einem PC aufgezeichnet und auf Festplatte gespeichert. Der PC ist mit einer A/D Wandler Karte (National Instruments® NI PCI 6024E) ausgestattet. Die Einzugsfrequenz beträgt 2000 Hz. Die aufgezeichneten Daten werden ebenfalls mit dem Programmpaket „Imago“ (Labview® Version 6.1) am PC weiterbearbeitet und ausgewertet.

3.4.1 Exemplarische Trainingsverlaufsanalyse

Zusätzlich zu den Ein- und Ausgangsuntersuchungen, die mit allen Probanden durchgeführt werden (N=60) wird mit jeweils zwei Teilnehmern der beiden Trainingsgruppen (n=4) eine exemplarische Trainingsverlaufsanalyse durchgeführt. Dieses Monitoring besteht darin, dass die vier Probanden jede Woche immer den gleichen wöchentlichen Trainingstermin als Einzeltraining im Biomechaniklabor der Universität Stuttgart wahrnehmen. Das Training läuft identisch zu den anderen Trainingsterminen ab. Die Probanden werden wie bei den Eingangs- und Ausgangsuntersuchungen mit den Messinstrumenten für Elektromyographie verkabelt – allerdings nur unilateral rechts. Es wird das gesamte Training – ohne die Pausen – aufgezeichnet.

3.4.1.1 Parameterberechnung exemplarische Trainingsverlaufsanalyse

Die exemplarische Trainingsverlaufsanalyse soll Aufschluss darüber geben, wie „anstrengend“ ein Trainingsmittel und das Training ist. Als Maß für die neuromuskuläre Beanspruchung

chung wird hierfür das IEMG/ AEMG herangezogen. Bereits 1995 können Taylor und Bronks in einer Studie mit 20 trainierten Athleten eine lineare Beziehung ($r=0,95 - r=0,98$) zwischen der Intensität einer zyklischen Belastung und dem IEMG nachweisen (Taylor and Bronks, 1995). Dazu wird mit den Athleten ein Trainingstest mit stufenweise ansteigender Intensität auf einem Fahrradergometer durchgeführt und die neuromuskuläre Aktivität der mm. vastus lateralis, vastus medialis und rectus femoris mittels Oberflächenelektromyographie erfasst.

Einschränkend muss darauf hingewiesen werden, dass SMT keine zyklische Bewegung ist und der Fokus dieser Arbeit auf der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur liegt, während die Studie von Taylor und Bronks (1995) sich ausschließlich mit der vorderen Oberschenkelmuskulatur auseinandergesetzt hat. Da die Intervalle der beiden Trainingsgruppen unterschiedlich lang sind, werden sie zum Zweck der Vergleichbarkeit auf 1s normiert.

Die Daten werden entsprechend des Betrachtungsgegenstandes unterschiedlich aufbereitet. Für die Geräteklassifikation (siehe 4.1.1) wird die sprunggelenkumgreifende Muskulatur summiert (IEMG m. peroneus long. + IEMG m. tibialis ant. + IEMG m. gastrocnemius med.), da es für eine Geräteklassifikation nicht sinnvoll erscheint, eine Differenzierung nach Muskeln zu treffen.

Für die Analyse einer Trainingseinheit (siehe 4.1.2) werden erneut die Muskeln summiert und der Mittelwert der Geräte gebildet, womit sich die zu analysierende Satzzahl bei der Trainingsgruppe „kurz“ von 18 Sätzen (6 Sätze Airex Balance Pad®, 6 Sätze AeroStepXL®, 6 Sätze Kippbrettchen) auf 6 Sätze und bei der Trainingsgruppe lang von 6 Sätzen auf 2 Sätze reduziert. Um den Verlauf einer typischen Trainingseinheit zu erhalten, wird der Mittelwert über alle Trainingstermine gebildet. Die Berechnung der Kokontraktion der mm. tibialis ant. und m. gastrocnemius med. erfolgt über ein digitales Aktivierungsschema. Dazu wird die durchschnittliche neuromuskuläre Aktivität über eine Trainingseinheit erfasst und der Muskel als „an“ betrachtet, wenn die neuromuskuläre Aktivität größer oder gleich dem Durchschnittswert ist. Dementsprechend wird der Muskel als „aus“ betrachtet, wenn die neuromuskuläre Aktivität geringer als der Durchschnittswert ist. Ein ähnliches Verfahren wird von Gribble et al. (2003) angewandt. Die Autoren erfassen die tonische Aktivität der zu analysierenden Muskeln am Ende einer Bewegung über einen Zeitraum von 200ms und definieren dies als baseline (Gribble et al., 2003). Dieser baseline Ansatz ist jedoch für den vorliegenden Forschungsgegenstand zu niedrig, da das Training auf den verschiedenen Trainingsmitteln bei einem derart niedrigen Schwellenwert nahezu ständig mit Kokontraktion der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur durchgeführt wird. Es ist somit sinnvoll, den Schwellenwert

deutlich höher zu setzen, um aussagekräftige Ergebnisse zu gewinnen. Daher werden in dieser Studie alle Phasen der analysierten Muskeln berücksichtigt. Die Ergebnisse der Analyse der Kokontraktion werden auf Grund der unterschiedlichen Belastungsdauer prozentual angegeben. Ein Wert von 25% bei der Kokontraktion bedeutet, dass die beiden Muskeln m. tibialis ant. und m. gastrocnemius med. 25% der Zeit gleichzeitig aktiv waren.

Die Analyse des gesamten Trainings schließlich basiert ebenfalls auf summierten Muskeln und dem Mittelwert der Geräte. Um den Verlauf des gesamten Trainings beurteilen zu können, wird der Mittelwert über alle Trainingssätze gebildet.

3.4.1.2 Prüfhypothesen exemplarische Trainingsverlaufsanalyse

- H₁ Es wird erwartet, dass sich die Trainingsmittel auf Grund ihrer unterschiedlichen Beschaffenheit in ihrer Beanspruchung unterscheiden. Die Reihenfolge der Trainingsmittel sollte (anstrengendstes Trainingsmittel zuerst): Kippbrettchen, AeroStepXL®, Airex Balance Pad® sein.
- H₂ Es wird erwartet, dass das AEMG im Verlauf der Trainingseinheit sinkt, da die Probanden die Aufgabe „Stehen im Einbeinstand auf instabiler Unterlage“ zunehmend besser lösen und dafür weniger neuromuskuläre Aktivität benötigen. Es wird außerdem erwartet, dass die Probanden im Verlauf des Trainings die Muskeln m. tibialis ant. und m. gastrocnemius med. weniger kokontrahieren.
- H₃ Es wird erwartet, dass die Probanden im Verlauf der fünf Wochen sensomotorischen Trainings die Bewegungsaufgabe „Einbeinstand auf instabiler Unterlage“ trotz der Zusatzaufgaben zunehmend besser lösen und daher für diese Aufgabe weniger neuromuskuläre Aktivität benötigen und die beiden Muskeln m. tibialis ant. und m. gastrocnemius med. weniger kokontrahieren.

3.4.2 Standstabilität

Das GK1000® ist ein Messgerät zur Bestimmung der Standstabilität (siehe Abbildung 3-4). 4 Kraftsensoren mit Dehnmessstreifentechnik der Firma Megatron® (Putzbrunn) Typ DB K701 dienen dazu, den Weg des Druckmittelpunktes (Spurlänge bzw. Wackelweg) der Probanden innerhalb einer bestimmten Zeit zu bestimmen.

Die Probanden gehen mit dem zu messenden Fuß bei ca. 30° Knieflexion auf das GK 1000®, stützen die Hände auf die Hüften, richten den Blick geradeaus (siehe Abbildung 3-5) und versuchen auf Signal des Versuchsleiters 40s lang möglichst ruhig im Einbeinstand auf dem Messinstrument zu stehen (Schlumberger and Schmidtbleicher, 1998). Nach ca. 1min Pause wird die Messung mit dem kontralateralen Bein wiederholt. Der Versuchsleiter kontrolliert die Position und notiert etwaigen Bodenkontakt des Spielbeins.

Abbildung 3-4 GK 1000® Messgerät zur Erfassung der Standstabilität

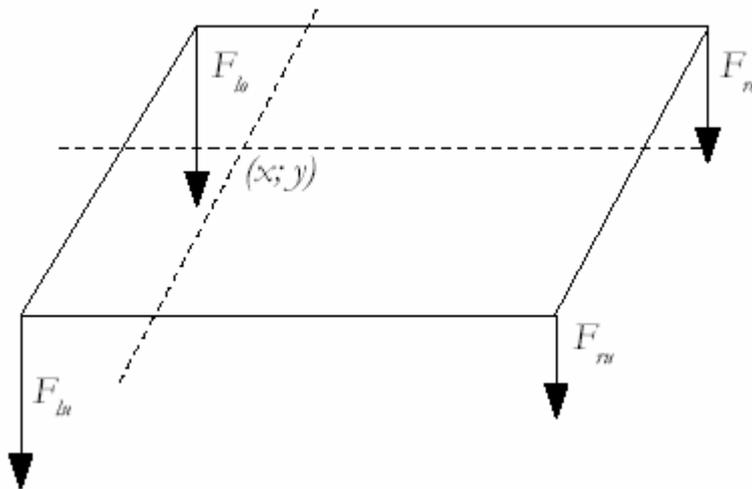


Abbildung 3-5 Probandin bei der Messung der Standstabilität auf dem GK 1000®



Die Messplattform des GK 1000® liefert die vier Sensorwerte der Kraftsensoren $S_{\text{links oben}}$, $S_{\text{links unten}}$, $S_{\text{rechts oben}}$, $S_{\text{rechts unten}}$ und die aktuelle Messzeit in ms. Ziel ist die Umrechnung der Messwerte auf eine Abweichung vom Gleichgewichtsmittelpunkt in mm. Da die Sensorwerte invertiert sind (bei keiner Belastung wird der maximale Sensorwert geliefert und umgekehrt), müssen diese in „Kräfte“ umgewandelt werden. Um die vier Kräfte $F_{\text{links oben}}$, $F_{\text{links unten}}$, $F_{\text{rechts oben}}$, $F_{\text{rechts unten}}$ zu berechnen, wird der gemessene Sensorwert vom Sensorwert ohne Belastung abgezogen.

Abbildung 3-6 Schematische Darstellung der Kraftsignale am GK 1000®



Die Messplattform wird als Ebene gesehen, an deren vier Ecken sich die Kraftsensoren befinden, also die vier „Kraftpfeile“ ansetzen (siehe Abbildung 3-6). Die x-y-Abweichung ist der Anteil der linken/oberen an der rechten/unteren Kraft im Verhältnis zur Gesamtkraft. Die resultierenden Koordinaten stellen den Punkt dar, an dem eine senkrecht nach unten gerichtete Kraft wirken muss, um die gleichen Werte an den Sensoren zu erzeugen, also den Druckmittelpunkt (und nicht den Schwerpunkt des Probanden, da sich dieser normalerweise über dem Boden befindet). Der Abstand r vom Mittelpunkt lässt sich in der Ebene folgendermaßen bestimmen:

$$x = \frac{(F_{lo} + F_{lu}) - (F_{ro} + F_{ru})}{F_{lo} + F_{lu} + F_{ro} + F_{ru}}$$

$$y = \frac{(F_{lu} + F_{ru}) - (F_{lo} + F_{ro})}{F_{lo} + F_{lu} + F_{ro} + F_{ru}}$$

$$r = \sqrt{x^2 + y^2}$$

Während der Messung werden parallel zur Erfassung des Druckmittelpunkts die neuromuskuläre Aktivität und die Gelenkwinkel exkursionen im Sprunggelenk in Pronations-/Supinationsrichtung aufgezeichnet. Um möglichst aussagekräftige Werte für die Standstabilität zu bekommen, werden die ersten und letzten 5 Sekunden des Datenstücks verworfen und nur der Mittelteil von 30s als Gegenstand der Analyse herangezogen.

3.4.2.1 Parameterberechnung Standstabilität

Der Wackelweg von einem Punkt zum anderen wird über den Pythagoras des jeweiligen x-y Koordinatenpaares berechnet:

$$r_{n+1} = \sqrt{(x_n - x_{n+1})^2 + (y_n - y_{n+1})^2}$$

Der Gesamtweg ergibt sich dann über die Summe aller „Einzelwege“ innerhalb der 30s:

$$\sum r_n$$

Die neuromuskuläre Aktivität wird als Integral über die Dauer von 30s berechnet.

3.4.2.2 Prüfhypothesen Standstabilität

- H₄ Es wird erwartet, dass beide Trainingsgruppen eine verbesserte Standstabilität erreichen.
- H₅ Es gibt keinen Unterschied in der Standstabilität zwischen den beiden Trainingsgruppen.
- H₆ Es wird erwartet, dass die neuromuskuläre Aktivität der beiden Trainingsgruppen sinkt, da beide Gruppen eine verbesserte Standstabilität haben sollten.
- H₇ Es gibt keinen Unterschied in der neuromuskulären Aktivität zwischen den beiden Trainingsgruppen.

3.4.3 Statische Verletzungssimulation

In dieser Untersuchung werden zwei Inversionsplattformen verwendet, die eine kombinierte Supination/ Plantarflexion im unteren bzw. oberen Sprunggelenk verursachen (siehe Abbildung 3-7 und Abbildung 3-8). Die beiden Plattformen sind nebeneinander aufgebaut.

Abbildung 3-7 Statische Verletzungssimulation - Die Probandin steht mit gleichmäßig auf beide Beine verteiltem Körpergewicht entspannt auf der Plattform, die dann unerwartet ausgelöst wird.



Abbildung 3-8 Statische Verletzungssimulation - Das Auslösen der Plattform provoziert eine kombinierte Plantarflexions- und Supinationsbewegung im oberen bzw. unteren Sprunggelenk.



Eine Plattform besteht aus einer Aluminium-Deckplatte mit seitlicher und vorderer Fußbegrenzung und einem Unterbau, der die Rotation der Deckplatte um eine feste Drehachse ermöglicht. Ein Elektromagnet auf der medialen Seite der Drehachse hält die Plattform in der Transversalebene. Wird der Elektromagnet über das Steuergerät ausgeschaltet, rotiert die Plattform und verursacht eine kombinierte Plantarflexion im OSG und eine Supination im USG. Mit Beginn der Rotationsbewegung der Plattform gibt ein medial der Drehachse gelegener Induktionsschalter ein Triggersignal an das Messsystem und ein an die Drehachse gekoppeltes Drehpotentiometer misst den Winkelverlauf der Plattform. Die Messung wird beidbeinig bei gleichmäßiger Körpergewichtsverteilung durchgeführt. Die Probanden stehen mit jeweils einem Bein bei gleichmäßiger Gewichtsverteilung auf den Plattformen, richten den Blick geradeaus und stützen ihre Hände auf die Hüften. Die Fußposition ist ebenfalls über Begrenzungen standardisiert auf der Plattform. Um Lerneffekte, die die Messergebnisse beeinflussen könnten, zu minimieren, werden zunächst 10 Gewöhnungsversuche hintereinander mit beiden Beinen separat durchgeführt (Alt et al., 1999; Lofvenberg et al., 1996). Im Anschluss daran werden 20 randomisierte Versuche durchgeführt, bei denen die Probanden weder wissen wann, noch welche Plattform ausgelöst wird. Diese Methode wird der einbeinigen Ausführung gegenüber aus drei Gründen bevorzugt: Erstens ist die Vergleichbarkeit zur dynamischen Verletzungssimulation höher, da auch hier der Proband im Unklaren ist, auf welcher Seite die Verletzung simuliert wird. Zweitens ermöglicht die beidbeinige Ausgangsposition mit gleichmäßiger Gewichtsverteilung ein entspannteres Stehen auf der Inversionsplattform. Drittens ist das Sprunggelenk unter physiologischer Belastung im aufrechten Stand

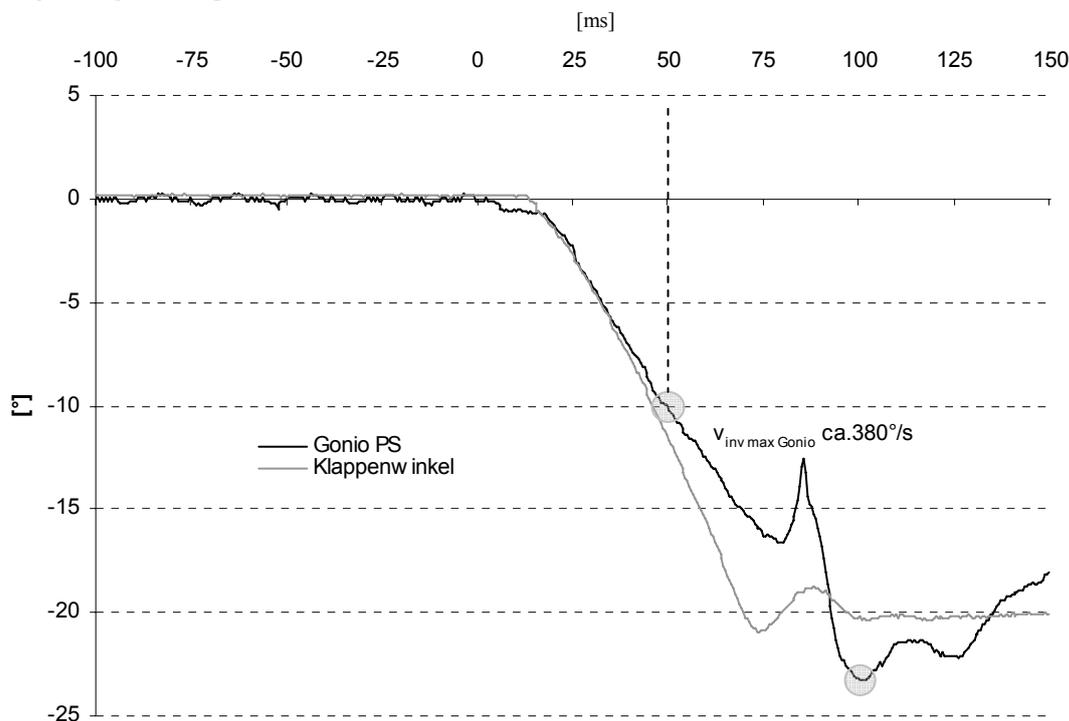
artikulär gut gesichert (Hertel, 2002; McCullough and Burge, 1980; Sammarco, 1993; Stormont et al., 1985). Ein Effekt, der sich bei zunehmender Belastung verstärkt (Scheuffelen et al., 1993b) und sich damit weiter von der realen Verletzung weiter entfernt.

3.4.3.1 Parameterberechnung statische Verletzungssimulation

Ziel dieser Messung ist es, Aufschluss über die mechanische und neuromuskuläre Reaktion auf eine standardisierbare Verletzungssimulation aus der statischen Ausgangsposition zu bekommen.

Die mechanische Reaktion wird zum einen über den maximalen Inversionswinkel quantifiziert und zum anderen über die Inversionsgeschwindigkeit (siehe Abbildung 3-17). Dabei wird nicht die Inversionsgeschwindigkeit der Supinationsplattform – gemessen mittels eines Drehpotentiometers – zur Analyse herangezogen, sondern die Inversionsgeschwindigkeit des unteren Sprunggelenks – gemessen mittels eines Elektrogoniometers.

Abbildung 3-9 Darstellung des Gelenkwinkelverlaufs PS rechts eines Probanden sowie des Plattformwinkels und der jeweiligen Messpunkte

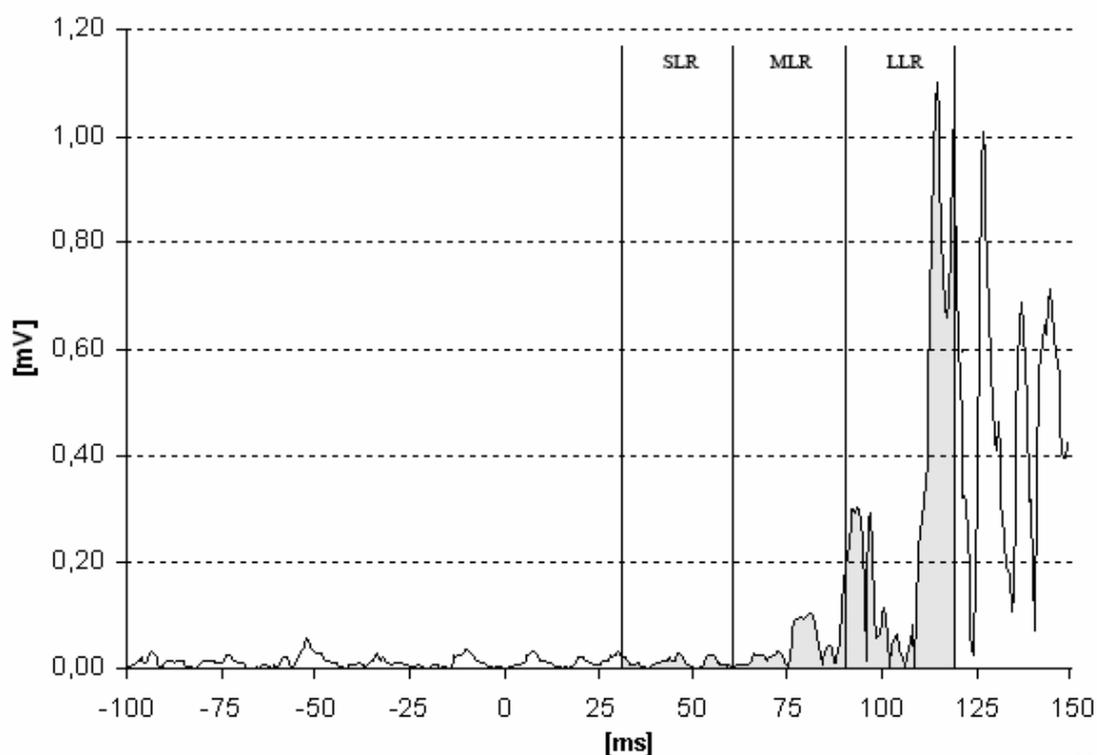


Der unterschiedliche Kurvenverlauf des Goniometers und der Plattform ist konstruktionsbedingt. Nach etwa 75ms wird die Kippbewegung der Plattform durch einen Gummistopper beendet und der Inversionsvorgang ist beendet. Durch die Elastizität des Gummistoppers

federt die Plattform zunächst etwas nach, bevor sie zu Ruhe kommt. Dies lässt sich mit leichter zeitlicher Verzögerung ebenfalls bei dem Goniometer PS (Pronation/ Supination) beobachten. Der weitere Inversionsvorgang lässt sich durch die Trägheit des Beines erklären. Nach dem Stopp der Plattform überträgt sich der Impuls des Gummistoppers auf das Sprunggelenk und provoziert eine kurzzeitige Pronationsbewegung. Dieser kurzen Pronationsbewegung folgt schließlich die zweite, der Trägheit geschuldete, Inversion. In der Regel liegt der maximale Inversionswinkel in der zweiten Inversionsphase.

Die neuromuskuläre Reaktion wird über das integrierte EMG (IEMG) in den Zeitabschnitten 30-60ms, 60-90ms und 90-120ms analysiert (siehe Abbildung 3-10). Die zeitliche Staffelung der Integrale erlaubt eine funktionelle Zuordnung der Integrale in SLR (short latency response), MLR (medium latency response) und LLR (long latency response) (Dietz et al., 1984; Lee and Tatton, 1982; Nashner, 1976; Taube et al., 2007).

Abbildung 3-10 Darstellung der Integrations Schritte einer typischen Probandin am Beispiel des m. peroneus longus

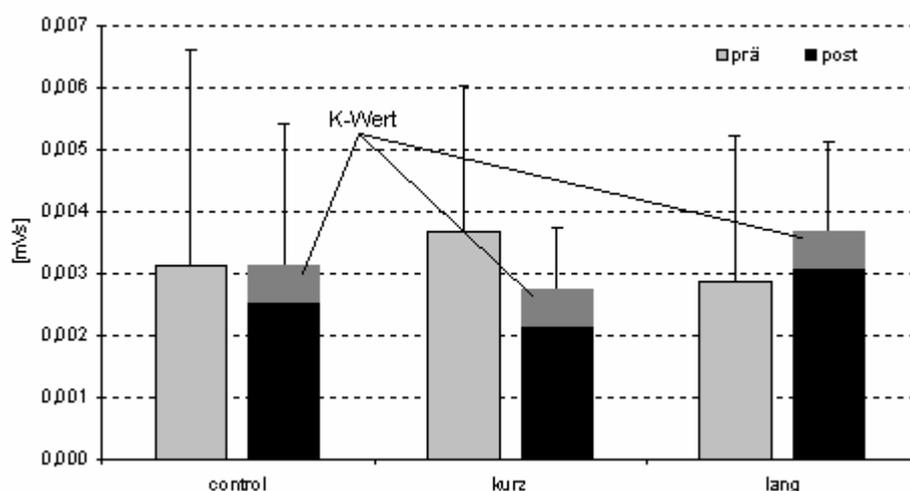


Veränderungen in der neuromuskulären Aktivität, die nicht der Trainingsintervention geschuldet sind, werden mit Hilfe der Kontrollgruppe quantifiziert. Dieser nicht-trainingsspezifische Effekt wird bei der Darstellung der Ergebnisse der Trainingsgruppe be-

rücksichtigt, damit die Veränderungen der Interventionsgruppen zwischen Ein- und Ausgangsuntersuchung eindeutig der Trainingsintervention zugeordnet werden können.

Abbildung 3-11 zeigt das Ergebnis des Verfahrens am Beispiel des MLR IEMGs (60-90ms) des m. tibialis ant. rechts. Die beiden linken Säulen stellen die IEMGs der Kontrollgruppen dar. Die Differenz dieser beiden Messwerte stellt den Korrekturwert (K-Wert) dar, der den Messwerten der Ausgangsuntersuchung der Trainingsgruppen hinzu addiert wird, um so den Nettoeffekt der Trainingsintervention zu erhalten.

Abbildung 3-11 Vergleich der MLR IEMGs (60-90ms) m.tibialis ant. statische Verletzungssimulation Bedingung „R“. Die dunkelgrau schraffierte Fläche der Kontrollgruppe (post) markiert die Veränderung zur Eingangsmessung (K-Wert) und wird bei den Interventionsgruppen („kurz“ und „lang“) hinzuaddiert.



Da die Messdaten somit kontrollgruppeneffektbereinigt sind und daher die Ergebnisse von Ein- und Ausgangsuntersuchung bei der Kontrollgruppe „gleich“ sind, wird in den entsprechenden Abbildungen die Kontrollgruppe zwar dargestellt, aber statistisch nicht berücksichtigt. Das gleiche Verfahren wird auch bei den Daten der dynamischen Verletzungssimulation angewendet.

3.4.3.2 Prüfhypothesen statische Verletzungssimulation

H₈ Es werden für beide Trainingsgruppen trainingsbedingte mechanische Veränderungen erwartet.

H_{8,1} Der Inversionswinkel 50ms nach Auslösen der Plattform sollte bei beiden Trainingsgruppen unverändert bleiben.

- H_{8.2} Der maximale Inversionswinkel nach Auslösen der Plattform sollte bei beiden Trainingsgruppen kleiner werden.
- H_{8.3} Es gibt keinen Unterschied zwischen den Trainingsgruppen bei dem Parameter maximaler Inversionswinkel.
- H_{8.4} Die maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit sollte bei beiden Trainingsgruppen kleiner werden.
- H_{8.5} Es gibt keinen Unterschied zwischen den Trainingsgruppen bei dem Parameter maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit.
- H₉ Es werden für beide Trainingsgruppen trainingsbedingte neuromuskuläre Veränderungen erwartet.
 - H_{9.1} Die Reflexaktivität aller analysierten Reflexphasen (SLR, MLR, LLR) sollte bei beiden Trainingsgruppen geringer werden.
 - H_{9.2} Es gibt keinen Unterschied zwischen den Trainingsgruppen bei dem Parameter Reflexaktivität.

3.4.4 Dynamische Verletzungssimulation

Da sich Sprunggelenkverletzungen in der Regel bei Bewegungen wie Laufen und Springen ereignen und selten im Stand, kommt in dieser Untersuchung eine neuartige Methode zur Anwendung, die es ermöglicht, dynamisch, unerwartet und bilateral Sprunggelenkverletzungen zu simulieren (Alt and Brand, 2007).

Auf Grund der Neuartigkeit der Untersuchungsmethode wird bei der Ergebnisdarstellung (siehe Kapitel 4.4) und anschließenden Diskussion (siehe Kapitel 5.4) zunächst die Verletzungssimulation bei der Grundgesamtheit der Untersuchungsteilnehmer analysiert. Diese Querschnittsanalyse dient der Erläuterung des Messkriteriums und soll dabei Aufschluss darüber geben, wie sich die Kontrollsituation von der Verletzungssimulation unterscheidet. Dies ist notwendig, um sicherzustellen, dass die neuromuskulären Reaktionen auf die unterschiedlichen Reize tatsächlich task-specific und nicht etwa feste Landeprogramme sind, die unabhängig von der Art der Landung sind (Lamont and Zehr, 2006; Santello et al., 2001; Santello and McDonagh, 1998).

Die dynamische Simulation eines Sprunggelenktraumas stellt sehr hohe Anforderungen an den Messplatz und die verwendeten Messinstrumentarien. Sprunggelenktraumata erfolgen unerwartet und aus der dynamischen Situation, also beispielsweise bei der Landung. Um dem realen Trauma bei gleichzeitig minimaler Verletzungsgefahr möglichst nahe zu kommen, wurde eigens für diese Untersuchung ein Messplatz konstruiert (siehe Abbildung 3-12, Abbildung 3-13 und Abbildung 3-14), der aus einer Absprungvorrichtung, einem eigens für diese Untersuchung konstruierten Schuhsystem und zwei Kistler® Kraftmessplatten als Landeplattform besteht.

Abbildung 3-12 Messplatz zur dynamischen Verletzungssimulation



Abbildung 3-13 Messplatz zur dynamischen Verletzungssimulation - Absprung



Abbildung 3-14 Messplatz zur dynamischen Verletzungssimulation – Landung



Das Schuhsystem (siehe Abbildung 3-15 und Abbildung 3-16) besteht aus Fußballschuhen mit Schraubstollen, bei denen die Stollen entfernt werden und eine Basisplatte aus Kohlenstoffmaterial mit Schrauben befestigt wird. Zwischen Basisplatte und Schuhsohle werden auf Höhe des Fußballens und der Fußsohle zwei Sicherheitsbügel (V2A Stahl) befestigt, die eine Inversion über 30° verhindern. Um möglichst ausgewogene Gewichtsverhältnisse zu haben und die Probanden nicht unphysiologisch in die Inversion zu ziehen, werden die Sicherheitsbügel mittig montiert, sodass sie auf beiden Seiten der gedachten Drehachse gleich lang sind. An die Basisplatte können seitlich zwei verschiedene Sohlentypen aufgeschoben und mit einem Klettband fixiert werden. In Anlehnung an Ubell et al. (2003) kann eine so genannte Dummysohle, also eine Sohle mit einer planen Unterseite, oder eine so genannte Inversionssohle (orig. „fulcrum sole“) an der Basisplatte befestigt werden. Die Inversionssohle hat statt der planen Unterseite medial einen Keil, der bei der Landung eine Inversionsbewegung induziert. Damit die Probanden bei der Applikation der verschiedenen Sohlen nicht merken, welchen Typ Sohle sie an ihren Schuhen tragen, besteht die Absprungvorrichtung

aus einem Rahmen, dessen Aussparung den Keil der Inversionssohle aufnehmen kann. Darüber hinaus wurde bei der Konstruktion des Schuhsystems darauf geachtet, dass beide Sohlentypen annähernd gleiches Gewicht haben. Der Wechsel zwischen den Sohlen kann auf einfache Art und Weise durch den Versuchsleiter vorgenommen werden und nimmt nur wenige Sekunden in Anspruch.

Abbildung 3-15 Dummysohle – zwischen Schuhsohle und Karbonsohle sind die beiden Sicherheitsbügel (V2A Stahl) zu sehen



Abbildung 3-16 Inversionssohle – die Inversion wird durch die Sohlenußenkante und die beiden Sicherheitsbügel auf 30° Inversion begrenzt.



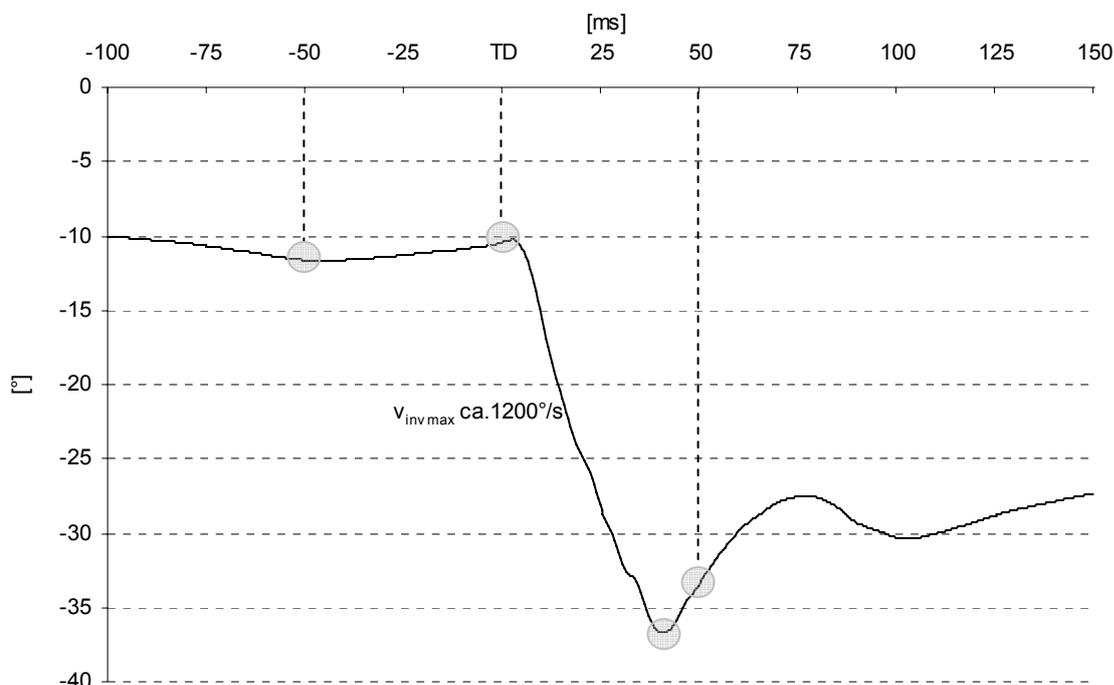
Das Untersuchungsprotokoll besteht aus insgesamt 50 Sprüngen. 10 Kontrollsprünge, die ausschließlich mit der Dummysohle durchgeführt werden und der Gewöhnung des Probanden an das Messverfahren dienen. Der Versuchsleiter achtet auf die korrekte Positionierung des Probanden auf der Absprungplattform und gibt standardisierte Anweisung zur Sprungausführung. Sprünge, die nicht dem Untersuchungsprotokoll entsprechen (der Proband landet beispielsweise nicht auf beiden Kraftmessplatten) werden protokolliert und verworfen. Nach den 10 Kontrollsprüngen folgen 30 weitere Sprünge, bei denen nach einer randomisierten Reihenfolge die Probanden entweder die linke oder die rechte oder keine (Dummysohle rechts und links) Inversionssohle angelegt bekommen. Die Probanden haben daher keine Möglichkeit, die Bedingung zu antizipieren. Abschließend werden erneut 10 Kontrollsprünge durchgeführt, um gegebenenfalls neuromuskuläre Veränderungen im Untersuchungsverlauf zu quantifizieren.

3.4.4.1 Parameterberechnung dynamische Verletzungssimulation

Wie bei der statischen Verletzungssimulation werden auch bei der dynamischen Verletzungssimulation sowohl mechanische wie neuromuskuläre Parameter erhoben. Die Triggerrung der Signale erfolgt über das FZ-Signal der Kraftmessplatten. Es werden 100ms vor Touchdown bis 150ms nach Touchdown erfasst.

Die Analyse der mechanischen Parameter umfasst neben der Erfassung des maximalen Inversionswinkels und der maximalen Inversionsgeschwindigkeit auch die Erfassung des Inversionswinkels 50ms vor der Landung, bei der Landung und 50ms nach der Landung (siehe Abbildung 3-17).

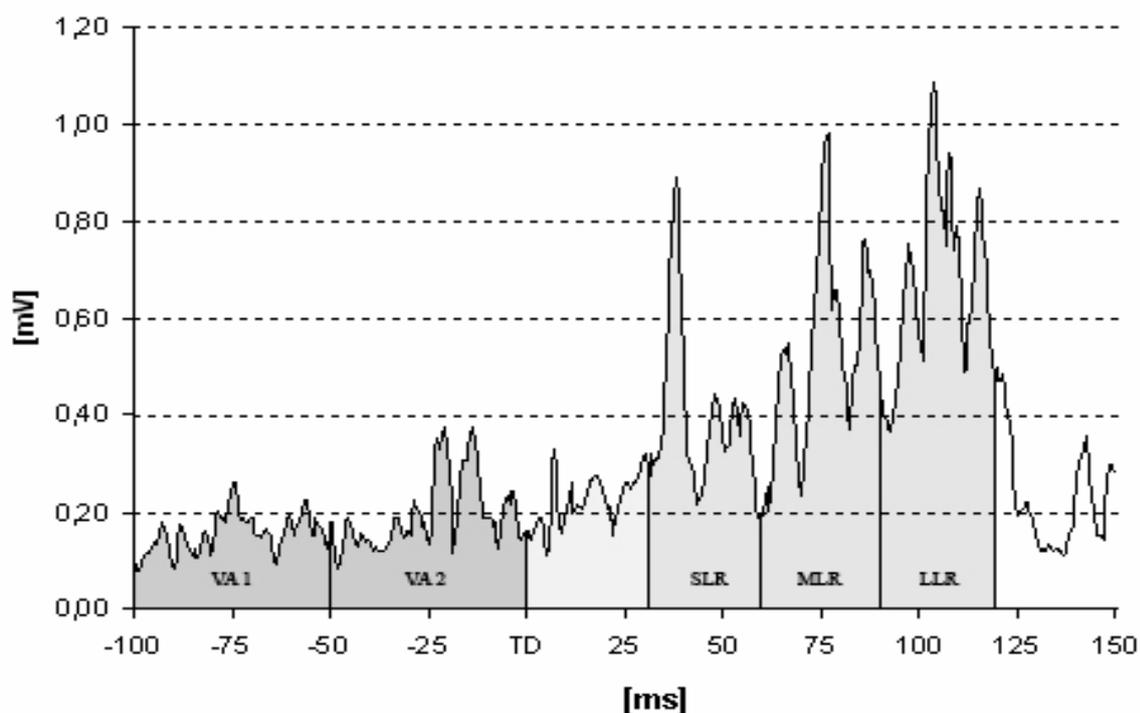
Abbildung 3-17 Darstellung des Gelenkwinkelverlaufs PS rechts eines Probanden bei der Bedingungen R (Verletzungssimulation rechts), sowie der jeweiligen Messpunkte



Die Analyse der neuromuskulären Parameter wird ähnlich wie die der statischen Verletzungssimulation durchgeführt, jedoch um die Analyse der neuromuskulären Aktivität vor der Landung, i.e. die Voraktivierung (VA) erweitert. Die Zeitabschnitte der entsprechenden Integrale der Voraktivierung sind -100-50ms vor Touchdown (VA1) und -50ms-Touchdown (VA2), wenngleich Gruneberg et al (2003) wie auch Nieuwenhuijzen et al (2002) etwas andere Integralschritte wählen (350-300ms vor Touchdown und 50ms-Touchdown). Da andere Autoren einen stetigen Anstieg der neuromuskulären Aktivität ca. 100ms vor Touchdown

(TD) feststellen (Santello and McDonagh, 1998) und das Hauptaugenmerk der Analyse auf der neuromuskulären Aktivität unmittelbar vor und nach Landung liegt, werden in dieser Studie beide TD-nahen Zeitintervalle zur Analyse herangezogen und nicht die neuromuskuläre Aktivität 350ms vor TD. Die neuromuskuläre Aktivität nach der Landung wird wie bereits bei der statischen Verletzungssimulation in den drei Intervalle 30-60ms, 60-90ms, 90-120ms untersucht (siehe Abbildung 3-18).

Abbildung 3-18 Darstellung der Integrations Schritte einer typischen Probandin am Beispiel des m. peroneus longus rechts (Bedingung „R“ Verletzungssimulation rechts)



Die Signale der Goniometer werden mit einem Butterworth Tiefpass Filter (2. Ordnung cutoff frequency 200Hz) aufbereitet. Die EMG Signale werden mit einem Butterworth Hochpass Filter (2. Ordnung cutoff frequency 10Hz) und einem Butterworth Tiefpass Filter (2. Ordnung cutoff frequency 1000Hz) gefiltert und gleichgerichtet. Schließlich werden die 10 Sprünge der 5 Bedingungen (Kontrollsprünge 1. Satz, 10 Sprünge mit Verletzungssimulation rechts, 10 Sprünge mit Verletzungssimulation links, 10 Sprünge ohne Verletzungssimulation und schließlich Kontrollsprünge 2. Satz) aufsummiert.

Veränderungen in der neuromuskulären Aktivität, die nicht der Trainingsintervention geschuldet sind, werden wie bereits in Abschnitt 3.4.3.1 erläutert, mit Hilfe der Kontrollgruppe (K-Wert) quantifiziert und bei der Auswertung der Daten der Trainingsgruppen berücksichtigt.

3.4.4.2 Prüfhypothesen dynamische Verletzungssimulation

- H₁₀ Es wird erwartet, dass sich die Bedingungen „R“ (Verletzungssimulation rechts) und „L“ (Verletzungssimulation links) hinsichtlich der mechanischen Parameter von der Kontrollsituation „X“ unterscheiden.
- H_{10.1} Es wird erwartet, dass die gemessenen Gelenkwinkel bei den Bedingungen „R“ (Verletzungssimulation rechts) und „L“ (Verletzungssimulation links) 50ms vor und bei der Landung gleich wie bei der Kontrollsituation „X“ sind.
- H_{10.2} Es wird erwartet, dass der gemessene Gelenkwinkel 50ms nach der Landung, der maximale Inversionswinkel und die maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit bei den Bedingungen „R“ und „L“ deutlich höher als in der Bedingung „X“ sind.
- H₁₁ Es wird erwartet, dass sich die Bedingungen „R“ (Verletzungssimulation rechts) und „L“ (Verletzungssimulation links) hinsichtlich der neuromuskulären Parameter von der Kontrollsituation „X“ unterscheiden.
- H_{11.1} Es wird erwartet, dass die neuromuskuläre Aktivität in den Bedingungen „R“ und „L“ bei allen Gruppen vor der Landung (Voraktivierung 1 und 2) gleich wie bei der Bedingung „X“ ist.
- H_{11.2} Es wird erwartet, dass die neuromuskuläre Aktivität in den Bedingungen „R“ und „L“ bei allen Gruppen nach der Landung (Reflexaktivität SLR, MLR, LLR) deutlich höher als bei der Bedingung „X“ ist.
- H₁₂ Es wird erwartet, dass sich die mechanischen Parameter durch das Training verändern.
- H_{12.1} Der Inversionswinkel 50ms vor Touchdown und der Inversionswinkel bei TD sollten bei beiden Trainingsgruppen geringer sein.
- H_{12.2} Es gibt keinen Unterschied zwischen den Trainingsgruppen bei den Parametern Inversionswinkel 50ms vor Touchdown und Inversionswinkel bei TD.
- H_{12.3} Der Inversionswinkel 50ms nach der Landung, der maximale Inversionswinkel und die maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit sollten bei beiden Trainingsgruppen geringer sein.

- H_{12.4} Es gibt keinen Unterschied zwischen den Trainingsgruppen bei den Parametern Inversionswinkel 50ms nach der Landung, maximaler Inversionswinkel und maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit.
- H₁₃ Es wird erwartet, dass sich die neuromuskulären Parameter durch das Training verändern.
- H_{13.1} Die Voraktivierung sollte bei beiden Trainingsgruppen erhöht sein.
- H_{13.2} Es gibt keinen Unterschied zwischen den Trainingsgruppen bei der Voraktivierung.
- H_{13.3} Die Reflexaktivität sollte bei beiden Trainingsgruppen geringer sein.
- H_{13.4} Es gibt keinen Unterschied zwischen den Trainingsgruppen bei der Reflexaktivität.

3.5 Versuchsprotokoll

Die Untersuchungsdauer der Ein- und der Ausgangsuntersuchung beträgt in etwa je 90min. Nachdem die Probanden über den Gegenstand und Ablauf der Untersuchung aufgeklärt sind, werden sie für die Messungen vorbereitet. Dazu werden zunächst durch den Versuchsleiter die Ableitstellen für die Elektroden mit einem wasserfesten Stift gekennzeichnet. Die Haut der Probanden wird anschließend für die Elektromyographie wie unter 3.3.1 beschrieben vorbereitet. Die Elektrogoniometer werden wie unter 3.3.2 beschrieben angebracht und die Kabelverbindungen der Probanden werden so gesichert, dass sie die Probanden in ihrer Bewegungsfreiheit möglichst nicht einschränken und zugleich so anliegen, dass Artefakte vor allem bei der dynamischen Verletzungssimulation vermieden werden. Schließlich werden die EMG Signale online überprüft und die Goniometer auf Neutralnull kalibriert. Die gesamte Vorbereitung der Probanden nimmt in etwa 20 Minuten in Anspruch.

Bevor die Probanden an die erste Messstation begleitet werden, laufen sie sich in etwa 5 Minuten auf einem Laufband ein. Dabei werden online die Signale auf Artefaktfreiheit überprüft. Die erste Messstation ist die Erfassung der Standstabilität auf dem GK1000®. Die Probanden werden standardisiert durch den Versuchsleiter instruiert und führen den Test im

Anschluss zunächst mit dem rechten, dann mit dem linken Bein durch (siehe dazu auch 3.4.2). Im Anschluss an die Erfassung der Standstabilität werden bei den Probanden insgesamt 40 statische Verletzungssimulationen durchgeführt (10 Gewöhnungsversuche je Seite und 20 Versuche in randomisierter Reihenfolge). Das letzte und zeitlich aufwändigste Messverfahren ist die dynamische Verletzungssimulation. Hier führen die Probanden insgesamt 50 Sprünge bzw. Landungen durch (10 Kontrollsprünge zu Beginn der Untersuchung, 30 randomisierte Sprünge und schließlich wieder 10 Kontrollsprünge).

Nach der Untersuchung werden die Daten auf Vollständigkeit überprüft und Elektroden und Goniometer von den Probanden entfernt.

3.6 Methodenkritik und Fehlerbetrachtung

3.6.1 Elektromyographie

In der vorliegenden Studie wird zur Erfassung der neuromuskulären Aktivität das Verfahren der Oberflächenelektromyographie verwendet. Die intraindividuelle Variabilität elektromyographischer Messungen ist in der Regel recht gering, während die interindividuelle Variabilität sehr hoch ist (Horstmann et al., 1988; Laplaud et al., 2006). Die Variabilität erhöht sich, wenn zwischen den Messungen mehrere Tage liegen (Gollhofer et al., 1990; Horstmann et al., 1988; Taylor and Bronks, 1995). Die von den jeweiligen Autoren berechneten Reliabilitätskoeffizienten zur Beurteilung der test-retest Reliabilität bewegen sich je nach Autor und Messbedingung zwischen 0,64 (Komi and Buskirk, 1970) und 0,98 (Gollhofer et al., 1990; Horstmann et al., 1988). Trotz dieser Variabilität kommen die Autoren zu der Erkenntnis, dass die Oberflächenelektromyographie ein valides und reproduzierbares Verfahren zur Erfassung der neuromuskulären Aktivität ist. Einschränkend muss hinzugefügt werden, dass dem Verfasser keine wissenschaftliche Arbeit bekannt ist, die untersucht hat, wie sich die Reliabilitätskoeffizienten verändern, wenn zwischen den Messtagen wie in der vorliegenden Studie 6 Wochen liegen.

3.6.2 Goniometrie

Der mechanische Parameter Gelenkwinklexkursion wird mittels Elektrogoniometrie erfasst. Für die Winkelmessung werden Goniometer der Firma Biometrics Ltd® eingesetzt. Der gerätebedingte Meßfehler beträgt laut Herstellerangabe $\pm 2^\circ$ gemessen über einen vorgegebenen Winkel von $\pm 90^\circ$. Die Reproduzierbarkeit der Messung liegt ebenfalls nach Herstellerangabe bei 1° , wiederum über einen Winkel von $\pm 90^\circ$ gemessen. Die verwendeten Goniometer basieren auf Dehnmessstreifentechnik und sind deshalb temperaturempfindlich. Biometrics Ltd® gibt die Temperatursensitivität mit weniger als $0,15 \text{ Winkelgrad}/^\circ\text{C}$ bei Messungen zwischen $+10^\circ\text{C}$ und $+40^\circ\text{C}$ an. Da die Messinstrumente bereits 10 Minuten getragen sind, bevor die Nullpunktanpassung in der Neutralstellung erfolgt, sind keine nennenswerten temperaturbedingten Winkelveränderungen zu erwarten.

Problematisch ist allerdings die Sicherung der Goniometer an den Füßen der Probanden, v.a. bei der dynamischen Verletzungssimulation. Da die Probanden eine hohe Anzahl an Sprüngen/ Landungen absolvieren und der Goniometer auf Grund der erhöhten Hautfeuchtigkeit bei den Landungen verrutschen könnte, wird der distale Goniometerschenkel doppelt mit Leukoplast hospital ® gesichert, um die Gefahr des Verrutschens zu minimieren.

3.6.3 Standstabilität

Die Standstabilität wird in dieser Untersuchung über die Spurlänge des Kraftangriffspunktes mittels des GK1000® quantifiziert. Im GK1000® Messgerät kommen vier auf DMS-Technik basierende Kraftaufnehmer der Firma Megatron® (Putzbrunn) Typ K701 zum Einsatz. Der Messbereich dieser Kraftaufnehmer liegt zwischen 0 und 1KN, womit sich der Messbereich des GK1000® auf Grund der vier Kraftaufnehmer von 0-4KN ergibt. Die maximale Kennlinienabweichung der Kraftaufnehmer beträgt $\pm 0,25\%$, womit sich für die Messgenauigkeit des gesamten Systems $\pm 1\%$ ergibt. Die Wiederholbarkeit wird mit $\pm 0,06\%$ für den einzelnen bzw. $\pm 0,24\%$ für das gesamte Messsystem angegeben.

3.6.4 Statische Verletzungssimulation

Die in dieser Untersuchung zum Einsatz kommende Supinationsplattform hat konstruktionsbedingt eine feste Drehachse. Verschiedene Faktoren beeinflussen den mechanischen Input der Supinationsplattform und somit auch den neuromuskulären Output. Erstens hat die Mas-

se des Probanden einen Einfluss auf die Stärke des Reizes. Zweitens variiert die relative Drehachse, also die des Probanden, mit seiner Schuhgröße. D.h. je größer der Fuß, desto distaler die absolute Drehachse. Drittens ändert sich die Ausgangsposition im Sprunggelenk mit der Körpergröße der Probanden. Je größer der Proband, desto „neutraler“ steht er auf den Supinationsplattformen, bzw. desto mehr nähert sich der Winkel zwischen Plattform und Beinachse 90° an. Je kleiner der Proband, desto spitzer ist dementsprechend der Winkel und desto stärker wird beispielsweise der m. peroneus longus vorgedehnt. Schließlich existiert eine starke interindividuelle Variabilität in der Lage der unteren Sprunggelenksachse (Alt, 2001; Lewis et al., 2007), welche ebenfalls zu einer Variation des neuromuskulären Outputs führen kann. Der Einfluss der ersten drei Faktoren lässt sich einfach messen und durch eine randomisierte Gruppenverteilung bei einer Gruppengröße von ca. 20 Personen pro Gruppe minimieren. Der vierte Faktor, i.e. die Sprunggelenksachse, lässt sich hingegen bisher nur schwer erfassen, so dass auch hier eine Normalverteilung angenommen werden muss.

3.6.5 Dynamische Verletzungssimulation

Ein Kritikpunkt der statischen Verletzungssimulation trifft auch auf die dynamische Verletzungssimulation zu. Konstruktionsbedingt haben die Inversionssohlen ebenfalls eine feste Drehachse, so dass die interindividuelle Variation der Lage der unteren Sprunggelenksachse auch hier einen qualitativ unterschiedlichen Reiz für die verschiedenen Probanden bedeuten könnte. Ein weiterer Kritikpunkt ist die Sprungvariation der jeweiligen Probanden, wobei wie schon bei der statischen Verletzungssimulation auch hier die interindividuelle Variation hoch, die intraindividuelle Variation allerdings niedrig ist, sodass eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse gegeben ist. Schließlich könnte bei der dynamischen Verletzungssimulation auf Grund der hohen Anzahl an Sprüngen und Landungen (50 insgesamt) auch der Faktor Ermüdung eine Rolle spielen. Dieser Faktor ist allerdings für alle Gruppen gleich und sollte daher die Vergleichbarkeit der Ergebnisse nicht beeinflussen.

3.7 Statistische Datenaufbereitung

Die erhobenen Daten werden mit dem Softwarepaket SPSS 15.0® statistisch ausgewertet. Für die erhobenen Variablen werden die üblichen Kennwerte der deskriptiven Statistik berechnet (Mittelwerte \pm Standardabweichung).

Die gruppenspezifischen (Kontrollgruppe n=21, Trainingsgruppe „kurz“ n=19, Trainingsgruppe „lang“ n=20) Veränderungen der intervallskalierten Daten werden über einen Mittelwertvergleich der Eingangs- und Ausgangsmessung berechnet. Dabei wird ein parameterfreier Test (Wilcoxon-Test) für gepaarte Stichproben verwendet, da die Gruppengrößen nur bedingt eine Normalverteilung der Daten erwarten lässt. Statistisch signifikante Unterschiede der Mittelwerte werden mit * p=0,05 und ** p=0,01 angegeben.

Wenn sich bei allen Gruppen Veränderungen zwischen Eingangs- und Ausgangsuntersuchung nachweisen lassen, werden die Ergebnisse der Ausgangsuntersuchung mit einem parameterfreien H-Test (Kruskal-Wallis) für unabhängige Stichproben untersucht. Bei signifikanten (p=0,05) Gruppenunterschieden werden paarweise post-hoc Tests nach Mann-Whitney (U-Test) gerechnet. Auf Grund der Gefahr der Alpha-Fehlerinflation wird das Signifikanzniveau gemäß der Bonferroni Korrektur auf * p=0,01 für signifikante und ** p=0,003 für hoch-signifikante Gruppenunterschiede gesetzt (Zöfel, 2003). Ergeben sich nur bei zwei Gruppen Unterschiede zwischen der Eingangs- und der Ausgangsuntersuchung wird gleich der U-Test nach Mann-Whitney gerechnet, um herauszufinden, ob sich die Gruppen statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Da es sich hierbei nur um einen Signifikanztest handelt, wird das Signifikanzniveau wieder auf * p=0,05 für signifikante Unterschiede und ** p=0,01 für hoch signifikante Unterschiede gesetzt.

Die gruppenübergreifenden (N=60) Veränderungen zwischen Eingangs- und Ausgangsuntersuchung der intervallskalierten Daten werden mittels Students T-Test für gepaarte Stichproben berechnet, was auf Grund der Fallzahl von N=60 sinnvoll ist (Curran-Everett and Benos, 2004; Zöfel, 2003). Statistisch signifikante Unterschiede der Mittelwerte werden ebenfalls mit * p=0,05 und ** p=0,01 angegeben.

Bei der Ergebnisdarstellung der dynamischen Verletzungssimulation wird zur Vermeidung von Redundanzen nur eine Verletzungsbedingung („R“ oder „L“) dargestellt, wenn die Ergebnisse keine oder unerhebliche Seitendifferenzen aufzeigen. Dazu wird die Produkt-Moment-Korrelation nach Pearson verwendet. Diese gibt den Pearsonschen Korrelationskoeffizienten r zurück. Dieser Koeffizient ist ein dimensionsloser Index mit dem Wertebereich $-1,0$ (inverser Zusammenhang) $\leq r \leq 1,0$ (perfekter Zusammenhang) und ein Maß dafür, inwieweit zwischen zwei Datensätzen eine lineare Abhängigkeit besteht.

4 Ergebnisse

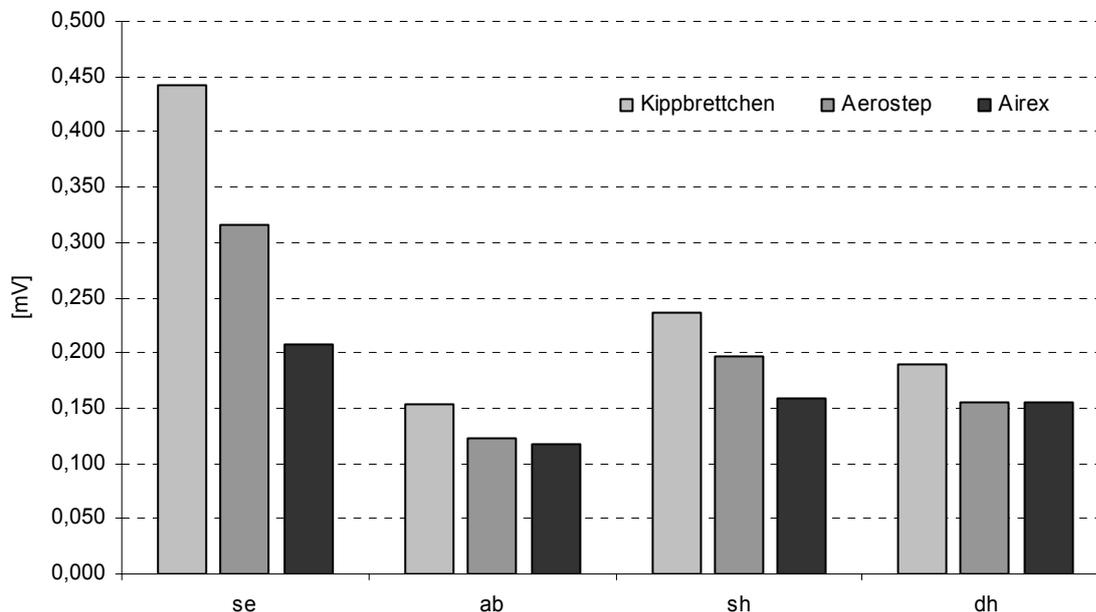
4.1 Exemplarische Trainingsverlaufsanalyse

Die Ergebnisse der exemplarischen Trainingsverlaufsanalyse stützen sich auf 4 Probanden, die während ihres Trainingsprozesses intensiv begleitet werden. Die Probanden „dh“ und „ab“ waren Teilnehmer der Trainingsgruppe „lang“. Die Probanden „sh“ und „se“ waren Teilnehmer der Trainingsgruppe „kurz“. Die Aussagekraft bzw. vor allem die Verallgemeinbarkeit der Ergebnisse ist auf Grund der geringen Fallzahl sicher limitiert. Trotz dieser Einzelbetrachtungen kann davon ausgegangen werden, dass die Beobachtungen, die bei diesen Probanden gemacht werden, auch stellvertretend für andere Probanden gelten. Allerdings ist unklar, wie viele Probanden vergleichbare Reaktionen zeigen.

4.1.1 Trainingsmittel

Die Trainingsmittel unterscheiden sich eindeutig hinsichtlich der Beanspruchung der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur. Die neuromuskuläre Aktivität der erfassten sprunggelenkumgreifenden Muskulatur von Probandin „se“ ist durchschnittlich 0,207mV auf dem Airex Balance Pad® in einer Sekunde Trainingszeit, 0,315 mV auf dem AeroStepXL® und 0,443mV auf dem Kippbrettchen. Die neuromuskuläre Aktivität von Proband „sh“ ist im Schnitt 0,158mV auf dem Airex Balance Pad® in einer Sekunde Trainingszeit, 0,196 mV auf dem AeroStepXL® und 0,237mV auf dem Kippbrettchen. Die neuromuskuläre Aktivität von Probandin „dh“ ist im Schnitt 0,155mV auf dem Airex Balance Pad® in einer Sekunde Trainingszeit, ebenfalls 0,155mV auf dem AeroStepXL® und 0,189mV auf dem Kippbrettchen. Die neuromuskuläre Aktivität von Proband „ab“ ist im Schnitt 0,118mV auf dem Airex Balance Pad® in einer Sekunde Trainingszeit, 0,123 mV auf dem AeroStepXL® und 0,153mV auf dem Kippbrettchen.

Abbildung 4-1 Darstellung des AEMG (durchschnittliches EMG – average EMG) aller Trainingseinheiten auf den Trainingsmitteln Kippbrettchen, AeroStepXL® und Airex Balance Pad®. Das AEMG von mm. peroneus long., tibialis ant. und gastrocnemius med. ist summiert und auf Grund der unterschiedlichen Belastungsdauer auf 1s zeitnormiert.



Das Kippbrettchen stellt also bei allen vier Probanden das neuromuskulär am stärksten beanspruchende Trainingsmittel dar (siehe auch Abbildung 4-1 und Tabelle 4-1). Auffallend ist, dass Probandin SE bei allen drei Geräten die stärkste neuromuskuläre Aktivität aufweist. So ist die neuromuskuläre Aktivität bei dieser Probandin nahezu doppelt so hoch wie bei Proband SH und fast dreimal so hoch wie bei Proband AB. Bei dieser Probandin sind auch die Unterschiede zwischen den Trainingsmitteln am stärksten ausgeprägt. Der geringste Unterschied zwischen den Trainingsmitteln AeroStepXL® und Airex Balance Pad® zeigt sich bei den beiden Probanden der Trainingsgruppe „lang“, während die Belastungsunterschiede in der Trainingsgruppe „kurz“ sehr deutlich sind.

Tabelle 4-1 Tabellarische Darstellung des AEMG aller Trainingseinheiten auf den Trainingsmitteln Kippbrettchen, AeroStepXL® und Airex Balance Pad®. Das AEMG der vier Probanden ist auf Grund der unterschiedlichen Belastungsdauer auf 1s zeitnormiert.

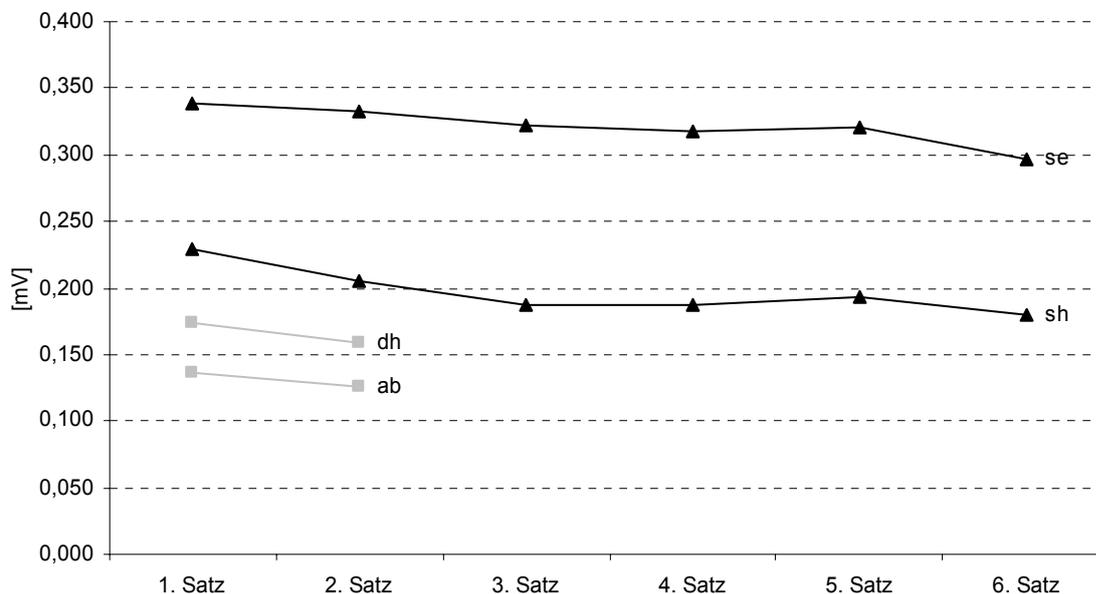
		Σ IEMG ga ti pe (1s)		
		Airex Balance Pad®	AeroStepXL®	Kippbrettchen
kurz	Se [mV]	0,207	0,315	0,443
	Sh [mV]	0,158	0,196	0,237
lang	Dh [mV]	0,155	0,155	0,189
	Ab [mV]	0,118	0,123	0,153

4.1.2 Trainingseinheit

Im Folgenden werden die Geräte nicht separat aufgeführt, sondern aus Gründen der Übersichtlichkeit und Vergleichbarkeit als sozusagen „viertes“ Gerät geführt, welches sich als Mittelwert aus den anderen drei Trainingsmitteln errechnet.

Die neuromuskuläre Aktivität der Probandin „se“ beträgt im 1. Satz durchschnittlich 0,399mV in einer Sekunde, fällt dann leicht ab auf 0,333mV im 2. Satz, 0,323 im 3. Satz und 0,318mV im 4. Satz, steigt im 5. Satz wieder leicht an auf 0,321mV und fällt im 6. Satz auf den niedrigsten Wert 0,297mV. Proband „sh“ zeigt einen ähnlichen Verlauf. Im 1. Satz ist seine neuromuskuläre Aktivität durchschnittlich 0,229mV in einer Sekunde, fällt dann leicht ab auf 0,205mV im 2. Satz, 0,188 im 3. Satz und ebenfalls 0,188mV im 4. Satz, steigt im 5. Satz wieder leicht an auf 0,193mV und fällt im 6. Satz auf den niedrigsten Wert 0,180mV. Für die beiden Probanden „dh“ und „ab“ gibt es auf Grund der längeren Belastungsdauer und damit verbunden weniger Trainingssätzen nur jeweils zwei Messwerte. Die neuromuskuläre Aktivität des Probanden „dh“ ist im ersten Satz 0,136mV und sinkt im zweiten Satz auf 0,126mV. Die neuromuskuläre Aktivität des Probanden „ab“ ist im ersten Satz 0,173mV und sinkt im zweiten Satz auf 0,159mV.

Abbildung 4-2 Darstellung des AEMG der mittleren Trainingssätze aller Trainingseinheiten. Die zeitnormierten Werte der Trainingsgruppe „kurz“ sind schwarz gezeichnet und durch ▲ markiert. Die Werte der Trainingsgruppe „lang“ sind grau gezeichnet und durch ■ markiert.



Die neuromuskuläre Aktivität der Probanden ist damit zu Beginn der Trainingseinheit bei allen vier Probanden höher als am Ende der Trainingseinheit (siehe Abbildung 4-2). Leider kann auf Grund der geringen zur Verfügung stehenden Satzzahl bei der Trainingsgruppe „lang“ keine Aussage über eine etwaige Entwicklung während des Trainings getroffen werden. Es können lediglich Aussagen über die Anfangshälfte und die Endhälfte des Trainings getroffen werden. Auffallend ist bei den Probanden der Trainingsgruppe „kurz“, dass die kontinuierliche Abnahme der neuromuskulären Aktivität gegen Ende der Trainingseinheit zunächst etwas abflacht, bzw. vom 4. zum 5. Satz sogar wieder leicht ansteigt, um dann vom 5. Satz zum 6. Satz verhältnismäßig stark abzufallen.

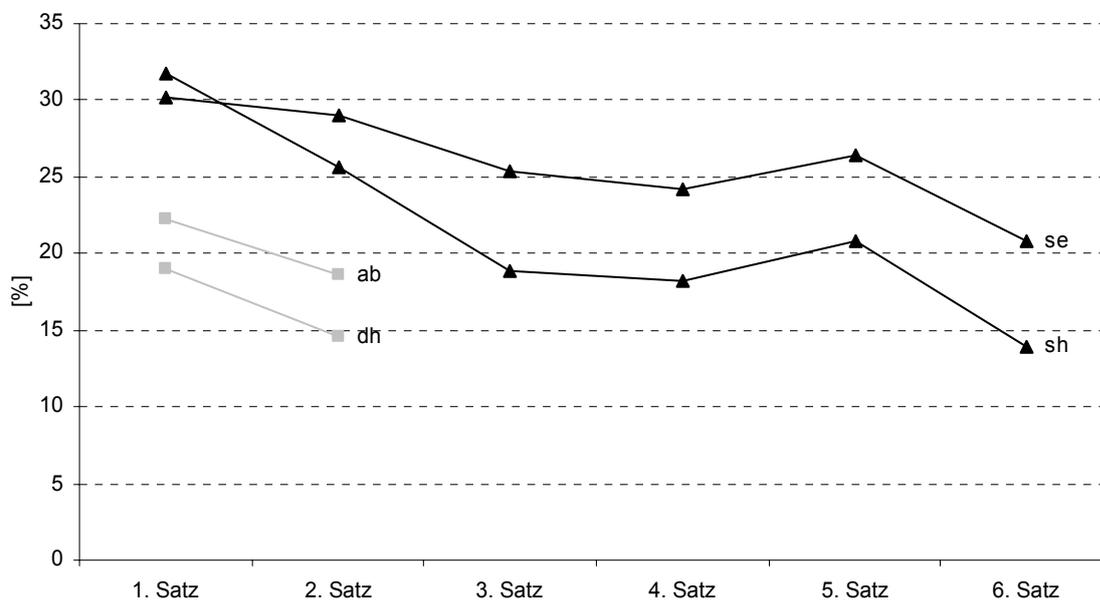
Ergebnisse

Tabelle 4-2 Tabellarische Darstellung des AEMG der mittleren Trainingssätze aller Trainingseinheiten auf 1s zeitnormiert

	kurz		lang	
	se	sh	ab	dh
1. Satz [mV]	0,339	0,229	0,136	0,173
2. Satz [mV]	0,333	0,205	0,126	0,159
3. Satz [mV]	0,323	0,188		
4. Satz [mV]	0,318	0,188		
5. Satz [mV]	0,321	0,193		
6. Satz [mV]	0,297	0,180		

Abbildung 4-3 zeigt den Verlauf der Kokontraktion als Mittelwert aller fünf Trainingswochen. Wie bereits bei der mittleren neuromuskulären Aktivität lässt sich auch hier einheitlich und gruppenübergreifend für alle Probanden eine Abnahme der Kokontraktion innerhalb der mittleren Trainingseinheit feststellen. Probandin „se“ kokontrahiert die mm. tibialis ant. und gastrocnemius med. im 1. Trainingssatz 30% der Zeit (30s), in den folgenden Sätzen stets weniger mit 29%, 25% und 24% im vierten Satz. Im fünften Satz zeigt sich ein leichter Anstieg auf 26% gefolgt von 21% als niedrigstem Wert im letzten Satz. Proband „sh“ zeigt einen sehr ähnlichen Trainingsverlauf mit 32% Kokontraktion im 1. Satz, gefolgt von 26% im 2. Satz, 19% im 3. Satz und 18% im 4. Satz. Auch bei „sh“ lässt sich ein Anstieg im 5. Satz auf 21% feststellen und auch „sh“ hat im letzten Satz den geringsten Wert mit lediglich 14% der Zeit Kokontraktion.

Abbildung 4-3 Darstellung der Kokontraktion innerhalb der Trainingssätze als Mittel aller Trainingseinheiten. Die relativen Werte der Trainingsgruppe „kurz“ sind schwarz gezeichnet und durch ▲ markiert. Die relativen Werte der Trainingsgruppe „lang“ sind grau gezeichnet und durch ■ markiert.



Für die Trainingsgruppe „lang“ gibt es auf Grund der längeren Belastungsdauer und der damit verbunden geringeren Anzahl an Trainingssätzen lediglich zwei Messwerte, die in ihrer Entwicklung wie bereits bei der Trainingsgruppe „kurz“ zu erkennen ist, rückläufig sind. Proband „ab“ hat im ersten Satz 22% der Zeit (90s) kokontrahiert und im 2. Satz 19%. Probandin „dh“ zeigt ebenfalls ein vergleichbares Bild mit 19% Kokontraktion im 1. Satz und 15% im 2. Satz.

Tabelle 4-3 Tabellarische Darstellung der Kokontraktion innerhalb der mittleren Trainingssätze aller Trainingseinheiten

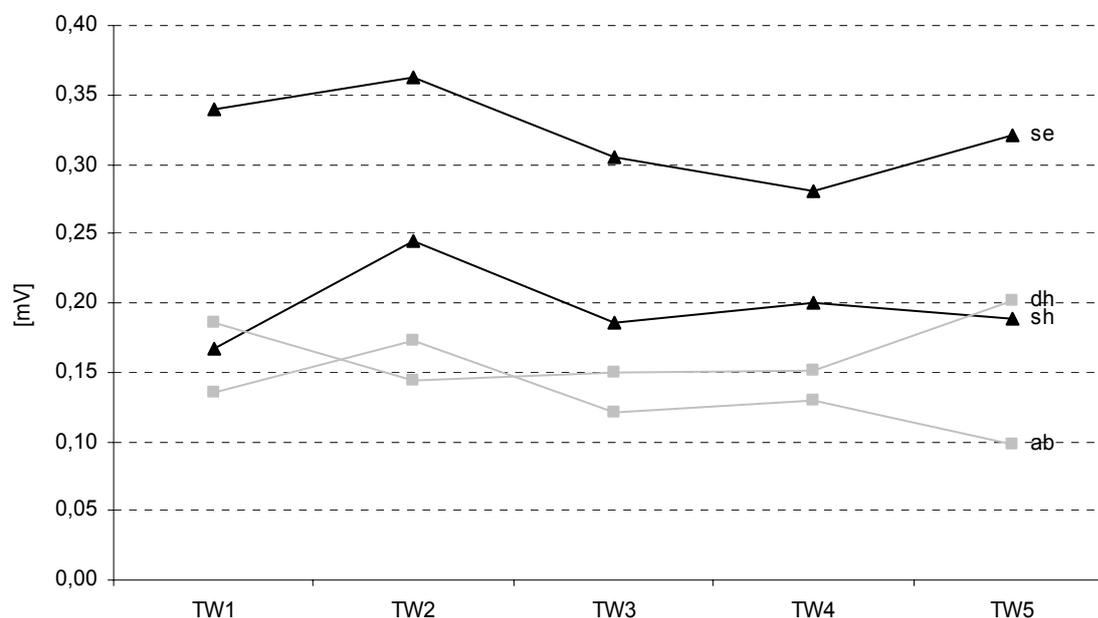
	kurz		lang	
	se	sh	ab	dh
1. Satz [%]	30	32	22	19
2. Satz [%]	29	26	19	15
3. Satz [%]	25	19		
4. Satz [%]	24	18		
5. Satz [%]	26	21		
6. Satz [%]	21	14		

4.1.3 Trainingsverlauf

Der Trainingsverlauf der vier Probanden zeigt wie bereits der vorherige Parameter ebenfalls ein etwas uneinheitliches Bild. Abbildung 4-4 zeigt den Trainingsverlauf der beiden Probanden „se“ und „sh“ (Trainingsgruppe „kurz“) sowie „ab“ und „dh“ (Trainingsgruppe „lang“). Die dargestellten Werte errechnen sich aus der mittleren neuromuskulären Aktivität über die gesamte Trainingseinheit.

Die neuromuskuläre Aktivität der Probandin „se“ beträgt in der 1. Trainingswoche durchschnittlich 0,340mV, nimmt dann leicht zu auf 0,363mV in der 2. Trainingswoche, sinkt auf 0,305mV in der 3. Trainingswoche, auf 0,280mV in der 4. Trainingswoche und steigt schließlich in der 5. Trainingswoche an auf 0,321mV. Proband „sh“ zeigt einen deutlich anderen Verlauf. In der 1. Trainingswoche wird die neuromuskuläre Aktivität durchschnittlich mit 0,167mV in einer Sekunde gemessen, steigt dann stark an auf 0,244mV in der 2. Trainingswoche, fällt wieder stark auf 0,186mV in der 3. Trainingswoche, steigt wieder auf 0,199mV in der 4. Trainingswoche, um schließlich in der 5. Trainingswoche wieder auf 0,189mV zu sinken.

Abbildung 4-4 Darstellung des zeitnormierten AEMGs des Trainingsverlaufs über die fünf Trainingswochen



Der Proband „ab“ zeigt ein mit Probandin „se“ vergleichbares Muster. Seine neuromuskuläre Aktivität beträgt in der 1. Trainingswoche durchschnittlich 0,135mV, nimmt dann zu auf 0,173mV in der 2. Trainingswoche, sinkt auf 0,120mV in der 3. Trainingswoche, steigt wieder

leicht an auf 0,129mV in der 4. Trainingswoche und sinkt schließlich in der 5. Trainingswoche auf sein Minimum 0,098mV. Probandin „dh“ zeigt einen eher ansteigenden Verlauf. In der 1. Trainingswoche wird die neuromuskuläre Aktivität durchschnittlich mit 0,186mV in einer Sekunde gemessen, fällt dann ab auf 0,143mV in der 2. Trainingswoche, steigt wieder an auf 0,150mV in der 3. Trainingswoche, bleibt nahezu gleich bei 0,151mV in der 4. Trainingswoche, um schließlich in der 5. Trainingswoche ihr Maximum mit 0,202mV zu erreichen.

Beide Probanden „se“ und „ab“ zeigen zu Beginn einen vergleichbaren Kurvenverlauf trotz der unterschiedlichen Größenordnung der IEMGs. Bei beiden Probanden wird das Maximum an neuromuskulärer Aktivität in der zweiten Trainingswoche gemessen (se: 0,363mV, ab: 0,173mV). Lediglich die letzten beiden Trainingswochen zeigen eine unterschiedliche Tendenz. Während bei Probandin „se“ die Tendenz abnehmender neuromuskulärer Aktivität zunächst anhält und erst in der letzten Trainingswoche erneut ansteigt, steigt bei Proband „ab“ bereits in der vierten Trainingswoche das IEMG erneut an, um dann aber wieder zur letzten Trainingswoche abzufallen.

Tabelle 4-4 Tabellarische Darstellung der auf 1s zeitnormierten Messwerte aller Trainingssätze der jeweiligen Trainingswochen

	kurz		lang	
	se	sh	ab	dh
1. Trainingswoche [mV]	0,340	0,167	0,135	0,186
2. Trainingswoche [mV]	0,363	0,244	0,173	0,143
3. Trainingswoche [mV]	0,305	0,186	0,120	0,150
4. Trainingswoche [mV]	0,280	0,199	0,129	0,151
5. Trainingswoche [mV]	0,321	0,189	0,098	0,202

Während die beiden Probanden „se“ und „ab“ eine deutliche Tendenz hin zu weniger neuromuskulärer Aktivität zeigen, kann diese Entwicklung bei den anderen beiden Probanden nur sehr eingeschränkt beobachtet werden. Die neuromuskuläre Aktivität des Probanden „sh“ hat ihren geringsten Wert (0,167mV) in der ersten Trainingswoche, den maximalen Wert in der zweiten Trainingswoche (0,244mV) und den dritthöchsten Wert in der vierten Trainingswoche (0,199mV). Es lässt sich also keine Tendenz erkennen. Ähnliches gilt für die Probandin „dh“. Allerdings wird bei ihr der maximale Wert in der letzten Trainingswoche gemessen (0,202mV) und der zweithöchste Wert in der ersten Trainingswoche (0,186mV). Auch hier ist keine Tendenz erkennbar.

Abbildung 4-5 Darstellung des Mittelwerts der Kokontraktion der einzelnen Trainingswochen. Die relativen Werte der Trainingsgruppe „kurz“ sind schwarz gezeichnet und durch ▲ markiert. Die relativen Werte der Trainingsgruppe „lang“ sind grau gezeichnet und durch ■ markiert.

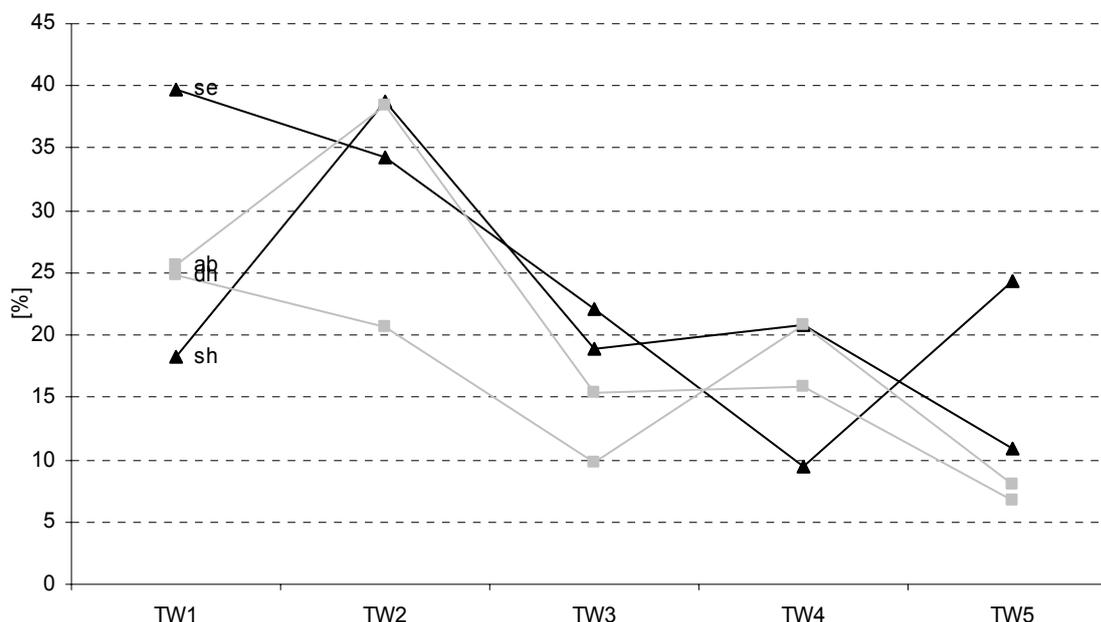


Abbildung 4-5 zeigt die Entwicklung der intermuskulären Koordination von Trainingswoche zu Trainingswoche. Als Maß dafür wird die mittlere Kokontraktion innerhalb einer Trainingseinheit benützt. Wenngleich der Trainingsverlauf recht unregelmäßig ist, kann für alle erfassten Probanden eine Tendenz hin zu weniger Kokontraktion von Woche zu Woche erkannt werden. Probandin „se“ kokontrahiert die mm. tibialis ant. und gastrocnemius med. in der 1. Trainingswoche 40% der Zeit (9min), in der 2. Trainingswoche 34%, in der 3. Trainingswoche 22% und in der 4. Trainingswoche nur noch 9% der Zeit. In der letzten Trainingswoche ist bei dieser Probandin – anders als bei den anderen Probanden – ein sehr hoher Anstieg auf 24% zu sehen. Proband „sh“ beginnt die 1. Trainingswoche bereits mit seinem zweitniedrigsten Wert von 18% Kokontraktion. In der 2. Trainingswoche kokontrahiert der Proband die beiden Muskeln mehr als doppelt so häufig (39%). In der 3. Trainingswoche werden 19% und in der 4. Trainingswoche 21% Kokontraktion gemessen. In der 5. Trainingswoche schließlich wird bei dem Probanden sein Minimum mit 11% gemessen.

Tabelle 4-5 Tabellarische Darstellung der durchschnittlichen Kokontraktion in der jeweiligen Trainingswochen

	kurz		lang	
	se	sh	ab	dh
1. TW [%]	40	18	26	25
2. TW [%]	34	39	38	21
3. TW [%]	22	19	15	10
4. TW [%]	9	21	16	21
5. TW [%]	24	11	7	8

Die Probanden der Trainingsgruppe „lang“ verhalten sich sehr ähnlich: Proband „ab“ zeigt ebenfalls in den ersten beiden Trainingswochen verhältnismäßig häufig Kokontraktion (1. Trainingswoche 26%, 2. Trainingswoche 38%). In den folgenden drei Trainingswochen nimmt der Anteil der Kokontraktion immer weiter ab (3. Trainingswoche 15%, 2. Trainingswoche 16%) und erreicht in der letzten Trainingswoche wie auch Proband „sh“ das Minimum mit 7%. Bei Probandin „dh“ muss zwar auch ein wechselhafter Trainingsverlauf festgestellt werden, aber die grundlegende Entwicklung hin zu weniger Kokontraktion lässt sich auch bei ihr feststellen: In der 1. Trainingswoche kokontrahieren ihre mm. tibialis ant. und gastrocnemius med. 25% der Zeit (9min), in der 2. Trainingswoche 21% und in der 3. Trainingswoche 10% der Zeit. In der 4. Trainingswoche lässt sich wie bereits bei Proband „sh“ ein erneuter Anstieg der Kokontraktion auf 21% feststellen. In der letzten Trainingswoche kokontrahieren die beiden Muskeln nur noch 8% der Zeit.

4.1.4 Synopsis exemplarische Trainingsverlaufsanalyse

Das Kippbrettchen stellt bei allen vier Probanden das Trainingsmittel mit der höchsten neuromuskulären Aktivität dar. Abbildung 4-1 und Tabelle 4-1 verdeutlichen die hohe neuromuskuläre Aktivität, die das Training auf dem Kippbrettchen induziert. Das AeroStepXL nimmt in 3 von 4 Fällen die Mittelposition ein. Nur für Probandin DH scheinen Airex Balance Pad® und AeroStepXL® gleich „anstrengend“ zu sein, also das gleiche Maß neuromuskulärer Aktivität zu provozieren. Dementsprechend induziert das Airex Balance Pad® bei 3 von 4 Probanden die geringste neuromuskuläre Aktivität. Die Trainingsmittel unterscheiden sich also eindeutig in ihrer Beanspruchung der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur. Hypothese H₁ kann somit bestätigt werden

Die Probanden lösen die Aufgabe „Einbeinstand auf instabiler Unterlage“ im Verlauf der durchschnittlichen Trainingseinheit zunehmend besser. Das AEMG ist gegen Ende der Trainingseinheit stets niedriger als am Anfang der Trainingseinheit. Auch die Kokontraktion als Maß für die intermuskuläre Koordination nimmt im Verlauf der Trainingseinheit bei allen Probanden irrespektive der Trainingsgruppe ab. Hypothese H₂ kann somit ebenfalls bestätigt werden.

Die Probanden lösen die Bewegungsaufgabe „Einbeinstand auf instabiler Unterlage“ auch von Woche zu Woche zunehmend besser und benötigen trotz der Zusatzaufgaben für diese Aufgabe weniger neuromuskuläre Aktivität. Bei allen Probanden lässt sich trotz einzelner Abweichungen eine stete Tendenz hin zu weniger Kokontraktion von Trainingswoche zu Trainingswoche feststellen. Hypothese H₃ kann damit ebenfalls bestätigt werden.

4.2 Standstabilität

Die Standstabilität wird im Einbeinstand gemessen. Quantifiziert werden die Veränderungen zum einen über den mechanischen Parameter ‚Weg‘ und zum anderen über den neuromuskulären Parameter ‚IEMG (30s)‘. Als mechanischer Parameter werden hierfür auf Grund des geringeren Messfehlers ausschließlich die Daten des GK 1000® Messgeräts verwendet und nicht die Goniometerdaten.

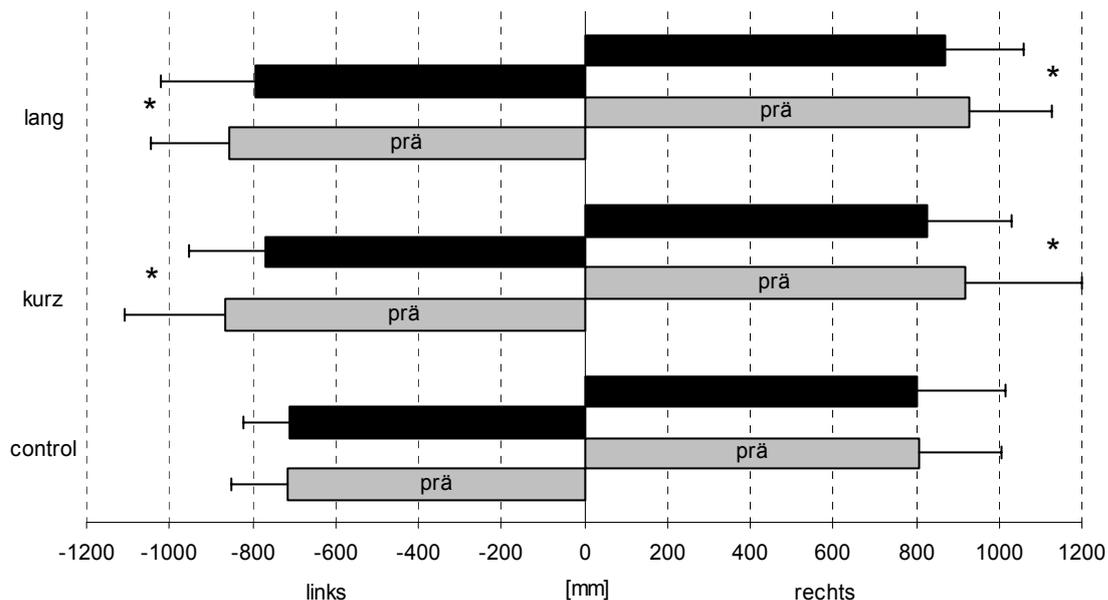
4.2.1 Mechanischer Parameter

Die Standstabilität beider Trainingsgruppen hat sich auf beiden Seiten statistisch signifikant verbessert (siehe Abbildung 4-6 und Tabelle 4-6). Auffallend ist das deutlich bessere Ausgangsniveau der Kontrollgruppe und die Seitendifferenz aller Gruppen. Während das bessere Ausgangsniveau der Kontrollgruppe statistisch nicht signifikant ist (links $p=0,064$ und rechts $p=0,284$), ist die gruppenübergreifende Seitendifferenz von links $806\text{mm} \pm 203\text{mm}^2$ zu rechts $882\text{mm} \pm 232\text{mm}$ statistisch hoch signifikant ($p=0,000$).

² Alle statistischen Angaben sind im Folgenden als $MW \pm SD$ angegeben.

Ergebnisse

Abbildung 4-6 Darstellung des Wegs des Druckmittelpunkts (30s) links und rechts in [mm]



Die Kontrollgruppe verändert sich kaum zwischen der Eingangs- und der Ausgangsmessung. Der Wackelweg links beträgt im Mittel 714mm± 139mm und rechts 809mm ± 198mm. Bei der Ausgangsmessung werden links 711mm ±110mm und rechts 801mm ±217mm gemessen. Beide Veränderungen sind statistisch nicht signifikant (p=0,889 und p=0,689).

Tabelle 4-6 Statistische Datenanalyse Standstabilität/ Wackelweg

		prä		post		p
		mw	sd	mw	sd	
control	links [mm]	714	139	711	110	0,889
	rechts [mm]	809	198	801	217	0,689
kurz	links [mm]	865	244	767	186	0,020
	rechts [mm]	920	281	825	207	0,035
lang	links [mm]	856	190	791	229	0,050
	rechts [mm]	930	200	871	189	0,030

Die Trainingsgruppe „kurz“ verringert ihren Wackelweg links von 865mm ±244mm auf 767mm ±186mm und rechts von 920mm ±281mm auf 825mm ±207mm. Die Veränderungen erreichen auf beiden Seiten statistisch signifikantes Niveau (p=0,020 und p=0,035).

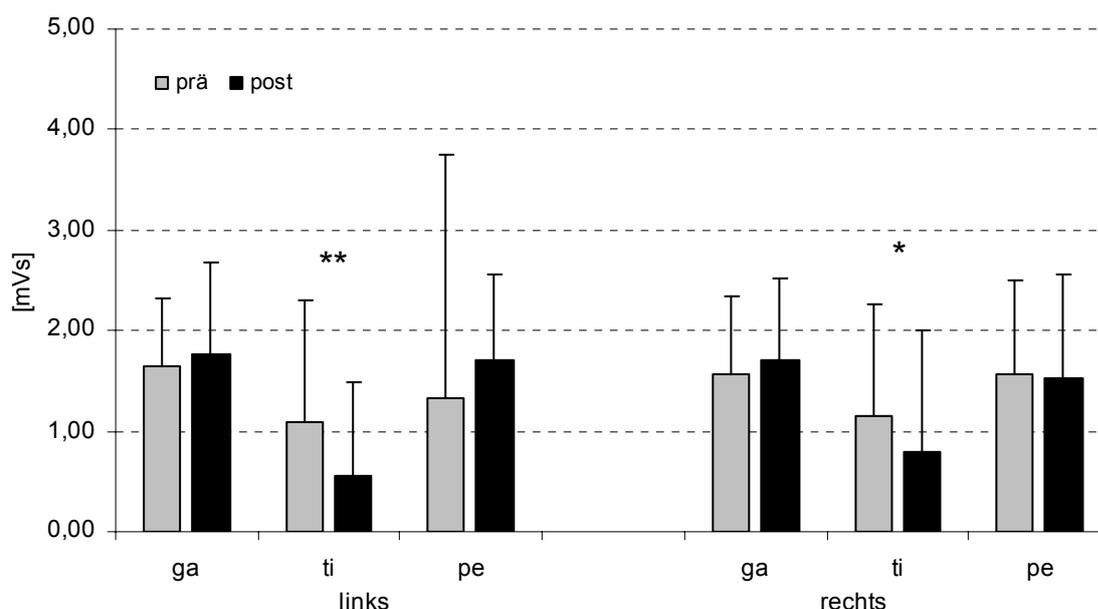
Die Trainingsgruppe „lang“ verbessert sich links von 856mm \pm 190mm auf 791mm \pm 229mm und rechts von 930mm \pm 200mm auf 871mm \pm 189mm. Auch hier erreichen die Veränderungen auf beiden Seiten statistisch signifikantes Niveau ($p=0,050$ und $p=0,030$).

Der Unterschied zwischen den Trainingsgruppen „kurz“ und „lang“ erreicht kein statistisch signifikantes Niveau (links $p=0,768$, rechts $p=0,407$). Es kann somit keine Aussage über eine stärkere Trainingswirkung der einen oder der anderen Trainingsgruppe getroffen werden.

4.2.2 Neuromuskulärer Parameter

Die Seitendifferenz, die sich bei der Bestimmung des Wackelwegs zeigt, kann auch bei der Analyse der neuromuskulären Aktivität beobachtet werden. Die neuromuskuläre Aktivität der linken Seite ist bei allen analysierten Muskeln niedriger als die der rechten Seite ($p=0,000$).

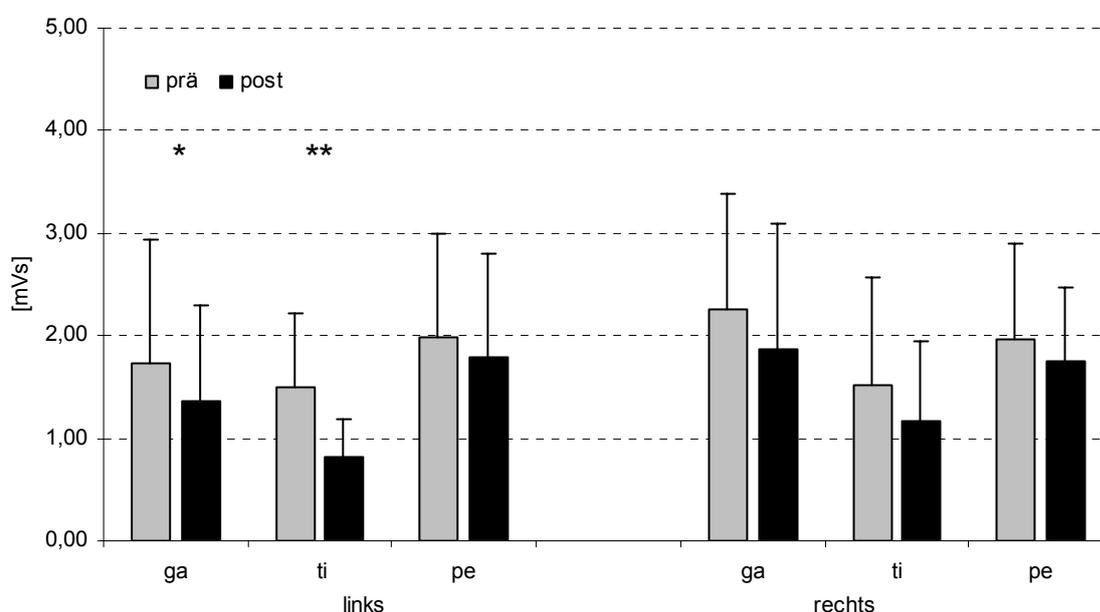
Abbildung 4-7 Darstellung der neuromuskulären Aktivität (IEMG 30s) der Kontrollgruppe



Die neuromuskuläre Aktivität der Kontrollgruppe ist mit Ausnahme der mm. tibialis ant. und gastrocnemius med. links nahezu unverändert (siehe Abbildung 4-7). Der m. peroneus long. zeigt links wie rechts nur eine sehr geringe Veränderung zur Eingangsuntersuchung. Bei der Eingangsuntersuchung werden links 1,34mVs \pm 0,64mVs und rechts 1,56mVs \pm 0,59mVs gemessen. Bei der Ausgangsuntersuchung werden links 1,70mVs \pm 0,99mVs und rechts 1,53mVs \pm 0,41mVs gemessen. Beide Veränderungen sind statistisch nicht signifikant

($p=0,076$ bzw. $p=0,626$). Die Aktivität des m. tibialis ant. rechts und links verändert sich stark zur Eingangsuntersuchung. Bei der Eingangsuntersuchung werden links $1,09\text{mVs} \pm 0,80\text{mVs}$ und rechts $1,15\text{mVs} \pm 0,97\text{mVs}$ gemessen. Bei der Ausgangsuntersuchung werden links $0,55\text{mVs} \pm 0,24\text{mVs}$ und rechts $0,79\text{mVs} \pm 0,65\text{mVs}$ gemessen. Die Veränderung links ist statistisch hoch signifikant mit $p=0,001$. Die Veränderung rechts ist statistisch signifikant mit $p=0,046$. Die Aktivität des m. gastrocnemius med. verändert sich etwas zur Eingangsmessung. Bei der Eingangsuntersuchung werden links $1,64\text{mVs} \pm 0,68\text{mVs}$ und rechts $1,57\text{mVs} \pm 0,77\text{mVs}$ gemessen. Bei der Ausgangsuntersuchung werden links $1,76\text{mVs} \pm 0,92\text{mVs}$ und rechts $1,71\text{mVs} \pm 0,80\text{mVs}$ gemessen. Beide Veränderungen sind statistisch nicht signifikant ($p=0,469$ bzw. $p=0,305$).

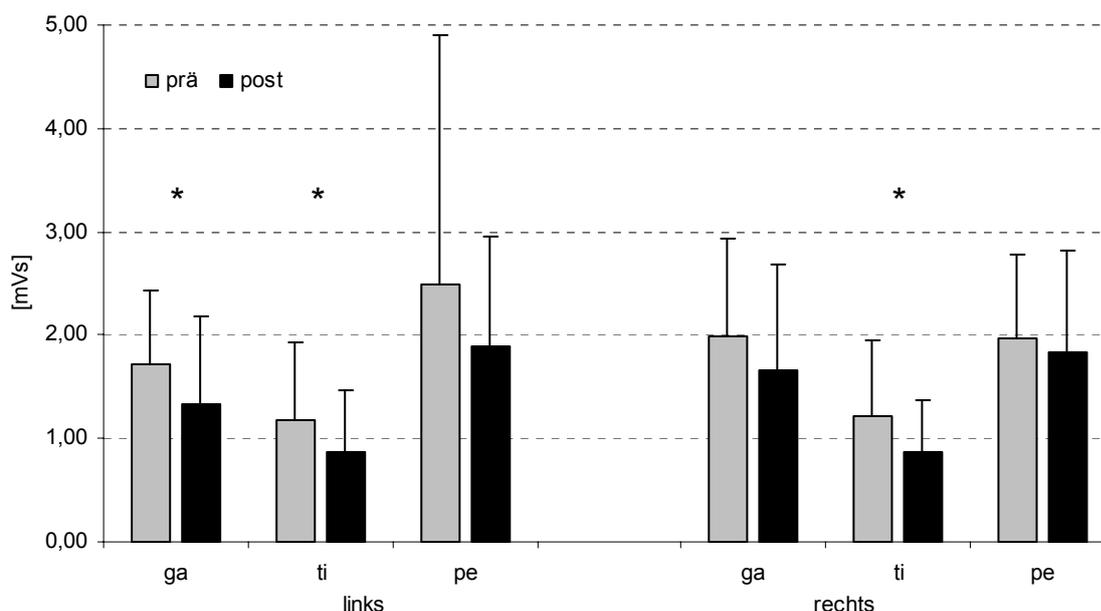
Abbildung 4-8 Darstellung der neuromuskulären Aktivität (IEMG 30s) der Trainingsgruppe „kurz“



Die neuromuskuläre Aktivität der Trainingsgruppe „kurz“ zeigt nahezu bei allen analysierten Muskeln eine deutliche Reduktion im Vergleich zur Eingangsuntersuchung (siehe Abbildung 4-8). Der m. peroneus long. zeigt bei der Eingangsuntersuchung links $1,99\text{mVs} \pm 1,00\text{mVs}$ und rechts $1,96\text{mVs} \pm 0,93\text{mVs}$. Bei der Ausgangsuntersuchung werden links $1,79\text{mVs} \pm 1,02\text{mVs}$ und rechts $1,75\text{mVs} \pm 0,71\text{mVs}$ gemessen. Beide Veränderungen sind allerdings statistisch nicht signifikant ($p=0,099$ bzw. $p=0,184$). Die Aktivität des m. tibialis ant. rechts und links verändert sich wie bereits bei der Kontrollgruppe stark zur Eingangsuntersuchung. Bei der Eingangsuntersuchung werden links $1,51\text{mVs} \pm 0,71\text{mVs}$ und rechts ebenfalls $1,51\text{mVs} \pm 1,05\text{mVs}$ gemessen. Bei der Ausgangsuntersuchung werden links $0,81\text{mVs} \pm 0,37\text{mVs}$ und rechts $1,16\text{mVs} \pm 0,80\text{mVs}$ gemessen. Die Veränderung links ist statistisch

hoch signifikant mit $p=0,002$. Die Veränderung rechts ist nicht statistisch signifikant mit $p=0,084$. Die Aktivität des m. gastrocnemius med. verändert sich ebenfalls zur Eingangsmessung. Bei der Eingangsuntersuchung werden links $1,74\text{mVs} \pm 1,21\text{mVs}$ und rechts $2,26\text{mVs} \pm 1,12\text{mVs}$ gemessen. Bei der Ausgangsuntersuchung werden links $1,37\text{mVs} \pm 0,93\text{mVs}$ und rechts $1,87\text{mVs} \pm 1,22\text{mVs}$ gemessen. Die Veränderung ist auf der linken Seite statistisch signifikant ($p=0,049$) und auf der rechten Seite nicht ($p=0,077$).

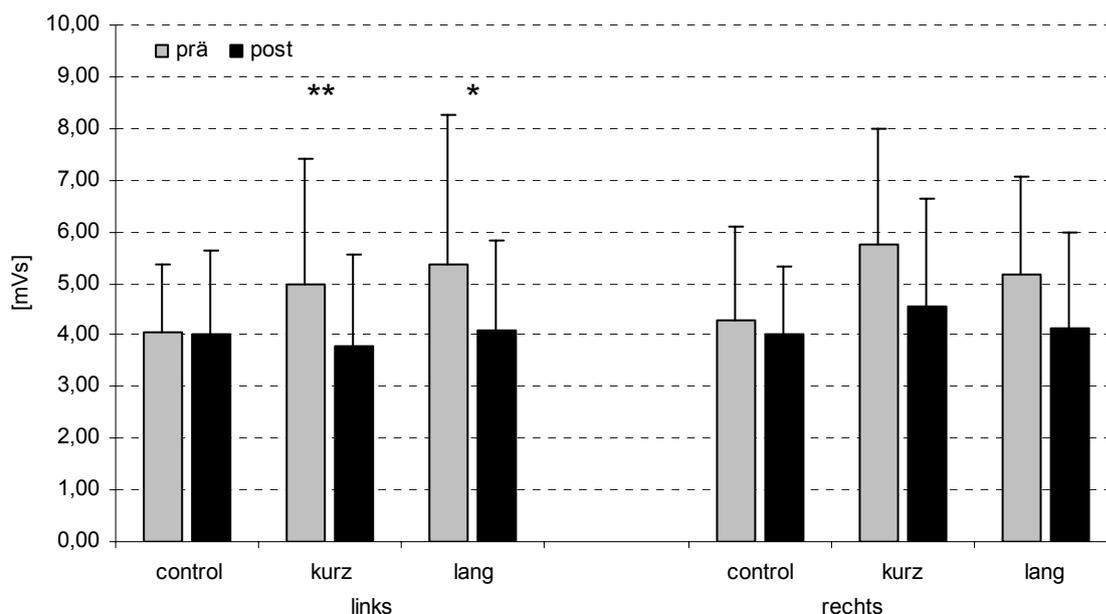
Abbildung 4-9 Darstellung der neuromuskulären Aktivität (IEMG 30s) der Trainingsgruppe „lang“



Die neuromuskuläre Aktivität der Trainingsgruppe „lang“ zeigt ebenfalls nahezu bei allen analysierten Muskeln eine deutliche Reduktion im Vergleich zur Eingangsmessung (siehe Abbildung 4-9). Der m. peroneus long. zeigt bei der Eingangsmessung links $2,48\text{mVs} \pm 2,42\text{mVs}$ und rechts $1,98\text{mVs} \pm 0,80\text{mVs}$. Bei der Ausgangsmessung werden links $1,89\text{mVs} \pm 1,06\text{mVs}$ und rechts $1,83\text{mVs} \pm 0,99\text{mVs}$ gemessen. Beide Veränderungen sind allerdings statistisch nicht signifikant ($p=0,179$ bzw. $p=0,227$). Die Aktivität des m. tibialis ant. rechts und links verändert sich wie bereits bei den anderen beiden Probandengruppen stark zur Eingangsmessung. Bei der Eingangsmessung werden links $1,18\text{mVs} \pm 0,75\text{mVs}$ und rechts $1,21\text{mVs} \pm 0,75\text{mVs}$ gemessen. Bei der Ausgangsmessung werden links $0,87\text{mVs} \pm 0,60\text{mVs}$ und rechts $0,88\text{mVs} \pm 0,49\text{mVs}$ gemessen. Beide Veränderungen sind statistisch signifikant ($p=0,012$ und $p=0,050$). Die Aktivität des m. gastrocnemius med. verändert sich ebenfalls zur Eingangsmessung. Bei der Eingangsmessung werden links $1,72\text{mVs} \pm 0,72\text{mVs}$ und rechts $1,99\text{mVs} \pm 0,93\text{mVs}$ gemessen. Bei der Ausgangsmessung werden links $1,37\text{mVs} \pm 0,93\text{mVs}$ und rechts $1,87\text{mVs} \pm 1,22\text{mVs}$ gemessen. Die Veränderung ist auf der linken Seite statistisch signifikant ($p=0,049$) und auf der rechten Seite nicht ($p=0,077$).

chung werden links $1,33\text{mVs} \pm 0,85\text{mVs}$ und rechts $1,66\text{mVs} \pm 1,02\text{mVs}$ gemessen. Die Veränderung ist auf der linken Seite statistisch signifikant ($p=0,018$) und auf der rechten Seite nicht ($p=0,191$).

Abbildung 4-10 Darstellung des summierten IEMGs der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur (m. peroneus long. + m. tibialis ant. + m. gastrocnemius med.) für die Kontrollgruppe, Trainingsgruppe „kurz“ und Trainingsgruppe „lang“.



Ein interessantes Bild zeigt sich, wenn man die Muskeln als untere Sprunggelenkmuskulatur gemeinsam betrachtet (siehe Abbildung 4-10) und die Veränderungen relativ zur Eingangsmessung (Eingangsmessung = 0%) betrachtet (die absoluten Werte können Tabelle 4-7 und Tabelle 4-8 entnommen werden, i.e. Σ gatipe). Dabei zeigt sich auf der einen Seite keine statistisch signifikante Reduktion für die Kontrollgruppe (-1% links und -6% rechts, $p=0,401$ und $0,385$). Auf der anderen Seite zeigen beide Trainingsgruppen statistisch signifikante bzw. hoch signifikante Veränderungen auf der linken Seite. Die Trainingsgruppe „kurz“ hat links wie rechts nahezu ein Viertel weniger neuromuskuläre Aktivität (-24% links bzw. -21% rechts), wobei nur die Veränderung der linken Seite statistisch hoch signifikant ist ($p=0,001$ links und $p=0,107$ rechts). Die Trainingsgruppe „lang“ zeigt eine Reduktion in der nahezu identischen Größenordnung (-24% links und -20% rechts). Auch hier erreicht nur die Veränderung der linken Seite statistisch signifikantes Niveau ($p=0,011$ links und $p=0,064$ rechts). Wie schon bei der Analyse des Wackelweges zeigt sich auch hier eine eindeutige Seitendifferenz, mit statistisch signifikanten Veränderungen fast ausschließlich auf der linken Seite.

Ergebnisse

Tabelle 4-7 Statistische Datenanalyse Standstabilität IEMG (30s) links

	links	prä		Post		p
		mw	sd	mw	sd	
control	ga (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,64	0,68	1,76	0,92	0,469
	ti (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,09	0,80	0,55	0,24	0,001
	pe (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,34	0,64	1,70	0,99	0,076
	∑ gatipe (IEMG 5s-35s) [mVs]	4,06	1,31	4,02	1,60	0,401
kurz	ga (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,74	1,21	1,37	0,93	0,049
	ti (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,51	0,71	0,81	0,37	0,002
	pe (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,99	1,00	1,79	1,02	0,099
	∑ gatipe (IEMG 5s-35s) [mVs]	4,98	2,44	3,77	1,79	0,001
lang	ga (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,72	0,72	1,33	0,85	0,018
	ti (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,18	0,75	0,87	0,60	0,012
	pe (IEMG 5s-35s) [mVs]	2,48	2,42	1,89	1,06	0,179
	∑ gatipe (IEMG 5s-35s) [mVs]	5,38	2,89	4,08	1,77	0,011

Die neuromuskuläre Aktivität des m. tibialis ant. links verändert sich bei allen drei untersuchten Gruppen. Der H-Test nach Kruskal-Wallis zeigt allerdings keine statistisch signifikanten Gruppenunterschiede ($p=0,075$). Somit kann auf den paarweisen U-Test nach Mann-Whitney verzichtet werden.

Der paarweise Vergleich der Trainingsgruppen nach Mann-Whitney erreicht weder für die Muskeln m. gastrocnemius med. links ($p=0,978$) noch für die Muskelgruppe m. gastrocnemius med. links, m. tibialis ant. links, m. peroneus long. links statistisch signifikantes Niveau ($p=0,844$).

Ergebnisse

Tabelle 4-8 Statistische Datenanalyse Standstabilität IEMG (30s) rechts

	rechts	prä		Post		p
		mw	sd	mw	sd	
control	ga (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,57	0,77	1,71	0,80	0,305
	ti (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,15	0,97	0,79	0,65	0,046
	pe (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,56	0,59	1,53	0,41	0,626
	∑ gatipe (IEMG 5s-35s) [mVs]	4,28	1,80	4,03	1,29	0,385
kurz	ga (IEMG 5s-35s) [mVs]	2,26	1,12	1,87	1,22	0,077
	ti (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,51	1,05	1,16	0,80	0,084
	pe (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,96	0,93	1,75	0,71	0,184
	∑ gatipe (IEMG 5s-35s) [mVs]	5,73	2,28	4,54	2,11	0,107
lang	ga (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,99	0,93	1,66	1,02	0,191
	ti (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,21	0,75	0,88	0,49	0,050
	pe (IEMG 5s-35s) [mVs]	1,98	0,80	1,83	0,99	0,227
	∑ gatipe (IEMG 5s-35s) [mVs]	5,18	1,89	4,15	1,83	0,064

Der Gruppenvergleich der neuromuskulären Aktivität des m. tibialis ant. rechts zwischen der Kontrollgruppe und der Trainingsgruppe lang zeigt wie bereits die Gruppenvergleiche der linken Seite keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p=0,273$).

4.2.3 Synopsis Standstabilität

Für beide Interventionsgruppen können gegenüber der Eingangsuntersuchung deutliche Veränderungen sowohl des mechanischen wie auch des neuromuskulären Parameters beobachtet werden.

Für die Kontrollgruppe kann bezüglich des Wackelwegs keine Veränderung zwischen Eingangs- und Ausgangsuntersuchung festgestellt werden. Beide Interventionsgruppen hingegen verbessern sich statistisch signifikant (siehe Tabelle 4-6). Hypothese H_4 kann daher bestätigt werden. Es lässt sich allerdings zwischen den Trainingsgruppen kein statistisch signifikanter gruppenspezifischer Unterschied herausarbeiten. Hypothese H_5 kann daher ebenfalls bestätigt werden.

Die Kontrollgruppe zeigt auch bei der neuromuskulären Aktivität ein nahezu einheitliches Bild (siehe Tabelle 4-7 und Tabelle 4-8). Lediglich die mm. tibialis ant. links und rechts zeigen vergleichbare Effekte wie die Trainingsgruppen. Wenn allerdings die Muskeln gruppiert werden, zeigen sich nur bei den Trainingsgruppen Veränderungen zwischen der Ein- und der Ausgangsmessung. Die in Hypothese H₆ formulierte Annahme, dass die neuromuskuläre Aktivität der beiden Trainingsgruppen sinkt, kann ebenfalls bestätigt werden. Allerdings muss einschränkend ergänzt werden, dass auch die Kontrollgruppe ihre neuromuskuläre Aktivität zumindest beim m. tibialis ant. reduziert hat. Wie bereits bei der Analyse des mechanischen Parameter Weg kann auch bei dem neuromuskulären Parameter keine gruppenspezifische Wirkung nachgewiesen werden die statistisch signifikantes Niveau erreicht. Die Hypothese H₇ kann daher ebenfalls bestätigt werden.

4.3 Statische Verletzungssimulation

Das Messparadigma der statischen Verletzungssimulation erfasst die mechanischen und neuromuskulären Reaktionen auf beiden Seiten. Es ist zu erwarten, dass die neuromuskuläre Reaktion der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur bei der Bedingung „R“ gleich wie bei der Bedingung „L“ ist. Daher werden die Ergebnisse der Verletzungssimulation „R“ mit den Ergebnissen der Verletzungssimulation „L“ mittels Pearsons Korrelationskoeffizienten verglichen, d.h. die rechte Muskulatur bei der Bedingung „R“ mit der linken Muskulatur bei der Bedingung „L“.

Tabelle 4-9 Pearsons Korrelationskoeffizient zwischen den Bedingungen R und L (statische Verletzungssimulation)

	all	control		kurz		lang	
		prä	post	prä	post	prä	post
R-L	0,91	0,97	0,97	0,94	0,90	0,86	0,97

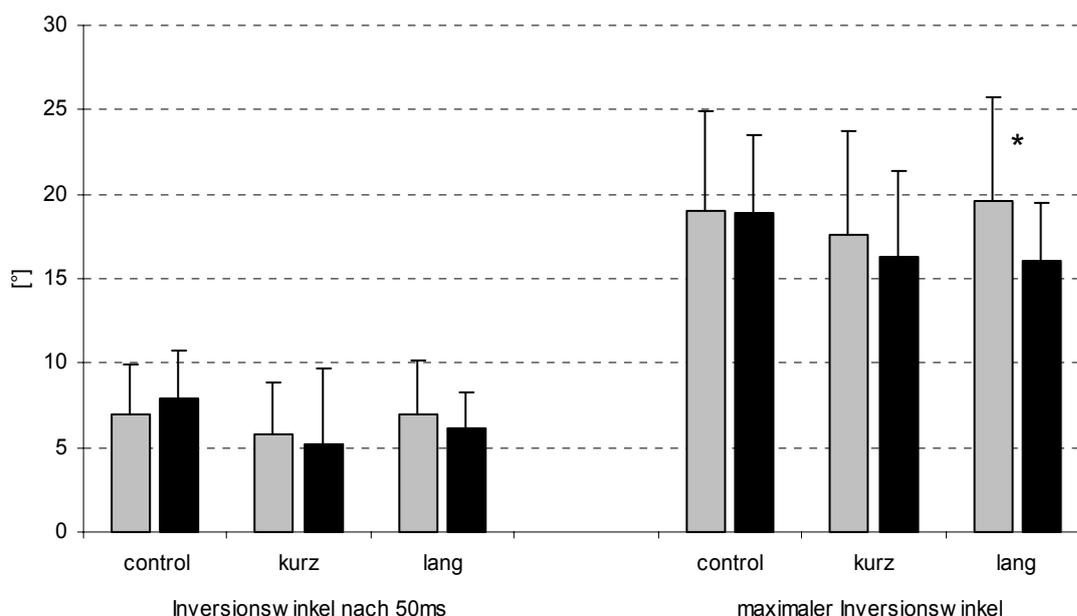
Tabelle 4-9 zeigt den hohen bis sehr hohen Zusammenhang zwischen den Bedingungen „R“ und „L“. In der Eingangsuntersuchung der Trainingsgruppe „lang“ findet sich ein hoher Zusammenhang zwischen den Bedingungen „R“ und „L“. In allen anderen Einzelgruppenkorrelationen und in der Gesamtgruppenkorrelation (all) finden sich ausschließlich sehr hohe Zusammenhänge, weshalb zur Vermeidung von Redundanzen im Folgenden lediglich Bedingung „R“ dargestellt wird und Bedingung „L“ im Anhang aufgeführt wird (siehe Anhang B).

4.3.1 Mechanische Parameter

Die beiden Parameter Winkel und Winkelgeschwindigkeit werden für die Analyse und Bewertung der Trainingsintervention herangezogen. Der Parameter Winkel wird dabei weiter ausdifferenziert in ‚Inversionswinkel 50ms nach Auslösen der Plattform‘ und ‚maximaler Inversionswinkel‘. Alle dargestellten Daten beziehen sich auf die Verletzungssimulation rechts, das rechte Goniometer und die abgeleitete Muskulatur der rechten Seite (für einen statistischen Überblick siehe Tabelle 4-10).

Abbildung 4-11 zeigt den Inversionswinkel 50ms nach Auslösen der Plattform und den maximalen Inversionswinkel bei der statischen Verletzungssimulation. Keine der untersuchten Gruppen verändert sich maßgeblich zwischen Eingangsuntersuchung und Ausgangsuntersuchung. Die Kontrollgruppe erhöht ihren Inversionswinkel leicht von $-7^\circ \pm 3^\circ$ auf $-8^\circ \pm 3^\circ$, allerdings nicht statistisch signifikant ($p=0,295$). Die Trainingsgruppe „kurz“ verringert ihren Inversionswinkel um 1° von $-6^\circ \pm 3^\circ$ auf $-5^\circ \pm 5^\circ$. Auch diese Veränderung erreicht nicht statistisch signifikantes Niveau ($p=0,827$). Die Trainingsgruppe „lang“ schließlich verringert den Inversionswinkel ebenfalls um 1 Grad von $-7^\circ \pm 3^\circ$ auf $-6^\circ \pm 2^\circ$. Diese Veränderung ist wie schon bei der Kontrollgruppe und der Trainingsgruppe „kurz“ erneut nicht signifikant ($p=0,372$).

Abbildung 4-11 Darstellung des Inversionswinkels 50ms nach Auslösen der Plattform und maximaler Inversionswinkel (statische Verletzungssimulation)

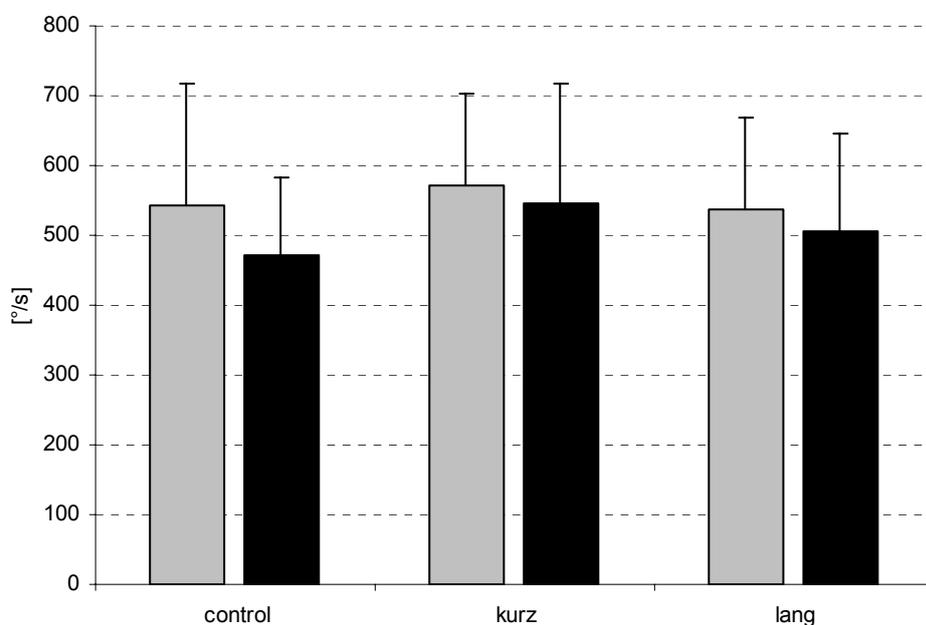


Die maximalen Inversionswinkel werden konstruktionsbedingt in der Regel nicht in den ersten 50-70ms nach Auslösen der Plattform erreicht, sondern danach. Daher ist es durchaus möglich, dass sich hier trainingsbedingt messbare Effekte nachweisen lassen.

Während bei der Kontrollgruppe zwischen Eingangs- und Ausgangsuntersuchung keine Veränderung beobachtet werden kann ($-19^\circ \pm 6^\circ$ und $-19^\circ \pm 5^\circ$), zeigen beide Interventionsgruppen eine Reduktion des maximalen Inversionswinkels bei der Ausgangsuntersuchung. Die Trainingsgruppe „kurz“ verringert ihren maximalen Inversionswinkel von $-18^\circ \pm 6^\circ$ bei der Eingangsuntersuchung hin zu $-16^\circ \pm 5^\circ$ bei der Ausgangsuntersuchung, ohne allerdings statistisch signifikantes Niveau zu erreichen ($p= 0,501$). Die Trainingsgruppe „lang“ reduziert den maximalen Inversionswinkel von $-20^\circ \pm 6^\circ$ bei der Eingangsmessung auf $-16^\circ \pm 3^\circ$ bei der Ausgangsmessung und erreicht als einzige Gruppe statistisch signifikantes Niveau ($p=0,029$).

Abbildung 4-12 zeigt die maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit bei der statischen Verletzungssimulation. Trotz des statischen Charakters der Verletzungssimulation, also der Auslenkung aus der Ruheposition werden bei dieser Form der Verletzungssimulation im Mittel Winkelgeschwindigkeiten bis zu $572^\circ/s \pm 131^\circ/s$ erreicht.

Abbildung 4-12 Darstellung der maximalen Inversionswinkelgeschwindigkeit bei der statischen Verletzungssimulation



Die Kontrollgruppe erfährt eine Reduktion der maximalen Inversionswinkelgeschwindigkeit von $543^\circ/s \pm 174^\circ/s$ auf $472^\circ/s \pm 111^\circ/s$. Die Veränderung ist nicht statistisch signifikant

($p=0,095$). Die Trainingsgruppe „kurz“ kann die Inversionswinkelgeschwindigkeit von $572^\circ/s \pm 131^\circ/s$ bei der Eingangsmessung auf $545^\circ/s \pm 174^\circ/s$ verringern, wobei auch diese Veränderung kein statistisch signifikantes Niveau erreicht ($p=0,171$). Die Trainingsgruppe „lang“ schließlich hat bei der Ausgangsuntersuchung mit $507^\circ/s \pm 138^\circ/s$ wie die anderen beiden Gruppen eine niedrigere Inversionswinkelgeschwindigkeit als bei der Eingangsuntersuchung mit $538^\circ/s \pm 131^\circ/s$. Diese Reduktion ist nicht statistisch signifikant ($p=0,422$).

Tabelle 4-10 Statistische Datenanalyse Goniometerdaten statische Verletzungssimulation

	prä		post		p	
	mw	sd	mw	sd		
	maximaler Inversionswinkel[°]	19	6	19	5	0,379
control	Inversionswinkel nach 50ms [°]	7	3	8	3	0,295
	maximale Inversionsgeschwindigkeit [°/s]	543	174	472	111	0,095
	maximaler Inversionswinkel[°]	18	6	16	5	0,501
kurz	Inversionswinkel nach 50ms [°]	6	3	5	5	0,827
	maximale Inversionsgeschwindigkeit [°/s]	572	131	545	174	0,171
	maximaler Inversionswinkel[°]	20	6	16	3	0,029
lang	Inversionswinkel nach 50ms [°]	7	3	6	2	0,372
	maximale Inversionsgeschwindigkeit [°/s]	538	131	507	138	0,422

4.3.2 Neuromuskuläre Parameter

Die Analyse der neuromuskulären Parameter zeigte geringe, nicht statistisch signifikante, Veränderungen der Kontrollgruppe. Die Veränderungen der Kontrollgruppe von der Eingangsmessung zur Ausgangsmessung (K-Wert) können Tabelle 4-11 entnommen werden. Die K-Werte dienen wie bereits in 3.4.3.1 beschrieben der Berechnung des Netto-Trainingseffekts.

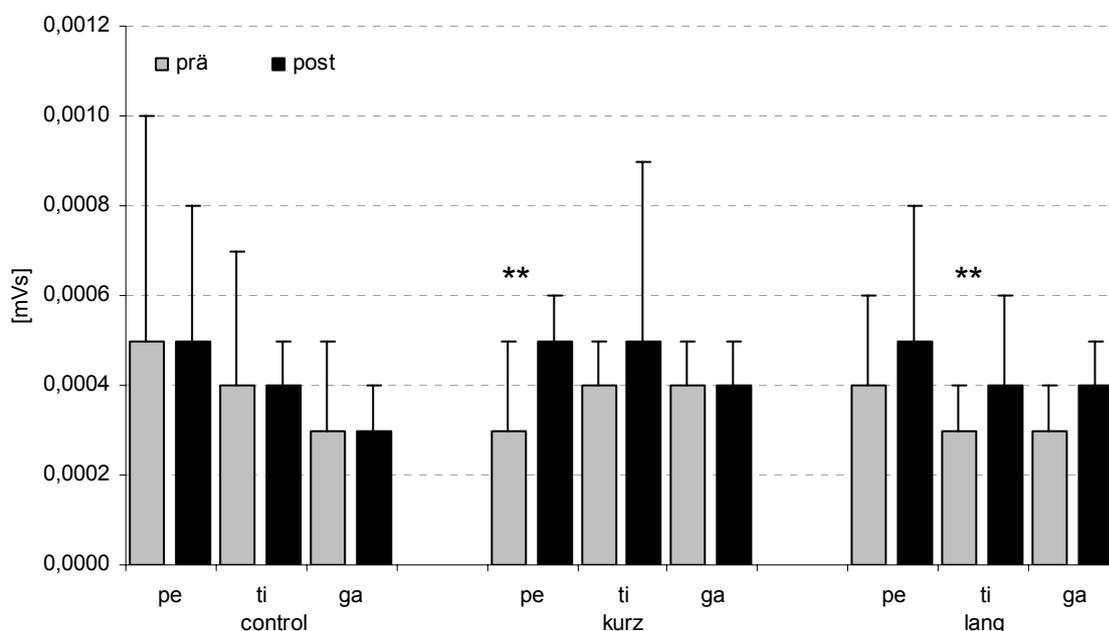
Ergebnisse

Tabelle 4-11 K-Wert statische Verletzungssimulation rechts

	K-Wert		
	pe	ti	ga
IEMG 30ms-60ms [mVs]	0,0001	0,0001	0,0000
IEMG 60ms-90ms [mVs]	-0,0006	0,0006	0,0001
IEMG 90ms-120ms [mVs]	0,0013	-0,0003	-0,0009

Abbildung 4-13 zeigt die neuromuskuläre Antwort der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur auf eine statische Verletzungssimulation. Dargestellt ist hier das SLR IEMG (30ms-60ms) nach Auslösen der Plattform.

Abbildung 4-13 Darstellung des SLR IEMGs (30-60ms) rechts



Die Trainingsgruppe „kurz“ hat bei der Ausgangsuntersuchung beim m. peroneus long. ($0,0005 \text{ mVs} \pm 0,0002 \text{ mVs}$) eine deutlich höhere neuromuskuläre Aktivität als bei der Eingangsmessung ($0,0003 \text{ mVs} \pm 0,0002 \text{ mVs}$), die statistisch hoch signifikantes Niveau erreicht ($p=0,009$). Auch die neuromuskuläre Aktivität des m. tibialis ant. ist bei der Ausgangsuntersuchung ($0,0005 \text{ mVs} \pm 0,0001 \text{ mVs}$) deutlich höher als bei der Eingangsmessung ($0,0004 \text{ mVs} \pm 0,0001 \text{ mVs}$) wenngleich diese Veränderung nicht statistisch signifikant ist ($p=0,141$). Keine nennenswerte Veränderung lässt sich beim m. gastrocnemius med. nachweisen. Die bei der Eingangs- ($0,0004 \text{ mVs} \pm 0,0001 \text{ mVs}$) wie auch bei der Ausgangsunter-

Ergebnisse

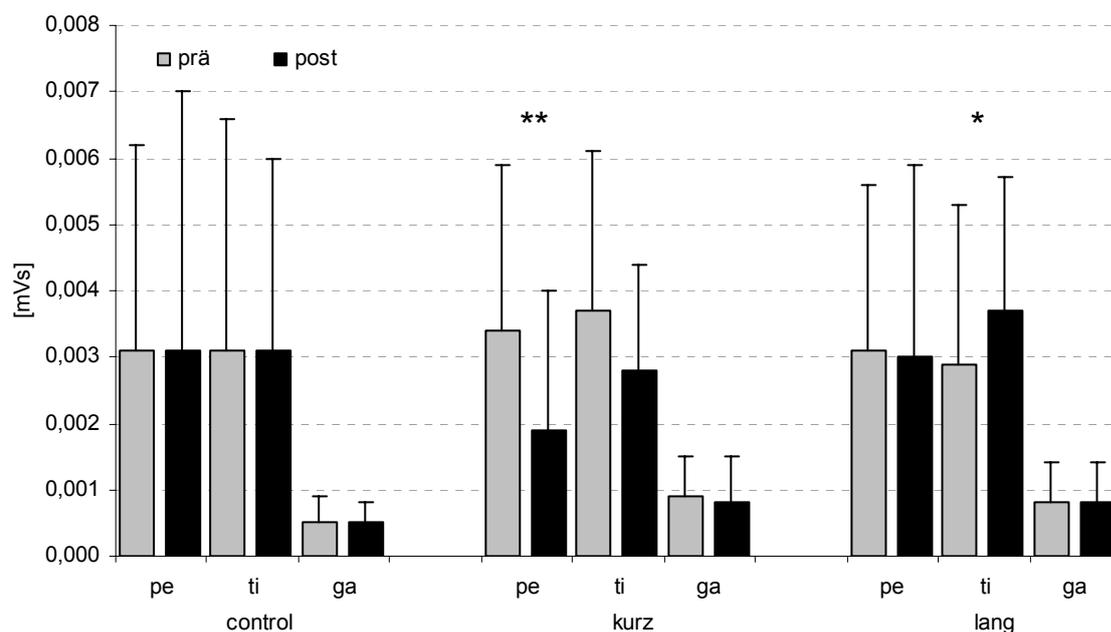
suchung (0,0004 mVs \pm 0,0001 mVs) gemessenen Werte unterscheiden sich daher auch kaum ($p=0,903$).

Tabelle 4-12 Statistische Datenanalyse IEMG SLR statische Verletzungssimulation Bedingung "R"

SLR Bedingung „R“		prä		post		p
		mw	sd	mw	sd	
control	pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0005	0,0005	0,0005	0,0003	-
	ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0004	0,0003	0,0004	0,0001	-
	ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0003	0,0002	0,0003	0,0001	-
kurz	pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0003	0,0002	0,0005	0,0001	0,009
	ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0004	0,0001	0,0005	0,0004	0,141
	ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0004	0,0001	0,0004	0,0001	0,903
lang	pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0004	0,0002	0,0005	0,0003	0,211
	ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0003	0,0001	0,0004	0,0002	0,009
	ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0003	0,0001	0,0004	0,0001	0,392

Die Trainingsgruppe „lang“ hat ebenfalls bei der Ausgangsuntersuchung beim m. peroneus long. (0,0005 mVs \pm 0,0003 mVs) eine deutlich höhere neuromuskuläre Aktivität als bei der Eingangsmessung (0,0004 mVs \pm 0,0002 mVs), die allerdings kein statistisch signifikantes Niveau erreicht ($p=0,211$). Die neuromuskuläre Aktivität des m. tibialis ant. ist bei der Ausgangsuntersuchung (0,0004 mVs \pm 0,0002 mVs) höher als bei der Eingangsuntersuchung (0,0003 mVs \pm 0,0001 mVs). Diese Veränderung ist statistisch hoch signifikant ($p=0,009$). Auch die neuromuskuläre Aktivität des m. gastrocnemius med. ist in der Ausgangsuntersuchung (0,0004 mVs \pm 0,0001 mVs) höher als in der Eingangsuntersuchung (0,0003 mVs \pm 0,0001 mVs), wenngleich diese Veränderung kein statistisch signifikantes Niveau erreicht ($p=0,392$).

Abbildung 4-14 zeigt die neuromuskuläre Antwort der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur auf eine statische Verletzungssimulation. Dargestellt ist hier das MLR IEMG (60ms-90ms) nach Auslösen der Plattform. Beide Trainingsgruppen zeigen ein etwas uneinheitliches Bild bezüglich ihrer neuromuskulären Antwort.

Abbildung 4-14 Darstellung des MLR IEMGs (60-90ms) rechts

Die Trainingsgruppe „kurz“ hat bei der Ausgangsuntersuchung beim m. peroneus long. ($0,0019 \text{ mVs} \pm 0,0021 \text{ mVs}$) eine deutlich niedrigere neuromuskuläre Aktivität als bei der Eingangsmessung ($0,0034 \text{ mVs} \pm 0,0025 \text{ mVs}$), die statistisch hoch signifikantes Niveau erreicht ($p=0,004$). Die neuromuskuläre Aktivität des m. tibialis ant. ist bei der Ausgangsuntersuchung ($0,0028 \text{ mVs} \pm 0,0016 \text{ mVs}$) zwar auch reduziert im Vergleich zur Eingangsmessung ($0,0037 \text{ mVs} \pm 0,0024 \text{ mVs}$). Diese Veränderung ist allerdings nicht statistisch signifikant ($p=0,485$). Keine nennenswerte neuromuskuläre Antwort und damit auch keine nennenswerte Veränderung lässt sich beim m. gastrocnemius med. nachweisen. Die bei der Eingangsmessung erfassten Werte ($0,0009 \text{ mVs} \pm 0,0006 \text{ mVs}$) sind zwar zur Ausgangsmessung leicht reduziert ($0,0008 \text{ mVs} \pm 0,0007 \text{ mVs}$), erreichen jedoch kein statistisches Signifikanzniveau ($p=0,147$).

Ergebnisse

Tabelle 4-13 Statistische Datenanalyse IEMG MLR statische Verletzungssimulation Bedingung "R"

MLR Bedingung „R“	prä		post		p
	mw	sd	mw	sd	
control					
pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0031	0,0031	0,0031	0,0039	-
ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0031	0,0035	0,0031	0,0029	-
ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0005	0,0004	0,0005	0,0003	-
kurz					
pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0034	0,0025	0,0019	0,0021	0,004
ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0037	0,0024	0,0028	0,0016	0,485
ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0009	0,0006	0,0008	0,0007	0,147
lang					
pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0031	0,0025	0,0030	0,0029	0,513
ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0029	0,0024	0,0037	0,0020	0,019
ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0008	0,0006	0,0008	0,0006	0,920

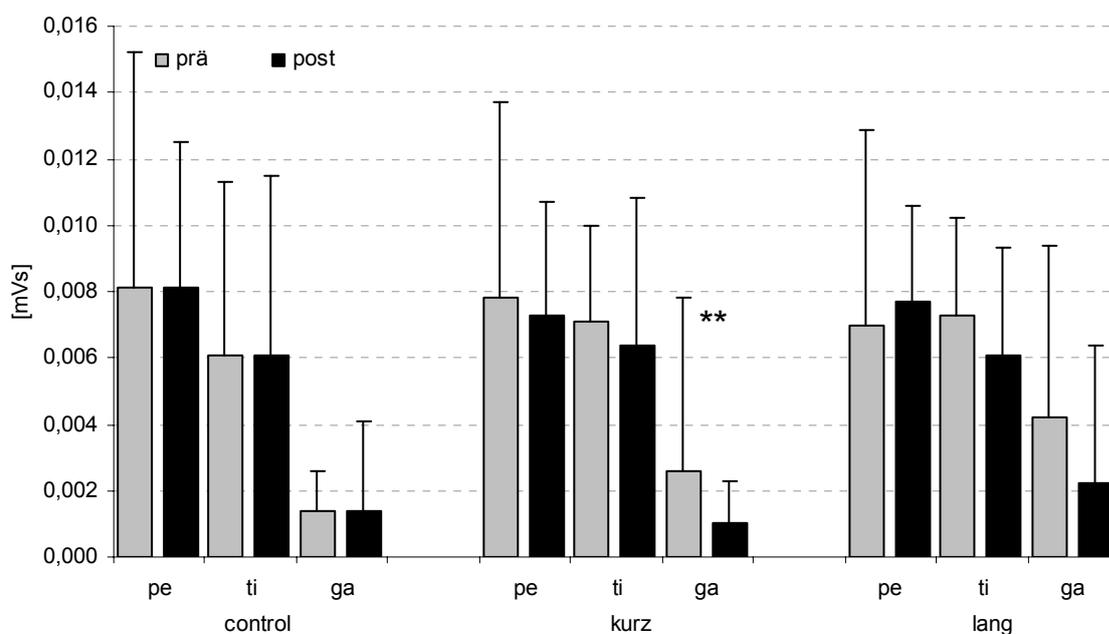
Die Trainingsgruppe „lang“ verändert sich in geringerem Umfang als die Trainingsgruppe „kurz“. Der m. peroneus long. hat bei der Ausgangsuntersuchung eine leicht reduzierte neuromuskuläre Aktivität (0,0030 mVs \pm 0,0029 mVs) im Vergleich zur Eingangsmessung (0,0031 mVs \pm 0,0025 mVs), die kein statistisch signifikantes Niveau erreicht ($p=0,513$). Die neuromuskuläre Aktivität des m. tibialis ant. hingegen ist bei der Ausgangsuntersuchung (0,0037 mVs \pm 0,0020 mVs) deutlich höher als bei der Eingangsmessung (0,0029 mVs \pm 0,0024 mVs). Diese Veränderung ist statistisch signifikant ($p=0,019$) und steht dem Trainingseffekt der Trainingsgruppe „kurz“ diametral gegenüber. Die neuromuskuläre Aktivität des m. gastrocnemius med. ist in der Ausgangsuntersuchung (0,0008 mVs \pm 0,0006 mVs) unverändert zur Eingangsmessung (0,0008 mVs \pm 0,0006 mVs; $p=0,920$).

Abbildung 4-15 zeigt die neuromuskuläre Antwort der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur auf eine statische Verletzungssimulation. Dargestellt ist hier das LLR IEMG (90ms-120ms) nach Auslösen der Plattform.

Die Trainingsgruppe „kurz“ zeigt bei der Ausgangsuntersuchung (0,0073 mVs \pm 0,0034 mVs) eine leicht reduzierte neuromuskuläre Aktivität des m. peroneus long. im Vergleich zur Eingangsmessung (0,0078 mVs \pm 0,0059 mVs). Diese Veränderung ist statistisch nicht signifikant ($p=0,904$). Auch die neuromuskuläre Aktivität des m. tibialis ant. ist bei der Ausgangsuntersuchung (0,0064 mVs \pm 0,0044 mVs) leicht reduziert im Vergleich zur Eingangsmessung (0,0071 mVs \pm 0,0029 mVs), wenngleich auch diese Veränderung nicht statistisch signifikant ist ($p=0,629$). Eine deutliche Reduktion erfährt der m. gastrocnemius med.. Die bei

der Eingangsmessung erfassten Werte ($0,0026 \text{ mVs} \pm 0,0052 \text{ mVs}$) sind zwar zur Ausgangsmessung stark reduziert ($0,0010 \text{ mVs} \pm 0,0013 \text{ mVs}$) und erreichen hoch signifikantes Niveau ($p=0,008$), müssen aber auf Grund der enorm hohen Standardabweichung sehr vorsichtig interpretiert werden.

Abbildung 4-15 Darstellung des LLR IEMGs (90-120ms) rechts



Die Trainingsgruppe „lang“ zeigt keine statistisch signifikanten Veränderungen. Der m. peroneus long. zeigt bei der Ausgangsuntersuchung leicht erhöhte neuromuskuläre Aktivität ($0,0077 \text{ mVs} \pm 0,0029 \text{ mVs}$) im Vergleich zur Eingangsmessung ($0,0070 \text{ mVs} \pm 0,0059 \text{ mVs}$), wobei diese geringe Veränderung kein statistisch signifikantes Niveau erreicht ($p=0,247$). Die neuromuskuläre Aktivität des m. tibialis ant. ist im Gegensatz dazu bei der Ausgangsuntersuchung ($0,0061 \text{ mVs} \pm 0,0032 \text{ mVs}$) leicht reduziert zur Eingangsmessung ($0,0073 \text{ mVs} \pm 0,0029 \text{ mVs}$). Diese Veränderung ist allerdings ebenfalls nicht statistisch signifikant ($p=0,108$). Die neuromuskuläre Aktivität des m. gastrocnemius med. ist in der Ausgangsuntersuchung ($0,0022 \text{ mVs} \pm 0,0042 \text{ mVs}$) erneut geringer als in der Eingangsmessung ($0,0042 \text{ mVs} \pm 0,0052 \text{ mVs}$), aber auch diese Veränderung ist statistisch nicht signifikant ($p=0,089$).

Ergebnisse

Tabelle 4-14 Statistische Datenanalyse IEMG LLR statische Verletzungssimulation Bedingung "R"

LLR Bedingung „R“	prä		post		p	
	mw	sd	mw	sd		
control	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0081	0,0071	0,0081	0,0044	-
	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0061	0,0052	0,0061	0,0054	-
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0014	0,0012	0,0014	0,0027	-
kurz	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0078	0,0059	0,0073	0,0034	0,904
	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0071	0,0029	0,0064	0,0044	0,629
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0026	0,0052	0,0010	0,0013	0,008
lang	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0070	0,0059	0,0077	0,0029	0,247
	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0073	0,0029	0,0061	0,0032	0,108
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0042	0,0052	0,0022	0,0042	0,089

4.3.3 Synopsis statische Verletzungssimulation

Die Trainingsintervention beider Trainingsgruppen zeigt sowohl bei den mechanischen wie auch den neuromuskulären Parametern statistisch signifikante Trainingseffekte – bei den mechanischen Parametern jedoch nur bei einem Parameter und einer Trainingsgruppe. Daher muss Hypothese H_8 falsifiziert werden und Hypothese H_9 kann bestätigt werden.

Die Trainingsintervention hat keinen statistisch signifikanten Effekt auf den Parameter Inversionswinkel 50ms nach Auslösen der Plattform. Hypothese $H_{8.1}$ kann daher ebenfalls bestätigt werden. Der maximale Inversionswinkel verringert sich nur bei der Trainingsgruppe „lang“ statistisch signifikant. Folglich müssen die Hypothesen $H_{8.2}$ und $H_{8.3}$ verworfen werden. Die Trainingsintervention zeigt keinen statistisch signifikanten Effekt bei dem Parameter maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit. Daher muss Hypothese $H_{8.4}$ verworfen werden und kann Hypothese $H_{8.5}$ bestätigt werden.

Die Analyse der neuromuskulären Parameter zeigt ein uneinheitliches Bild: die Trainingseffekte sind muskelspezifisch (m. peroneus long. vs. m.tibialis ant. vs. m. gastrocnemius med.), gruppenspezifisch („kurz“ vs. „lang“) und phasenspezifisch (SLR vs. MLR vs. LLR) ohne jedoch in diesen Gruppenunterschieden statistisches Signifikanzniveau zu erreichen.

Das IEMG 30ms-60ms (SLR) nach Auslösen der Plattform zeigt bei allen Trainingsgruppen und Muskeln eine erhöhte neuromuskuläre Aktivität. Das IEMG 60ms-90ms (MLR) nach Auslösen der Plattform zeigt hingegen mehrheitlich ein reduziertes Reflexniveau als Trainingseffekt. Dieser Effekt kann auch bei der späten Reflexantwort 90ms-120ms (LLR) nach Auslösen der Plattform beobachtet werden, wenngleich hier der Effekt deutlich schwächer als bei der MLR ist. Da keine einheitliche Trainingswirkung weder in den jeweiligen Trainingsgruppen noch in den jeweiligen Reflexphasen erkennbar ist, muss die Hypothese $H_{9,1}$ falsifiziert werden. Da sich allerdings die späte Reflexaktivität des m. gastrocnemius med. nur bei der Trainingsgruppe „lang“ statistisch signifikant verringert, muss Hypothese $H_{9,2}$ ebenfalls verworfen werden.

4.4 Dynamische Verletzungssimulation

Das Untersuchungsparadigma der dynamischen Verletzungssimulation sieht 10 Kontrollsprünge (Bedingung K1), 30 randomisierte Sprünge (Bedingungen „R“ Verletzungssimulation rechts, „L“ Verletzungssimulation links, „X“ keine Verletzungssimulation) und 10 weitere Kontrollsprünge (Bedingung K2) vor. Bei den Kontrollsprüngen wissen die Probanden, dass keine Verletzungssimulation stattfindet.

Es ist zu erwarten, dass die neuromuskuläre Reaktion der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur bei der Bedingung „R“ gleich wie bei der Bedingung „L“ ist. Dennoch werden beide Bedingungen erfasst, da dieses bilaterale Untersuchungsparadigma für die Unvorhersehbarkeit der Verletzungssimulation von Vorteil ist. Zur Vermeidung von Redundanzen werden die Ergebnisse der Verletzungssimulation „R“ über Kreuz mit den Ergebnissen der Verletzungssimulation „L“ verglichen. Dazu wird die Muskulatur der rechten Seite bei der Bedingung „R“ (Rr) mit der Muskulatur der linken Seite bei der Bedingung „L“ (Ll) verglichen. Dies ist notwendig, da die Muskulatur der rechten Seite bei der Verletzungssimulation rechts einen stärkeren Reiz bekommt als die linke Seite (siehe dazu auch Abbildung 4-18). Das gleiche Verfahren wird bei den jeweils kontralateralen Muskeln angewandt, so dass die linke Muskulatur bei der Bedingung „R“ (Rl) mit der rechten Muskulatur bei der Bedingung „L“ (Lr) korreliert wird.

Tabelle 4-15 Pearsons Korrelationskoeffizient zwischen den einzelnen IEMG Phasen (VA1, VA2, SLR, MLR, LLR) bei den Bedingungen R und L

	control			kurz		lang	
	all	prä	post	prä	post	prä	post
Rr-Ll	0,966	0,979	0,979	0,987	0,944	0,967	0,953
Rl-Lr	0,971	0,972	0,972	0,990	0,961	0,980	0,983

Tabelle 4-15 zeigt den sehr hohen Zusammenhang zwischen den Bedingungen „R“ und „L“, weshalb im Folgenden lediglich Bedingung „R“ dargestellt wird und Bedingung „L“ wie bereits bei der statischen Verletzungssimulation im Anhang aufgeführt ist (siehe Anhang C).

Zum besseren Verständnis der Ergebnisse des Kerns dieser Arbeit – der Längsschnittuntersuchung – wird die Darstellung der Ergebnisse, der Neuartigkeit der Untersuchungsmethode geschuldet, zweigeteilt. Zunächst wird in einer Querschnittsanalyse gruppenübergreifend (N=60) die mechanische (siehe 4.4.1.1) und neuromuskuläre Reaktion (siehe 4.4.1.2) auf die dynamische Verletzungssimulation bei den Bedingungen „X“ (Kontrollsituation) und „R“ (Verletzungssituation rechts) quantifiziert und dargestellt. Die Querschnittsanalyse (siehe 4.4.1) wird nur bei der Eingangsuntersuchung durchgeführt, da hier alle Probanden die gleichen Voraussetzungen haben. Dann wird in einer Längsschnittanalyse (siehe 4.4.2) gruppenspezifisch die Bedingung „R“ bei der Eingangsuntersuchung mit der Ausgangsuntersuchung verglichen, um die Trainingswirkung zu quantifizieren. Die Ausgangsuntersuchung hat gezeigt, dass die Probanden in begrenztem Umfang an das Messinstrumentarium adaptieren. Dieser Effekt kann über die Kontrollgruppe erfasst werden und wird bei den Ergebnissen der Trainingsgruppen berücksichtigt.

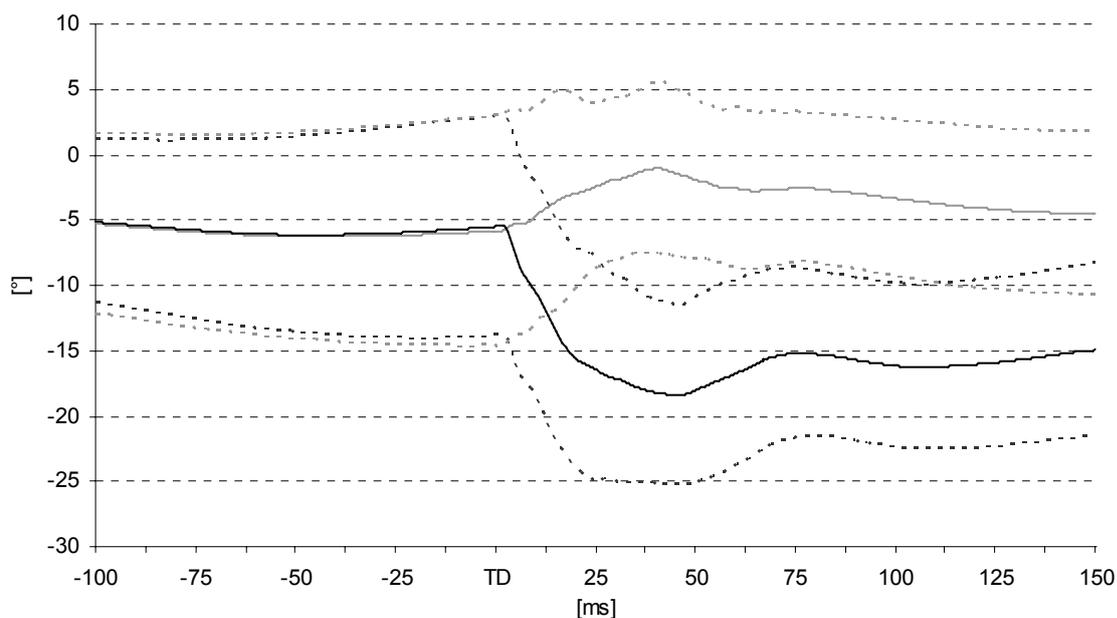
4.4.1 Dynamische Verletzungssimulation – Kontrollbedingung vs. Verletzungssimulation

Die Bedingungen „R“ (Verletzungssimulation rechts) und „L“ (Verletzungssimulation links) stellen qualitativ einen anderen Reiz für die sprunggelenkumgreifende Muskulatur als die Bedingung „X“ (Kontrollsituation) dar (siehe Abbildung 4-16 und Abbildung 4-18).

4.4.1.1 Mechanische Parameter

Abbildung 4-16 zeigt zum besseren Verständnis der folgenden Darstellungen den Gelenkwinkelverlauf der Probanden (N=60) bei den Bedingungen R und X. Eversionsbewegungen sind positiv (Kurvenverlauf nach oben), Inversionsbewegungen negativ dargestellt.

Abbildung 4-16 Darstellung des Winkel-Zeitverlaufs aller Probanden als MW (\pm SD gestrichelt dargestellt) bei den Bedingungen X (hellgrau dargestellt) und R (schwarz dargestellt).



Deutlich zu erkennen ist der nahezu identische Gelenkwinkelverlauf bei den Bedingungen „X“ und „R“ vor und bei der Landung. Die Dummysohle induziert nach der Landung bei der Bedingung „X“ (hellgrau dargestellt) eine Eversionsbewegung, da die Probanden mit einer leichten Inversion und damit mit der Fußaußenkante landen. Die Inversionssohle induziert nach der Landung bei der Bedingung „R“ (schwarz dargestellt) eine weitere Inversionsbewegung. Diese Inversionsbewegung erreicht im Regelfall ihr Maximum bereits in den ersten 50ms nach der Landung. Die anschließende Eversionsbewegung ist dem Sicherungsmechanismus des Schuhsystems (Sohlenaußenkante und Sicherungsbügel) geschuldet, der ab einer Inversion von 30° die Inversionsbewegung abbremst bzw. eine Eversionsbewegung induziert.

Abbildung 4-17 Darstellung der Goniometerdaten (N=60) bei den Bedingungen "X" Kontrollsituation und "R" (Verletzungssimulation rechts)

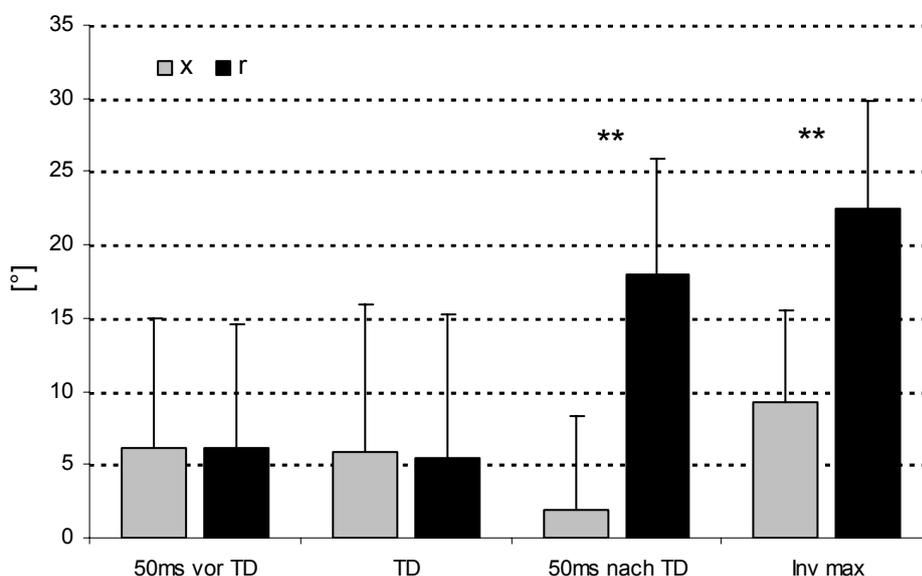


Abbildung 4-17 zeigt die Goniometerdaten (N=60) bei den Bedingungen „X“ (Kontrollsituation) und „R“ (Verletzungssimulation rechts) zu den erfassten Messzeitpunkten. Vor und bei der Landung lässt wie bereits ausgeführt kein nennenswerter Unterschied feststellen: 50ms vor Touchdown werden bei der Bedingung „X“ $6^\circ \pm 8^\circ$ und bei der Bedingung „R“ ebenfalls $6^\circ \pm 7^\circ$ gemessen ($p=0,889$). Auch zum Zeitpunkt der Landung unterscheiden sich die Daten nur unwesentlich: $6^\circ \pm 9^\circ$ bei der Bedingung „X“ und $5^\circ \pm 8^\circ$ bei der Bedingung „R“ ($p=0,152$).

50ms nach der Landung unterscheiden sich die beiden Bedingungen allerdings hochsignifikant („X“ $2^\circ \pm 6^\circ$ und „R“ $18^\circ \pm 7^\circ$; $p=0,000$). Auch beim maximalen Inversionswinkel unterscheiden sich die Bedingungen hochsignifikant. Während der maximale Inversionswinkel bei der Bedingung „X“ vor der Landung erreicht wird ($6^\circ \pm 5^\circ$), kann bei der Bedingung „R“ nach der Landung ein maximaler Inversionswinkel von $18^\circ \pm 6^\circ$ beobachtet werden ($p=0,000$). Die maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit schließlich beträgt in der Kontrollsituation „X“ $295^\circ/\text{s} \pm 259^\circ/\text{s}$, wobei hier natürlich die maximalen Winkelgeschwindigkeiten in der Eversionsbewegung erreicht werden. Die maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit bei der Verletzungssimulation beträgt $896^\circ/\text{s} \pm 300^\circ/\text{s}$. Dieser Unterschied ist ebenfalls hoch signifikant ($p=0,000$).

Ergebnisse

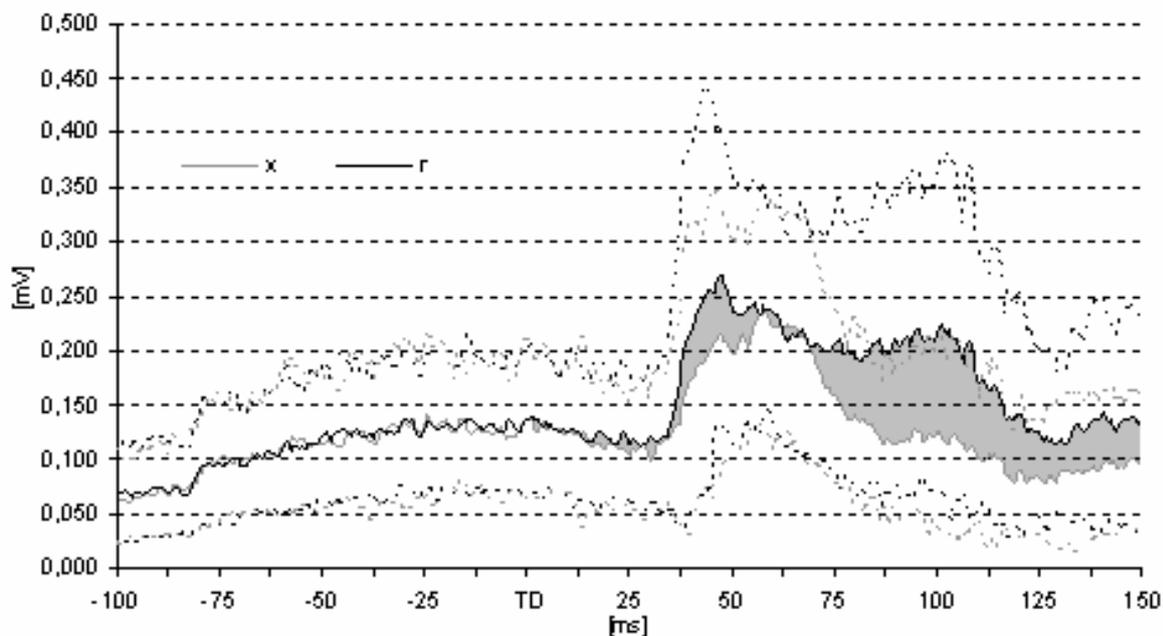
Tabelle 4-16 Statistische Datenanalyse der Goniometerdaten bei den Bedingungen "X" und "R"

	X		R		p
	mw	sd	mw	sd	
50ms vor TD [°]	6	8	6	7	0,889
TD [°]	6	9	5	8	0,152
N=60 50ms nach TD [°]	2	6	18	7	0,000
max. Inversionswinkel [°]	6	5	18	6	0,000
max. Inversionswinkelgeschw. [°/s]	295	259	896	300	0,000

4.4.1.2 Neuromuskuläre Parameter

Abbildung 4-18 zeigt zum besseren Verständnis der folgenden IEMG Darstellungen das EMG des m. peroneus long. bei den Bedingungen „X“ (Kontrollsituation) und „R“ (Verletzungssimulation rechts).

Abbildung 4-18 Darstellung der neuromuskulären Antwort des m. peroneus long. (N=60) auf die Bedingungen „X“ (Kontrollsituation hellgrau dargestellt) und „R“ (Verletzungssimulation rechts schwarz dargestellt) mit \pm SD (gestrichelt dargestellt). Der grau eingefärbte Bereich zeigt die erhöhte neuromuskuläre Aktivität bei der Verletzungssimulation.

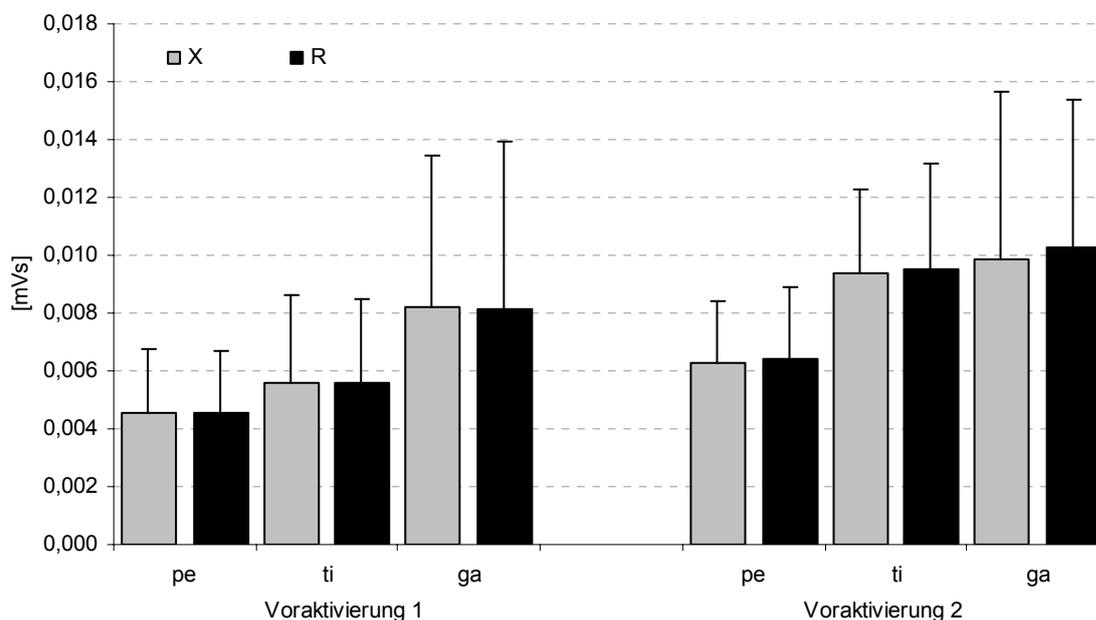


Die EMG-Verläufe sind vor der Landung nahezu identisch und unterscheiden sich erst nach der Landung (TD=Touchdown). Es ist sehr deutlich erkennbar, dass die neuromuskuläre Aktivität des m. peroneus longus bei der Verletzungssimulation deutlich höher als in der Kon-

trolsituation ist. Besonders stark divergieren die beiden Kurvenverläufe ab 60ms nach der Landung.

Abbildung 4-19 zeigt die IEMGs der beiden Phasen der Voraktivierung VA1 (100ms vor Touchdown – 50ms vor Touchdown) und VA2 (50ms vor Touchdown – Touchdown). Vor der Landung unterscheiden sich die analysierten Phasen nicht bezüglich der Bedingungen „X“ oder „R“, wohl aber bezüglich der Phasen VA1 und VA2.

Abbildung 4-19 Darstellung der IEMGs der beiden Phasen der Voraktivierung Bedingung „X“ (Kontrollsituation) vs. Bedingung „R“ (Verletzungssimulation rechts (N=60))



Für den m. peroneus long. werden in der Bedingung „X“ 0,005mVs \pm 0,002mVs und in der Bedingung „R“ ebenfalls 0,005 mVs \pm 0,002mVs gemessen ($p=0,684$). Für den m. tibialis ant. werden in der Bedingung „X“ 0,006mVs \pm 0,003mVs und in der Bedingung „R“ ebenfalls 0,006 mVs \pm 0,003mVs gemessen ($p=0,892$). Die stärkste neuromuskuläre Aktivität lässt sich beim m. gastrocnemius med. beobachten. Hier werden in der Bedingung „X“ 0,008mVs \pm 0,005mVs) und in der Bedingung „R“ ebenfalls 0,008 mVs \pm 0,006mVs gemessen ($p=1,000$). Auch in der zweiten Phase der Voraktivierung (VA2 50ms vor Touchdown bis Touchdown) lässt sich kein Unterschied zwischen den Bedingungen „X“ und „R“ feststellen. Für den m. peroneus long. werden in der Bedingung „X“ 0,006mVs \pm 0,003mVs und in der Bedingung „R“ ebenfalls 0,006 mVs \pm 0,003mVs gemessen ($p=0,086$). Für den m. tibialis ant. werden in der Bedingung „X“ 0,009mVs \pm 0,004mVs und in der Bedingung „R“ ebenfalls 0,010 mVs \pm 0,004mVs gemessen ($p=0,222$). Der m. gastrocnemius med. zeigt In der Bedin-

gung „X“ $0,010\text{mVs} \pm 0,005\text{mVs}$ und in der Bedingung „R“ ebenfalls $0,010\text{ mVs} \pm 0,005\text{mVs}$ neuromuskuläre Aktivität ($p=0,102$).

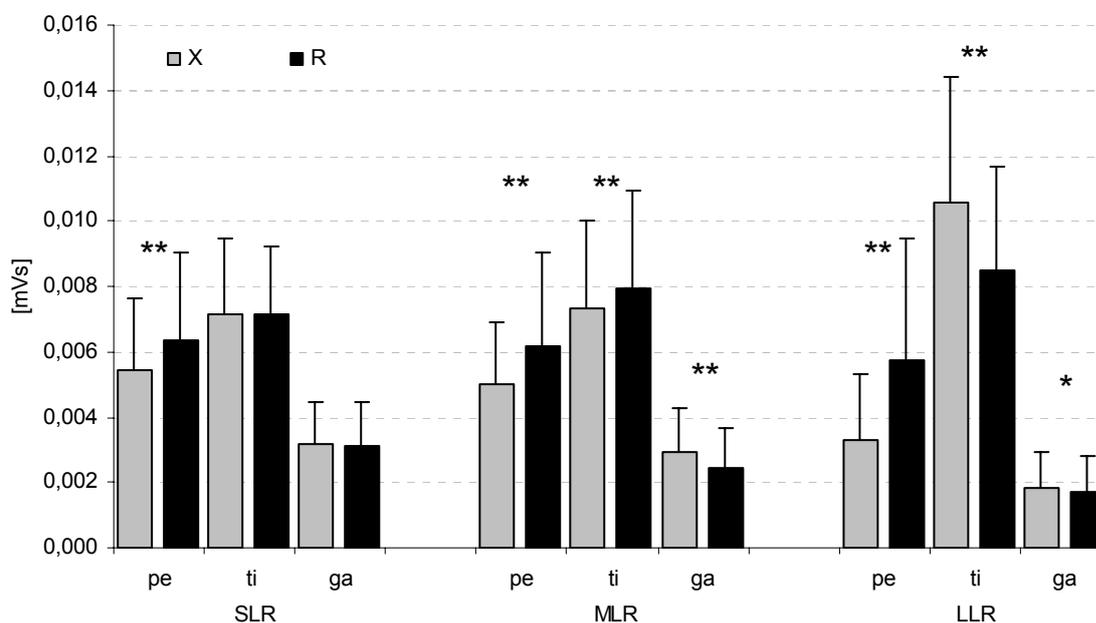
Ein anderes Bild zeigt sich, wenn man die beiden Phasen der Voraktivierung miteinander vergleicht. Es besteht ein hoch signifikanter Unterschied ($p=0,000$) zwischen der neuromuskulären Aktivität der zweiten Voraktivierungsphase (50ms vor der Landung bis zur Landung) und der neuromuskulären Aktivität der ersten Voraktivierungsphase (100ms vor der Landung bis 50ms vor der Landung). Alle Muskeln haben bei beiden Bedingungen in der zweiten Voraktivierungsphase eine deutlich höhere neuromuskuläre Aktivität als in der ersten Voraktivierungsphase ($p=0,000$ für alle getesteten Bedingungen, i.e. Bedingung „X“ VA1 peroneus long. vs. VA2 peroneus long., VA1 tibialis ant. vs. VA2 tibialis ant., VA1 gastrocnemius med. vs. VA2 gastrocnemius med. und Bedingung „R“ VA1 peroneus long. vs. VA2 peroneus long., VA1 tibialis ant. vs. VA2 tibialis ant., VA1 gastrocnemius med. vs. VA2 gastrocnemius med.).

Ein etwas uneinheitlicheres Bild zeigt sich in Abbildung 4-20 beim Vergleich der Reflexaktivität der Muskeln zwischen den Bedingungen „X“ und „R“. Zwar zeigt der m. peroneus long. in der Bedingung „R“ stets höhere neuromuskuläre Aktivität als in der Bedingung „X“. Die mm. tibialis ant. und gastrocnemius med. verhalten sich hinsichtlich der Reflexphasen und Stärke der neuromuskulären Antwort jedoch uneinheitlich.

Die SLR des m. peroneus long. wird in der Bedingung „X“ mit $0,005\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$ und in der Bedingung „R“ mit $0,006\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$ gemessen. Dieser Unterschied ist statistisch hoch signifikant ($p=0,000$). Der m. tibialis ant. hat bei beiden Bedingungen nahezu identische neuromuskuläre Aktivität: „X“ $0,007\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$ und „R“ $0,007\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$; $p=0,770$). Die neuromuskuläre Aktivität des m. gastrocnemius med. ist in dieser Reflexphase ebenfalls beinahe identisch mit „X“ $0,003\text{mVs} \pm 0,001\text{mVs}$ und „R“ $0,003\text{mVs} \pm 0,001\text{mVs}$; $p=0,695$).

Bemerkenswert ist die starke Reduktion der neuromuskulären Aktivität des m. gastrocnemius med. von „X“ $0,010\text{mVs} \pm 0,005\text{mVs}$ und „R“ $0,010\text{mVs} \pm 0,005\text{mVs}$ in der zweiten Voraktivierungsphase auf „X“ $0,003\text{mVs} \pm 0,001\text{mVs}$ und „R“ $0,003\text{mVs} \pm 0,001\text{mVs}$ in der ersten Reflexphase, der nicht nur auf das kürzere Integral (VA2 50ms und SLR 30ms) zurückzuführen ist.

Abbildung 4-20 Darstellung der SLR, MLR und LLR IEMGs bei den Bedingungen „X“ (Kontrollsituation, grau dargestellt) und „R“ (Verletzungssimulation rechts, schwarz dargestellt)



Die LLR des m. peroneus long. ist in der Bedingung „X“ mit $0,003\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$ nur halb so groß wie in der Bedingung „R“ mit $0,006\text{mVs} \pm 0,004\text{mVs}$. Dieser Unterschied ist erneut statistisch hoch signifikant ($p=0,000$). Anders als in der MLR Reflexphase zeigt der m. tibialis ant. in der LLR bei der Bedingung „X“ $0,011\text{mVs} \pm 0,004\text{mVs}$ mehr neuromuskuläre Aktivität als in der Bedingung „R“ $0,008\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$. Es kann somit eine Reduktion der neuromuskulären Aktivität bei der Verletzungssimulation beobachtet werden. Dieser Unterschied ist statistisch hoch signifikant ($p=0,000$). Die LLR des m. gastrocnemius med. ist erneut am niedrigsten mit $0,002\text{mVs} \pm 0,001\text{mVs}$ in der Bedingung „X“ und $0,002\text{mVs} \pm 0,001\text{mVs}$ in der Bedingung „R“. Dieser Unterschied ist statistisch signifikant ($p=0,013$).

Ergebnisse

Tabelle 4-17 Statistische Datenanalyse IEMG Vergleich Bedingung "X" (Kontrollsituation) mit "R" (Verletzungssimulation rechts)

	N=60	"X" prä		"R" prä		p
		mw	sd	mw	sd	
VA1	pe (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0046	0,0022	0,0045	0,0021	0,684
	ti (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0056	0,0031	0,0056	0,0029	0,892
	ga (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0082	0,0053	0,0081	0,0058	1,000
VA2	pe (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0063	0,0027	0,0064	0,0025	0,086
	ti (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0094	0,0036	0,0095	0,0036	0,222
	ga (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0099	0,0050	0,0102	0,0052	0,102
SLR	pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0054	0,0022	0,0064	0,0027	0,000
	ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0072	0,0023	0,0072	0,0020	0,770
	ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0032	0,0013	0,0031	0,0014	0,695
MLR	pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0050	0,0019	0,0062	0,0029	0,000
	ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0073	0,0027	0,0080	0,0029	0,004
	ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0030	0,0013	0,0024	0,0013	0,000
LLR	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0033	0,0020	0,0057	0,0037	0,000
	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0106	0,0038	0,0085	0,0032	0,000
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0019	0,0011	0,0017	0,0011	0,013

Ebenfalls bemerkenswert ist der Vergleich der Entwicklung der neuromuskulären Aktivität in der dynamischen Verletzungssimulation mit der Entwicklung bei der statischen Verletzungssimulation. Während bei der dynamischen Verletzungssimulation die neuromuskuläre Aktivität des m. peroneus long. in der SLR maximal ist, in der MLR weniger wird und in der LLR schließlich den geringsten Wert annimmt, ist diese Reihenfolge bei der statischen Verletzungssimulation invers. Der m. gastrocnemius med. verhält sich identisch. Einzig der m. tibialis ant. lässt sowohl bei der dynamischen wie bei der statischen Verletzungssimulation einen graduellen Zuwachs an neuromuskulärer Aktivität erkennen.

4.4.1.3 Synopsis dynamische Verletzungssimulation – Kontrollbedingung vs. Verletzungssimulation

Die Analyse der mechanischen wie auch der neuromuskulären Parameter zeigt, dass die Bedingungen „X“ (Kontrollsituation) und „R“ (Verletzungssimulation rechts) grundlegend ver-

schiedene Reize für das sensomotorische System bedeuten. Die Hypothesen H_{10} und H_{11} können somit uneingeschränkt verifiziert werden.

Die gemessenen Gelenkwinkel bei der Bedingung „R“ (Verletzungssimulation rechts) 50ms vor und bei der Landung gleich sind wie bei der Kontrollsituation „X“. Prüfhypothese $H_{10.1}$ kann somit bestätigt werden. Der gemessene Gelenkwinkel 50ms nach der Landung und der maximale Inversionswinkel sind bei der Bedingung „R“ deutlich höher als in der Bedingung „X“. Prüfhypothese $H_{10.2}$ kann daher ebenfalls bestätigt werden.

Die Voraktivierung (VA1 und VA2) ist bei der Bedingung „R“ bei allen Gruppen vor der Landung gleich wie bei der Bedingung „X“. Prüfhypothese $H_{11.1}$ kann somit bestätigt werden. Nach der Landung ist die neuromuskuläre Aktivität (Reflexaktivität SLR, MLR, LLR) in der Bedingung „R“ bei allen Gruppen deutlich höher als bei der Bedingung „X“. Prüfhypothese $H_{11.2}$ kann daher ebenfalls bestätigt werden.

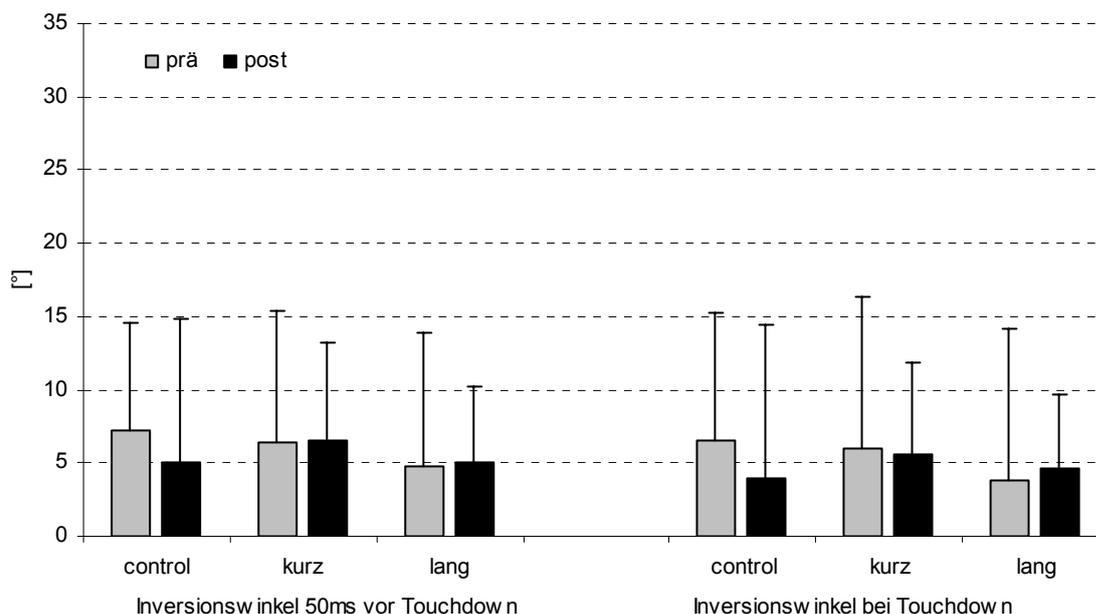
Auffallend ist darüber hinaus, dass das Reflexniveau aller analysierten Muskeln über die drei untersuchten Reflexphasen nahezu konstant bleibt, also anders als bei der statischen Verletzungssimulation kein gradueller Aufbau der neuromuskulärer Aktivität stattfindet. Einzig der m. gastrocnemius med. zeigt eine deutliche Reduktion der neuromuskulären Aktivität nach der Landung, nachdem zuvor die Voraktivierung von VA1 zu VA2 zunimmt.

4.4.2 Dynamische Verletzungssimulation rechts

4.4.2.1 Mechanische Parameter

Die Trainingsintervention scheint keinen nennenswerten Einfluss auf die Gelenkwinkel 50ms vor der Landung und bei der Landung zu haben. Abbildung 4-21 zeigt die Goniometerdaten der Kontrollgruppe, der Trainingsgruppe „kurz“ und der Trainingsgruppe „lang“ für die Bedingung „R“ (Verletzungssimulation rechts) bei der Ein- und bei der Ausgangsmessung zu diesen Zeitpunkten. Die Kontrollgruppe hat 50ms vor der Landung bei der Eingangsmessung einen Gelenkwinkel von $7^\circ \pm 7^\circ$ und bei der Ausgangsuntersuchung einen Inversionswinkel von $5^\circ \pm 10^\circ$. Diese Reduktion ist statistisch nicht signifikant ($p=0,231$). Bei der Eingangsmessung hat die Trainingsgruppe „kurz“ einen Inversionswinkel von $6^\circ \pm 9^\circ$ und die Trainingsgruppe „lang“ einen Inversionswinkel von $5^\circ \pm 9^\circ$. Die Ausgangsmessung zeigt bei beiden Trainingsgruppen keine Veränderung: Trainingsgruppe „kurz“ $6^\circ \pm 7^\circ$; $p=0,506$) und Trainingsgruppe „lang“ $5^\circ \pm 5^\circ$; $p=0,888$).

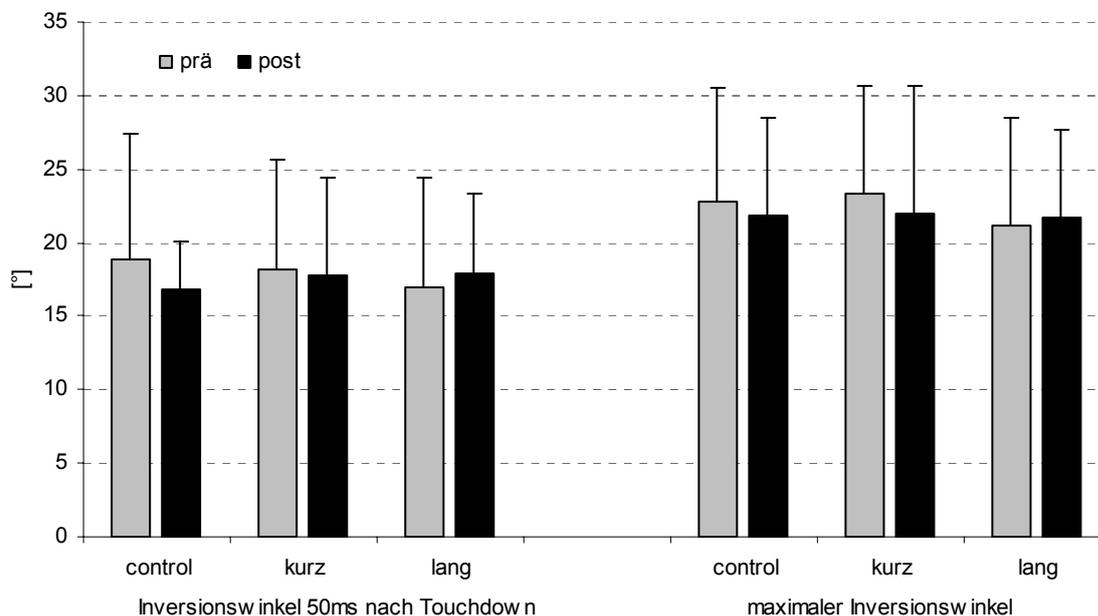
Abbildung 4-21 Darstellung des Inversionswinkels 50ms vor der Landung und bei der Landung



Ein ähnliches Bild zeigt sich bei der Analyse der Goniometerdaten zum Zeitpunkt der Landung. Lediglich die Kontrollgruppe verändert sich zwischen den beiden Messzeitpunkten. Bei der Eingangsmessung werden bei der Kontrollgruppe $7^\circ \pm 9^\circ$ Inversionswinkel gemessen. Die Ausgangsmessung zeigt einen um 3° reduzierten Wert von $4^\circ \pm 10^\circ$. Diese Reduktion ist nicht statistisch signifikant ($p=0,191$). Bei der Trainingsgruppe „kurz“ wird bei der Eingangsmessung ein Inversionswinkel von $6^\circ \pm 10^\circ$ und bei der Trainingsgruppe „lang“ ein Inversionswinkel von $4^\circ \pm 10^\circ$ gemessen. Die Ausgangsmessung zeigt bei beiden Trainingsgruppen erneut keine nennenswerte Veränderung: Trainingsgruppe „kurz“ $4^\circ \pm 10^\circ$; $p=0,541$) und Trainingsgruppe „lang“ $5^\circ \pm 5^\circ$; $p=0,856$).

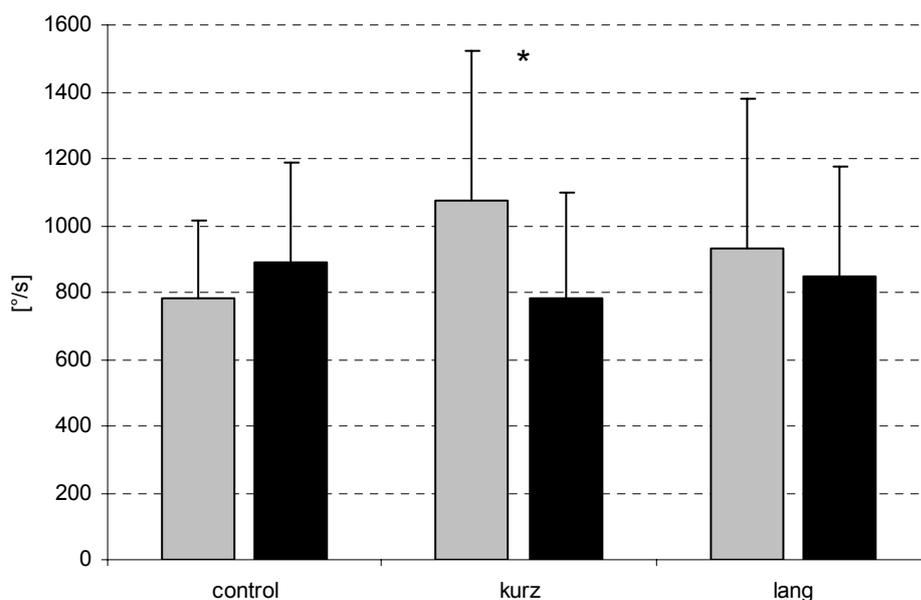
Abbildung 4-22 zeigt den Inversionswinkel 50ms nach der Landung und den maximalen Inversionswinkel aller Gruppen bei der Bedingung „R“ (Verletzungssimulation rechts). Auch hier scheint die Trainingsintervention keinen nennenswerten Einfluss zu haben; weder auf den Gelenkwinkel 50ms nach der Landung noch auf den maximalen Gelenkwinkel. Die Kontrollgruppe hat 50ms nach der Landung bei der Eingangsmessung einen Gelenkwinkel von $19^\circ \pm 9^\circ$ und bei der Ausgangsuntersuchung einen Inversionswinkel von $17^\circ \pm 3^\circ$. Diese Reduktion ist statistisch nicht signifikant ($p=0,410$). Bei der Eingangsmessung hat die Trainingsgruppe „kurz“ einen Inversionswinkel von $18^\circ \pm 8^\circ$ und die Trainingsgruppe „lang“ einen Inversionswinkel von $17^\circ \pm 8^\circ$. Die Ausgangsmessung zeigt bei beiden Trainingsgruppen keine nennenswerte Veränderung: Trainingsgruppe „kurz“ $18^\circ \pm 7^\circ$ ($p=0,736$) und Trainingsgruppe „lang“ $18^\circ \pm 5^\circ$ ($p=0,333$).

Abbildung 4-22 Darstellung des Inversionswinkels 50ms nach der Landung und des maximalen Inversionswinkels



Da im Regelfall der maximale Gelenkwinkel bereits in den ersten 50ms nach der Landung erreicht wird, zeigt sich bei der Analyse der maximalen Gelenkwinkel annähernd das gleiche Bild wie bei dem Inversionswinkel 50ms nach der Landung. Bei der Kontrollgruppe werden bei der Eingangsmessung $23^\circ \pm 8^\circ$ maximaler Inversionswinkel gemessen. Die Ausgangsmessung zeigt einen leicht reduzierten Wert von $22^\circ \pm 7^\circ$ ($p=0,717$).

Abbildung 4-23 Darstellung der maximalen Inversionswinkelgeschwindigkeit



Ergebnisse

Bei der Trainingsgruppe „kurz“ wird bei der Eingangsmessung ein Inversionswinkel von $23^\circ \pm 7^\circ$ und bei der Trainingsgruppe „lang“ ein Inversionswinkel von $21^\circ \pm 7^\circ$ gemessen. Die Ausgangsmessung zeigt bei beiden Trainingsgruppen erneut keine nennenswerte Veränderung: Trainingsgruppe „kurz“ zeigt $22^\circ \pm 9^\circ$ ($p=0,226$) und bei Trainingsgruppe „lang“ wird $22^\circ \pm 6^\circ$ ($p=0,419$) gemessen.

Tabelle 4-18 Statistische Datenanalyse der Goniometerdaten Bedingung "R"

	prä		post		P	
	mw	sd	mw	sd		
control	50ms vor TD [°]	7	7	5	10	0,231
	TD [°]	7	9	4	10	0,191
	50ms nach TD [°]	19	9	17	3	0,410
	max. Inversionswinkel [°]	23	8	22	7	0,717
	max. Inversionswinkelgeschw. [°/s]	784	228	887	300	0,259
kurz	50ms vor TD [°]	6	9	6	7	0,506
	TD [°]	6	10	6	6	0,541
	50ms nach TD [°]	18	8	18	7	0,736
	max. Inversionswinkel [°]	23	7	22	9	0,226
	max. Inversionswinkelgeschw. [°/s]	1073	449	785	311	0,033
lang	50ms vor TD [°]	5	9	5	5	0,888
	TD [°]	4	10	5	5	0,856
	50ms nach TD [°]	17	8	18	5	0,333
	max. Inversionswinkel [°]	21	7	22	6	0,419
	max. Inversionswinkelgeschw. [°/s]	929	449	846	330	0,601

Ein etwas anderes Bild zeigt die Analyse der maximalen Inversionswinkelgeschwindigkeit (siehe Abbildung 4-23). Bei der Kontrollgruppe lässt sich bei der Ausgangsuntersuchung eine mit $887^\circ/\text{s} \pm 300^\circ/\text{s}$ etwas höhere maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit als bei der Eingangsuntersuchung mit $784^\circ/\text{s} \pm 228^\circ/\text{s}$ feststellen. Diese Veränderung ist allerdings nicht statistisch signifikant ($p=0,259$). Die beiden Interventionsgruppen verringern ihre maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit.

Die Trainingsgruppe „kurz“ zeigt bei der Eingangsmessung eine maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit von $1073^\circ/\text{s} \pm 449^\circ/\text{s}$ und bei der Ausgangsmessung einen stark reduzierten

Wert von $785^{\circ}/s \pm 311^{\circ}/s$. Diese Veränderung ist mit $p=0,033$ statistisch signifikant. Auch die Trainingsgruppe „lang“ zeigt eine Reduktion der maximalen Inversionswinkelgeschwindigkeit von $929^{\circ}/s \pm 449^{\circ}/s$ bei der Eingangsmessung auf $846^{\circ}/s \pm 330^{\circ}/s$ bei der Ausgangsmessung ($p=0,601$).

4.4.2.2 Neuromuskuläre Parameter

Die Analyse der neuromuskulären Parameter zeigte teils deutliche, wenngleich nicht statistisch signifikante, Veränderungen der Kontrollgruppe, die in Kapitel 5.4.2 diskutiert wird. Die Veränderungen der Kontrollgruppe von der Eingangs- zur Ausgangsmessung (K-Wert) können Tabelle 4-19 entnommen werden. Die K-Werte dienen wie bereits in 3.4.3.1 beschrieben der Berechnung des Netto-Trainingseffekts.

Tabelle 4-19 K-Wert dynamische Verletzungssimulation rechts

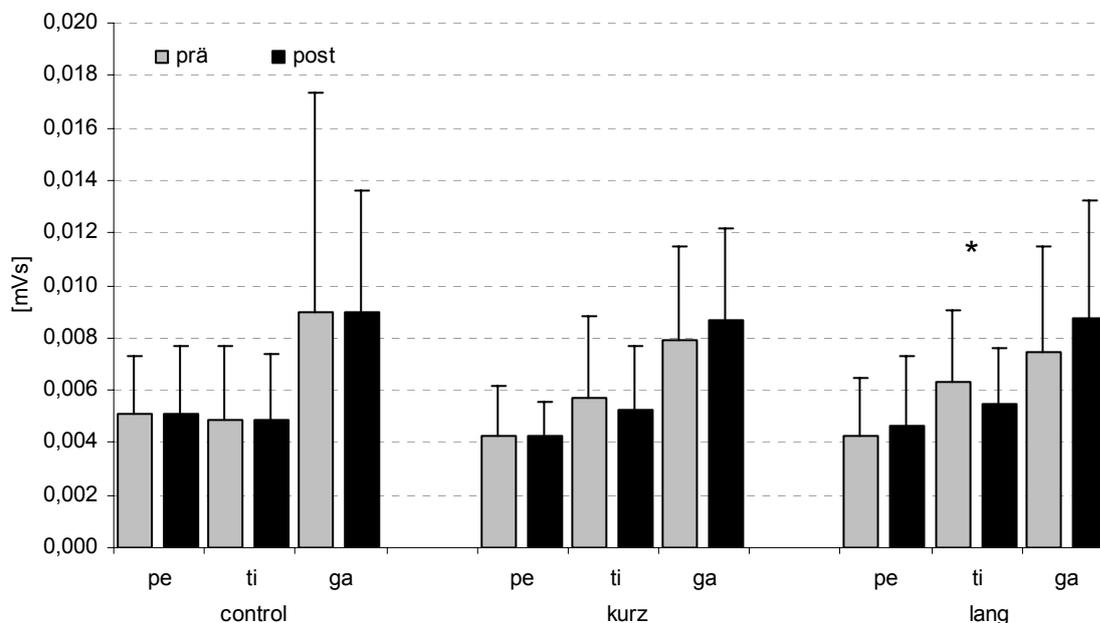
	K-Wert		
	pe	ti	ga
IEMG -100ms–50ms [mVs]	0,0004	0,0013	-0,0002
IEMG -50ms-TD [mVs]	-0,0004	0,0024	-0,0007
IEMG 30ms-60ms [mVs]	0,0016	0,0013	0,0003
IEMG 60ms-90ms [mVs]	0,0003	0,0010	0,0001
IEMG 90ms-120ms [mVs]	0,0007	0,0010	0,0000

Abbildung 4-24 zeigt die Voraktivierung der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur im Zeitraum 100ms vor Landung bis 50ms vor Landung (VA1) beim Sprung von einer 38cm hohen Plattform bei der Bedingung „R“. Dargestellt sind Kontrollgruppe, Trainingsgruppe „kurz“ und Trainingsgruppe „lang“. Die Kontrollgruppe und beide Trainingsgruppen haben bei der Eingangsmessung ein vergleichbares Ausgangsniveau. Deutlich zu erkennen ist, dass der m. gastrocnemius med. die höchste neuromuskuläre Aktivität in der Voraktivierungsphase hat.

Die Trainingsgruppe „kurz“ hat bei der Eingangsmessung beim m. peroneus long. ($0,004mVs \pm 0,002mVs$) in etwa die gleiche neuromuskuläre Aktivität wie bei der Ausgangsmessung ($0,004mVs \pm 0,001mVs$; $p=0,885$). Der m. tibialis ant. zeigt bei der Ausgangsmessung ($0,005mVs \pm 0,002mVs$) eine leicht reduzierte neuromuskuläre Aktivität im Vergleich zur Eingangsmessung ($0,006mVs \pm 0,003mVs$), wenngleich diese Veränderung nicht statistisch signifikant ist ($p=0,258$). Der m. gastrocnemius med. hat im Gegensatz dazu bei der Aus-

gangsmessung eine leicht erhöhte neuromuskuläre Aktivität ($0,009\text{mVs} \pm 0,004\text{mVs}$) verglichen mit der Eingangsmessung ($0,008\text{mVs} \pm 0,004\text{mVs}$). Auch dieser Unterschied erreicht nicht statistisches Signifikanzniveau ($p=0,106$).

Abbildung 4-24 Darstellung des VA1 IEMGs Bedingung „R“ (100ms vor Touchdown - 50ms vor Touchdown)



Die Trainingsgruppe „lang“ verändert sich etwas stärker als die Trainingsgruppe „kurz“. Die neuromuskuläre Aktivität des m. peroneus long. ist bei der Eingangsmessung ($0,004\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$) etwas niedriger als bei der Ausgangsmessung ($0,005\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$), jedoch nicht statistisch signifikant ($p=0,456$). Der m. tibialis ant. zeigt erneut bei der Ausgangsmessung ($0,005\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$) eine leicht reduzierte neuromuskuläre Aktivität im Vergleich zur Eingangsmessung ($0,006\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$). Diese Veränderung erreicht statistisches Signifikanzniveau ($p=0,020$). Der m. gastrocnemius med. hat im Gegensatz dazu wie schon bei der Trainingsgruppe „lang“ bei der Ausgangsmessung eine leicht erhöhte neuromuskuläre Aktivität ($0,009\text{mVs} \pm 0,004\text{mVs}$) verglichen mit der Eingangsmessung ($0,007\text{mVs} \pm 0,004\text{mVs}$), wengleich dieser Unterschied nicht statistisch signifikant ist ($p=0,085$).

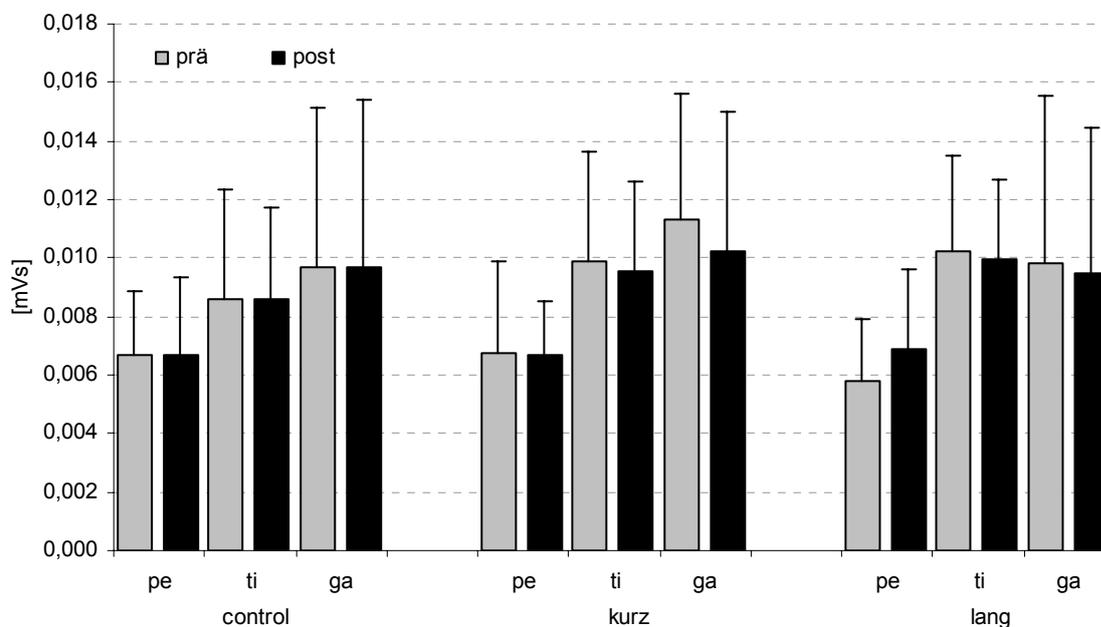
Ergebnisse

Tabelle 4-20 Statistische Datenanalyse der IEMGs mm. peroneus long., tibialis ant. und gastrocnemius med. der ersten Voraktivierungsphase (100ms vor Landung – 50ms vor Landung)

VA1 Bedingung „R“		Prä		post		p
		Mw	Sd	mw	sd	
control	pe (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0051	0,0023	0,0051	0,0026	-
	ti (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0049	0,0028	0,0049	0,0025	-
	ga (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0089	0,0084	0,0089	0,0047	-
kurz	pe (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0043	0,0019	0,0043	0,0013	0,885
	ti (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0057	0,0031	0,0052	0,0024	0,258
	ga (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0079	0,0035	0,0086	0,0035	0,106
lang	pe (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0043	0,0022	0,0047	0,0027	0,456
	ti (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0063	0,0027	0,0055	0,0021	0,020
	ga (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0074	0,0040	0,0088	0,0044	0,085

Abbildung 4-25 zeigt die Voraktivierung der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur im Zeitraum 50ms vor Landung bis zur Landung (VA2) bei der Bedingung „R“. Dargestellt sind Kontrollgruppe, Trainingsgruppe „kurz“ und Trainingsgruppe „lang“.

Abbildung 4-25 Darstellung des VA2 IEMGs Bedingung "R" (50ms vor Touchdown - Touchdown)



Die Kontrollgruppe und beide Trainingsgruppen haben bei der Eingangsmessung ein vergleichbares Ausgangsniveau. Deutlich zu erkennen ist, dass die neuromuskuläre Aktivität in

der zweiten Voraktivierungsphase deutlich gegenüber der ersten Voraktivierungsphase zunimmt.

Die Trainingsgruppe „kurz“ hat bei der Eingangsmessung beim m. peroneus long. ($0,007\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$) in etwa die gleiche neuromuskuläre Aktivität wie bei der Ausgangsmessung ($0,007\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$; $p=0,742$). Der m. tibialis ant. zeigt anders als in der ersten Voraktivierungsphase keine Veränderung zwischen der Eingangsmessung ($0,010\text{mVs} \pm 0,004\text{mVs}$) und der Ausgangsmessung ($0,010\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$; $p=0,849$). Ebenfalls anders als in der ersten Voraktivierungsphase zeigt der m. gastrocnemius med. bei der Ausgangsmessung eine etwas niedrigere neuromuskuläre Aktivität ($0,010\text{mVs} \pm 0,005\text{mVs}$) verglichen mit der Eingangsmessung ($0,011\text{mVs} \pm 0,004\text{mVs}$; $p=0,068$).

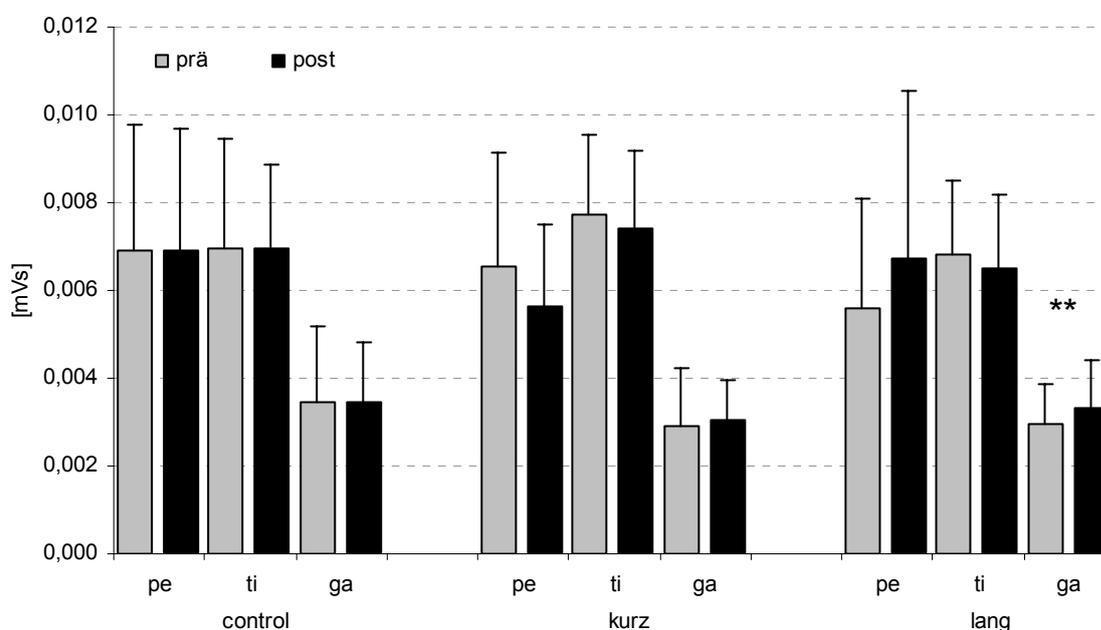
Tabelle 4-21 Statistische Datenanalyse der IEMGs mm. peroneus long., tibialis ant. und gastrocnemius med. der ersten Voraktivierungsphase (50ms vor Landung – Landung)

VA2 Bedingung „R“	prä		post		p	
	mw	sd	mw	sd		
control	pe (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0067	0,0022	0,0067	0,0027	-
	ti (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0086	0,0037	0,0086	0,0031	-
	ga (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0097	0,0054	0,0097	0,0058	-
kurz	pe (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0067	0,0032	0,0067	0,0019	0,742
	ti (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0099	0,0038	0,0095	0,0031	0,849
	ga (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0113	0,0044	0,0102	0,0048	0,068
lang	pe (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0058	0,0021	0,0069	0,0028	0,269
	ti (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0102	0,0032	0,0100	0,0027	0,449
	ga (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0098	0,0057	0,0095	0,0050	0,493

Die Trainingsgruppe „lang“ verändert sich etwas weniger als die Trainingsgruppe „kurz“. Die neuromuskuläre Aktivität des m. peroneus long. ist bei der Eingangsmessung ($0,006\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$) etwas geringer als bei der Ausgangsmessung ($0,007\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$), jedoch nicht statistisch signifikant ($p=0,269$). Der m. tibialis ant. zeigt keine nennenswerte Veränderung zwischen der Eingangsmessung ($0,010\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$) und der Ausgangsmessung ($0,010\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$; ($p=0,449$). Der m. gastrocnemius med. hat bei der Ausgangsmessung eine etwas reduzierte neuromuskuläre Aktivität ($0,009\text{mVs} \pm 0,005\text{mVs}$) verglichen mit der Eingangsmessung ($0,010\text{mVs} \pm 0,006\text{mVs}$). Auch dieser Unterschied ist nicht statistisch signifikant ($p=0,493$).

Abbildung 4-26 zeigt die Reflexaktivität der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur im Zeitraum 30ms nach Landung bis 60ms nach der Landung (SLR) bei der Bedingung „R“. Dargestellt sind Kontrollgruppe, Trainingsgruppe „kurz“ und Trainingsgruppe „lang“. Die Kontrollgruppe und beide Trainingsgruppen haben bei der Eingangsmessung ein vergleichbares Ausgangsniveau. Wie bereits bei der Analyse der beiden Voraktivierungsphasen zeigt sich auch hier, dass die Trainingsinterventionen nur einen sehr geringen Einfluss auf die frühen Reflexantworten der Probanden haben. Auffallend ist, dass während die neuromuskuläre Aktivität der mm. peroneus longus und tibialis ant. in der ersten Reflexphase im Vergleich zur Voraktivierung gleich bleibt oder zunimmt, die neuromuskuläre Aktivität des m. gastrocnemius med. drastisch abnimmt.

Abbildung 4-26 Darstellung des SLR IEMGs Bedingung "R" (30ms nach Touchdown - 60ms nach Touchdown)



Die Trainingsgruppe „kurz“ zeigt bei der Ausgangsmessung beim m. peroneus long. ($0,006\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$) eine leicht reduzierte neuromuskuläre Aktivität im Vergleich zur Eingangsmessung ($0,007\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$; $p=0,084$). Der m. tibialis ant. zeigt bei der Ausgangsmessung ($0,007\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$) ebenfalls eine leichte Reduktion der neuromuskulären Aktivität verglichen mit der Eingangsmessung ($0,008\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$; $p=0,340$). Die neuromuskuläre Aktivität des m. gastrocnemius med. verändert sich kaum zwischen Eingangsmessung ($0,003\text{mVs} \pm 0,001\text{mVs}$) und Ausgangsmessung ($0,003\text{mVs} \pm 0,001\text{mVs}$; $p=0,068$).

Die Trainingsgruppe „lang“ zeigt mit Ausnahme des m. gastrocnemius med. keine nennenswerten Veränderungen. Die neuromuskuläre Aktivität des m. peroneus long. ist bei der Ein-

Ergebnisse

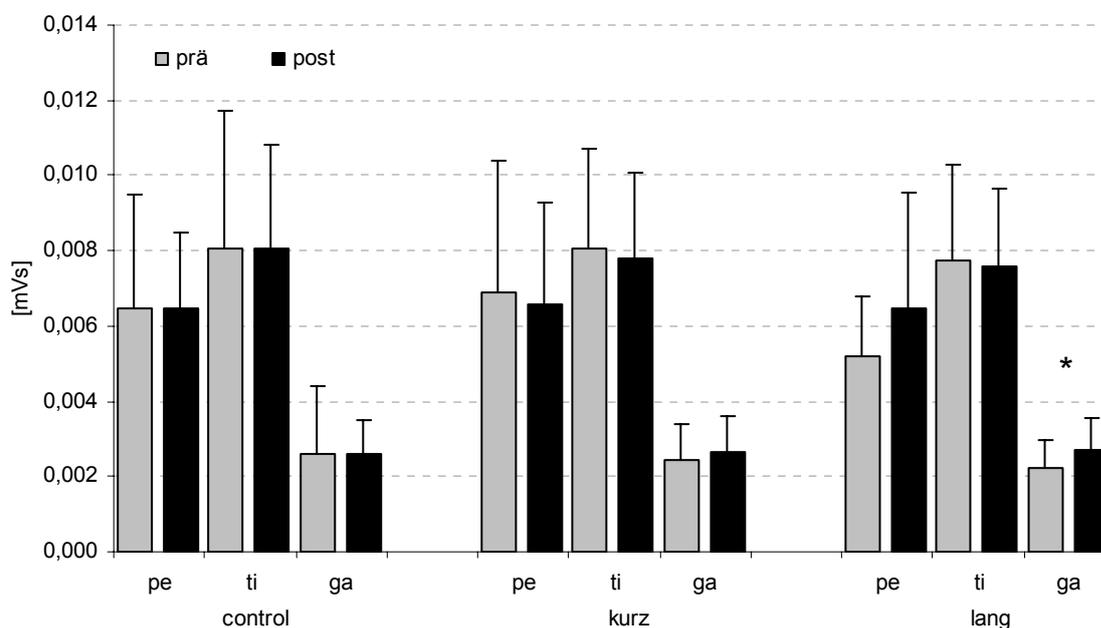
gangsmessung ($0,006\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$) etwas niedriger als bei der Ausgangsmessung ($0,007\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$), jedoch nicht statistisch signifikant ($p=0,252$). Der m. tibialis ant. zeigt erneut keine nennenswerte Veränderung zwischen der Eingangsmessung ($0,007\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$) und der Ausgangsmessung ($0,007\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$; ($p=0,443$). Der m. gastrocnemius med. hat bei der Ausgangsmessung eine erhöhte neuromuskuläre Aktivität ($0,0035\text{mVs} \pm 0,0011\text{mVs}$) verglichen mit der Eingangsmessung ($0,0025\text{mVs} \pm 0,0008\text{mVs}$). Diese Veränderung ist statistisch hoch signifikant ($p=0,008$).

Tabelle 4-22 Statistische Datenanalyse der IEMGs mm. peroneus long., tibialis ant. und gastrocnemius med. der ersten Reflexphase (30ms nach Landung – 60ms nach Landung)

SLR Bedingung „R“	prä		Post		p
	mw	sd	mw	Sd	
pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0069	0,0029	0,0069	0,0028	-
control ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0070	0,0025	0,0070	0,0019	-
ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0035	0,0017	0,0035	0,0013	-
pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0066	0,0026	0,0056	0,0019	0,084
kurz ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0077	0,0018	0,0074	0,0018	0,340
ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0029	0,0013	0,0031	0,0009	0,429
pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0056	0,0025	0,0067	0,0038	0,252
lang ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0068	0,0017	0,0065	0,0017	0,443
ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0029	0,0009	0,0033	0,0011	0,008

Abbildung 4-27 zeigt die Reflexaktivität der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur im Zeitraum 60ms nach Landung bis 90ms nach der Landung (MLR) bei der Bedingung „R“. Dargestellt sind Kontrollgruppe, Trainingsgruppe „kurz“ und Trainingsgruppe „lang“. Die Kontrollgruppe und beide Trainingsgruppen haben bei der Eingangsmessung ein vergleichbares Ausgangsniveau, wenngleich der m. peroneus long. der Trainingsgruppe „lang“ eine etwas reduzierte neuromuskuläre Aktivität in der Eingangsmessung, verglichen mit den anderen beiden Gruppen, zeigt. Wie bereits bei der Analyse der frühen Reflexphase zeigt sich auch hier, dass die Trainingsinterventionen nur einen sehr geringen Einfluss auf die mittleren Reflexantworten der Probanden haben.

Abbildung 4-27 Darstellung des MLR IEMGs Bedingung "R" (60ms nach Touchdown - 90ms nach Touchdown)



Die Trainingsgruppe „kurz“ zeigt bei der Ausgangsmessung beim m. peroneus long. ($0,007\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$) eine leicht reduzierte neuromuskuläre Aktivität im Vergleich zur Eingangsmessung ($0,007\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$; $p=0,583$). Der m. tibialis ant. zeigt bei der Ausgangsmessung ($0,008\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$) ebenfalls eine leichte Reduktion der neuromuskulären Aktivität verglichen mit der Eingangsmessung ($0,008\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$; $p=0,560$). Die neuromuskuläre Aktivität des m. gastrocnemius med. ist im Gegensatz dazu bei der Ausgangsmessung ($0,003\text{mVs} \pm 0,001\text{mVs}$) leicht erhöht im Vergleich zur Eingangsmessung ($0,002\text{mVs} \pm 0,001\text{mVs}$), erreicht jedoch nicht statistisch signifikantes Niveau ($p=0,366$).

Die Trainingsgruppe „lang“ verändert sich in höherem Maße als die Trainingsgruppe „kurz“. Die neuromuskuläre Aktivität des m. peroneus long. ist bei der Eingangsmessung ($0,005\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$) niedriger als bei der Ausgangsmessung ($0,006\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$). Diese Veränderung ist nicht statistisch signifikant ($p=0,056$). Der m. tibialis ant. zeigt erneut keine nennenswerte Veränderung zwischen der Eingangsmessung ($0,008\text{mVs} \pm 0,003\text{mVs}$) und der Ausgangsmessung ($0,008\text{mVs} \pm 0,002\text{mVs}$; $p=0,368$). Der m. gastrocnemius med. hat erneut bei der Ausgangsmessung eine höhere neuromuskuläre Aktivität ($0,003\text{mVs} \pm 0,001\text{mVs}$) als bei der Eingangsmessung ($0,002\text{mVs} \pm 0,001\text{mVs}$). Diese Veränderung ist statistisch signifikant ($p=0,013$).

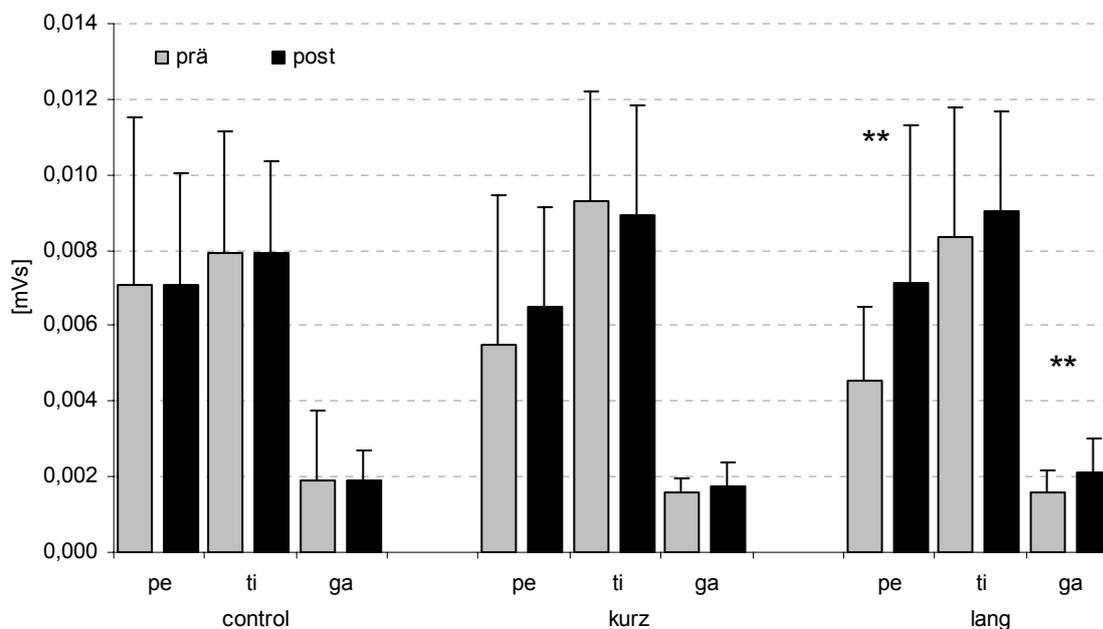
Ergebnisse

Tabelle 4-23 Statistische Datenanalyse der IEMGs mm. peroneus long., tibialis ant. und gastrocnemius med. der zweiten Reflexphase (60ms nach Landung – 90ms nach Landung)

MLR Bedingung „R“	prä		post		p
	mw	sd	mw	sd	
control					
pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0065	0,0030	0,0065	0,0020	-
ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0081	0,0037	0,0081	0,0028	-
ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0026	0,0018	0,0026	0,0009	-
kurz					
pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0069	0,0035	0,0066	0,0027	0,583
ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0081	0,0026	0,0078	0,0023	0,560
ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0024	0,0010	0,0026	0,0010	0,366
lang					
pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0052	0,0016	0,0064	0,0031	0,056
ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0078	0,0025	0,0076	0,0021	0,368
ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0022	0,0007	0,0027	0,0009	0,013

Abbildung 4-28 zeigt die Reflexaktivität der sprunggelenkungreifenden Muskulatur im Zeitraum 90ms bis 120ms nach der Landung (LLR) bei der Bedingung „R“. Dargestellt sind Kontrollgruppe, Trainingsgruppe „kurz“ und Trainingsgruppe „lang“.

Abbildung 4-28 Darstellung des LLR IEMGs Bedingung "R" (90ms nach Touchdown - 120ms nach Touchdown)



Ergebnisse

Die Kontrollgruppe und beide Trainingsgruppen haben bei der Eingangsmessung ein vergleichbares Ausgangsniveau, wenngleich der m. peroneus long. der Trainingsgruppe „lang“ wie bereits bei der Analyse der mittleren Reflexphase eine etwas reduzierte neuromuskuläre Aktivität in der Eingangsmessung verglichen mit den anderen beiden Gruppen zeigt.

Die Trainingsgruppe „kurz“ zeigt bei der Ausgangsmessung beim m. peroneus long. (0,007mVs \pm 0,003mVs) eine erhöhte neuromuskuläre Aktivität im Vergleich zur Eingangsmessung (0,005mVs \pm 0,004mVs; $p=0,110$). Der m. tibialis ant. zeigt bei der Ausgangsmessung (0,009mVs \pm 0,003mVs) eine leichte Reduktion der neuromuskulären Aktivität verglichen mit der Eingangsmessung (0,009mVs \pm 0,003mVs; $p=0,641$). Die neuromuskuläre Aktivität des m. gastrocnemius med. ist bei der Ausgangsmessung (0,002mVs \pm 0,001mVs) leicht erhöht im Vergleich zur Eingangsmessung (0,002mVs \pm 0,001mVs), erreicht jedoch nicht statistisch signifikantes Niveau ($p=0,058$).

Tabelle 4-24 Statistische Datenanalyse der IEMGs mm. peroneus long., tibialis ant. und gastrocnemius med. der dritten Reflexphase (90ms nach Landung – 120ms nach Landung)

LLR Bedingung „R“	prä		post		p	
	mw	sd	mw	sd		
control	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0071	0,0044	0,0071	0,0029	-
	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0079	0,0032	0,0079	0,0024	-
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0019	0,0018	0,0019	0,0008	-
kurz	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0055	0,0040	0,0065	0,0026	0,110
	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0093	0,0029	0,0089	0,0029	0,641
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0016	0,0004	0,0018	0,0006	0,058
lang	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0045	0,0019	0,0071	0,0041	0,000
	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0083	0,0034	0,0090	0,0027	0,098
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0016	0,0006	0,0021	0,0009	0,008

Die Trainingsgruppe „lang“ verändert sich in deutlich höherem Maße als die Trainingsgruppe „kurz“. Die neuromuskuläre Aktivität des m. peroneus long. ist bei der Ausgangsmessung (0,007mVs \pm 0,004mVs) deutlich höher als bei der Eingangsmessung (0,005mVs \pm 0,002mVs). Diese Veränderung ist statistisch hoch signifikant ($p=0,000$). Der m. tibialis ant. zeigt ebenfalls eine erhöhte neuromuskuläre Aktivität bei der Ausgangsmessung (0,009mVs \pm 0,003mVs) im Vergleich zur Eingangsmessung (0,008mVs \pm 0,003mVs), wenngleich diese Veränderung kein statistisch signifikantes Niveau erreicht ($p=0,098$). Der m. gastrocnemius

med. hat erneut bei der Ausgangsmessung eine höhere neuromuskuläre Aktivität ($0,0021\text{mVs} \pm 0,0009\text{mVs}$) als bei der Eingangsmessung ($0,0016\text{mVs} \pm 0,0007\text{mVs}$). Diese Veränderung ist statistisch hoch signifikant ($p=0,008$).

4.4.2.3 Synopsis dynamische Verletzungssimulation rechts

Die Trainingsintervention beider Trainingsgruppen zeigt sowohl bei den mechanischen wie auch den neuromuskulären Parametern statistisch signifikante Trainingseffekte – bei den mechanischen Parametern jedoch nur bei einem Parameter und einer Trainingsgruppe. Folglich muss Hypothese H_{12} falsifiziert werden und Hypothese H_{13} kann bestätigt werden.

Der Inversionswinkel 50ms vor der Landung und der Inversionswinkel bei der Landung haben sich durch die Trainingsintervention allerdings nicht nennenswert verändert. Somit muss die Hypothese $H_{12.1}$ falsifiziert und kann die Hypothese $H_{12.2}$ bestätigt werden. Auch bei den Parametern Inversionswinkel 50ms nach der Landung und maximaler Inversionswinkel zeigt die Trainingsintervention keinen statistisch signifikanten Trainingseffekt. Lediglich die maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit konnte bei beiden Trainingsgruppen reduziert werden, allerdings nur bei der Trainingsgruppe „kurz“ statistisch signifikant. Daher müssen die Hypothesen $H_{12.3}$ und $H_{12.4}$ falsifiziert werden.

Eine Synopsis der neuromuskulären Veränderungen fällt auf Grund der zahlreichen analysierten IEMG Intervalle nicht leicht. Tabelle 4-25 bietet hierfür einen Überblick. Es ist deutlich zu sehen, dass auf Seite der Trainingsgruppe „kurz“ der inhibitorische Einfluss überwiegt, während bei der Trainingsgruppe „lang“ die fazilitatorische Wirkung überwiegt. Auch die Muskeln scheinen unterschiedlich auf die Trainingsintervention zu reagieren.

Der m. peroneus long. reagiert auf die Trainingsintervention der Trainingsgruppe „kurz“ mit in erster Linie reduzierter neuromuskulärer Aktivität. Das Gleiche gilt für den m. tibialis ant.. Der m. gastrocnemius med. reagiert auf die Trainingsintervention mit Ausnahme der VA2 mit erhöhter neuromuskulärer Aktivität.

Bei der Trainingsgruppe „lang“ zeigt der m. peroneus long. eine deutlich erhöhte neuromuskuläre Aktivität in allen Voraktivierungs- und Reflexphasen. Der m. tibialis ant. zeigt mit Ausnahme der späten Reflexphase eine deutlich reduzierte neuromuskuläre Aktivität. Der m. gastrocnemius med. hat mit Ausnahme der zweiten Voraktivierungsphase eine deutlich erhöhte neuromuskuläre Aktivität.

Ergebnisse

Tabelle 4-25 Überblick über die prozentualen Veränderungen der IEMGs (Eingangsmessung=0%) für beide Trainingsgruppen und alle analysierten IEMG Phasen. (Eingangsuntersuchung = 0%, positive Werte bedeuten Erhöhung um und sind fett gedruckt, negative Werte bedeuten Reduktion um)

	kurz			lang		
	pe (%)	ti (%)	ga (%)	pe (%)	ti (%)	ga (%)
VA1 (-100ms -- -50ms)	0	-8	9	9	-13	18
VA2 (-50ms – TD)	-1	-4	-9	18	-3	-4
SLR (30ms – 60ms)	-14	-4	5	21	-5	13
MLR (60ms – 90ms)	-5	-3	8	25	-2	20
LLR (90ms – 120ms)	19	-4	13	57	8	34

Wenn man die Muskeln wie bereits bei der Untersuchung der Standstabilität gesammelt betrachtet, zeigt sich die leicht inhibitorische Wirkung der Trainingsgruppe „kurz“ und die stark fazilitatorische Wirkung der Trainingsgruppe „lang“ noch deutlicher. Die Trainingsgruppe „kurz“ zeigt dann lediglich in der späten Reflexphase eine erhöhte neuromuskuläre Aktivität. Alle anderen IEMG Phasen sind reduziert. Die Trainingsgruppe „lang“ zeigt für alle IEMG Phasen deutlich erhöhte neuromuskuläre Aktivität.

Auf Grund der unterschiedlichen Effekte bei der Voraktivierung muss Hypothese $H_{13.1}$ verworfen werden. Trotz der unterschiedlichen Effekte gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Trainingsgruppen, so dass Hypothese $H_{13.2}$ bestätigt werden kann. Die Prüfhypothese $H_{13.3}$ muss falsifiziert werden, da auch hier keine einheitliche Wirkungsweise erkennbar ist. Da sich auch hier keine statistisch signifikanten Effekte nachweisen lassen, kann Hypothese $H_{13.4}$ bestätigt werden.

5 Diskussion

In den folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse der Interventionsstudie vor dem Hintergrund des in Kapitel 2 aufgeführten Stands der Forschung diskutiert. Zusätzlich zu dem Kernteil dieser Arbeit, der sensomotorischen Trainingsintervention, wird in Kapitel 5.4 die dynamische Verletzungssimulation nicht nur im Längsschnitt betrachtet, sondern, der Neuigkeit der Methode geschuldet, auch der Querschnittsvergleich zwischen der Kontrollsituation und der Verletzungssimulation diskutiert.

5.1 Exemplarische Trainingsverlaufsanalyse

Die Diskussion der Ergebnisse der exemplarischen Trainingsverlaufsanalyse erfolgt stets vor dem Hintergrund der geringen Fallzahl, aber der sehr aufwändigen und genauen Betrachtung der jeweiligen Probanden. Die in dieser Studie festgestellte Gerätehierarchie bezüglich der neuromuskulären Aktivierung – Kippbrettchen als „anstrengendstes“ Trainingsmittel, AeroStepXL® und dann Airex Balance Pad® – der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur steht in Einklang mit Teilen der Studie von Gruber (2001). Gruber zeigt ebenfalls anhand des IEMG, allerdings in diesem Fall der kniegelenkumgreifenden Muskulatur, dass das Kippbrettchen die Muskulatur besonders beansprucht. Das Kippbrettchen scheint daher eine besonders hohe Beanspruchung für die Muskulatur der unteren Extremität zu bedeuten.

Ein möglicher Erklärungsansatz für dieses Ergebnis liegt in der Besonderheit des Aufbaus der Kippbrettchen: die Kippbrettchen haben einen sehr schmalen, halbsphärischen (15x15mm) Steg entlang der gedachten unteren Sprunggelenkachse. Dieser schmale Steg induziert zum einen enorm hohe Inversionsgeschwindigkeiten. Zum anderen gibt es bei diesem Trainingsmittel, anders als bei den anderen beiden Trainingsmitteln, nach subjektiven Trainingsbeurteilungen kein Equilibrium. Während die Probanden auf dem AeroStepXL® und dem Airex Balance Pad® berichten, dass sich auf diesen Trainingsmitteln trotz der ständigen Oszillationen vor allem nach einigen Trainingseinheiten auch Phasen einstellen, in denen sie das Gefühl haben, auf dem Trainingsmittel in Balance zu stehen, bzw. lediglich minimale posturale Korrekturen vornehmen zu müssen, scheint es diese Phasen auf dem Kippbrettchen nicht zu geben. Ein weiterer Erklärungsansatz liegt ebenfalls in den Gerätecharakteris-

tika des Kippbrettchens begründet. Das Kippbrettchen provoziert bei den Probanden ständig eine starke neuromuskuläre Aktivität gegen das Drehmoment des Trainingsmittels. Zwar müssen auf den anderen beiden Trainingsmitteln ebenfalls muskuläre Drehmomente aufgebracht werden, damit das Gleichgewicht erhalten wird. Allerdings müssen die Probanden nur beim Kippbrettchen das Trainingsmittel „wieder aufrichten“, i.e. die Probanden müssen ständig nach Abkippen des Trainingsmittels das notwendige muskuläre Drehmoment aufbringen, um die Seitenkante des Kippbrettchens wieder vom Boden zu lösen.

Die Trainingseinheiten zeigen bei der Analyse der neuromuskulären Aktivität eine klare Entwicklung hin zu weniger neuromuskulärer Aktivität mit fortschreitender Trainingsdauer. Eine Interpretation dieses IEMG-Verlaufs ist allerdings nicht unproblematisch, da beispielsweise Ermüdung idealiter über MVC, maximale willkürliche Kontraktionsgeschwindigkeit oder Kraft erfasst wird (Hunter et al., 2004). In der vorliegenden Studie werden jedoch aus messtechnischen Gründen keine Kraftparameter erfasst, weshalb die Diskussion der Ergebnisse der Trainingsintervention auf elektromyografischen Ergebnissen basiert.

Obwohl es nachvollziehbar erscheint, dass die Probanden im Verlauf einer 30-minütigen Trainingseinheit ermüden, darf das sinkende IEMG nicht ausschließlich als Ermüdung interpretiert werden. Zahlreiche Autoren (Carpentier et al., 2001; Duchateau and Hainaut, 1993; Gandevia, 2001; Hunter et al., 2004; Macefield et al., 1991; Moritani et al., 1986) beschreiben im Gegenteil eine erhöhte neuromuskuläre Aktivität in Folge von Ermüdung. Dies erscheint logisch, da das neuromuskuläre System bei Ermüdung der aktiven motorischen Einheiten versucht, weitere motorische Einheiten zu rekrutieren, um „task-failure“ zu vermeiden. Typische experimentelle Aufgaben sind in diesem Zusammenhang gehaltener MVC („sustained MVC“) oder ein prozentualer Betrag desgleichen (Carpentier et al., 2001; Duchateau and Hainaut, 1993; Moritani et al., 1985; Moritani et al., 1986; Moritani and deVries, 1978). Es ist allerdings unklar, inwieweit die Erkenntnisse der zitierten Autoren auf SMT übertragen werden können, da der experimentelle Setup im Regelfall ein MVC oder eine bestimmte Prozentzahl des MVC ist und nicht wie bei SMT ständig posturale Korrekturen, also Phasen der An- und Entspannung, umfasst.

Ein interessanter Erklärungsansatz für sinkendes IEMG im Verlauf einer Trainingseinheit ist das zunehmende Vertrautwerden mit der Situation „Einbeinstand auf instabiler Unterlage“. Hier lassen sich erneut die Erkenntnisse von Llewelyn et al. (1990) heranziehen. Die Situation wird mit zunehmender Erfahrung weniger neuartig („novel“) und erfordert damit einhergehend weniger Wachsamkeit („vigilance“) und damit kein so hohes Reflexniveau wie noch zu

Beginn des Trainings. Es ist anzunehmen, dass sich das geringere Reflexniveau auch bei einem so langen Betrachtungszeitraum (30s/ 90s) negativ auf das IEMG dieses Zeitabschnitts auswirkt. Zwar beziehen sich die Erkenntnisse von Llewellyn et al. (1990) auf Bedingungen wie rückwärts Laufen oder Balancieren und der zur Analyse herangezogene Zeitabschnitt liegt im Millisekundenbereich, aber der grundlegende neurophysiologische Zusammenhang ist der Gleiche (neue Situation vs. bekannte Situation) und tritt bei einem längeren Betrachtungszeitraum schlicht dementsprechend häufiger auf.

Ein stichhaltiger Erklärungsansatz für sinkende neuromuskuläre Aktivität mit fortlaufender Trainingsdauer ist die Annahme, dass die intermuskuläre Koordination im Laufe des Trainings besser wird. Ein mögliches Maß für die intermuskuläre Koordination ist die Kokontraktion. Bei allen Probanden ist die Kokontraktion zu Beginn der Trainingseinheit höher als am Ende. Kokontraktion stellt zwar zur muskulären Sicherung der Gelenke eine effiziente Strategie des neuromuskulären Systems dar. Bei SMT wie in der vorliegenden Studie jedoch kann ein hohes Maß an Kokontraktion durchaus als ineffiziente Strategie des neuromuskulären Systems angesehen werden. Es ist sehr viel effizienter, die einzelnen Muskeln gezielt anzusteuern im Sinne einer isolierten Agonisten/ Antagonisten Aktivierung (die Einschränkung auf SMT wie in dieser Studie ist vor dem Hintergrund der Ergebnisse von Nielsen et al. (1993) und dem Einfluss der Kokontraktion auf das Reflexverhalten von Balletttänzern sinnvoll). Je geübter die Probanden also in Bezug auf diese koordinative Aufgabe werden, desto weniger muskuläre Arbeit muss verrichtet werden, um das Gleichgewicht zu halten.

Schließlich muss bei der Interpretation der Trainingsverlaufsdaten berücksichtigt werden, dass bei allen Probanden eine Trainingsprogression statt findet, i.e. die Übungen mit jeder Woche anspruchsvoller werden. Hier lassen sich wahrscheinlich zwei Prozesse beobachten: erstens die Trainingsprogression, die auf Grund des höher werdenden Schwierigkeitsgrades zu mehr neuromuskulärer Aktivität bedingt durch die vermehrte Kokontraktion führen müsste. Zweitens die verbesserte intermuskuläre Koordination, die auf Grund der gezielteren Ansteuerung der Muskulatur zu weniger neuromuskulärer Aktivität führen müsste. Die Messdaten belegen, dass die verbesserte intermuskuläre Koordination den entscheidenden Faktor darstellt, da die neuromuskuläre Aktivität von Trainingswoche zu Trainingswoche nahezu linear sinkt.

Die Diskussion der Ergebnisse der vorliegenden Studie in Bezug auf Veränderungen im Trainingsverlauf hat gezeigt, dass die Trainingsmittel unterschiedliche Charakteristika haben und im Laufe des Trainings die Kokontraktion abnimmt. Dies wird als verbesserte inter-

muskuläre Koordination interpretiert. Konkrete Trainingsempfehlungen können aus den Ergebnissen und der Diskussion der Trainingsverlaufsanalyse allerdings nur bedingt abgeleitet werden. So bedeuten die gerätespezifischen Erkenntnisse nicht notwendigerweise eine unterschiedliche Wirkung der Geräte (Kidgell et al., 2007; Michell et al., 2006), sondern lediglich eine unterschiedliche Beanspruchung der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur. Auch Empfehlungen im Sinne einer gerätespezifischen Trainingsprogression sind nicht unproblematisch. Obwohl sich das Airex Balance Pad® durchaus als Einstiegsgerät anbietet und das Kippbrettchen auf Grund der deutlich höheren neuromuskulären Beanspruchung eher als ein Trainingsmittel für geübtere Personen angesehen werden kann, ist es gut möglich, dass gerade die Kombination verschiedener Trainingsmittel für ein koordinativ anspruchsvolles und motivierendes SMT sinnvoll ist. Die Belastungsdauer scheint bei den in der Trainingsverlaufsanalyse erfassten Parametern keine bedeutende Rolle zu spielen. Beide Trainingsgruppen zeigen vergleichbare neuromuskuläre Reaktionen auf das Training und kein Proband – auch nicht die Probanden der Trainingsgruppe „lang“ – zeigt einen besonders auffälligen Kurvenverlauf, der beispielsweise eine Überbeanspruchung nahe legt. Der augenfälligste Effekt bei der Analyse der Trainingsverlaufdaten ist die verbesserte intermuskuläre Koordination, die jedoch ebenfalls unabhängig von der gewählten Belastungsdauer zu sein scheint.

5.2 Standstabilität

Das SMT wirkt auf beide Interventionsgruppen hinsichtlich der Verbesserung der Standstabilität nahezu identisch – sowohl in Bezug auf die Art der Wirkung als auch in Bezug auf das Ausmaß. Während sich bei der Kontrollgruppe kein Unterschied zwischen den beiden Messterminen zeigt, können beide Trainingsgruppen ihre Standstabilität statistisch signifikant verbessern. Die Art der Wirkung bestätigt die Erkenntnisse früherer Untersuchungen zur Auswirkung sensomotorischen Trainings auf die Standstabilität (Gauffin et al., 1988; Granacher, 2003; Gruber, 2001; Kidgell et al., 2007; Michell et al., 2006; Yaggie and Campbell, 2006).

Die neurophysiologische Erklärung für dieses Phänomen liegt, wie bereits in den Kapiteln 2.2.1.1 und 2.2.2.1 dargelegt, wahrscheinlich in reduzierten Reflexen bei motorischen Aufgaben, die einen besonders hohen Anspruch an die Gleichgewichtsfähigkeit stellen (Capaday and Stein, 1987; Gruber et al., 2007; Llewellyn et al., 1990; Myer et al., 2006; Nielsen et al., 1993; Nielsen and Kagamihara, 1993; Schneider and Capaday, 2003; Taube et al., 2007). Die eben genannten Autoren führen ihre Untersuchungen aus methodischen

Gründen alle am m. soleus durch und können somit keine Aussage über andere Muskeln und Muskelgruppen treffen. Gegenstand der vorliegenden Untersuchung sind jedoch die mm. peroneus long., tibialis ant. und gastrocnemius med.. Alle analysierten Muskeln verhalten sich hinsichtlich der Reduktion ihrer neuromuskulären Aktivität bei der Erfassung der Standstabilität vergleichbar mit dem m. soleus der zitierten Autoren. Einschränkend muss darauf hingewiesen werden, dass die Erfassung der neuromuskulären Aktivität bei der Messung der Standstabilität einen Zeitraum von 30s umfasst, die Messungen der zitierten Autoren hingegen alle einen deutlich kürzeren Betrachtungszeitraum umfassen. Wie bereits bei der Diskussion der Ergebnisse der exemplarischen Trainingsverlaufsanalyse, kann jedoch auch hier davon ausgegangen werden, dass die gleichen neurophysiologischen Prozesse ablaufen und reduzierte Reflexe ein möglicher Erklärungsansatz für eine geringere neuromuskuläre Aktivität bei einer Messung der Standstabilität darstellen, da Reflexe einen entscheidenden Beitrag zur selbigen leisten (Berger et al., 1984; Dietz et al., 1984; Dietz et al., 1989; Dietz et al., 1992; Dietz, 1993).

Es stellt sich allerdings die Frage, warum es keinen Unterschied zwischen den beiden Interventionsgruppen („kurz“ und „lang“) gibt. Beide Interventionsgruppen zeigen nahezu identische Anpassungserscheinungen hinsichtlich der Verbesserung der Standstabilität, wengleich sich die Trainingsgruppe „kurz“ etwas stärker als die Trainingsgruppe „lang“ verbessert hat. Es ist einerseits möglich, dass sich die Trainingsinterventionen hinsichtlich der unterschiedlichen Belastungsdauer nicht stark genug unterscheiden, bzw. dass die Gesamtdauer der Trainingsintervention nicht lang genug ist, um den gruppenspezifischen Unterschied darzustellen. Andererseits kann es sein, dass bei sensomotorischen Trainingsinterventionen die Art des Trainings, also auch das Trainingsmittel die entscheidende Variable ist und weniger die Belastungsdauer. Drittens ist es möglich, dass weder die Belastungsdauer noch das Trainingsmittel eine entscheidende Rolle spielen.

Die Ergebnisse dieser Arbeit sind durchaus vergleichbar mit den Arbeiten von Michell et al. (2006) und Kidgell et al. (2007), wengleich sich die beiden Autoren nicht mit der Gestaltung des Belastungsparameters Belastungsdauer auseinandergesetzt haben, sondern mit Trainingsmitteln: Michell et al. (2006) untersuchen die Wirkungsweise eines sensomotorischen Trainingsmittels und vergleichen die Trainingswirkung mit einer Trainingsgruppe, die das gleiche Training allerdings ohne Trainingsmittel durchgeführt hat. Kidgell et al. (2007) untersuchen die Trainingswirkung zweier verschiedener sensomotorischer Trainingsmittel (Mini-trampolin und Dura Disc®). Beide Autoren bestimmen die Trainingswirkung über Veränderungen in der Standstabilität und stellen wie in dieser Studie fest, dass die sensomotorische

Trainingsintervention zu einer verbesserten Standstabilität führt. Die Autoren stellen jedoch auch fest, dass dieser Trainingseffekt gruppenübergreifend und nicht gruppenspezifisch ist.

Trotz der Ergebnisse dieser Arbeit und den Untersuchungen von Kidgell et al. (2007) und Michell et al. (2006) wäre es allerdings voreilig, den Belastungsparametern Belastungsdauer und Trainingsmittel (also Intensität) die Relevanz für die Steuerung des Trainingsprozesses abzusprechen. Beide Untersuchungen umfassen einen Interventionszeitraum von 6-8 Wochen, der zwar ausreichend ist, um neurophysiologische Anpassungen zu beurteilen (Carroll et al., 2002; Gruber et al., 2007; Hakkinen et al., 2003), aber sehr knapp ist, um metabolische oder morphologische Anpassungsprozesse zu beurteilen. Es ist daher durchaus vorstellbar, dass vor allem der Belastungsparameter Belastungsdauer bei längeren Trainingsinterventionen (6-8 Wochen und länger) Auswirkungen auf metabolische oder morphologische Anpassungen hat. Allerdings sind diese Formen der Anpassungen an SMT nicht Gegenstand dieser Untersuchung und müssten mit anderen Methoden als den in dieser Studie verwendeten untersucht werden. Denkbar wären hier histologische Untersuchungen oder bildgebende Verfahren. Wenn die Annahme getroffen wird, dass in den 5 Trainingswochen keine messbaren metabolischen und morphologischen Anpassungen stattfinden, erscheint es auch verständlich, dass die Relevanz der Belastungsdauer bei SMT hinsichtlich der Verbesserung der Standstabilität bei einem Trainingszeitraum in dieser Größenordnung nicht nachweisbar ist.

Somit scheint es, dass bei einem fünfwöchigen Trainingszeitraum neuronale Anpassungsmechanismen hauptsächlich für die Verbesserungen in der Standstabilität verantwortlich sind. Diese neuronalen Veränderungen sind offensichtlich unabhängig von der Belastungsdauer, bzw. wenn neuronale Unterschiede auftreten, können sie durch die in dieser Studie verwendeten Methoden nicht nachgewiesen werden.

Eine interessante Frage hierbei ist die nach dem Ort der neuronalen Anpassungen. Prinzipiell können die Anpassungen in der Peripherie, auf spinaler Ebene oder supraspinaler Ebene erfolgen (Aagaard et al., 2002; Carroll et al., 2002; Gruber et al., 2007). Jüngere Forschungserkenntnisse deuten auf eine starke Rolle supraspinaler Einflüsse bei der Anpassung neuronaler Strukturen an SMT (Gruber et al., 2007; Taube et al., 2007). Gruber et al. (2007) stellen bei einer vergleichenden Studie zwischen ballistischem Krafttraining und SMT bei beiden Trainingsgruppen eine verbesserte Standstabilität und eine höhere Kraftanstiegsrate bei MVC Messungen fest. Die Autoren stellen allerdings nur bei der SMT Trainingsgruppe eine geringere Reflexamplitude und ein verändertes, i.e. geringeres H_{max}/M_{max} Ver-

hältnis fest und schließen daraus, dass bei diesen beiden Trainingsformen zwar ähnliche Effekte beobachtet werden können, aber diese Effekte unterschiedlichen neuronalen Anpassungen geschuldet sind. Als ein möglicher Erklärungsansatz wird ein starker supraspinaler Einfluss diskutiert, der über verstärkte präsynaptische Inhibition dieses geringere Reflexniveau verursacht (Gruber et al., 2007; Taube et al., 2007).

Ebenfalls als Beleg für eine verstärkte Rolle supraspinaler Anpassungen kann eine Studie von Gollhofer und Lohrer (2000) mit 18 Skifahren herangezogen werden. Die Probanden führen ein SMT durch und erfassen die statische und dynamische Standstabilität. Für die statische Messung der Standstabilität wird der 40s Test auf einem Posturomed® durchgeführt. Die dynamische Standstabilität wird über die ausgelenkte Posturomed® Plattform gemessen, die von den Probanden nach Entriegelung und der damit verbundenen Perturbation möglichst schnell in die Ruheposition gebracht werden muss. Die Autoren stellen dabei sowohl für die statische wie auch für die dynamische Standstabilität eine Verbesserung, also Verringerung des Wackelweges bzw. eine Verkürzung der Stabilisationszeit bei der Ausgangsmessung fest. Interessanterweise können die Autoren auch bei einer follow-up Messung 4 Monate nach Ende der Trainingsintervention den Trainingseffekt nachweisen. Wenn die Anpassungen rein metabolischer oder morphologischer Natur gewesen wären, könnte man eine Rückbildung des Trainingseffektes erwarten. Dies ist allerdings nicht der Fall, was erneut für neuronale Anpassung spricht.

Die IEMG Daten des Standstabilitätstests zeigen wie zu erwarten eine deutliche Reduktion bei beiden Interventionsgruppen in der neuromuskulären Aktivität. Die elektromyographischen Daten stehen in Einklang mit den Wegdaten und zeigen, dass die Probanden als Folge des Trainings die Aufgabe „Einbeinstand“ besser lösen können. „Besser“ heißt dabei geringerer Weg und geringere neuromuskuläre Aktivität und damit gesteigerte Effizienz. Besonders ausgeprägt sind die Veränderungen am m. tibialis ant.. Ein derart muskelspezifisches Verhalten ist allerdings schwer erklärbar. Denkbar wäre eine Kombination aus veränderter Ausgangsposition mit verstärkter Körperschwerpunktverlagerung nach anterior und dem Effekt der Trainingsintervention.

Die Körperschwerpunktverlagerung bei der Ausgangsuntersuchung nach anterior gewinnt an Bedeutung vor dem Hintergrund der isolierten „Verbesserung“, i.e. Reduktion, der neuromuskulären Aktivität des m. tibialis ant. der Kontrollgruppe (sowohl rechts als auch links), da diese Veränderung nicht auf die Trainingsintervention zurückzuführen ist. Ein weiterer Aspekt, der diese Interpretation stützt, ist die sowohl rechts wie links leicht erhöhte neuro-

muskuläre Aktivität des m. gastrocnemius, die ebenfalls von der Körperschwerpunktverlagerung nach anterior herrühren könnte, da der m. gastrocnemius im OSG antagonistisch zum m. tibialis ant. wirkt. Diesen Effekt könnte man wahrscheinlich noch etwas stärker beim m. soleus sehen sein, da dem m. soleus eine besondere Rolle in der Haltearbeit zukommt, während der m. gastrocnemius vorwiegend schnellkräftigen Bewegungen dient.

Die veränderte Körperschwerpunktstrategie verschwindet bei einer gruppierten Betrachtung der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur (die Reduktion der neuromuskulären Aktivität des m. tibialis ant. und die leichte Erhöhung der neuromuskulären Aktivität des m. gastrocnemius med. heben sich teilweise auf). Bei der Kontrollgruppe ist dann kaum (links) oder nur sehr geringe Veränderungen (rechts) zu sehen, woraus zu schließen ist, dass es bei der Kontrollgruppe lediglich zu einer Körperschwerpunktverlagerung kommt und bei den Interventionsgruppen die Reduktion auf das Training zurückzuführen ist. Auf Grund der muskelspezifischen Veränderung des m. tibialis ant. und der sehr geringen Veränderung bei gruppierter Betrachtung der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur ist es daher anders als bei der statischen und bei der dynamischen Verletzungssimulation (hier ist die Reduktion der neuromuskulären Aktivität nicht muskelspezifisch) nicht nötig, bei den Interventionsgruppen eine Kontrollgruppennormierung durchzuführen

Interessanterweise reduzieren sich die statistisch signifikanten Veränderungen bei der gruppierten Betrachtung der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur auf die linke Seite. Dieser Unterschied ist allerdings mit 3% rechts-links Differenz bei der Trainingsgruppe „kurz“ und 4% rechts-links Differenz prozentual gesehen verhältnismäßig gering (links control -1%, „kurz“ -24%, „lang“ -24% rechts control -6%, „kurz“ -21%, „lang“ -20%). Dennoch ist der seitenspezifische Trainingseffekt überraschend. Alle 60 Probanden geben ihr rechtes Bein als Spielbein und ihr linkes Bein als Standbein an. Wenn man davon ausgeht, dass das Standbein das Bein mit der besseren Standstabilität ist, sollte ein seitenspezifischer Trainingseffekt eine stärkere Verbesserung auf der schwächeren rechten Seite, i.e. der Spielbeinseite, zu erwarten sein. Eine Querschnittsanalyse der Wegdaten der Eingangsuntersuchung bestätigt zudem, dass das linke Bein bei nahezu allen Probanden das Bein mit der besseren Standstabilität ist (dazu siehe auch Tabelle 4-6). Die EMG Daten liefern ebenfalls keinen Aufschluss über diese Seitendifferenz.

Die Diskussion der Ergebnisse der vorliegenden Studie hinsichtlich der Veränderungen in der Standstabilität hat gezeigt, dass die geringeren Wackelwege und die verbesserte neuromuskuläre Effizienz in Einklang mit den bisherigen wissenschaftlichen Erkenntnissen zur

Wirkung SMTs auf die Standstabilität stehen (Chaiwanichsiri et al., 2005; Kidgell et al., 2007; Ross and Guskiewicz, 2006; Taube et al., 2007). Die neurophysiologische Erklärung für die geringere neuromuskuläre Aktivität liegt wahrscheinlich in einem reduzierten Reflexniveau auf Grund vermehrter präsynaptischer Inhibition (Gruber et al., 2007; Taube et al., 2007). Interessanterweise sind die Verbesserungen bei der Standstabilität, wie bereits die Trainingsverlaufsanalyse andeutet, unabhängig von der Wahl der Belastungsdauer.

5.3 Statische Verletzungssimulation

Die Trainingsintervention beider Trainingsgruppen zeigt bei der statischen Verletzungssimulation nur geringe mechanische Effekte, während bei den neuromuskulären Parametern durchaus statistisch signifikante Trainingseffekte zu beobachten sind.

Die Parameter maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit und Inversionswinkel nach 50ms verändern sich nach der Trainingsintervention bei allen Gruppen kaum. Dieses Ergebnis ist bedingt durch den experimentellen Setup bei der statischen Verletzungssimulation auch nicht anders zu erwarten gewesen. Da die Probanden ruhig und entspannt auf der Plattform stehen, kann das die Inversion verlangsamende Drehmoment ausschließlich reflektorischer Art sein. Die in der Literatur diskutierten Latenzen für die Reflexaktivität der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur im allgemeinen und des m. peroneus longus im besonderen liegen bei etwa 70ms (Benesch et al., 2000; Ebig et al., 1997; Lipke et al., 2001; Lynch et al., 1996; Schmidt et al., 2005b; Vaes et al., 2002), wobei gerade bei instabilen Sprunggelenken manche Autoren eine längere Latenzzeit feststellen (Karlsson and Andreasson, 1992; Konradsen and Ravn, 1991; Lofvenberg et al., 1996) während andere diese Beobachtung nicht machen (Ebig et al., 1997; Johnson and Johnson, 1993; Vaes et al., 2002). Diese deutliche Differenz in den Untersuchungsergebnissen liegt nach Vaes et al. (2002) in einer unterschiedlichen klinischen Anamnese/ Definition des Begriffs der funktionalen Instabilität. Unabhängig von den Differenzen bezüglich der in der Literatur diskutierten Latenzzeiten ist es bei einer Größenordnung von etwa 70ms nachvollziehbar, dass für den Messzeitpunkt 50ms nach Inversionsbeginn kein Trainingseffekt nachweisbar ist. Darüber hinaus beziehen sich die Latenzzeiten auf eine erste neuromuskuläre Reaktion und nicht auf ein zu messendes Eversionsmoment. Ein messbares Eversionsmoment kann erst dann auftreten, wenn die entsprechende Muskulatur ein ausreichend starkes Drehmoment entwickelt hat. Selbst wenn die kürzesten in der Literatur berichteten Latenzzeiten von 47,7ms (Vaes et al., 2001) mit den kürzesten elektromechanischen Verzögerungen (die Zeit, die die zwischen einer ersten neuro-

muskulären Reaktion und dem ersten messbaren Drehmoment vergeht) von 23,2ms (Vaes et al., 2002) kombiniert werden, ergeben sich Zeiträume von ca. 70ms vor denen unmöglich eine neuromuskulär induzierte Veränderung, i.e. Reduktion der mechanischen Parameter auftreten kann.

Ähnlich verhält es sich bei der maximalen Inversionswinkelgeschwindigkeit. Auch hier ist die Zeit, die die sprunggelenkumgreifende Muskulatur für ein die Inversionsgeschwindigkeit verlangsames Drehmoment benötigt, zu kurz, da der eigentliche Inversionsvorgang bereits nach etwa 75ms beendet ist, wenn die Plattform durch die Sicherungsstopper gebremst wird (siehe Abbildung 3-9). Kinemetrische Verfahren (SIMI® Motion) haben bei Probemessungen zu dieser Studie gezeigt, dass die kurzzeitige Eversionsbewegung nach Ende des Abkippen der Plattform der Deformation und Elastizität des Sicherungsstoppers geschuldet ist und nicht auf neuromuskuläre Aktivität zurückzuführen ist. Zudem geht die Inversionsbewegung nach der kurzen Eversionsbewegung durch die Massenträgheit bedingt weiter. Wenn die Eversionsbewegung tatsächlich auf eine reflektorische Muskelaktivität zurückzuführen wäre, dürfte es nicht zu einer weiteren Inversionsbewegung kommen.

Diese Interpretation widerspricht allerdings in Teilen den Ergebnissen von Vaes et al. (2001 und 2002), die bereits weniger als 30ms nach Beginn der Inversion ein evertierendes Moment messen („first deceleration point“). Die Autoren geben für dieses erste „Abbremsen“ allerdings keine neurophysiologische Erklärung und können dies auf Grund der Latenzzeiten und der elektromechanischen Verzögerung auch nicht leisten. Nach ca. 90ms stellen die Autoren das zweite Abbremsen („second deceleration point“) nach Auslösen der Plattform fest. Dieses zweite „Abbremsen“ steht im Einklang mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie, da die in dieser Studie gemessenen maximalen Inversionswinkel durchaus häufig etwa 100ms nach Auslösen der Plattform erreicht werden (siehe Abbildung 3-9). Nachdem die Plattform abgestoppt wird, geht die Inversionsbewegung auf Grund der Trägheit zunächst weiter, bevor es dann wenige Millisekunden später endgültig gestoppt wird. Im Bereich von 100ms befindet man sich in einem Bereich, in dem reflektorische Muskelaktivität eine Bewegung messbar bremsen kann (Milia et al., 1998; Vaes et al., 2001; Vaes et al., 2002).

Die Analyse der Winkel-Zeitverläufe zeigt, dass die maximalen Inversionswinkel bei der statischen Verletzungssimulation im Gegensatz zur dynamischen Verletzungssimulation häufig erst nach 70ms oder sogar später erreicht werden. Dies ist durch die Konstruktion der Plattform bedingt und muss hinsichtlich der Simulation des Sprunggelenktraumas zurückhaltend interpretiert werden, da der eigentliche Inversionsvorgang bereits nach ca. 50ms abge-

geschlossen ist. Dennoch ist es interessant, dass die Trainingsgruppe „lang“ ihren maximalen Inversionswinkel deutlich und statistisch signifikant verringern kann. Diese Veränderung kann vor dem Hintergrund der Argumentation der letzten Absätze durch Veränderungen der neuromuskulären Aktivität und damit möglicherweise durch Training bedingt sein. Zu erwarten wäre dann eine deutlich erhöhte neuromuskuläre Aktivität v.a. in der SLR Phase.

Die Analyse der neuromuskulären Parameter zeigt ein uneinheitliches Bild: die Trainingseffekte sind muskelspezifisch (m. peroneus long. vs. m. tibialis ant. vs. m. gastrocnemius med.), gruppenspezifisch („kurz“ vs. „lang“) und phasenspezifisch (SLR vs. MLR vs. LLR) ohne jedoch in den Trainingsgruppenunterschieden statistisches Signifikanzniveau zu erreichen. Tabelle 5-1 zeigt daher zur besseren Übersicht die Ergebnisse der statischen Verletzungssimulation als prozentuale Veränderungen zwischen Eingangs- und Ausgangsuntersuchung an. Dem m. gastrocnemius med. kommt bei diesem Messparadigma eine untergeordnete Rolle zu. Zwar wirkt dieser Muskel ebenfalls sprunggelenkstabilisierend, da er als Antagonist zu den Dorsalflexoren des Sprunggelenkes das Sprunggelenk über Kokontraktion sichert (Hertel, 2002; Stormont et al., 1985), aber in der statischen Ausgangssituation bekommt er keinen wirklichen „stretch“, der eine solche Reaktion triggern könnte, weshalb er diese Funktion nur sehr eingeschränkt wahrnehmen kann. Es erscheint somit sinnvoll, sich bei der Interpretation der Ergebnisse auf die beiden mm. peroneus long. und tibialis ant. zu konzentrieren.

Es ist auffallend, dass bei beiden Interventionsgruppen in der ersten Reflexphase gerade bei den mm. peroneus long. und tibialis ant. das SMT einen fazilitatorischen Einfluss zu haben scheint. Eine erhöhte neuromuskuläre Aktivität v.a. in der ersten Reflexphase hätte eine sehr hohe verletzungsprophylaktische Relevanz und würde ein gewichtiges Argument für SMT liefern, das die bereits oft nachgewiesene verletzungsprophylaktische Wirkung (Petersen et al., 2005; Stasinopoulos, 2004; Verhagen et al., 2004a) zumindest in Teilen erklären könnte. Allerdings muss bei der Betrachtung der Ergebnisse der SLR Phase in Betracht gezogen werden, dass diese Messwerte sehr geringe absolute Werte repräsentieren, da die neuromuskuläre Aktivität bei der statischen Verletzungssimulation in der ersten Reflexphase sehr gering ist (zur besseren Verdeutlichung siehe auch Abbildung 3-10). Es wäre daher sicher zu hoch gegriffen, gerade unter Berücksichtigung der mittleren und späten Reflexphase von einer verletzungsprophylaktischen Wirkung auf Grund erhöhter neuromuskulärer Aktivität zu sprechen.

Es fällt schwer, für die erhöhte neuromuskuläre Aktivität in der frühen Reflexphase eine plausible neurophysiologische Erklärung zu finden, gehen doch die meisten vergleichbaren Studien von einer Reduktion der neuromuskulären Aktivität in Folge SMTs aus (Gruber et al., 2007; Llewellyn et al., 1990; Nielsen et al., 1993; Trimble and Koceja, 1994; Trimble and Koceja, 2001). Ein denkbarer Erklärungsansatz ist methodischer Natur: alle diskutierten Studien lösen die Reflexe elektrisch aus und erfassen damit den H-Reflex lediglich am m. soleus. Es ist daher denkbar, dass die mm. peroneus long. und tibialis ant. anders reagieren. Allerdings zeigen die Ergebnisse der Standstabilität, dass auch hier die neuromuskuläre Aktivität sinkt, wie auch mehrheitlich in den mittleren und späten Reflexphasen bei beiden Interventionsgruppen. Ein zweiter Erklärungsansatz erscheint weiterführender: erfasst werden in der SLR Phase vorwiegend monosynaptische Reflexe, die in geringerem Ausmaß als di-, tri-, oder polysynaptische Reflexe moduliert werden können. Der modulierende Effekt des SMTs, also die Reduktion der Reflexe, kann in dieser Phase daher weniger zur Wirkung kommen als bei den mittleren und späten Reflexphasen. Es ist also möglich, dass ein anderer Effekt des SMTs, beispielsweise die zwar geringe, aber mögliche Zunahme an Muskelmasse in Folge des Trainings, zu einer leicht erhöhten neuromuskulären Aktivität führt, da schlicht eine höhere Anzahl an Muskelzellen rekrutiert werden kann. Allerdings sollte diese erhöhte neuromuskuläre Aktivität dann nicht reflexphasenspezifisch, sondern in allen Reflexphasen zu sehen sein. Dies lässt sich allerdings nicht durch die Messergebnisse erhärten.

Tabelle 5-1 Darstellung der prozentualen Veränderung der Interventionsgruppen zwischen Ein- und Ausgangsuntersuchung (Eingangsuntersuchung = 0%, positive Werte bedeuten Erhöhung um und sind fett gedruckt, negative Werte bedeuten Reduktion um) bei der statischen Verletzungssimulation.

Veränderungen in %		SLR (30-60ms)	MLR (60-90ms)	LLR (90-120ms)
kurz	pe	67	-44	-6
	ti	25	-24	-10
	ga	0	-11	-62
lang	pe	25	-3	10
	ti	33	28	-16
	ga	33	0	-48

Die Trainingsgruppe „kurz“ erfährt in der mittleren Reflexphase wie zu erwarten eine Reduktion der neuromuskulären Aktivität. Das gleiche gilt für die späte Reflexphase. Der zu Grunde liegende neurophysiologische Zusammenhang ist, wie bereits bei der Standstabilität angesprochen, wahrscheinlich die präsynaptische Inhibition des Alpha-Motoneuronenpools über absteigende Bahnen. Während allerdings bei der Standstabilität die verletzungsprophylakti-

sche Relevanz klar ist, ist es bei reduzierten Reflexen schwierig, sie hinsichtlich ihrer verletzungsprophylaktischen Relevanz zu diskutieren. Warum sollen reduzierte Reflexe bei möglichen Sprunggelenkverletzungen verletzungsprophylaktisch wirken können? Schließlich ist muskuläre Stabilisierung entscheidend für die Gelenkstabilität (Ashton-Miller et al., 1996; Lephart and Fu, 2000). Tragfähiger scheint die Erklärung, dass Reflexen bei der Verletzungsprophylaxe gerade in „time-critical situations“ (Ashton-Miller et al., 2001) vielleicht keine entscheidende Bedeutung zukommt (siehe dazu v.a. 5.4.2) und ein niedrigeres Reflexniveau bei den Verletzungssimulationen der „Preis“ für verbesserte Standstabilität ist.

Ein deutlich uneinheitlicheres Bild zeigt sich bei der Trainingsgruppe „lang“. Eine muskelspezifische Differenz könnte noch über die unterschiedliche Beanspruchung der Muskulatur im Training in Ansätzen erklärt werden, da der m. peroneus long. zumindest bei allen vier Probanden, die während des Trainings elektromyographisch begleitet wurden, der Muskel mit der höchsten neuromuskulären Aktivität ist. Interessanterweise zeigen m. peroneus long. mit Ausnahme der mittleren Reflexphase und m. tibialis ant. mit Ausnahme der späten Reflexphase eine deutlich höhere neuromuskuläre Aktivität als vor der Trainingsintervention. Diese erhöhte Reflexaktivität passt sehr schön zu der Verringerung bei dem mechanischen Parameter ‚maximaler Inversionswinkel‘. Es scheint also, als hätte die Trainingsintervention mit langer Belastungsdauer zu einer erhöhten Reflexaktivität und damit einem niedrigeren maximalen Inversionswinkel geführt. Diese Argumentation muss jedoch stets mit Blick auf die sehr geringe neuromuskuläre Aktivität in der frühen Reflexphase geprüft werden. Es ist fraglich, ob die in der frühen Reflexphase gemessene neuromuskuläre Aktivität tatsächlich für den geringeren Inversionswinkel verantwortlich sein kann.

Die Diskussion der Ergebnisse der vorliegenden Studie hinsichtlich der Veränderungen in der statischen Verletzungssimulation hat gezeigt, dass die neuromuskulären Veränderungen, i.e. die Reflex reduzierende Wirkung des SMT mit kurzer Belastungsdauer und die Reflex erhöhende Wirkung des SMTs mit langer Belastungsdauer keine Wirkung auf die erfassten mechanischen Parameter hat. Mit der gebotenen Vorsicht könnte man sagen, die Trainingsgruppe „lang“ zeigt den stärkeren Trainingseffekt. Vor dem Hintergrund der Ergebnisse der statischen Verletzungssimulation eine Trainingsempfehlung auszusprechen, erscheint allerdings etwas voreilig. Schließlich ist es nach wie vor unklar, weshalb reduzierte Reflexe verletzungsprophylaktisch wirken sollen.

5.4 Dynamische Verletzungssimulation

Die Diskussion der Ergebnisse der dynamischen Verletzungssimulation gliedert sich wie bereits die Ergebnisdarstellung in zwei Teile: Der erste Teil diskutiert die Ergebnisse der Querschnittsuntersuchung und vergleicht die beiden Bedingungen Verletzungssimulation rechts „R“ und Kontrollsituation „X“. Der zweite Teil setzt sich mit den Ergebnissen der Längsschnittuntersuchung in der Bedingung „R“ auseinander und prüft die mechanischen und neuromuskulären Veränderungen hinsichtlich ihrer verletzungsprophylaktischen Relevanz.

5.4.1 Dynamische Verletzungssimulation Kontrollbedingung vs. Verletzungssimulation

Die dynamische Verletzungssimulation Bedingung „X“ (Kontrollbedingung – Sprung mit Dummysohle) und die Bedingung „R“ (Verletzungssimulation – Sprung mit Inversionssohle) stellen mechanisch wie neuromuskulär unterschiedliche Reize für das Sprunggelenk dar. Die Unterschiede treten allerdings wie zu erwarten nicht in der Flugphase vor der Landung, sondern nach der Landung auf.

Vor der Landung ist weder mechanisch noch neuromuskulär ein Unterschied zwischen den Bedingungen „X“ und „R“ zu erkennen. Dieses Ergebnis legt die Interpretation nahe, dass die Probanden tatsächlich nicht wissen, welchen Sohlentyp sie tragen und somit eine für eine Verletzungssimulation wichtige Vorbedingung, i.e. der Überraschungseffekt, erfüllt ist. Auffällig ist bei der Analyse der Goniometerdaten allerdings die enorm hohe Standardabweichung in der Phase vor der Landung und zum Teil auch noch danach. Diese, v.a. für Goniometerdaten, hohe Standardabweichung erklärt sich jedoch zum einen aus der starken interindividuellen Variation in der Lage der Sprunggelenksachsen (Alt, 2001; Lewis et al., 2007), die dazu führen kann, dass die Probanden beispielsweise mit einem unterschiedlichen Inversionsgrad landen. Zum anderen ist das Sprungverhalten der einzelnen Probanden ebenfalls interindividuell sehr verschieden, wenngleich die intraindividuelle Variation sehr gering ist, i.e. die Probanden sehr reproduzierbar springen.

Die neuromuskuläre Aktivität der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur entspricht beim Vergleich der beiden Bedingungen mehrheitlich den in der Literatur diskutierten Ergebnissen (Gruneberg et al., 2003; Nieuwenhuijzen et al., 2002). Gruneberg et al. (2003) stellen in ihrer Untersuchung zur Voraktivierung und Reflexaktivität bei Landungen bei der Voraktivierung ebenfalls keinen Unterschied zwischen den beiden Bedingungen „inverting“ und „non-

inverting platform“ fest. Der methodische Setup der Autoren ist mit Einschränkungen vergleichbar mit dem Setup dieser Studie, da die Probanden bei Gruneberg et al. (2003) barfuß auf eine Box springen, deren Deckel wegklappt oder nicht, also die grundlegende Situation mit Landung und Verletzungssimulation oder Kontrollsituation gleich ist.

Ein Vergleich der neuromuskulären Aktivität der beiden Voraktivierungsphasen VA1 und VA2 zeigt, dass die neuromuskuläre Aktivität bei allen erfassten Muskeln von VA1 zu VA2 zunimmt, ebenfalls irrespektive der Versuchsbedingung. Diese Stiffnesszunahme der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur sichert das Gelenk vor Überlastungen und ermöglicht eine Kompensation der bei der Landung auftretenden Kräfte (Duncan and McDonagh, 2000; McDonagh and Duncan, 2002; Santello and McDonagh, 1998). McDonagh and Duncan (2002) allerdings sehen diese Zunahme nicht bei allen abgeleiteten Muskeln: Während auch sie eine Zunahme an neuromuskulärer Aktivität beim m. tibialis ant. feststellen, bleibt die neuromuskuläre Aktivität des m. gastrocnemius bis zur Landung nahezu gleich. Leider leiten die Autoren nicht auch noch den m. peroneus long. ab, sodass für diesen Muskel die Ergebnisse nicht verglichen werden können. Gruneberg et al. (2003) leiten zusätzlich zu den mm. tibialis ant., soleus, gastrocnemius med. und lat. auch noch den m. peroneus long. ab. Die Autoren vergleichen in ihrer Studie zwar andere Phasen der Voraktivierung (350ms-300ms vor Landung vs. 50ms-Landung), aber die grafische Darstellung der neuromuskulären Aktivität über den Zeitraum 100ms vor Landung bis 200ms nach Landung zeigt für den m. peroneus long. eindeutig ebenfalls eine graduelle Zunahme hin zur Landung.

Die Phase nach der Landung unterscheidet sich sehr deutlich in den mechanischen wie auch in den neuromuskulären Parametern. Der Inversionswinkel 50ms nach der Landung, der maximale Inversionswinkel und die maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit sind der Konstruktion der Schuhe und ihrer Sohlen geschuldet. Die Dummysohle induziert eine Eversionsbewegung auf Grund der leichten Inversion des Sprunggelenks vor der Landung, während die Inversionssohle eine starke Inversion provoziert. Das Gleiche lässt sich auch für den maximalen Inversionswinkel feststellen: Während der maximale Inversionswinkel bei der Dummysohle bereits vor der Landung erreicht wird und daher im Ausmaß sehr gering ist, zeigen die Sprünge mit der Inversionssohle ihre Maxima in etwa 40-60ms nach der Landung und sind entsprechend der Sohlenkonstruktion auch deutlich höher. Die gemessene Inversionswinkelgeschwindigkeit schließlich liegt in der Verletzungsbedingung deutlich höher als in der Kontrollbedingung und verdeutlicht ebenfalls den Unterschied zwischen den beiden Bedingungen. Die gemessenen Winkelgeschwindigkeiten und vor allem der Zeitpunkt zu dem der maximale Inversionswinkel in der Verletzungsbedingung erreicht wird, i.e. 40-60ms nach

der Landung, passt sehr gut zu den Ergebnissen von Ashton-Miller et al. (2001), Ubell et al. (2003), Dufek et al. (1991) und Milia et al. (1998). Dufek et al. (1991) beispielsweise stellen fest, dass die Bodenreaktionskraft bei Verletzungssimulationen weniger als 50ms benötigt, um ihre Kraftspitze zu erreichen. Auch Milia et al. (1998) messen hohe Winkelgeschwindigkeiten und zeigen, dass bereits 40ms nach der Landung Inversionswinkel von 17° gemessen werden, wenngleich daraus nur eine Winkelgeschwindigkeit von $425^\circ/s$ resultiert. Nieuwenhuijzen et al. (2002) und Gruneberg et al. (2003) beobachten bei bedingt vergleichbarem Aufbau etwas höhere Inversionswinkelgeschwindigkeiten (MW $595^\circ/s$, SD $27^\circ/s$) als Milia et al. (1998), wenngleich diese deutlich niedriger als die der vorliegenden Studie sind. Dieser Unterschied erklärt sich allerdings wahrscheinlich aus der niedrigeren Absprunghöhe von 30cm bei den genannten Autoren im Gegensatz zu den 38cm bei dieser Studie.

Die neuromuskuläre Aktivität in der Verletzungsbedingung unterscheidet sich ebenfalls sehr deutlich von der Kontrollbedingung. Am deutlichsten zeigt sich dieser Unterschied bei der Analyse des m. peroneus long.. Hier lässt sich in der mittleren und späten Reflexphase eine deutlich höhere neuromuskuläre Aktivität feststellen. Abbildung 4-18 zeigt zur Veranschaulichung die neuromuskuläre Antwort des m. peroneus long. aller Probanden (N=60) bei der Eingangsmessung. Der EMG-Verlauf der Bedingungen „X“ und „R“ divergiert dabei bis ca. 60ms nach der Landung nur geringfügig und im Folgenden sehr deutlich mit einer höheren neuromuskulären Aktivität in der Bedingung „R“. Es stellt sich die Frage, warum der EMG-Verlauf zunächst vergleichbar ist. Offensichtlich ist die SLR, die bei einigen Probanden sehr deutlich zu erkennen ist, weniger auf die Inversion durch die Inversionssohle, sondern auf die Dorsalflexion auf Grund der Landung zurückzuführen.

Diese Interpretation deckt sich mit den Ergebnissen von Gruneberg et al. (2003), obwohl die Autoren in der SLR Phase bei der Bedingung ‚nicht-invertierende Plattform‘ eine leicht erhöhte Reflexamplitude des m. peroneus long. gegenüber der Bedingung ‚invertierende Plattform‘ feststellen. Dieser „Widerspruch“ ergibt sich jedoch aus den unterschiedlichen verwendeten Parametern zur Quantifizierung der neuromuskulären Aktivität: Gruneberg et al. (2003) wählen nicht das IEMG als Maß für die neuromuskuläre Aktivität, sondern Latenzzeit, Reflexdauer („duration“) und normierte Amplitude. Die Autoren stellen in der Bedingung ‚nicht-invertierende Plattform“ zwar eine erhöhte Reflexamplitude fest. Jedoch ist erstens der Unterschied zwischen den Reflexamplituden der beiden Bedingungen sehr gering (non-inverting: MW 0,9 SD $\pm 0,2$ vs. inverting MW 0,8 SD $\pm 0,2$) und zweitens stellen die Autoren bei der Bedingung ‚invertierende Plattform‘ eine etwas längere Reflexdauer (non-inverting: MW 30,4ms SD $\pm 1,3$ ms vs. inverting: MW 30,6ms SD $\pm 1,1$ ms) fest. Es ist daher wahrschein-

lich, dass das IEMG der beiden Bedingungen bei Gruneberg et al. (2003) zumindest nahezu gleich ist. Die späte Reflexphase zeigt wie in der vorliegenden Studie eine deutlich höhere neuromuskuläre Aktivität des m. peroneus long. in der Bedingung ‚invertierende Plattform‘ gegenüber der Bedingung ‚nicht-invertierende Plattform‘. Diese deutlich höhere neuromuskuläre Aktivität resultiert jedoch ausschließlich aus der doppelt so hohen Reflexamplitude (non-inverting: MW 0,3 SD $\pm 0,1$ vs. inverting MW 0,6 SD $\pm 0,1$), da die Reflexdauer gleich ist (non-inverting: MW 34,6ms SD $\pm 2,4$ ms vs. inverting: MW 34,6ms SD $\pm 2,4$ ms).

Der mechanische Grund für die erhöhte neuromuskuläre Aktivität in der Studie von Gruneberg et al. (2003) und der vorliegenden Studie liegt wahrscheinlich in der Überlagerung zweier Bewegungen in der Bedingung „R“: Die Landung provoziert eine Dorsalflexion im OSG und die Inversionssohle eine Supination im USG. Die Kombination der beiden Bewegungsrichtungen ist möglicherweise dafür verantwortlich, dass der m. peroneus long. in dieser Bedingung einen stärkeren Stretch erfährt als in der Kontrollbedingung. Diese Erklärung gewinnt an Gewicht, wenn man die mittlere und späte Reflexphase betrachtet. In diesen Phasen wird der absolute Unterschied zwischen den beiden Bedingungen größer und erreicht in der letzten Phase sein Maximum. Während in der Kontrollbedingung der Zug auf den Muskel auf Grund der Pronationsbewegung des unteren Sprunggelenkes nachlässt und damit der anfängliche Zug durch die Dorsalflexion geringer wird, scheint die Verletzungssimulation den Zug auf den Muskel aufrechtzuerhalten. Somit ist auch zu erklären, dass in der späten Reflexphase wie in Teilen auch bei Gruneberg et al. (2003) keine LLR mehr erkennbar ist. Dies zeigt deutlich, dass die Verletzungssimulation für den m. peroneus long. einen deutlich anderen Reiz bedeutet als die Kontrollsituation.

Die mechanische Erklärung für die erhöhte Reflexaktivität in der Verletzungsbedingung kann durch eine neurophysiologische Erklärung ergänzt werden. Der größte Unterschied zwischen der Kontrollbedingung und der Verletzungssimulation zeigt sich in der späten Reflexphase. In dieser Phase zeigt sich verstärkt auch transcorticaler Einfluss auf das Reflexniveau (Dietz et al., 1984; Nieuwenhuijzen et al., 2000; Schillings et al., 2000). Untersuchungen zu posturalen Korrekturen bei Stolperreizen beim menschlichen Gang über ein Hindernis haben gezeigt, dass den späten Reflexantworten eine bedeutende Rolle bei der Antwort auf die Perturbation zukommt (Nieuwenhuijzen et al., 2000; Schillings et al., 1996a; Schillings et al., 1996b; Schillings et al., 2000). Schillings et al. (1996) untersuchen dazu die verschiedenen Strategien, die Probanden anwenden, um über ein unerwartetes Hindernis zu steigen. Die Autoren stellen fest, dass die frühe Reflexantwort (SLR) in so fern unspezifisch ist, als dass alle untersuchten Muskeln diese SLR zeigen, aber nur einzelne Muskeln im Sinne einer diffe-

renzierten Reaktion LLR zeigen. So kann auch die SLR des m. peroneus long. als indifferente Antwort charakterisiert werden, da die SLR unabhängig von der Wahl der Sohle auftritt. Die LLR des Muskels hingegen stellt eine differenzierte Antwort dar, da sie abhängig ist von der Wahl der Sohle bzw. von der Verletzungsbedingung oder Kontrollbedingung. Somit kann die LLR im Fall der Verletzungsbedingung als eine korrektive Reaktion, die von höheren Zentren beeinflusst ist, angesehen werden (Gruneberg et al., 2003).

Die anderen beiden Muskeln zeigen ein etwas uneinheitliches Bild hinsichtlich ihrer Reaktion auf die Verletzungsbedingung/ Kontrollbedingung. In der frühen Reflexphase lässt sich kein Unterschied zwischen den beiden Bedingungen feststellen. In dieser Phase wird irrespektive der Sohle der m. tibialis ant. angenähert, während der m. gastrocnemius med. zunächst gedehnt wird. Da der m. gastrocnemius med. jedoch ein zweigelenkiger Muskel ist und über die zunehmende Knieflexion mit nur geringer zeitlicher Verzögerung proximal wieder angenähert wird (Santello et al., 2001), ist der stretch für den m. gastrocnemius geringer als beispielsweise für den m. soleus. Bei beiden Muskeln, m. tibialis ant. und m. gastrocnemius med., kann es durch die Inversionssohle auch nicht zu einer Kombination zweier Bewegungsrichtungen kommen, da beide Muskeln vorwiegend in der Sagittalebene arbeiten, also im oberen Sprunggelenk für die Dorsalflexion (m. tibialis ant.) bzw. Plantarflexion (m. gastrocnemius) verantwortlich sind. Das uneinheitliche Bild, das sich dann in den mittleren und späten Reflexphasen zeigt, ist wahrscheinlich durch diesen funktionellen bzw. anatomischen Zusammenhang bedingt.

Der deutlichste Reiz zeigt sich daher bei dem Muskel (m. peroneus long.), der der induzierten Bewegung entgegenwirkt. Interessanterweise wird der m. tibialis ant. in seiner Funktion als dorsalflektierender Muskel häufig als verletzungsprophylaktisch wirkender Muskel betrachtet. Diese Wirkung kann der Muskel zwar bei einem realen Trauma entfalten, wenn eine Kombination aus Inversion und Plantarflexion die Belastung auf den Kapsel-Band-Apparat, und hier v.a. auf das ATFL, des Sprunggelenks erhöht (Hertel et al., 1999; Hertel, 2002). Bei dem in dieser Studie verwendeten Messplatz allerdings ist anders als bei der statischen Verletzungssimulation eine Kombination aus Plantarflexion und Inversion nicht möglich, da die Probanden auf einer ebenen Fläche landen und das Sprunggelenk stets eine Dorsalflexion erfährt. In Folgestudien wäre es jedoch denkbar, diesen Effekt über eine maßvolle Neigung der Landefläche zu integrieren (ca. 20°).

Die Diskussion der Ergebnisse der vorliegenden Studie in Bezug auf das Messparadigma der dynamischen Verletzungssimulation hat gezeigt, dass die beiden Sohlentypen in allen

Reflexphasen für den m. peroneus long. einen sehr unterschiedlichen Reiz darstellen. Auch die mechanischen Parameter verdeutlichen den unterschiedlichen Charakter der beiden Bedingungen. Besonders auffällig ist dabei die sehr hohe maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit, die den geschätzten realen Traumata sehr nahe kommt (Ashton-Miller et al., 2001; Milia et al., 1998). Da sich zudem vor der Landung sowohl in Bezug auf die mechanischen und neuromuskulären Parameter keine Unterschiede zeigen, ist die Grundbedingung für die Simulation einer Verletzung, i.e. der Überraschungseffekt, gegeben.

5.4.2 Dynamische Verletzungssimulation rechts

Die Verletzungssimulation rechts (und links) stellt, wie in Kapitel 4.4.1 dargestellt und in Kapitel 5.4.1 diskutiert, einen qualitativ anderen Reiz als die Kontrollsituation (normale Landung mit Dummysole) für die sprunggelenkumgreifende Muskulatur dar und kommt mit den gemessenen Inversionswinkelgeschwindigkeiten dem realen Sprunggelenktrauma näher als das bei der statischen Verletzungssimulation der Fall ist (Ashton-Miller et al., 2001; Milia et al., 1998). Bevor nun allerdings die Frage nach den verletzungsprophylaktisch interpretierbaren Veränderungen der Trainingsintervention beantwortet werden kann, muss der Effekt diskutiert werden, auf Grund dessen die Kontrollgruppennormierung durchgeführt wurde.

Im Verlauf der Messungen zeigt sich eine deutliche Abnahme der neuromuskulären Aktivität bei allen sprunggelenkumgreifenden Muskeln irrespektive der Probandengruppe. Dieser Effekt ist sowohl innerhalb eines Messtermins (Vergleich Kontrollsprünge 1 und Kontrollsprünge 2 – siehe Anhang C), als auch zwischen den Messterminen (Vergleich Kontrollsprünge 1 prä und post – siehe Anhang C) für alle Probandengruppen erkennbar. Prinzipiell können zwei kausale Faktoren für diese Reduktionen verantwortlich sein: Erstens könnte es sein, dass die Probanden im Verlauf der Untersuchung ermüden. Zweitens ist es möglich, dass die Probanden an die Versuchsbedingung adaptieren.

Die Ermüdungsthese erscheint trotz der hohen Anzahl von Sprüngen/ Landungen als nicht tragfähig, da als erster Effekt neuromuskulärer Ermüdung, wie bereits in Kapitel 5.1 dargestellt, zunächst eine Zunahme der neuromuskulären Aktivität zu erwarten wäre (Carpentier et al., 2001; Cutsem van et al., 1998; Duchateau and Hainaut, 1993; Hunter et al., 2004). Darüber hinaus kann mit der Ermüdungsthese nicht der Rückgang der neuromuskulären Aktivität zwischen den Messterminen erklärt werden.

Der zweite Erklärungsansatz, die Habituation an das Messkriterium, also an die Verletzungssimulation, scheint hier die tragfähigere Erklärung zu bieten: Die Probanden sehen in der dynamischen Verletzungssimulation zunächst eine potentiell verletzungsträchtige Situation, deren gefahrloser Charakter erst im Verlauf der Messung deutlich wird. Es scheint dabei eine veränderte Bewertung durch supraspinale Strukturen stattzufinden, die dem neuromuskulären System signalisieren, dass die sprunggelenkumgreifende Muskulatur keine potentiell verletzungsträchtige Situation vorfindet, sondern lediglich eine Simulation. Das neuromuskuläre System befindet sich damit in einer Situation, in der es keine erhöhte Aufmerksamkeit benötigt (Llewellyn et al., 1990) und dementsprechend das Reflexniveau niedriger und nicht wie zu Beginn erhöht ist. Diese Erklärung steht in Einklang mit dem niedrigeren Reflexniveau, das bei der Ausgangsuntersuchung bei den Kontrollsprüngen zu beobachten ist. Dieser Habituationseffekt wurde ebenfalls bereits bei statischen Verletzungssimulationen nachgewiesen (Alt et al., 1999; Lohrer et al., 1999), allerdings bisher noch nicht im Längsschnitt dokumentiert.

Gruneberg et al. (2003) hingegen können in ihrer Studie keinen Habituationseffekt feststellen. Die Autoren untersuchen bei ihren Landungen auf invertierenden und nichtinvertierenden Plattformen unter anderem, ob sich bei der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur ein Habituationseffekt hinsichtlich der Reflexamplitude zeigt. Sie prüfen diesen Effekt an den mm. soleus und peroneus long. und vergleichen dazu die ersten drei Landungen mit den letzten drei Landungen jeder Bedingung. Die Autoren stellen dabei keine Habituation an die Messbedingungen fest ($p > 0,05$), obwohl das Versuchsprotokoll mit 40 Sprüngen/ Landungen mit dem der vorliegenden Studie durchaus vergleichbar ist. Die vorliegende Studie unterscheidet sich – neben dem kombinierten Querschnitts-/ Längsschnittdesign – methodisch von der Studie von Gruneberg et al. (2003) in erster Linie durch die Konstruktion, die die Inversion auslöst und die etwas niedrigere Sprunghöhe. Es ist allerdings fraglich, ob der Habituationseffekt von der Sprunghöhe abhängig ist, bzw. durch den Konstruktionsunterschied erklärt werden kann.

Die Analyse der mechanischen Parameter dieser Studie zeigt bis auf die maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit kaum Veränderung. Die maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit sinkt in Folge des SMT zumindest für die Trainingsgruppe „kurz“ statistisch signifikant. Die geringere Inversionswinkelgeschwindigkeit könnte drei Ursachen haben: erstens eine erhöhte Voraktivierung, die das Gelenk „fester“ macht und somit die Inversion bremst. Zweitens eine erhöhte Reflexaktivität vor allem im SLR Bereich. Drittens ein verändertes Landeverhalten, beispielsweise in Form eines weicheren Abfangens der Landung. Es lässt sich

allerdings bei den Interventionsgruppen keine signifikante Steigerung der Voraktivierung, oder der Reflexaktivität feststellen. Im Fall der Reflexaktivität bei der Trainingsgruppe „kurz“ mit reduzierter Reflexaktivität sogar das Gegenteil! Das veränderte Landeverhalten scheint daher die tragfähigste Erklärung zu sein.

Bei den anderen erfassten Parametern Inversionswinkel 50ms vor Landung, Inversionswinkel bei Landung, Inversionswinkel 50ms nach Landung und maximaler Inversionswinkel zeigt sich keine nennenswerte Veränderung. Anders als bei der statischen Verletzungssimulation wäre bei diesen Parametern jedoch bei erhöhter Voraktivierung durchaus eine Veränderung möglich gewesen, da bei den Landungen die Voraktivierung der Muskulatur einen starken Einfluss auf die Gelenkwinkelexkursionen hat (Duncan and McDonagh, 2000; McDonagh and Duncan, 2002; Santello et al., 2001; Santello and McDonagh, 1998). Santello et al. (1998) beispielsweise untersuchen Bodenreaktionskräfte, Gelenkwinkelexkursionen und neuromuskuläre Aktivität (m. soleus und m. tibialis ant.) bei Landungen von unterschiedlichen Höhen. Die Autoren stellen wie zu erwarten höhere Bodenreaktionskräfte mit zunehmender Höhe fest, eine ebenfalls stärkere neuromuskuläre Aktivität mit zunehmender Höhe vor allem in der Voraktivierung der Muskulatur und nahezu konstant bleibende Gelenkwinkelexkursionen im Sprunggelenk. Das neuromuskuläre System stellt sich also auf die größeren Kräfte, die bei Landungen von größeren Höhen auftreten, mit einer verstärkten Gelenkstiffness ein. Die Autoren erfassen zwar lediglich den Sprunggelenkwinkel und nicht den Kniewinkel, aber es ist zu erwarten, dass mit zunehmender Höhe der Kraftimpuls verstärkt durch Flexion im Kniegelenk kompensiert wird (Santello et al., 2001). Da die Voraktivierung durch die Situation modulierbar ist, hätten sich über eine vermehrte Voraktivierung und einer damit einhergehenden zunehmenden Stiffness die in dieser Studie erfassten Parameter durchaus verändern können.

Bruhn (2003) beispielsweise konnte bei Skispringern in Folge einer sensomotorischen Trainingsintervention ein verbessertes Reaktivsprungverhalten (geringere Bodenkontaktzeiten bei etwas höherer Flughöhe) bei Drop Jumps feststellen. Der Autor führt das verbesserte Reaktivkraftverhalten wie auch andere Autoren (Bobbert et al., 1987; Gollhofer, 1987) zum einen auf eine erhöhte Voraktivierung der Muskulatur und zum anderen auf eine verstärkte Reflexaktivität unmittelbar nach der Landung zurück. Die neurophysiologische Erklärung dafür scheint eine verstärkte Sensibilisierung der Muskelspindeln und eine Abnahme inhibitorischer Einflüsse zu sein (Bruhn, 2003; Meunier and Pierrot-Deseilligny, 1989). Voraktivierung ist daher offensichtlich auch durch Training modulierbar.

Die von Bruhn (2003) und Bruhn et al. (2004) festgestellten Ergebnisse bei Reaktivsprüngen stehen den Ergebnissen der vorliegenden Studie zu Landungen bzw. Verletzungssimulationen diametral gegenüber: bei Landungen verändert SMT die Voraktivierung nicht und senkt die Reflexaktivität (zumindest deutlich bei der Trainingsgruppe „kurz“)! Diese Diskrepanz kann in erster Linie zwei Ursachen haben: entweder unterscheiden sich die Trainingsinterventionen maßgeblich voneinander oder die Messparadigmen sind grundlegend verschieden!

Die Trainingsinterventionen bei Bruhn (2003) und Bruhn et al. (2004) unterscheiden sich nicht maßgeblich von der dieser Studie. Die Belastungsparameter bei Bruhn et al. (2004) beispielsweise sehen eine Belastungsdauer von 20s vor, während es in der vorliegenden Studie 30s für die Trainingsgruppe „kurz“ sind, die Pausengestaltung ist ebenfalls nahezu identisch, die Trainingsmittel unterscheiden sich nur insofern, dass Bruhn et al. (2004) noch ein weiteres Trainingsmittel verwenden (Posturomed®), dafür aber nicht das AeroStepXL einsetzen. Der Hauptunterschied ist die Gesamtdauer der Trainingsintervention, die in der vorliegenden Studie mit 5 Wochen um 1 Woche länger als bei Bruhn et al. (2004) ist.

Die Messparadigmen jedoch sind sehr unterschiedlich. Der entscheidende Faktor scheint hier der Unterschied zwischen der Aufgabe ‚Reaktivsprung‘ und der Aufgabe ‚Landung‘ zu sein. Die durch Bruhn (2003) und Bruhn et al. (2004) beschriebenen Anpassungen an SMT im Sinne einer erhöhten neuromuskulären Aktivität in der Phase der Voraktivierung beziehen sich auf Reaktivsprünge und stellen damit eine willkürliche Aufgabenstellung dar. Die Probanden konzentrieren sich auf die Aufgabe (vgl. die Bewegungsanweisung: „Spring so schnell wie möglich und so hoch wie möglich!“) und zeigen ein sehr hohes Maß an Voraktivierung, um die Gelenkwinkel exkursionen und damit die Bodenkontaktzeit minimal zu halten. Landungen hingegen wie in der vorliegenden Studie, sind in erster Linie ein Zusammenspiel von so genannten pre-programmed motor patterns und Reflexen, bei denen Willkürmotorik eine untergeordnete Rolle spielt (McDonagh and Duncan, 2002). Die Probanden springen bei den Landungen wie in der vorliegenden Studie von der Plattform ab und landen (vgl. die Bewegungsanweisung: „Spring ab und lande normal!“). Die Probanden konzentrieren sich daher weder auf die Voraktivierung noch auf eine Phase nach der Landung. Die Vergleichbarkeit von Erkenntnissen aus dem Reaktivsprungbereich mit Erkenntnissen aus den Landungen bzw. wie in der vorliegenden Studie der Verletzungssimulationen ist somit limitiert. Das Ergebnis der vorliegenden Studie zeigt daher, dass das neuromuskuläre System nicht nur aufgabenspezifisch („task-specific“) agiert (Lamont and Zehr, 2006; Schneider et al.,

2000; Zehr et al., 2003; Zehr and Kido, 2001), sondern dass es auch aufgabenspezifisch an Training adaptiert.

Es ist allerdings unklar, warum die beiden Trainingsgruppen „kurz“ und „lang“ in Bezug auf die Reflexaktivität gegenläufige Trainingseffekte aufweisen. Erwartungsgemäß wäre die Trainingswirkung beider Trainingsinterventionen identisch und sollte sich lediglich in Stärke der Trainingswirkung unterscheiden. Die vorliegenden Ergebnisse jedoch zeigen einen vorwiegend inhibitorischen Effekt bei der Trainingsgruppe „kurz“ und einen vorwiegend fazilitatorischen Effekt bei der Trainingsgruppe „lang“. Wenngleich die neuromuskulären Parameter nicht überbewertet werden dürfen, da sie zumindest bei den Goniometerdaten keinen messbaren mechanischen Effekt zeigen, ist es dennoch auffällig, dass die Trainingswirkung der Trainingsgruppe „lang“ beim m. gastrocnemius med. in allen Reflexphasen und für den m. peroneus long. in der späten Reflexphase statistisch signifikant ist.

Ein möglicher Erklärungsansatz für dieses gruppenspezifische Verhalten ist, dass sich die Trainingsgruppe „lang“ ständig in einer Art Übertraining befand. Duchateau and Hainaut (1993) können bei Untersuchungen unter anderem am m. abductor pollicis brevis (m. apb) feststellen, dass sich in Folge einer peripheren Ermüdung an einem benachbarten Muskel und dem m. apb in Ruhe der LLR am m. apb um 46% erhöht, während der H-Reflex am benachbarten Muskel um 30% sinkt. Die Autoren interpretieren die von zentral erhöhte neuromuskuläre Aktivität als ein Gegensteuern gegen die lokale Ermüdung in der Peripherie, die sich auch auf andere Muskeln als den Ermüdeten erstreckt (Carpentier et al., 2001; Duchateau and Hainaut, 1993). Wenn die Probanden in einer Art Übertraining waren, also während des Trainings die Belastungsdauer zu hoch war, könnte es sein, dass das sensomotorische System bei dieser Trainingsgruppe „gelernt“ hat, stets einen erhöhten neuronalen Drive von zentral an die Muskulatur zu leiten. Allerdings müsste sich dieser erhöhte neuronale Drive auch bei den anderen Messstationen zeigen. Bei der Erfassung der Standstabilität lässt sich der erhöhte neuronale Drive nicht feststellen (siehe Abbildung 4-9). Auch die beiden Probanden der Trainingsgruppe „lang“, die im Rahmen der exemplarischen Trainingsverlaufsanalyse während des Trainings begleitet werden, zeigen diesen vermuteten Zustand des Übertrainings nicht. Die statische Verletzungssimulation hingegen zeigt bei der Trainingsgruppe „lang“ ebenfalls den vorwiegend fazilitatorischen Einfluss der Trainingsintervention.

Die Diskussion der Ergebnisse der vorliegenden Studie hinsichtlich der Veränderungen bei der dynamischen Verletzungssimulation hat gezeigt, dass das SMT neuromuskuläre Parameter trainingsgruppenspezifisch verändert. Die Ursache für die unterschiedliche Trainings-

wirkung liegt wahrscheinlich in der zur hohen Belastungsdauer der Trainingsgruppe „lang“. Die Reflexaktivität der Trainingsgruppe „lang“ erhöht sich daher, während sich die der Trainingsgruppe „kurz“, typisch für SMT, verringert. Die Voraktivierung bleibt bei beiden Trainingsgruppen gleich. Die gleich bleibende Voraktivierung ist möglicherweise auch dafür verantwortlich, dass sich, wie bereits bei der statischen Verletzungssimulation, keine Wirkung des SMT auf die erfassten mechanischen Parameter (mit Ausnahme der maximalen Inversionswinkelgeschwindigkeit) nachweisen lässt. Es ist somit nicht möglich, die verletzungsprophylaktische Relevanz des SMT durch Simulation eines dynamischen Sprunggelenktraumas nachzuweisen. Da die Trainingsgruppe „kurz“ jedoch die einzige Gruppe ist, bei der sich ein mechanischer Parameter statistisch signifikant verändert, kann hier erneut die kürzere Belastungsdauer als Trainingsempfehlung gegeben werden.

6 Fazit und Ausblick

Die Zielstellung dieser Arbeit war erstens die Wirkungsweise sensomotorischen Trainings auf bestimmte mechanische und neuromuskuläre Parameter zu bestimmen. Dafür standen drei Messstationen zur Verfügung: eine Messstation zur Erfassung der Standstabilität und zwei verschiedene Verletzungssimulationen – eine statische und eine dynamische. Zweitens sollte untersucht werden, wie sich eine Variation des Belastungsparameters Belastungsdauer auf diese Parameter auswirkt. Schließlich sollten basierend auf den Ergebnissen v.a. der Verletzungssimulationen, Rückschlüsse über die verletzungsprophylaktische Wirkung des SMT gezogen werden.

Die vorliegende Studie hat gezeigt, dass SMT sowohl bei der Standstabilität wie auch bei der statischen und der dynamischen Verletzungssimulation zu mechanischen und neuromuskulären Veränderungen führt. Besonders deutlich waren die Verbesserungen bei den mechanischen Parametern der Standstabilität. Hier konnten sich beide Trainingsgruppen statistisch signifikant verbessern. Obschon sich kein statistisch signifikanter Trainingsgruppenunterschied feststellen ließ, hat sich die Trainingsgruppe „kurz“ bei dem Parameter ‚Weg‘ absolut wie auch relativ etwas stärker verbessert (97mm vs. 62mm bzw. 11% vs. 7%). Die anderen mechanischen Parameter, i.e. die Gelenkwinkelexkursionen bei den Verletzungssimulationen haben sich nicht maßgeblich verändert.

Die neuromuskuläre Aktivität hat sich bei allen Messstationen teils statistisch signifikant oder sogar hoch signifikant verändert. Allerdings konnte bei keinem der erfassten Parameter ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Trainingsgruppen nachgewiesen werden. Dennoch wäre es voreilig, daraus zu schlussfolgern, es sei egal, wie das SMT hinsichtlich der Belastungsdauer gestaltet wird. Schließlich zeigen die Interventionsgruppen bei den Verletzungssimulationen, wenngleich nicht statistisch signifikant, ein uneinheitliches Bild in ihrer Wirkung mit teils fazilitatorischer (Trainingsgruppe „lang“) und teils inhibitorischer Wirkung (Trainingsgruppe „kurz“) in Bezug auf die Reflexaktivität (siehe auch Tabelle 6-1), bzw. keiner Wirkung für die Voraktivierung bei der dynamischen Verletzungssimulation.

Fazit und Ausblick

Tabelle 6-1 Darstellung der prozentualen Veränderung der neuromuskulären Aktivität (IEMG) bei den statischen und dynamischen Verletzungssimulationen (Eingangsuntersuchung = 0%, positive Werte bedeuten Erhöhung um und sind fett gedruckt, negative Werte bedeuten Reduktion um)

IEMG (%)		Stat. Verletzungssimulation			Dyn. Verletzungssimulation		
		SLR	MLR	LLR	SLR	MLR	LLR
kurz	ga	67	-44	-6	-14	-5	19
	ti	25	-24	-10	-4	-3	-4
	pe	0	-11	-62	5	8	13
lang	ga	25	-3	10	21	25	57
	ti	33	28	-16	-5	-2	8
	pe	33	0	-48	13	20	34

Dieser gruppenspezifische Effekt war überraschend. Erwartet wurde, dass sich eine der beiden Trainingsgruppen stärker verbessert als die andere, nicht dass die Trainingseffekte gegenläufig sind. Gerade im Hinblick auf die Ergebnisse der Pilotstudie zu dieser Untersuchung (Brand and Alt, 2005) ist es jedoch denkbar, dass die Belastungsdauer für die Probanden der Trainingsgruppe „lang“ zu hoch war und daher die Anpassungen nicht wie für SMT typisch bei reflektorischer Muskelaktivität inhibierend sondern untypisch für SMT fasilitatorisch waren.

Die Vermutung des „Übertrainings“ der Trainingsgruppe „lang“, die etwas stärkere Verbesserung der Trainingsgruppe „kurz“ in der Standstabilität und die statistisch signifikante Reduktion des Parameters ‚maximale Inversionswinkelgeschwindigkeit‘ bei der dynamischen Verletzungssimulation legen trotz der fehlenden statistischen Signifikanz bei den Gruppenunterschieden und der Reduktion des ‚maximalen Inversionswinkels‘ bei der statischen Verletzungssimulation eine Trainingsempfehlung von 30s Belastungsdauer nahe. Diese Empfehlung kann trotz der verstärkten Reflexaktivität der Trainingsgruppe „lang“ aufrechterhalten werden, da sich die verstärkte Reflexaktivität bei der dynamischen Verletzungssimulation zwar in einem mechanischen Parameter, i.e. maximaler Inversionswinkel, widerspiegelt. Vor dem Hintergrund der These Ashton-Millers et al. (2001) zu den zeitkritischen Situationen und den Ergebnissen dieser Studie ist der Stellenwert reflektorischer Muskelaktivität zur Verletzungsprophylaxe, auch der geringeren Inversionswinkelgeschwindigkeit bei der Trainingsgruppe „kurz“, zu Recht eingeschränkt.

In diesem Zusammenhang stellt sich allerdings die Frage, warum die beobachteten Trainingsgruppenunterschiede nicht statistisch signifikant sind. Möglicherweise können die in

dieser Studie verwendeten Messkriterien den trainingsgruppenspezifischen Unterschied nicht abbilden. Kidgell et al. (2007) wie auch Michell et al. (2006) können bei der Analyse ihrer sensomotorischen Trainingsinterventionen ebenfalls keinen gruppenspezifischen Unterschied feststellen. Auch sie quantifizieren den Trainingseffekt nach einer 6-8 wöchigen Trainingsintervention über die Standstabilität. Es ist daher denkbar, dass dieses Messparadigma diese gegebenenfalls feinen Gruppenunterschiede nicht abbilden kann. Ein möglicher Lösungsansatz wäre hier eine längere Interventionsdauer, damit die gegebenenfalls geringen Gruppenunterschiede stärker zum Vorschein treten und somit auch von den in dieser Studie verwendeten Messparadigmen erfasst werden. Denkbar wären jedoch auch andere Messparadigmen, beispielsweise eine Untersuchung der Erregbarkeit des Alpha-Motoneuronenpools über H-Reflex Stimulationen. Darüber hinaus wäre es interessant, Kraftparameter in die Analyse zu integrieren, wenngleich sich hier vor allem für den m. peroneus long. umgehend ein methodisches Problem ergibt. Dieser als stärkster Evertor für die Stabilisierung des Sprunggelenks so bedeutende Muskel (Ashton-Miller et al., 1996; Milia et al., 1998; Ottaviani et al., 2001) kann nur sehr schwer in seiner Funktion erfasst werden. Auch eigens für diesen Muskel angefertigte Aufbauten konnten bisher nur bedingt valide und reproduzierbare Ergebnisse liefern (Podzielný, 2000). Allerdings könnte selbst mit einer validen Erfassung der Kraft im Allgemeinen und der Evertorkraft im Besonderen nach wie vor keine Aussage darüber getroffen werden, warum SMT verletzungsprophylaktisch wirkt, da der Zusammenhang zwischen Kraft und Verletzungsinzidenz gering ist (Beynon et al., 2002; Hertel, 2002; Kaminski and Hartsell, 2002). Ähnliches gilt für H-Reflex Untersuchungen. Auch hier können kaum Rückschlüsse über die verletzungsprophylaktische Relevanz SMTs gezogen werden. Verletzungsprophylaktisch relevante Rückschlüsse lassen sich entweder mittels prospektiv randomisierter Felduntersuchungen ziehen, wobei hierbei in der Regel Aussagen über Veränderungen in der Verletzungsinzidenz, nicht aber über die kausalen Faktoren getroffen werden können. Weiterhin gibt es die Möglichkeit, wie in der vorliegenden Studie mittels kontrollierter Verletzungssimulationen im Laborexperiment Rückschlüsse über die verletzungsprophylaktische Wirkung zu ziehen.

Hier stellt sich allerdings die entscheidende Frage: Lassen sich Verletzungen simulieren? Die Ergebnisse der vorliegenden Studie legen ein klares „Ja“ nahe! Die mechanischen Parameter wie Inversionswinkelgeschwindigkeit oder kombinierte Plantarflexion/ Inversion können dem realen Trauma durchaus nachempfunden werden. Die Ergebnisse dieser Studie haben aber gezeigt, dass die mechanischen Parameter bis auf wenige Ausnahmen von der Trainingsintervention nicht beeinflusst werden. Auch der Grund hierfür erscheint in der Retrospektive offensichtlich: Die untersuchten Zeitintervalle, die zwar unter Verletzungsaspekten

sinnvoll sind, waren zu kurz. Die neuromuskulären Veränderungen können bei diesen kurzen Zeiträumen nur sehr bedingt zum Vorschein treten.

Bei den neuromuskulären Parametern zeigt sich ein weiteres Problem: irrespektive der Bemühungen, dem realen Trauma möglichst nahe zu kommen, bleibt – notwendigerweise – der simulative Charakter der Untersuchung. Wie bereits beschrieben sind Reflexe task-specific (Capaday and Stein, 1987; Duysens et al., 1993; Lavoie et al., 1997; Schneider et al., 2000) und daher modulierbar (Carpentier et al., 2001; Duchateau and Hainaut, 1993). Die Probanden werden im Verlauf der Messung, wenn sie mit der Situation zunehmend vertraut sind, immer entspannter, was sich bei der Analyse der EMG Daten deutlich zeigt (siehe Anhang C Vergleich Kontrollsprünge 1 und 2). Dies ist zwar gerade die Situation, die für die Simulation einer Verletzung nötig ist, da schließlich ein Basketballspieler nicht ständig in dem Bewusstsein spielt, ein Supinationstrauma zu erleiden. Jedoch ist das Laborexperiment sui generis ein Modell der Wirklichkeit. Es ist daher wahrscheinlich, dass diesem Modell entscheidende Parameter fehlen, die notwendig wären, dem realen Trauma näher zu kommen, um damit den verletzungsprophylaktischen Charakter des SMT besser verstehen zu können.

Vor dem Hintergrund der gegenläufigen neuromuskulären Trainingswirkungen der beiden Interventionsgruppen und der geringen mechanischen Veränderungen können die Ergebnisse dieser Arbeit keinen Aufschluss über die verletzungsprophylaktische Wirkung des SMT geben. Bisher wurde dem SMT irrespektive der Trainingsgestaltung eine verletzungsprophylaktische Wirkung zugesprochen (Bahr et al., 1997; Caraffa et al., 1996; Cerulli et al., 2001; Emery et al., 2005; Hewett et al., 1999; McGuine and Keene, 2006; Owen et al., 2006; Petersen et al., 2005; Verhagen et al., 2004a). Es ist daher wahrscheinlich, dass bei einem follow-up beispielsweise ein Jahr nach Ende der Intervention beide Interventionsgruppen eine geringere Verletzungsinzidenz haben als die Kontrollgruppe. Gerade vor dem Hintergrund der etwas stärkeren Verbesserungen der Trainingsgruppe „kurz“ wäre es hochinteressant zu beobachten, ob der Trainingsgruppe „kurz“ bei einer follow-up Untersuchung eine etwas geringere Verletzungsinzidenz nachgewiesen werden könnte.

Die Wahl der Zeitpunkte für die Erfassung ausgewählter mechanischer Parameter hat sich stets an den Überlegungen von Ashton-Miller et al. (2001) und Ubell et al. (2003) hinsichtlich der zeitkritischen Situationen orientiert. Die vorliegende Studie hat jedoch gezeigt, dass die Reflexaktivität in diesen Situationen keinen relevanten mechanischen Einfluss auf das potentielle Trauma nehmen kann. Die erfassten mechanischen Parameter konnten durch das SMT, mit zwei Ausnahmen, nicht beeinflusst werden. Trotzdem scheint SMT verletzungspro-

phylaktisch zu wirken! In Folgestudien wäre es daher zumindest bei der dynamischen Verletzungssimulation interessant, die Wahl der Messzeitpunkte nicht nur an den zeitkritischen Situationen zu orientieren, sondern durchaus spätere Messzeitpunkte wie beispielsweise 100ms, 150ms, oder sogar 200ms nach der Landung zu analysieren. Es ist durchaus denkbar, dass sich in diesen Phasen Trainingswirkungen auch mechanischer Art nachweisen lassen und es wäre voreilig, diesen Veränderungen die verletzungsprophylaktische Relevanz abzusprechen. Gerade das giving-way instabiler Sprunggelenke wäre ein verletzungsträchtiges Phänomen, welches in seiner zeitlichen Struktur nicht in die zeitkritischen Situationen fällt und damit auch durch spätere neuromuskuläre Antworten positiv beeinflusst werden könnte (Hertel, 2002; Kaminski and Hartsell, 2002; Konradsen, 2002; Tropp, 2002).

Schließlich konnte die grundlegende Annahme, dass SMT über eine erhöhte Voraktivierung das Sprunggelenk muskulär besser sichert, ebenfalls nicht bestätigt werden. Wenngleich manche Autoren zu Recht argumentieren, dass muskuläre Kraft entscheidend für die Sicherung der Gelenke ist (Ashton-Miller et al., 1996; Munn et al., 2003; Payne et al., 1997) und dass gerade der Voraktivierung bei der Gelenksicherung eine bedeutende Rolle zuteil wird (Gollhofer et al., 1997; Lohrer et al., 1993), konnte in dieser Studie gezeigt werden, dass SMT keinen Einfluss auf die Voraktivierung bei Landungen hat. Wie wirkt SMT dann verletzungsprophylaktisch? Was wird durch SMT in dem gesamten Bewegungskomplex verändert? Die vorliegende Studie kann diese Fragen nicht beantworten! Das Modell der Wirklichkeit, das kontrollierte Laborexperiment, allerdings konnte zeigen, dass ein fünfwöchiges SMT keinen Einfluss auf die Voraktivierung der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur hat und die durch diese Intervention hervorgerufene Veränderung der Reflexaktivität keinerlei Relevanz für die Mechanik des Sprunggelenks bei der Simulation von Sprunggelenkverletzungen in zeitkritischen Situationen hat.

Karl Raimund Popper scheint also Recht zu behalten, wenn er behauptet, dass wir durch

„... die Falsifikation unserer Annahmen [...] tatsächlich in Kontakt mit der ‚Wirklichkeit‘... [treten]. Die Widerlegung unserer Irrtümer ist die ‚positive‘ Erfahrung, die wir aus der Wirklichkeit gewinnen.“

7 Literatur

Reference List

Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., Dyhre-Poulsen, P., (2002). Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *J Appl.Physiol* 92, 2309-2318.

Alt, W., (2001). *Biomechanische Aspekte der Gelenkstabilisierung*. Maurer, Geislingen.

Alt, W., Brand, S., (2007). Dynamic Injury Simulation (DIS) - A method to evaluate internal and external ankle stabilization.

Alt, W., Lohrer, H., Gollhofer, A., (1999). Functional properties of adhesive ankle taping: neuromuscular and mechanical effects before and after exercise. *Foot Ankle Int.* 20, 238-245.

Arnason, A., Sigurdsson, S. B., Gudmundsson, A., Holme, I., Engebretsen, L., Bahr, R., (2004). Risk Factors for Injuries in Football. *American Journal of Sports Medicine* 32, 5S-16.

Ashton-Miller, J. A., Ottaviani, R. A., Hutchinson, C., Wojtys, E. M., (1996). What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *American Journal of Sports Medicine* 24, 800-809.

Ashton-Miller, J. A., Wojtys, E. M., Huston, L. J., Fry-Welch, D., (2001). Can proprioception really be improved by exercises? *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.* 9, 128-136.

Avela, J., Kyrolainen, H., Komi, P. V., (2001). Neuromuscular changes after long-lasting mechanically and electrically elicited fatigue. *Eur.J Appl.Physiol* 85, 317-325.

Bahr, R., Bahr, I. A., (1997). Incidence of acute volleyball injuries: a prospective cohort study of injury mechanisms and risk factors. *Scand.J Med Sci.Sports* 7, 166-171.

Bahr, R., Krosshaug, T., (2005). Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br.J Sports Med* 39, 324-329.

- Bahr, R., Lian, O., Bahr, I. A., (1997). A twofold reduction in the incidence of acute ankle sprains in volleyball after the introduction of an injury prevention program: a prospective cohort study. *Scand.J Med Sci Sports* 7, 172-177.
- Barker, H. B., Beynnon, B. D., Renstrom, P. A., (1997). Ankle injury risk factors in sports. *Sports Med* 23, 69-74.
- Barrett, J., Bilisko, T., (1995). The role of shoes in the prevention of ankle sprains. *Sports Med* 20, 277-280.
- Baumhauer, J. F., Alosa, D. M., Renstrom, A. F., Trevino, S., Beynnon, B., (1995). A prospective study of ankle injury risk factors. *American Journal of Sports Medicine* 23, 564-570.
- Benesch, S., Putz, W., Rosenbaum, D., Becker, H., (2000). Reliability of peroneal reaction time measurements. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)* 15, 21-28.
- Berenberg, R. A., Shefner, J. M., Sabol, J. J., Jr., (1987). Quantitative assessment of position sense at the ankle: a functional approach. *Neurology* 37, 89-93.
- Berger, W., Dietz, V., Quintern, J., (1984). Corrective reactions to stumbling in man: neuronal co-ordination of bilateral leg muscle activity during gait. *J Physiol* 357, 109-125.
- Bernier, J. N., Perrin, D. H., (1998). Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther* 27, 264-275.
- Beynnon, B. D., Murphy, D. F., Alosa, D. M., (2002). Predictive Factors for Lateral Ankle Sprains: A Literature Review. *J Athl.Train.* 37, 376-380.
- Beynnon, B. D., Renstrom, P. A., Alosa, D. M., Baumhauer, J. F., Vacek, P. M., (2001). Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *J Orthop.Res.* 19, 213-220.
- Beynnon, B. D., Ryder, S. H., Konradsen, L., Johnson, R. J., Johnson, K., Renstrom, P. A., (1999). The effect of anterior cruciate ligament trauma and bracing on knee proprioception. *American Journal of Sports Medicine* 27, 150-155.
- Bobbert, M. F., Huijing, P. A., Van Ingen Schenau, G. J., (1987). Drop Jumping I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Med Sci Sports Exerc.* 19, 332-338.
- BOSIEN, W. R., Staples, O. S., RUSSELL, S. W., (1955). Residual disability following acute ankle sprains. *J Bone Joint Surg.Am* 37-A, 1237-1243.
- Boyle, J., Negus, V., (1998). Joint position sense in the recurrently sprained ankle. *Aust.J Physiother.* 44, 159-163.
- Brand, S., Alt, W., (2005). Short Term Adaptation to Sensorimotor Training.

- Bruhn, S., (2003). *Sensomotorisches Training und Bewegungskoordination*. Universität Freiburg (Habilitation).
- Bruhn, S., Kullmann, N., Gollhofer, A., (2004). The effects of a sensorimotor training and a strength training on postural stabilisation, maximum isometric contraction and jump performance. *Int.J Sports Med* 25, 56-60.
- Bührle, M., (1985). Dimensionen des Kraftverhaltens und ihre spezifischen Trainingsmethoden. In: Bührle, M. (Ed.), *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings*. Schorndorf, pp. 82-111.
- Bührle, M., Gollhofer, A., Kibele, A., Müller, K. J., Schwirtz, A., Schweizer, L., Strass, D., (1995). Theorie und Praxis des Krafttrainings. In: Carl, K., Quade, K., Stehle, P. (Eds.), *Krafttraining in der sportwissenschaftlichen Forschung*. Köln, pp. 177-215.
- Burton AK, (1986). Trunk muscle activity induced by three sizes of wobble (balance) boards. *J Orth Sports Phys Ther* 8, 27-29.
- Cairns, S. P., Knicker, A. J., Thompson, M. W., Sjogaard, G., (2005). Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. *Exerc.Sport Sci.Rev.* 33, 9-16.
- Capaday, C., Lavoie, B. A., Comeau, F., (1995). Differential effects of a flexor nerve input on the human soleus H-reflex during standing versus walking. *Can.J Physiol Pharmacol.* 73, 436-449.
- Capaday, C., Stein, R. B., (1987). Difference in the amplitude of the human soleus H reflex during walking and running. *J Physiol* 392, 513-522.
- Caraffa, A., Cerulli, G., Projetti, M., Aisa, G., Rizzo, A., (1996). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.* 4, 19-21.
- Carpentier, A., Duchateau, J., Hainaut, K., (2001). Motor unit behaviour and contractile changes during fatigue in the human first dorsal interosseus. *J Physiol* 534, 903-912.
- Carroll, T. J., Riek, S., Carson, R. G., (2002). The sites of neural adaptation induced by resistance training in humans. *J Physiol* 544, 641-652.
- Cass, J. R., Settles, H., (1994). Ankle instability: in vitro kinematics in response to axial load. *Foot Ankle Int.* 15, 134-140.
- Cerulli, G., Benoit, D. L., Caraffa, A., Ponteggia, F., (2001). Proprioceptive training and prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *J Orthop Sports Phys Ther* 31, 655-660.
- Chaiwanichsiri, D., Lorprayoon, E., Noomanoch, L., (2005). Star excursion balance training: effects on ankle functional stability after ankle sprain. *J Med Assoc.Thai.* 88 Suppl 4, S90-S94.

Chen, H. C., shton-Miller, J. A., Alexander, N. B., Schultz, A. B., (1994). Effects of age and available response time on ability to step over an obstacle. *J Gerontol.* 49, M227-M233.

Cooper, R. L., Taylor, N. F., Feller, J. A., (2005). A randomised controlled trial of proprioceptive and balance training after surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Res.Sports Med* 13, 217-230.

Cordova, M. L., Ingersoll, C. D., (2003). Peroneus longus stretch reflex amplitude increases after ankle brace application. *Br.J Sports Med* 37, 258-262.

Cordova, M. L., Ingersoll, C. D., Palmieri, R. M., (2002). Efficacy of Prophylactic Ankle Support: An Experimental Perspective. *J Athl.Train.* 37, 446-457.

Cresswell, A., (2007). Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiol (Oxf)* 189, 303.

Currant-Everett, D., Benos, D. J., (2004). Guidelines for reporting statistics in journals published by the American Physiological Society. *Am J Physiol Regul.Integr.Comp Physiol* 287, R247-R249.

Cutsem van, M., Duchateau, J., Hainaut, K., (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *J Physiol* 513 (Pt 1), 295-305.

Desmedt, J. E., Godaux, E., (1977). Ballistic contractions in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle. *J Physiol* 264, 673-693.

Dietz, V., (1993). Gating of reflexes in ankle muscles during human stance and gait. *Prog.Brain Res.* 97, 181-188.

Dietz, V., Gollhofer, A., Kleiber, M., Trippel, M., (1992). Regulation of bipedal stance: dependency on "load" receptors. *Exp.Brain Res.* 89, 229-231.

Dietz, V., Horstmann, G., Berger, W., (1988a). Involvement of different receptors in the regulation of human posture. *Neurosci.Lett.* 94, 82-87.

Dietz, V., Horstmann, G. A., Berger, W., (1988b). Fast head tilt has only a minor effect on quick compensatory reactions during the regulation of stance and gait. *Exp.Brain Res.* 73, 470-476.

Dietz, V., Horstmann, G. A., Berger, W., (1989). Significance of proprioceptive mechanisms in the regulation of stance. *Prog.Brain Res.* 80, 419-423.

Dietz, V., Quintern, J., Berger, W., (1984). Corrective reactions to stumbling in man: functional significance of spinal and transcortical reflexes. *Neurosci.Lett.* 44, 131-135.

- Dietz, V., Quintern, J., Berger, W., (1986). Stumbling reactions in man: release of a ballistic movement pattern. *Brain Res.* 362, 355-357.
- Dietz, V., Quintern, J., Sillem, M., (1987). Stumbling reactions in man: significance of proprioceptive and pre-programmed mechanisms. *J Physiol* 386, 149-163.
- Dubljanin-Raspopovic, E., Matanovic, D., Kadija, M., (2005). [Influence of proprioceptive training in the improvement of neuromuscular performance after ACL reconstruction]. *Srp.Arh.Celok.Lek.* 133, 429-432.
- Duchateau, J., Hainaut, K., (1993). Behaviour of short and long latency reflexes in fatigued human muscles. *J Physiol* 471, 787-799.
- Dufek, J. S., Bates, B. T., (1991). Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Med* 12, 326-337.
- Duncan, A., McDonagh, M. J., (2000). Stretch reflex distinguished from pre-programmed muscle activations following landing impacts in man. *J Physiol* 526 Pt 2, 457-468.
- Duysens, J., Tax, A. A., Trippel, M., Dietz, V., (1993). Increased amplitude of cutaneous reflexes during human running as compared to standing. *Brain Res.* 613, 230-238.
- Earles, D. R., Dierking, J. T., Robertson, C. T., Koceja, D. M., (2002). Pre- and post-synaptic control of motoneuron excitability in athletes. *Med Sci.Sports Exerc.* 34, 1766-1772.
- Ebig, M., Lephart, S. M., Burdett, R. G., Miller, M. C., Pincivero, D. M., (1997). The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. *J Orthop.Sports Phys.Ther.* 26, 73-77.
- Eils, E., Rosenbaum, D., (2001). A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med Sci.Sports Exerc.* 33, 1991-1998.
- Ekstrand, J., Gillquist, J., Moller, M., Oberg, B., Liljedahl, S. O., (1983). Incidence of soccer injuries and their relation to training and team success. *American Journal of Sports Medicine* 11, 63-67.
- Ekstrand, J., Tropp, H., (1990). The incidence of ankle sprains in soccer. *Foot Ankle* 11, 41-44.
- Emery, C. A., Cassidy, J. D., Klassen, T. P., Rosychuk, R. J., Rowe, B. H., (2005). Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: a cluster randomized controlled trial. *CMAJ.* 172, 749-754.
- Forkin, D. M., Koczur, C., Battle, R., Newton, R. A., (1996). Evaluation of kinesthetic deficits indicative of balance control in gymnasts with unilateral chronic ankle sprains. *J Orthop Sports Phys Ther* 23, 245-250.

- Freeman, M. A., (1965). Co-ordination exercises in the treatment of functional instability of the foot. *Physiotherapy*. 51, 393-395.
- Freeman, M. A., Dean, M. R., Hanham, I. W., (1965). The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg.Br.* 47, 678-685.
- Gandevia, S. C., (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev.* 81, 1725-1789.
- Garn, S. N., Newton, R. A., (1988). Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. *Phys Ther* 68, 1667-1671.
- Gauffin, H., Tropp, H., Odenrick, P., (1988). Effect of ankle disk training on postural control in patients with functional instability of the ankle joint. *Int.J Sports Med* 9, 141-144.
- Glencross, D., Thornton, E., (1981). Position sense following joint injury. *J Sports Med Phys Fitness* 21, 23-27.
- Glick, J. M., Gordon, R. B., Nishimoto, D., (1976). The prevention and treatment of ankle injuries. *American Journal of Sports Medicine* 4, 136-141.
- Gollhofer, A., (1987). *Komponenten der Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus*. SFT-Verlag, Erlensee.
- Gollhofer, A., Horstmann, G. A., Schmidtbleicher, D., Schonthal, D., (1990). Reproducibility of electromyographic patterns in stretch-shortening type contractions. *Eur.J Appl.Physiol Occup.Physiol* 60, 7-14.
- Gollhofer, A., Scheuffelen, C., Lohrer, H., (1997). Neuromuskuläre Trainingsformen und ihre funktionelle Auswirkung auf die Stabilisierung im Sprunggelenk. In: Zichner, L., Englhardt, M., Freiwald, J. (Eds.), Novartis, pp. 109-122.
- Grace, T. G., Sweetser, E. R., Nelson, M. A., Ydens, L. R., Skipper, B. J., (1984). Isokinetic muscle imbalance and knee-joint injuries. A prospective blind study. *J Bone Joint Surg.Am* 66, 734-740.
- Granacher, U., (2003). *Neuromuskuläre Leistungsfähigkeit im Alter (>60 Jahre): Auswirkungen von Kraft- und sensomotorischem Training*. Universität Freiburg.
- Gribble, P. A., Hertel, J., Denegar, C. R., Buckley, W. E., (2004). The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *J Athl.Train.* 39, 321-329.
- Gribble, P. L., Mullin, L. I., Cothros, N., Mattar, A., (2003). Role of cocontraction in arm movement accuracy. *J.Neurophysiol.* 89, 2396-2405.
- Gross, M. T., (1987). Effects of recurrent lateral ankle sprains on active and passive judgements of joint position. *Phys Ther* 67, 1505-1509.

- Gross, M. T., Clemence, L. M., Cox, B. D., McMillan, H. P., Meadows, A. F., Piland, C. S., Powers, W. S., (1997). Effect of ankle orthoses on functional performance for individuals with recurrent lateral ankle sprains. *J Orthop Sports Phys Ther* 25, 245-252.
- Gross, M. T., Liu, H. Y., (2003). The role of ankle bracing for prevention of ankle sprain injuries. *J Orthop.Sports Phys.Ther.* 33, 572-577.
- Gruber, M., (2001). Die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks vor und nach einem spezifischen sensomotorischen Training beim unverletzten Sportler. Universität Stuttgart.
- Gruber, M., Gollhofer, A., (2004). Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *Eur.J Appl.Physiol* 92, 98-105.
- Gruber, M., Taube, W., Gollhofer, A., Beck, S., Amtage, F., Schubert, M., (2007). Training-specific adaptations of h- and stretch reflexes in human soleus muscle. *J Mot.Behav.* 39, 68-78.
- Gruneberg, C., Nieuwenhuijzen, P. H., Duysens, J., (2003). Reflex responses in the lower leg following landing impact on an inverting and non-inverting platform. *J Physiol* 550, 985-993.
- Güllich, A., Schmidtbleicher, D., (1999). Struktur der Krafftigkeiten und ihrer Trainingsmethoden. *Dtsch Zeitschr Sportmed* 50, 223-234.
- Hakkinen, K., Alen, M., Kraemer, W. J., Gorostiaga, E., Izquierdo, M., Rusko, H., Mikkola, J., Hakkinen, A., Valkeinen, H., Kaarakainen, E., Romu, S., Erola, V., Ahtainen, J., Paavolainen, L., (2003). Neuromuscular adaptations during concurrent strength and endurance training versus strength training. *Eur.J Appl.Physiol* 89, 42-52.
- Heitkamp, H. C., Horstmann, T., Mayer, F., Weller, J., Dickhuth, H. H., (2001). Gain in strength and muscular balance after balance training. *Int.J Sports Med* 22, 285-290.
- Hertel, J., (2002). Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl.Train.* 37, 364-375.
- Hertel, J., (2000). Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med* 29, 361-371.
- Hertel, J., Denegar, C. R., Monroe, M. M., Stokes, W. L., (1999). Talocrural and subtalar joint instability after lateral ankle sprain. *Med Sci.Sports Exerc.* 31, 1501-1508.
- Hewett, T. E., Lindenfeld, T. N., Riccobene, J. V., Noyes, F. R., (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *American Journal of Sports Medicine* 27, 699-706.

Hiller, C. E., Refshauge, K. M., Beard, D. J., (2004). Sensorimotor Control Is Impaired in Dancers With Functional Ankle Instability. *American Journal of Sports Medicine* 32, 216-223.

Hoffman, M., Payne, V. G., (1995). The effects of proprioceptive ankle disk training on healthy subjects. *J Orthop.Sports Phys.Ther.* 21, 90-93.

Hollis, J. M., Blasier, R. D., Flahiff, C. M., (1995). Simulated lateral ankle ligamentous injury. Change in ankle stability. *American Journal of Sports Medicine* 23, 672-677.

Holmer, P., Sondergaard, L., Konradsen, L., Nielsen, P. T., Jorgensen, L. N., (1994). Epidemiology of sprains in the lateral ankle and foot. *Foot Ankle Int.* 15, 72-74.

Horstmann, G. A., Gollhofer, A., Dietz, V., (1988). Reproducibility and adaptation of the EMG responses of the lower leg following perturbations of upright stance. *Electroencephalogr.Clin.Neurophysiol.* 70, 447-452.

Hulliger, M., Durmuller, N., Prochazka, A., Trend, P., (1989). Flexible fusimotor control of muscle spindle feedback during a variety of natural movements. *Prog.Brain Res.* 80, 87-101.

Hunter, S. K., Duchateau, J., Enoka, R. M., (2004). Muscle fatigue and the mechanisms of task failure. *Exerc.Sport Sci.Rev.* 32, 44-49.

Imai, S., Hase, K., Imanaka, K., Suzuki, E., Tanaka, N., Liu, M., (2005). Motor strategies responsible for maintaining standing posture after deafferentation of the unilateral leg. *Arch.Phys Med Rehabil.* 86, 2027-2033.

Jerosch, J., Castro, Hoffstetter, Bischof, M., (1994). Proprioception of the ankle in healthy volunteers and in athletes with unstable ankle joints. pp. 380-389.

Jerosch, J., Pfaff, G., Thorwesten, L., Schoppe, R., (1998). [Effects of a proprioceptive training program on sensorimotor capacities of the lower extremity in patients with anterior cruciate ligament instability]. *Sportverletz.Sportschaden* 12, 121-130.

Johnson, M. B., Johnson, C. L., (1993). Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. *J Orthop.Sports Phys.Ther.* 18, 497-501.

Kaminski, T. W., Hartsell, H. D., (2002). Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Strength Perspective. *J Athl.Train.* 37, 394-405.

Kandel E.R., (2000). *Principles of Neural Science.* McGraw-Hill, New York.

Karlsson, J., Andreasson, G. O., (1992). The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability. An electromyographic study. *American Journal of Sports Medicine* 20, 257-261.

- Kidgell, D. J., Horvath, D. M., Jackson, B. M., Seymour, P. J., (2007). Effect of six weeks of dura disc and mini-trampoline balance training on postural sway in athletes with functional ankle instability. *J.Strength.Cond.Res.* 21, 466-469.
- Klass, M., Guissard, N., Duchateau, J., (2004). Limiting mechanisms of force production after repetitive dynamic contractions in human triceps surae. *J Appl.Physiol* 96, 1516-1521.
- Komi, P. V., Buskirk, E. R., (1970). Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes. *Electromyography.* 10, 357-367.
- Konradsen, L., (2002). Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: Kinesthesia and Joint Position Sense. *J Athl.Train.* 37, 381-385.
- Konradsen, L., Magnusson, P., (2000). Increased inversion angle replication error in functional ankle instability. *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.* 8, 246-251.
- Konradsen, L., Ravn, J. B., (1991). Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. *Int.J Sports Med* 12, 290-292.
- Konradsen, L., Ravn, J. B., Sorensen, A. I., (1993). Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Joint Surg.Br.* 75, 433-436.
- Konradsen, L., Voigt, M., Hojsgaard, C., (1997). Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defense mechanism. *American Journal of Sports Medicine* 25, 54-58.
- Lamont, E. V., Zehr, E. P., (2006). Task-specific modulation of cutaneous reflexes expressed at functionally relevant gait cycle phases during level and incline walking and stair climbing. *Exp.Brain Res.* 173, 185-192.
- Laplaud, D., Hug, F., Grelot, L., (2006). Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise. *J Electromyogr.Kinesiol.* 16, 158-166.
- Lavoie, B. A., Devanne, H., Capaday, C., (1997). Differential control of reciprocal inhibition during walking versus postural and voluntary motor tasks in humans. *J Neurophysiol.* 78, 429-438.
- Leanderson, J., Nemeth, G., Eriksson, E., (1993). Ankle injuries in basketball players. *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.* 1, 200-202.
- Lee, R. G., Tatton, W. G., (1982). Long latency reflexes to imposed displacements of the human wrist: dependence on duration of movement. *Exp.Brain Res.* 45, 207-216.
- Lentell, G., Baas, B., Lopez, D., McGuire, L., Sarrels, M., Snyder, P., (1995). The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *J Orthop.Sports Phys.Ther.* 21, 206-215.

Lephart, S. M., Fu, A. S., (2000). Proprioception and neuromuscular control in joint stability. Human Kinetics, Champaign.

Levenez, M., Kotzamanidis, C., Carpentier, A., Duchateau, J., (2005). SPINAL REFLEXES AND COACTIVATION OF ANKLE MUSCLES DURING A SUBMAXIMAL FATIGUING CONTRACTION. J Appl.Physiol.

Lewis, G. S., Kirby, K. A., Piazza, S. J., (2007). Determination of subtalar joint axis location by restriction of talocrural joint motion. Gait.Posture. 25, 63-69.

Lipke, K., Tannheimer, M., Benesch, S., Gerngross, H., Becker, H. P., Schmidt, R., (2001). [Peroneal reaction time: study of a normal sample]. Unfallchirurg 104, 1157-1161.

Llewellyn, M., Yang, J. F., Prochazka, A., (1990). Human H-reflexes are smaller in difficult beam walking than in normal treadmill walking. Exp.Brain Res. 83, 22-28.

Lofvenberg, R., Karrholm, J., Sundelin, G., (1996). [Proprioceptive reaction in the healthy and chronically unstable ankle joint]. Sportverletz.Sportschaden 10, 79-83.

Lohrer, H., Scheuffelen, C., Gollhofer, A., (1993). Wesentliche Aspekte zur Kapselbandverletzung am oberen Sprunggelenk. Leistungssport 5-8.

Lohrer, H., Alt, W., Gollhofer, A., (1999). Neuromuscular Properties and Functional Aspects of Taped Ankles. American Journal of Sports Medicine 27, 69-75.

Lynch, S. A., Eklund, U., Gottlieb, D., Renstrom, P. A., Beynnon, B., (1996). Electromyographic latency changes in the ankle musculature during inversion moments. American Journal of Sports Medicine 24, 362-369.

Macefield, G., Hagbarth, K. E., Gorman, R., Gandevia, S. C., Burke, D., (1991). Decline in spindle support to alpha-motoneurons during sustained voluntary contractions. J Physiol 440, 497-512.

Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J., Watanabe, D. S., Knarr, J. F., Thomas, S. D., Griffin, L. Y., Kirkendall, D. T., Garrett, W., Jr., (2005). Effectiveness of a Neuromuscular and Proprioceptive Training Program in Preventing Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Athletes: 2-Year Follow-up. American Journal of Sports Medicine 33, 1003-1010.

Matthews, P. B., (1981). Evolving views on the internal operation and functional role of the muscle spindle. J Physiol 320, 1-30.

McCluskey, G. M., Blackburn, T. A., Jr., Lewis, T., (1976). Prevention of ankle sprains. American Journal of Sports Medicine 4, 151-157.

McCullough, C. J., Burge, P. D., (1980). Rotatory stability of the load-bearing ankle. An experimental study. J Bone Joint Surg.Br. 62-B, 460-464.

- McDonagh, M. J., Duncan, A., (2002). Interaction of pre-programmed control and natural stretch reflexes in human landing movements. *J Physiol* 544, 985-994.
- McGuine, T. A., Greene, J. J., Best, T., Levenson, G., (2000). Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clin.J Sport Med* 10, 239-244.
- McGuine, T. A., Keene, J. S., (2006). The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *American Journal of Sports Medicine* 34, 1103-1111.
- McHugh, M. P., Tyler, T. F., Mirabella, M. R., Mullaney, M. J., Nicholas, S. J., (2007). The Effectiveness of a Balance Training Intervention in Reducing the Incidence of Noncontact Ankle Sprains in High School Football Players. *Am J Sports Med*.
- McKay, G. D., Goldie, P. A., Payne, W. R., Oakes, B. W., (2001). Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br.J Sports Med* 35, 103-108.
- Messina, D. F., Farney, W. C., DeLee, J. C., (1999). The incidence of injury in Texas high school basketball. A prospective study among male and female athletes. *American Journal of Sports Medicine* 27, 294-299.
- Meunier, S., Pierrot-Deseilligny, E., (1989). Gating of the afferent volley of the mono-synaptic stretch reflex during movement in man. *J.Physiol* 419, 753-763.
- Michell, T. B., Ross, S. E., Blackburn, J. T., Hirth, C. J., Guskiewicz, K. M., (2006). Functional balance training, with or without exercise sandals, for subjects with stable or unstable ankles. *J Athl.Train.* 41, 393-398.
- Milgrom, C., Shlamkovitch, N., Finestone, A., Eldad, A., Laor, A., Danon, Y. L., Lavie, O., Wosk, J., Simkin, A., (1991). Risk factors for lateral ankle sprain: a prospective study among military recruits. *Foot Ankle* 12, 26-30.
- Milia, M., Siskosky, M., Wang, Y.-X., Boylan, J., Wojtys, E., Ashton-Miller, J., (1998). The role of ankle evertor muscles in preventing inversion during a one-footed landing on a hard surface: an experimental study in healthy young males. Presented at the Annual Meeting of American Orthopaedic Society for Sports Medicine. Vancouver.
- Miller, E. A., Hergenroeder, A. C., (1990). Prophylactic ankle bracing. *Pediatr.Clin.North Am* 37, 1175-1185.
- Morita, H., Petersen, N., Christensen, L. O., Sinkjaer, T., Nielsen, J., (1998). Sensitivity of H-reflexes and stretch reflexes to presynaptic inhibition in humans. *J Neurophysiol.* 80, 610-620.
- Moritani, T., deVries, H. A., (1978). Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *Am.J.Phys.Med.* 57, 263-277.
- Moritani, T., Muro, M., Kijima, A., Gaffney, F. A., Parsons, D., (1985). Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: sur-

face and intramuscular EMG responses during sustained maximal voluntary contraction. *Exp.Neurol.* 88, 484-499.

Moritani, T., Muro, M., Nagata, A., (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J.Appl.Physiol* 60, 1179-1185.

Munn, J., Beard, D. J., Refshauge, K. M., Lee, R. Y., (2003). Eccentric muscle strength in functional ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 35, 245-250.

Murphy, D. F., Connolly, D. A., Beynon, B. D., (2003). Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *Br.J Sports Med* 37, 13-29.

Myer, G. D., Ford, K. R., Brent, J. L., Hewett, T. E., (2006). The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes. *J Strength Cond.Res.* 20, 345-353.

Myklebust, G., Engebretsen, L., Braekken, I. H., Skjolberg, A., Olsen, O. E., Bahr, R., (2003). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clin.J Sport Med* 13, 71-78.

Nagy, E., Feher-Kiss, A., Barnai, M., Domjan-Preszner, A., Angyan, L., Horvath, G., (2007). Postural control in elderly subjects participating in balance training. *Eur.J Appl.Physiol.*

Nashner, L. M., (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp.Brain Res.* 26, 59-72.

National Collegiate Athletic Association, (2005). Injury Surveillance System.

Nielsen, J., Crone, C., Hultborn, H., (1993). H-reflexes are smaller in dancers from The Royal Danish Ballet than in well-trained athletes. *Eur.J Appl.Physiol Occup.Physiol* 66, 116-121.

Nielsen, J., Kagamihara, Y., (1993). The regulation of presynaptic inhibition during co-contraction of antagonistic muscles in man. *J Physiol* 464, 575-593.

Nielsen, J., Petersen, N., (1994). Is presynaptic inhibition distributed to corticospinal fibres in man? *J Physiol* 477 (Pt 1), 47-58.

Nieuwenhuijzen, P. H., Gruneberg, C., Duysens, J., (2002). Mechanically induced ankle inversion during human walking and jumping. *J Neurosci.Methods* 117, 133-140.

Nieuwenhuijzen, P. H., Schillings, A. M., Van Galen, G. P., Duysens, J., (2000). Modulation of the startle response during human gait. *J.Neurophysiol.* 84, 65-74.

Olivier, N., (2001). Eine Beanspruchungstheorie sportlichen Trainings und Wettkampfs. *Sportwissenschaft* 31, 437-453.

Olmsted, L. C., Carcia, C. R., Hertel, J., Shultz, S. J., (2002). Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. *J Athl. Train.* 37, 501-506.

Osborne, M. D., Chou, L. S., Laskowski, E. R., Smith, J., Kaufman, K. R., (2001). The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. *American Journal of Sports Medicine* 29, 627-632.

Osborne, M. D., Rizzo, T. D., Jr., (2003). Prevention and treatment of ankle sprain in athletes. *Sports Med* 33, 1145-1150.

Ostenberg, A., Roos, H., (2000). Injury risk factors in female European football. A prospective study of 123 players during one season. *Scand.J Med Sci Sports* 10, 279-285.

Ottaviani, R. A., Ashton-Miller, J. A., Wojtys, E. M., (2001). Inversion and eversion strengths in the weightbearing ankle of young women. Effects of plantar flexion and basketball shoe height. *American Journal of Sports Medicine* 29, 219-225.

Owen, J. L., Campbell, S., Falkner, S. J., Bialkowski, C., Ward, A. T., (2006). Is there evidence that proprioception or balance training can prevent anterior cruciate ligament (ACL) injuries in athletes without previous ACL injury? *Phys Ther* 86, 1436-1440.

Payne, K. A., Berg, K., Latin, R. W., (1997). Ankle Injuries and Ankle Strength, Flexibility, and Proprioception in College Basketball Players. *J Athl. Train.* 32, 221-225.

Petersen, W., Braun, C., Bock, W., Schmidt, K., Weimann, A., Drescher, W., Eiling, E., Stange, R., Fuchs, T., Hedderich, J., Zantop, T., (2005). A controlled prospective case control study of a prevention training program in female team handball players: the German experience. *Arch.Orthop.Trauma Surg.*

Petersen, W., Zantop, T., Steensen, M., Hypa, A., Wessolowski, T., Hassenpflug, J., (2002). [Prevention of lower extremity injuries in handball: initial results of the handball injuries prevention programme]. *Sportverletz.Sportschaden* 16, 122-126.

Podzielny, S., (2000). Biomechanische und neuromuskuläre Wirkungsmechanismen von Trainingsprogrammen zur Verletzungsprävention des Sprunggelenks.

Quinn, K., Parker, P., de, B. R., Rowe, B., Handoll, H., (2000). Interventions for preventing ankle ligament injuries. *Cochrane.Database.Syst.Rev.* CD000018.

Refshauge, K. M., Kilbreath, S. L., Raymond, J., (2000). The effect of recurrent ankle inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. *Med Sci Sports Exerc.* 32, 10-15.

Richie, D. H., Jr., (2001). Functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control: a comprehensive review. *J Foot Ankle Surg.* 40, 240-251.

Robbins, S., Waked, E., McClaran, J., (1995). Proprioception and stability: foot position awareness as a function of age and footwear. *Age Ageing* 24, 67-72.

Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., (2004). Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. *Clin.J Sport Med* 14, 332-338.

Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., (2006). Effect of Coordination Training With and Without Stochastic Resonance Stimulation on Dynamic Postural Stability of Subjects With Functional Ankle Instability and Subjects With Stable Ankles. *Clin.J Sport Med* 16, 323-328.

Rusanov, I., (1975). [Role of rehabilitation treatment in prevention of disability after injuries of the ankle joint]. *Ortop.Travmatol.Protez.* 38-40.

Ryan, L., (1994). Mechanical stability, muscle strength, and proprioception in the functionally unstable ankle. *Aust J Physiother* 41-47.

Sammarco, G. J., (1993). Kinematics of the ankle: a hinged axis model. *Foot Ankle* 14, 113.

Sammarco, G. J., Burstein, A. H., Frankel, V. H., (1973). Biomechanics of the ankle: a kinematic study. *Orthop Clin.North Am* 4, 75-96.

Santello, M., McDonagh, M. J., (1998). The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. *Exp.Physiol* 83, 857-874.

Santello, M., McDonagh, M. J., Challis, J. H., (2001). Visual and non-visual control of landing movements in humans. *J Physiol* 537, 313-327.

Schafle, M. D., (1993). Common injuries in volleyball. Treatment, prevention and rehabilitation. *Sports Med* 16, 126-129.

Scheffelen, C., Gollhofer, A., Lohrer, H., (1993a). [Novel functional studies of the stabilizing behavior of ankle joint orthoses]. *Sportverletz.Sportschaden* 7, 30-36.

Scheffelen, C., Lohrer, H., Gollhofer, A., (1995). Co-ordination and/ or strength training in prevention of acute ankle sprain in healthy subjects. *International Society of Biomechanics - Congress, Jyväskylä, Finland.*

Scheffelen, C., Rapp, W., Gollhofer, A., Lohrer, H., (1993b). Orthotic devices in functional treatment of ankle sprain. Stabilizing effects during real movements. *Int.J Sports Med* 14, 140-149.

Schillings, A. M., van Wezel, B. M., Duysens, J., (1996a). Mechanically induced stumbling during human treadmill walking. *J.Neurosci.Methods* 67, 11-17.

Schillings, A. M., van Wezel, B. M., Duysens, J., (1996b). Mechanically induced stumbling during human treadmill walking. *J.Neurosci.Methods* 67, 11-17.

- Schillings, A. M., van Wezel, B. M., Mulder, T., Duysens, J., (2000). Muscular responses and movement strategies during stumbling over obstacles. *J. Neurophysiol.* 83, 2093-2102.
- Schlumberger, A., Schmidtbleicher, D., (1998). [Assessment and training of proprioceptive ability]. *Sportverletz.Sportschaden* 12, XXI-XXIV.
- Schmidt, R., Benesch, S., Bender, A., Claes, L., Gerngross, H., (2005a). [The potential for training of proprioceptive and coordinative parameters in patients with chronic ankle instability]. *Z.Orthop Ihre Grenzgeb.* 143, 227-232.
- Schmidt, R., Gergrou, H., Friemert, B., Herbst, A., Claes, L., (2005b). The peroneal reaction time (PRT)--reference data in a healthy sample population. *Foot Ankle Int.* 26, 382-386.
- Schmidtbleicher, D., (1987). Motorische Beanspruchungsform Kraft. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 38, 356-377.
- Schnabel, G., Harre, D., Krug, J., Borde, A., (2005). *Trainingswissenschaft.* Sportverlag Berlin, Berlin.
- Schneider, C., Capaday, C., (2003). Progressive adaptation of the soleus H-reflex with daily training at walking backward. *J Neurophysiol.* 89, 648-656.
- Schneider, C., Lavoie, B. A., Capaday, C., (2000). On the origin of the soleus H-reflex modulation pattern during human walking and its task-dependent differences. *J Neurophysiol.* 83, 2881-2890.
- Shapiro, M. S., Kabo, J. M., Mitchell, P. W., Loren, G., Tsenter, M., (1994). Ankle sprain prophylaxis: an analysis of the stabilizing effects of braces and tape. *American Journal of Sports Medicine* 22, 78-82.
- Sheth, P., Yu, B., Laskowski, E. R., An, K. N., (1997). Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. *American Journal of Sports Medicine* 25, 538-543.
- Sitler, M. R., Horodyski, M., (1995). Effectiveness of prophylactic ankle stabilisers for prevention of ankle injuries. *Sports Med* 20, 53-57.
- Soderman, K., Werner, S., Pietila, T., Engstrom, B., Alfredson, H., (2000). Balance board training: prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players? A prospective randomized intervention study. *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.* 8, 356-363.
- Staples, O. S., (1972). Result study of ruptures of lateral ligaments of the ankle. *Clin.Orthop.Relat Res.* 85, 50-58.
- Stasinopoulos, D., (2004). Comparison of three preventive methods in order to reduce the incidence of ankle inversion sprains among female volleyball players. *Br.J Sports Med* 38, 182-185.

- Stein, R. B., Gordon, T., Oguztoreli, M. N., Lee, R. G., (1981). Classifying sensory patterns and their effects on locomotion and tremor. *Can.J Physiol Pharmacol.* 59, 645-655.
- Stormont, D. M., Morrey, B. F., An, K. N., Cass, J. R., (1985). Stability of the loaded ankle. Relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. *American Journal of Sports Medicine* 13, 295-300.
- Strojnik, V., Vengust, R., Pavlovic, V., (2002). The effect of proprioceptive training on neuromuscular function in patients with patellar pain. *Cell Mol.Biol.Lett.* 7, 170-171.
- Taube, W., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., Gollhofer, A., Schubert, M., (2007). Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiol (Oxf)*.
- Taylor, A. D., Bronks, R., (1995). Reproducibility and validity of the quadriceps muscle integrated electromyogram threshold during incremental cycle ergometry. *Eur.J Appl.Physiol Occup.Physiol* 70, 252-257.
- Thacker, S. B., Stroup, D. F., Branche, C. M., Gilchrist, J., Goodman, R. A., Weitman, E. A., (1999). The prevention of ankle sprains in sports. A systematic review of the literature. *American Journal of Sports Medicine* 27, 753-760.
- Trimble, M. H., Koceja, D. M., (1994). Modulation of the triceps surae H-reflex with training. *Int.J Neurosci.* 76, 293-303.
- Trimble, M. H., Koceja, D. M., (2001). Effect of a reduced base of support in standing and balance training on the soleus H-reflex. *Int.J Neurosci.* 106, 1-20.
- Tropp, H., (2002). Commentary: Functional Ankle Instability Revisited. *J Athl.Train.* 37, 512-515.
- Tropp, H., Askling, C., Gillquist, J., (1985a). Prevention of ankle sprains. *American Journal of Sports Medicine* 13, 259-262.
- Tropp, H., Odenrick, P., Gillquist, J., (1985b). Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int.J Sports Med* 6, 180-182.
- Ubell, M. L., Boylan, J. P., shton-Miller, J. A., Wojtys, E. M., (2003). The effect of ankle braces on the prevention of dynamic forced ankle inversion. *American Journal of Sports Medicine* 31, 935-940.
- Vaes, P., Duquet, W., Van, G. B., (2002). Peroneal Reaction Times and Eversion Motor Response in Healthy and Unstable Ankles. *J Athl.Train.* 37, 475-480.
- Vaes, P., Van, G. B., Duquet, W., (2001). Control of acceleration during sudden ankle supination in people with unstable ankles. *J Orthop.Sports Phys.Ther.* 31, 741-752.

Vengust, R., Strojnik, V., Pavlovcic, V., Antolic, V., Zupanc, O., (2002). The effect of proprioceptive training in patients with recurrent dislocation of the patella. *Cell Mol.Biol.Lett.* 7, 379-380.

Verhagen, E., Bobbert, M., Inklaar, M., van, K. M., van der, B. A., Bouter, L., van, M. W., (2005a). The effect of a balance training programme on centre of pressure excursion in one-leg stance. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)* 20, 1094-1100.

Verhagen, E., van der, B. A., Twisk, J., Bouter, L., Bahr, R., van, M. W., (2004a). The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: a prospective controlled trial. *American Journal of Sports Medicine* 32, 1385-1393.

Verhagen, E. A., van der Beek, A. J., Bouter, L. M., Bahr, R. M., van, M. W., (2004b). A one season prospective cohort study of volleyball injuries. *Br.J Sports Med* 38, 477-481.

Verhagen, E. A., van, M. W., de, V. W., (2000). The effect of preventive measures on the incidence of ankle sprains. *Clin.J Sport Med* 10, 291-296.

Verhagen, E. A., van, T. M., van der Beek, A. J., Bouter, L. M., van, M. W., (2005b). An economic evaluation of a proprioceptive balance board training programme for the prevention of ankle sprains in volleyball. *Br.J Sports Med* 39, 111-115.

Walsh, W. M., Blackburn, T., (1977). Prevention of ankle sprains. *American Journal of Sports Medicine* 5, 243-245.

Wedderkopp, N., Kalltoft, M., Holm, R., Froberg, K., (2003). Comparison of two intervention programmes in young female players in European handball--with and without ankle disc. *Scand.J Med Sci Sports* 13, 371-375.

Westlake, K. P., Wu, Y., Culham, E. G., (2007). Sensory-Specific Balance Training in Older Adults: Effect on Position, Movement, and Velocity Sense at the Ankle. *Phys Ther.*

Willems, T., Witvrouw, E., Verstuyft, J., Vaes, P., De, C. D., (2002). Proprioception and Muscle Strength in Subjects With a History of Ankle Sprains and Chronic Instability. *J Athl.Train.* 37, 487-493.

Willimczik, K., Daus, R., Olivier, N., (1999). Belastung und Beanspruchung als Einflussgrößen der Sportmotorik. In: Olivier, N., Daus, R. (Eds.), *Sportliche Bewegung und Motorik unter Belastung.* dvs-Protokoll, Clausthal-Zellerfeld, pp. 2-28.

Winter, D. A., MacKinnon, C. D., Ruder, G. K., Wieman, C., (1993). An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. *Prog.Brain Res.* 97, 359-367.

Winter, D. A., Patla, A. E., Ishac, M., Gage, W. H., (2003). Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J Electromyogr.Kinesiol.* 13, 49-56.

Winter, D. A., Patla, A. E., Rietdyk, S., Ishac, M. G., (2001). Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *J Neurophysiol.* 85, 2630-2633.

Wright, I. C., Stefanyshyn, D. J., Nigg, B. M., (1998). Prevention of ankle injuries. *Sports Med* 26, 59-61.

Yaggie, J. A., Campbell, B. M., (2006). Effects of balance training on selected skills. *J Strength Cond.Res.* 20, 422-428.

Zantop, T., Petersen, W., (2003). [Prevention of ankle joint injuries in handball]. *Z.Orthop.Ihre Grenzgeb.* 141, 499-501.

Zehr, E. P., Collins, D. F., Frigon, A., Hoogenboom, N., (2003). Neural control of rhythmic human arm movement: phase dependence and task modulation of hoffmann reflexes in forearm muscles. *J Neurophysiol.* 89, 12-21.

Zehr, E. P., Kido, A., (2001). Neural control of rhythmic, cyclical human arm movement: task dependency, nerve specificity and phase modulation of cutaneous reflexes. *J Physiol* 537, 1033-1045.

Zöfel, P., (2003). *Statistik für Psychologen.* Pearson, München.

Anhang A

Einverständniserklärung der Probanden

Einverständnis

Hiermit bestätige ich, daß ich im Rahmen der Teilnahme an der wissenschaftlichen Untersuchung des Projekts: „Belastungsvariation bei sensomotorischem Training“ 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

Statische Verletzungssimulation SLR Bedingung „L“						
		prä		post		
		mw	sd	mw	sd	p
control	pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0003	0,0002	0,0003	0,0001	-
	ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0004	0,0002	0,0004	0,0002	-
	ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0004	0,0001	0,0004	0,0001	-
kurz	pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0006	0,0002	0,0003	0,0001	0,503
	ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0004	0,0002	0,0004	0,0001	0,562
	ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0005	0,0001	0,0004	0,0001	0,229
lang	pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0003	0,0002	0,0003	0,0003	0,907
	ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0004	0,0002	0,0005	0,0005	0,373
	ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0004	0,0001	0,0004	0,0001	0,837
MLR Bedingung „L“						
control	pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0041	0,0042	0,0041	0,0038	-
	ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0039	0,0040	0,0039	0,0027	-
	ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0007	0,0007	0,0007	0,0005	-
kurz	pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0044	0,0049	0,0058	0,0059	0,198
	ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0046	0,0030	0,0048	0,0023	0,376
	ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0013	0,0007	0,0010	0,0007	0,057
lang	pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0061	0,0049	0,0057	0,0046	0,920
	ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0047	0,0030	0,0047	0,0031	0,808
	ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0010	0,0007	0,0009	0,0009	0,198

LLR Bedingung „L“						
		prä		post		
		mw	sd	mw	sd	p
	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0084	0,0068	0,0084	0,0048	-
control	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0051	0,0042	0,0051	0,0026	-
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0028	0,0032	0,0028	0,0026	-
	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0080	0,0058	0,0100	0,0044	0,212
kurz	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0062	0,0031	0,0069	0,0034	0,365
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0051	0,0022	0,0040	0,0032	0,794
	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0097	0,0058	0,0117	0,0099	0,614
lang	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0059	0,0031	0,0066	0,0030	0,365
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0021	0,0022	0,0030	0,0027	0,062

Anhang C

Dynamische Verletzungssimulation VA1 Kontrollsprünge 1						
		prä		post		
		mw	sd	mw	sd	p
control	pe (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0050	0,0026	0,0044	0,0026	0,273
	ti (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0062	0,0041	0,0046	0,0027	0,029
	ga (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0123	0,0103	0,0113	0,0066	0,569
kurz	pe (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0052	0,0027	0,0042	0,0014	0,274
	ti (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0068	0,0040	0,0057	0,0043	0,022
	ga (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0123	0,0044	0,0111	0,0048	0,056
lang	pe (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0051	0,0026	0,0048	0,0025	0,796
	ti (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0079	0,0032	0,0051	0,0024	0,001
	ga (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0122	0,0065	0,0116	0,0063	0,256
VA2 Kontrollsprünge 1						
control	pe (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0060	0,0024	0,0058	0,0026	0,564
	ti (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0101	0,0048	0,0078	0,0042	0,007
	ga (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0122	0,0073	0,0123	0,0066	1,000
kurz	pe (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0072	0,0036	0,0059	0,0017	0,099
	ti (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0114	0,0036	0,0086	0,0044	0,018
	ga (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0146	0,0054	0,0130	0,0058	0,078
lang	pe (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0063	0,0027	0,0060	0,0028	0,751
	ti (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0134	0,0041	0,0078	0,0032	0,000
	ga (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0140	0,0089	0,0125	0,0062	0,225

SLR Kontrollsprünge 1						
		prä		post		
		mw	sd	mw	sd	p
control	pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0057	0,0027	0,0056	0,0026	0,724
	ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0077	0,0035	0,0064	0,0031	0,038
	ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0038	0,0027	0,0031	0,0016	0,113
kurz	pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0061	0,0024	0,0042	0,0014	0,006
	ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0083	0,0028	0,0068	0,0019	0,017
	ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0033	0,0013	0,0029	0,0010	0,039
lang	pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0050	0,0022	0,0047	0,0024	0,782
	ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0089	0,0035	0,0059	0,0019	0,001
	ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0036	0,0015	0,0029	0,0011	0,053
MLR Kontrollsprünge 1						
control	pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0049	0,0017	0,0050	0,0018	0,816
	ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0076	0,0032	0,0071	0,0032	0,268
	ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0037	0,0029	0,0032	0,0016	0,377
kurz	pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0066	0,0029	0,0044	0,0019	0,005
	ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0069	0,0026	0,0067	0,0026	0,727
	ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0035	0,0010	0,0030	0,0011	0,118
lang	pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0049	0,0021	0,0046	0,0020	0,616
	ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0081	0,0027	0,0067	0,0024	0,007
	ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0036	0,0013	0,0031	0,0012	0,088
LLR Kontrollsprünge 1						
control	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0036	0,0014	0,0032	0,0014	0,281
	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0092	0,0039	0,0092	0,0031	0,808
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0027	0,0028	0,0022	0,0012	0,441
kurz	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0046	0,0034	0,0035	0,0025	0,133
	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0119	0,0047	0,0090	0,0038	0,007
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0024	0,0007	0,0021	0,0008	0,052
lang	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0040	0,0026	0,0031	0,0014	0,060
	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0117	0,0051	0,0083	0,0025	0,002
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0027	0,0013	0,0024	0,0012	0,260

Dynamische Verletzungssimulation Kontrollsprünge K1 und K2 (Eingangsuntersuchung)

		K1 prä		K2 prä		
		mw	sd	mw	sd	p
VA1	pe (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0051	0,0026	0,0048	0,0025	0,030
	ti (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0070	0,0038	0,0050	0,0031	0,000
	ga (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,0123	0,0074	0,0104	0,0063	0,000
VA2	pe (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0065	0,0029	0,0062	0,0027	0,268
	ti (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0116	0,0044	0,0076	0,0032	0,000
	ga (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,0136	0,0073	0,0116	0,0058	0,000
SLR	pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0056	0,0024	0,0049	0,0021	0,245
	ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0083	0,0033	0,0061	0,0023	0,000
	ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,0036	0,0019	0,0030	0,0013	0,001
MLR	pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0054	0,0024	0,0045	0,0018	0,001
	ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0075	0,0029	0,0066	0,0030	0,000
	ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,0036	0,0020	0,0029	0,0014	0,021
LLR	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0040	0,0026	0,0030	0,0013	0,001
	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0109	0,0047	0,0089	0,0038	0,000
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,0026	0,0018	0,0019	0,0012	0,179

Dynamische Verletzungssimulation VA1 Bedingung „L“						
		prä		post		p
		mw	sd	mw	sd	
control	pe (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,004	0,003	0,004	0,002	-
	ti (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,005	0,003	0,005	0,002	-
	ga (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,008	0,004	0,008	0,005	-
kurz	pe (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,005	0,002	0,004	0,002	0,623
	ti (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,006	0,003	0,006	0,002	0,456
	ga (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,007	0,003	0,006	0,003	0,028
lang	pe (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,005	0,002	0,005	0,002	0,749
	ti (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,006	0,003	0,006	0,003	0,372
	ga (IEMG -100ms--50ms) [mVs]	0,008	0,002	0,008	0,003	0,954
VA2 Bedingung „L“						
control	pe (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,006	0,003	0,006	0,003	-
	ti (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,009	0,004	0,009	0,003	-
	ga (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,010	0,005	0,010	0,007	-
kurz	pe (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,007	0,003	0,006	0,002	0,794
	ti (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,009	0,003	0,010	0,003	0,040
	ga (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,010	0,004	0,009	0,003	0,082
lang	pe (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,007	0,003	0,007	0,003	0,826
	ti (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,010	0,004	0,010	0,004	0,876
	ga (IEMG -50ms-TD) [mVs]	0,010	0,003	0,010	0,004	0,842

SLR Bedingung „L“						
		prä		post		
		mw	sd	mw	sd	p
control	pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,006	0,003	0,006	0,002	-
	ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,007	0,003	0,007	0,002	-
	ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,003	0,001	0,003	0,001	-
kurz	pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,006	0,002	0,005	0,002	0,112
	ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,007	0,003	0,007	0,002	0,301
	ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,003	0,001	0,002	0,001	0,011
lang	pe (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,007	0,003	0,006	0,003	0,303
	ti (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,007	0,002	0,006	0,002	0,279
	ga (IEMG 30ms-60ms) [mVs]	0,003	0,001	0,003	0,002	0,659
MLR Bedingung „L“						
control	pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,006	0,003	0,006	0,002	-
	ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,008	0,004	0,008	0,003	-
	ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,002	0,001	0,002	0,001	-
kurz	pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,007	0,004	0,006	0,003	0,112
	ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,008	0,003	0,008	0,003	0,166
	ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,002	0,001	0,002	0,001	0,017
lang	pe (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,006	0,003	0,006	0,002	0,875
	ti (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,008	0,003	0,008	0,002	0,972
	ga (IEMG 60ms-90ms) [mVs]	0,002	0,001	0,003	0,003	0,763
LLR Bedingung „L“						
control	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,005	0,003	0,005	0,002	-
	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,009	0,004	0,009	0,003	-
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,001	0,001	0,001	0,001	-
kurz	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,005	0,003	0,005	0,002	0,509
	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,009	0,004	0,009	0,003	0,896
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,002	0,001	0,001	0,000	0,083
lang	pe (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,006	0,004	0,006	0,004	0,917
	ti (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,008	0,002	0,009	0,002	0,227
	ga (IEMG 90ms-120ms) [mVs]	0,002	0,000	0,002	0,003	0,726

Lebenslauf

Persönliche Daten

Geburtstag und Ort 27.06.1973 in Ulm/ Donau
Staatsangehörigkeit deutsch
Familienstand verheiratet

Schulbildung

09/83 – 07/90 Kepler-Gymnasium Ulm
07/90 – 07/91 San Leandro High School
07/91 – 05/93 Kepler-Gymnasium Ulm

09/93 – 04/95 Zivildienst

Hochschulbildung

10/95 – 09/97 Studium an der Universität Konstanz
Englische und Amerikanische Literatur- und Sprachwissenschaft
Sportwissenschaft
Politikwissenschaft

09/98 – 07/99 Studium der Politikwissenschaft an der University of Oregon

05/01 1. Staatsexamen in engl. und am. Literatur- und Sprachwissenschaft
11/01 1. Staatsexamen in Sportwissenschaft
Zulassungsarbeit „Systemische Beratung im organisierten Sport“

03/02 Pädagogikum
05/02 1. Staatsexamen in Politikwissenschaft

Beruflicher Werdegang

09/02 – 07/04 Staatliches Seminar für Schulpädagogik Weingarten
09/02 – 07/03 Referendar Welfen-Gymnasium Ravensburg
08/03 – 07/04 Oberreferendar Albert-Einstein-Gymnasium Ravensburg
07/04 Prüfung zum Assessor des Lehramts in den Fächern Englisch (HF),
Sport (HF) und Gemeinschaftskunde (HF)

09/04 – 09/05 Wissenschaftlicher Mitarbeiter Universität Stuttgart
Institut für Sportwissenschaft Fachbereich Biomechanik/ Bewegungswissenschaft Prof. Dr. W. Alt

09/05 – 03/07 Studienassessor Gymnasium Weingarten
09/06 – Rektoratsassistent
03/07 – Studienrat Gymnasium Weingarten

Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig ohne unerlaubte Hilfe und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Veröffentlichungen oder aus anderweitigen fremden Äußerungen entnommen wurden, habe ich als solche einzeln kenntlich gemacht.