

**Biomechanische und neuromuskuläre
Wirkungsmechanismen von Trainingsprogrammen
zur Verletzungsprävention des Sprunggelenkes**

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

vorgelegt von

Sandra Podzielny

aus

Gelsenkirchen

Hauptberichter: Prof. Dr. A. Gollhofer

Mitberichter: Prof. Dr. T. L. Milani

Tag der mündlichen Prüfung: 17. Dezember 1999

Institut für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart

2000

für meine Eltern

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die diese Arbeit ermöglicht und über einen langen Zeitraum mit großem Engagement unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Albert Gollhofer und Herrn Prof. Dr. Thomas L. Milani für ihre jederzeit engagierte Betreuung dieser Arbeit. Ihre fachliche Unterstützung und konstruktive Kritik sowie ihre ständige Bereitschaft zur Auseinandersetzung haben wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Herrn Prof. Ewald M. Hennig, Ph. D., danke ich für die vielen anregenden Diskussionen und die Bereitstellung der Gerätschaften. Danke auch an Daniela Naß, Stefan Kimmeskamp und Torsten Sterzing für ihre persönliche Unterstützung und an Kerstin Henn für die Betreuung des Geländeparcours.

Mein besonderer Dank gilt ebenfalls allen Probanden, die einen enormen Aufwand auf sich nahmen und mit zuverlässiger Einsatzbereitschaft diese Untersuchung ermöglichten.

Ebenso gebührt der feinmechanischen Werkstatt unter der Leitung von Herrn Kutsch mein spezieller Dank. Herr Kutsch und seine Mitarbeiter haben durch ihre genialen Ideen bei der Konstruktion verschiedener Messinstrumentarien einen großen Beitrag zu dieser Arbeit geleistet.

Bedanken möchte ich mich an dieser Stelle auch bei der Firma GAUGLER & LUTZ für die Bereitstellung der Airex[®] Balance-Pads sowie der Firma VELTINS für die vielen Getränkeboxen, aus denen der Geländeparcour und die Gangway aufgebaut wurden.

Herrn Volker Oberdellmann sei für seine fachliche Unterstützung als Computerspezialist gedankt.

Nicht zuletzt bedanke ich mich bei meiner Familie, besonders bei meinen Eltern, und meinen Freunden für ihre liebevolle Unterstützung und ständigen Aufmunterungen bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Inhaltsverzeichnis

<u>Inhaltsverzeichnis</u>	IV
<u>Abbildungsverzeichnis</u>	VIII
<u>Tabellenverzeichnis</u>	XIII
<u>Abkürzungsverzeichnis</u>	XIV
<u>Zusammenfassung</u>	XVI
<u>1 Einleitung</u>	18
<u>2 Literaturbesprechung</u>	21
2.1 <u>Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Sprunggelenkes</u>	21
2.1.1 <u>Oberes Sprunggelenk (Articulatio talocruralis)</u>	21
2.1.2 <u>Unteres Sprunggelenk (Articulatio talotarsalis)</u>	23
2.1.3 <u>Der Kapsel-Band-Apparat des Sprunggelenkes</u>	24
2.1.3.1 <u>Mediale Kollateralbänder</u>	25
2.1.3.2 <u>Laterale Kollateralbänder</u>	25
2.1.3.3 <u>Syndesmose</u>	26
2.1.3.4 <u>Pfannenband</u>	27
2.1.4 <u>Sprunggelenkstabilisierende Muskulatur</u>	27
2.2 <u>Sprunggelenksverletzungen – Mechanismen und Ursachen</u>	30
2.3 <u>Untersuchungen zur Klärung der Ursachen einer chronischen Sprunggelenksinstabilität</u>	35
2.3.1 <u>Erste Ansätze</u>	35
2.3.2 <u>Untersuchungen zur Sprunggelenksproblematik durch Balance-Studien</u>	36
2.3.3 <u>Untersuchungen zur Sprunggelenksproblematik mit Inversions- und Supinationsplattformen</u>	41
2.4 <u>Untersuchungen zur Wirksamkeit von Propriozeptions- und Koordinationstraining in der Rehabilitation und Prophylaxe von Sprunggelenksverletzungen</u>	48
<u>3 Zielsetzung dieser Studie</u>	57

4	<u>Methodik</u>	59
4.1	<u>Übersicht</u>	59
4.2	<u>Probandenkollektiv</u>	61
4.2.1	<u>Trainingsgewohnheiten</u>	62
4.2.2	<u>Erfahrungen der Probanden mit Verletzungen des Sprunggelenkes und deren Behandlungsmethoden</u>	62
4.3	<u>Versuchsaufbau</u>	65
4.3.1	<u>Supinationsplattform</u>	65
4.3.2	<u>Gangway</u>	67
4.3.3	<u>Kraftmessgerät</u>	68
4.4	<u>Instrumentarium</u>	69
4.4.1	<u>Kraftmessplatte</u>	69
4.4.2	<u>EMG-Instrumentierung</u>	69
4.4.2.1	<u>EMG-Elektroden</u>	70
4.4.2.2	<u>Elektrodenplatzierung</u>	71
4.4.2.3	<u>EMG-Signalverstärkung</u>	72
4.4.3	<u>Goniometer</u>	72
4.4.4	<u>Schuhwerk</u>	73
4.4.5	<u>Lichtschranke</u>	73
4.5	<u>Versuchsablauf</u>	74
4.5.1	<u>Normierung</u>	74
4.5.1.1	<u>Normierungsübungen</u>	75
4.5.2	<u>Versuchsbedingung „GANG“</u>	77
4.5.3	<u>Versuchsbedingung „NOFALL/FALL“</u>	78
4.5.4	<u>Versuchsbedingung „statisch“</u>	79
4.5.5	<u>Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“</u>	81
4.5.6	<u>Zusammenfassung des Versuchsablaufs</u>	81
4.6	<u>Trainingsprogramme</u>	83
4.6.1	<u>Training auf dem Geländeparcour</u>	83
4.6.2	<u>Training mit dem Airex® Balance-Pad</u>	86
4.6.3	<u>Training mit dem Thera-Band®</u>	88
4.7	<u>Parameterauswertung</u>	91
4.7.1	<u>Versuchsbedingung „GANG“ und „NOFALL“</u>	91
4.7.1.1	<u>Parameter zur Beschreibung der Kraftsignale</u>	91
4.7.1.2	<u>Parameter zur Beschreibung der Achillessehnenwinkeländerung</u>	92
4.7.1.3	<u>Parameter zur Beschreibung der EMG-Signale</u>	93
4.7.2	<u>Versuchsbedingung „FALL“</u>	94
4.7.2.1	<u>Parameter zur Beschreibung der Kraftsignale</u>	94
4.7.2.2	<u>Parameter zur Beschreibung der Achillessehnenwinkeländerung</u>	95
4.7.2.3	<u>Parameter zur Beschreibung der EMG-Signale</u>	96

4.7.3	Versuchsbedingung „statisch“	96
4.7.3.1	Parameter zur Beschreibung der Kraftsignale	97
4.7.3.2	Parameter zur Beschreibung der Achillessehnenwinkeländerung	97
4.7.3.3	Parameter zur Beschreibung der EMG-Signale	97
4.7.4	Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	98
4.7.4.1	Parameter zur Beschreibung der Kraftsignale	98
4.7.4.2	Parameter zur Beschreibung der EMG-Signale	99
4.8	Datenerfassung und statistische Auswertung	99
4.9	Methodenkritik	101
4.9.1	Experimentelles Design	101
4.9.2	Trainingskontrolle	101
4.9.3	Reihenfolge der Versuchsbedingungen	102
4.9.4	Unterschiedliche Versuchstage	103
4.9.5	Isometrische Kraftmessung	104
5	Ergebnisse	105
5.1	Ergebnisse Versuchsbedingung „GANG“	106
5.1.1	Ergebnisse der Auswertung der Kraftsignale („GANG“)	106
5.1.2	Ergebnisse der Auswertung der Goniometer-Signale („GANG“)	108
5.1.3	Ergebnisse der Auswertung der EMG-Signale („GANG“)	110
5.1.3.1	Überblick	110
5.1.3.2	EMG-Aktivitätsmuster	111
5.1.4	Zusammenfassung der Ergebnisse in der Versuchsbedingung „GANG“	114
5.2	Versuchsbedingung „NOFALL“	115
5.2.1	Ergebnisse der Auswertung der Kraftsignale („NOFALL“)	115
5.2.2	Ergebnisse der Auswertung der Goniometer-Signale („NOFALL“)	117
5.2.3	Ergebnisse der Auswertung der EMG-Signale („NOFALL“)	118
5.2.3.1	Überblick	118
5.2.3.2	EMG-Aktivitätsmuster	119
5.2.4	Zusammenfassung der Ergebnisse in der Versuchsbedingung „NOFALL“	122
5.3	Versuchsbedingung „FALL“	123
5.3.1	Ergebnisse der Auswertung der Kraftsignale („FALL“)	123
5.3.2	Ergebnisse der Auswertung der Goniometer-Signale („FALL“)	125
5.3.2.1	Pronationsbewegung	125
5.3.2.2	Supinationsbewegung	126
5.3.3	Ergebnisse der Auswertung der EMG-Signale („FALL“)	128
5.3.3.1	Überblick	128
5.3.3.2	EMG-Aktivitätsmuster	130
5.3.4	Zusammenfassung der Ergebnisse in der Versuchsbedingung „FALL“	133

5.4	Versuchsbedingung "statisch"	134
5.4.1	Ergebnisse der Auswertung der Goniometer-Signale („statisch“)	134
5.4.2	Ergebnisse der Auswertung der EMG-Signale („statisch“)	135
5.4.2.1	Überblick	135
5.4.2.2	EMG-Aktivitätsmuster	136
5.4.3	Zusammenfassung der Ergebnisse in der Versuchsbedingung „statisch“	138
5.5	Ergebnisse Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	139
5.5.1	Kraftparameter („isometrische Kraftmessung“)	139
5.5.1.1	Maximalkraftentwicklung	139
5.5.1.2	Absolute Maximalkraft	141
5.5.1.3	Kraftanstiegsrate	142
5.5.2	EMG-Aktivitätsmuster („isometrische Kraftmessung“)	143
5.5.3	Zusammenfassung der Ergebnisse in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	146
6	Diskussion	147
6.1	Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	147
6.2	Versuchsbedingungen mit nicht induzierten Supinationsbewegungen	154
6.2.1	Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“	154
6.2.2	Vergleich der Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“	162
6.3	Versuchsbedingungen mit induzierten Supinationsbewegungen	170
6.3.1	Versuchsbedingung „FALL“	171
6.3.2	Versuchsbedingung „statisch“	177
6.3.3	Vergleich der Versuchsbedingungen „FALL“ und „statisch“	182
6.4	Zusammenfassung der Diskussion	186
7	Literaturverzeichnis	189
	Anhang	202
	Vita	220
	Erklärung	221

Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1	Knöcherne Strukturen des OSG und USG (nach EDINGTON, 1990)	21
Abb. 2.2	Form der Talusgelenkfläche; links (nach INMAN, 1976)	22
Abb. 2.3	Rechter Talus von oben; rechts (nach SCHMIDT, 1989)	22
Abb. 2.4	Scharniergelenkmodell (nach MANN, 1986; aus CAVANAGH, 1990)	24
Abb. 4.1	sportliche Aktivitäten des Probandenkollektivs	62
Abb. 4.2	Erfahrungen der Probanden mit Sprunggelenksverletzungen	63
Abb. 4.3	Behandlungsmethoden der aufgetretenen Sprunggelenksverletzungen	64
Abb. 4.4	Supinationsplattform	65
Abb. 4.5	schwenkbare Mechanik	65
Abb. 4.6	Gangway	67
Abb. 4.7	Kraftmessgerät	68
Abb. 4.8	Riegelmechanismus	68
Abb. 4.9	EMG-Elektroden und Differenzverstärker	70
Abb. 4.10	Goniometer	72
Abb. 4.11	1.Normierungsübung M. gastrocnemius	76
Abb. 4.12	2.Normierungsübung M. tibialis anterior	76
Abb. 4.13	3.Normierungsübung M. peroneus longus	76
Abb. 4.14	4.Normierungsübung M. vastus medialis	77
Abb. 4.15	statische Versuchsbedingung	79
Abb. 4.16	Inversionsstellung des Fußes	81
Abb. 4.17	Zusammenfassung des Versuchsablaufs an Eingangs- und Abschlussuntersuchung	82
Abb. 4.18	Geländeparcour	84
Abb. 4.19	Training auf dem Balance-Pad	87
Abb. 4.20	Bewegungsausführung des Thera-Band-Trainings	89
Abb. 4.21	Parameter der Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“	91
Abb. 4.22	Parameter der Versuchsbedingung „FALL“	94
Abb. 4.23	Parameter der Versuchsbedingung „statisch“	96
Abb. 4.24	Parameter der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	98

Abb. 5.1	Darstellung der mittleren Bodenkontaktzeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „GANG“	106
Abb. 5.2	Darstellung der mittleren Bodenkontaktzeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „GANG“	107
Abb. 5.3	Darstellung der mittleren, maximalen Kraftanstiegsraten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „GANG“	107
Abb. 5.4	Darstellung der mittleren, maximalen Kraftanstiegsraten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „GANG“	108
Abb. 5.5	Darstellung der maximalen Pronationsgeschwindigkeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „GANG“	109
Abb. 5.6	Darstellung der maximalen Pronationsgeschwindigkeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „GANG“	109
Abb. 5.7	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster aller abgeleiteten Muskeln für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „GANG“	110
Abb. 5.8	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „GANG“	111
Abb. 5.9	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus für die Balance-Gruppe in der Versuchsbedingung „GANG“	112
Abb. 5.10	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus für die Thera-Band-Gruppe in der Versuchsbedingung „GANG“	112
Abb. 5.11	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „GANG“	113
Abb. 5.12	Darstellung der mittleren Bodenkontaktzeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „NOFALL“	115
Abb. 5.13	Darstellung der mittleren Bodenkontaktzeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „NOFALL“	116
Abb. 5.14	Darstellung der maximalen Kraftanstiegsraten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „NOFALL“	117
Abb. 5.15	Darstellung der maximalen Kraftanstiegsraten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „NOFALL“	117
Abb. 5.16	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster aller abgeleiteten Muskeln für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „NOFALL“	118
Abb. 5.17	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „NOFALL“	119

Abb. 5.18	Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität des M. peroneus longus für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „NOFALL“	120
Abb. 5.19	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. tibialis anterior für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „NOFALL“	121
Abb. 5.20	Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität des M. tibialis anterior unmittelbar vor Bodenkontakt für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „NOFALL“	121
Abb. 5.21	Darstellung der mittleren Bodenkontaktzeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „FALL“	123
Abb. 5.22	Darstellung der mittleren Bodenkontaktzeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“	124
Abb. 5.23	Darstellung der maximalen Kraftanstiegsraten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „FALL“	124
Abb. 5.24	Darstellung der maximalen Kraftanstiegsraten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“	125
Abb. 5.25	Darstellung des Supinationsausmaßes in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „FALL“	126
Abb. 5.26	Darstellung des Supinationsausmaßes in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“	127
Abb. 5.27	Darstellung der Supinationsgeschwindigkeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „FALL“	128
Abb. 5.28	Darstellung der Supinationsgeschwindigkeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“	128
Abb. 5.29	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster aller abgeleiteten Muskeln für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „NOFALL“	129
Abb. 5.30	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „FALL“	130
Abb. 5.31	Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität des M. peroneus longus für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“	130
Abb. 5.32	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. tibialis anterior für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „FALL“	131
Abb. 5.33	Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität des M. tibialis anterior unmittelbar vor Bodenkontakt für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“	132
Abb. 5.34	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster aller abgeleiteten Muskeln für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „statisch“	135

Abb. 5.35	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. gastrocnemius für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „statisch“	136
Abb. 5.36	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „statisch“	137
Abb. 5.37	Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität des M. peroneus longus für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „statisch“	137
Abb. 5.38	Darstellung der Maximalkraftentwicklung des M. peroneus longus für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	139
Abb. 5.39	Darstellung der Maximalkraftentwicklung des M. peroneus longus für die Balance-Gruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	140
Abb. 5.40	Darstellung der Maximalkraftentwicklung des M. peroneus longus für die Thera-Band-Gruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	140
Abb. 5.41	Prozentuale Veränderungen der Maximalkraftentwicklung des M. peroneus longus für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	141
Abb. 5.42	Darstellung der absoluten Maximalkraft in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	141
Abb. 5.43	Darstellung der absoluten Maximalkraft in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	142
Abb. 5.44	Prozentuale Veränderungen der absoluten Maximalkraft zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	143
Abb. 5.45	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	143
Abb. 5.46	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Balance-Gruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	144
Abb. 5.47	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Thera-Band-Gruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	144
Abb. 6.1	Prozentuale Veränderungen der isometrischen Maximalkraft in der Peronealmuskulatur für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	147
Abb. 6.2	Prozentuale Veränderungen der Kraftanstiegsrate für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“	150
Abb. 6.3	Darstellung der mittleren Bodenkontaktzeiten für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“	155

Abb. 6.4	Darstellung der maximalen Kraftanstiegsraten für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“	155
Abb. 6.5	Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „NOFALL“	159
Abb. 6.6	Vergleich der Kraftanstiegsraten in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“	163
Abb. 6.7	Vergleich der Pronationsausmaße für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“	164
Abb. 6.8	Vergleich der Pronationsgeschwindigkeiten für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“	164
Abb. 6.9	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. gastrocnemius für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“	165
Abb. 6.10	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“	166
Abb. 6.11	Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. tibialis anterior für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“	168
Abb. 6.12	Vergleich der Bodenkontaktzeiten für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „FALL“	171
Abb. 6.13	Reduktionen des Supinationsausmaßes für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“	172
Abb. 6.14	Reduktionen der Supinationsgeschwindigkeit während des Freien Falls für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“	173
Abb. 6.15	Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität in der Peronealmuskulatur für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“	175
Abb. 6.16	Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivitäten des M. peroneus longus und M. tibialis anterior vor Bodenkontakt für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“	177
Abb. 6.17	Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität der Peronealmuskulatur für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „statisch“	178
Abb. 6.18	Vergleich der Supinationsausmaße für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „statisch“ und „FALL“	183
Abb. 6.19	Vergleich der Supinationsgeschwindigkeiten für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „statisch“ und „FALL“	184

Tabellenverzeichnis

Tab. 4.1	Anthropometrische Daten der Versuchspersonen	61
Tab. 4.2	Intensität des Trainings auf dem Geländeparcour	86
Tab. 4.3	Intensität des Trainings mit dem Airex[®] Balance-Pad	88
Tab. 4.4	Intensität des Trainings mit dem Thera-Band[®]	90

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
BAL	Balance-Gruppe
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
cm	Zentimeter
CON	Kontroll-Gruppe
d. h.	das heißt
Eingang	Eingangsuntersuchung (nur in Graphiken)
EMG	Elektromyographie
et al.	et altri (und andere)
etc.	et cetera (und so weiter)
„FALL“	Versuchsbedingung „FALL“
GA	Musculus gastrocnemius
„GANG“	Versuchsbedingung „GANG“
Hz	Hertz
IEMG	integriertes EMG
kg	Kilogramm
kHz	Kilo Hertz
kN/s	Kilo Newton pro Sekunde
l	Liter
m	Meter
m ²	Quadratmeter
mm ²	Quadratmillimeter
m/s	Meter pro Sekunde (hier: Gehgeschwindigkeit)
M.	Musculus (Muskel)
Mean	Mittelwert
Min.	Minute
Mm.	Musculi (Muskeln)
mm	Millimeter
ms	Millisekunde (10 ⁻³ Sekunde)

N	Newton
n	Anzahl
„NOFALL“	Versuchsbedingung „NOFALL“
n. s.	nicht signifikant
OSG	Oberes Sprunggelenk
PAR	Parcour-Gruppe
PL	Musculus peroneus longus
PRE	Eingangsuntersuchung
POST	Abschlussuntersuchung
®	Eingetragenes Warenzeichen
Range	Variationsbreite
S.	Seite
Sek.	Sekunde
s	Sekunde (nur in Graphiken)
s.	siehe
SD	Standardabweichung
„statisch“	Versuchsbedingung „statisch“
TA	Musculus tibialis anterior
Tab.	Tabelle
THERA	Thera-Band-Gruppe
USG	Unteres Sprunggelenk
VM	Musculus vastus medialis
z. B.	Zum Beispiel
%	Prozent
*	signifikanter Unterschied ($p < 0.05$)
&	und
°	Winkelgrad
°/s	Winkelgrad pro Sekunde = Winkelgeschwindigkeit

Zusammenfassung

Diese Studie beschäftigte sich mit den Auswirkungen unterschiedlicher Trainingsprogramme (Balance-Pad, Thera-Band, Geländeparcour) im Hinblick auf eine Sprunggelenksprophylaxe bei gesunden Probanden. Obwohl etliche Gleichgewichts- und Koordinationsübungen in der Rehabilitation von Verletzungen bereits anerkannt sind, ist deren Wirksamkeit bei gesunden Probanden unter präventiven Gesichtspunkten noch nicht wissenschaftlich belegt. Dieser Nachweis ist von besonderem Interesse, wenn ein prophylaktisches Training als fester Bestandteil in die Trainingspraxis integriert werden soll.

Ziel dieser Studie war es daher, die Auswirkungen von präventiven Trainingsprogrammen im Umgang mit plötzlich induzierten Supinationsbewegungen zu untersuchen. Zur Auswertung wurden Kraft-, Goniometer- und EMG-Messungen herangezogen. Insgesamt wurden die Daten von 78 Probanden, die drei Trainingsgruppen sowie einer Kontroll-Gruppe randomisiert zugeteilt wurden, ausgewertet. Es wurden zwei Versuchstage benötigt, um die Veränderungen nach der vierwöchigen Trainingsphase beurteilen zu können. Das Versuchsprotokoll sah sowohl während der Eingangs- als auch in der Abschlussuntersuchung zwei Versuchsbedingungen ohne und zwei Versuchsbedingungen mit induzierten Supinationsbewegungen sowie einer isometrischen Kraftmessung vor.

Die Daten wurden in speziellen, für diese Untersuchung erstellten Programmen gesammelt und verarbeitet. Für jede Versuchsperson wurden die Messwerte gemittelt. Die anschließend durchgeführte Zwei-Faktor Repeated-Measures-ANOVA gab Signifikanzen sowohl im Gruppenvergleich als auch zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung an. Bei vorliegender Signifikanz wurde weiterhin ein t-test durchgeführt, um Veränderungen innerhalb der verschiedenen Trainingsgruppen statistisch zu überprüfen.

Nach ihrem vierwöchigen Training mit dem Airex[®] Balance-Pad und dem Thera-Band[®] haben die Balance- und die Thera-Band-Gruppe eine isometrische Maximalkraftsteigerung der Peronealmuskulatur, einhergehend mit erhöhten Kraftanstiegsraten und erhöhten EMG-Aktivitäten, erzielt. Diese

Kraftsteigerungen könnten sich im Hinblick auf den Ausgleich einer peronealen Muskelschwäche positiv auswirken und damit zur Vermeidung von Sprunggelenksverletzungen beitragen. Gleichzeitig konnten für beide Trainingsgruppen erhöhte EMG-Aktivitäten der Peronealmuskulatur in statischen und dynamischen Supinationsbewegungen nachgewiesen werden. Diese deuten auf einen möglichen Kompensationsmechanismus zur Vermeidung extremer Supinationsausmaße hin.

Die Parcour-Gruppe unterscheidet sich bezüglich des EMG-Aktivitätsmusters der Peronealmuskulatur von diesen beiden Gruppen bei allen plötzlich induzierten Supinationsbewegungen während der Abschlussuntersuchung erheblich. Es wurden keine zusätzlichen Muskelaktivitätssteigerungen des *M. peroneus longus* nach der Trainingsphase gefunden. Für alle drei Trainingsgruppen kann jedoch – ungeachtet der unterschiedlichen Muskelaktivitäten in der Peronealmuskulatur – nach der Analyse der Goniometer-Daten eine signifikante Reduktion des Supinationswinkels und der Supinationsgeschwindigkeit in der dynamischen Versuchsbedingung ermittelt werden.

Die Ergebnisse deuten auf zwei unterschiedliche Strategien hin, ein unter verletzungsminderndem Aspekt extremes Supinationsausmaß zu verringern:

1. Durch hohe EMG-Aktivitäten vor allem unmittelbar vor Bodenkontakt wird das Fußgelenk versteift, um jede Reizform wie die einer plötzlich induzierten Supinationsbewegung mechanisch zu kompensieren. Diese Strategie scheinen die Balance- und die Thera-Band-Gruppe anzuwenden.
2. Es wird auf eine hohe EMG-Aktivierung wichtiger Muskelgruppen verzichtet. Stattdessen werden induzierte Supinationsbewegungen mit anderen Kompensationsmechanismen wie Körperschwerpunktsverlagerungen, Ausgleichsbewegungen oder der Aktivierung anderer Muskelgruppen bewerkstelligt. Nach dieser Strategie scheint die Parcour-Gruppe Supinationsbewegungen kompensieren zu wollen.

In künftigen Studien sollten daher vermehrt kinematische Analysen eingesetzt werden, um den Nachweis derartiger Kompensationsmechanismen zu erbringen.

1 Einleitung

Ständig steigende Leistungszielstellungen im Sport führen dazu, dass immer höhere Belastungsanforderungen an den Organismus des Sportlers gestellt werden. Um Höchstleistungen erreichen zu können, werden häufig modifizierte Trainingsmethoden angewendet, die in besonderem Maße eine große Belastung für den Stütz- und Bewegungsapparat der Sportler darstellen. Davon ist überdurchschnittlich oft das komplizierte Sprunggelenk betroffen, das Stoß-, Druck- und Scherbelastungen in hohem Umfang aufnehmen muss (MARTIN, 1996). Die starke Belastung des Sprunggelenkskomplexes betrifft jedoch nicht nur Freizeit- und Hochleistungssportler, sie muss darüber hinaus auch von Menschen, die beispielsweise an einer chronischen Instabilität des Sprunggelenkes leiden, kompensiert werden.

Gerade bei maximaler physischer und psychischer Belastung kommt es nicht selten zu koordinativen Störungen mit dem Ergebnis einer erhöhten Verletzungsbereitschaft. Fibulare Kapselbandläsionen gehören daher nachweislich zu den häufigsten Verletzungsformen des menschlichen Körpers (KNAEPLER et al., 1989), was durch Unfallstatistiken belegt wird (MACK, 1982). Aufgrund der wichtigen Aufgabe des Sprunggelenkes für den menschlichen Gang müssen nach dem Auftreten von Supinationstraumen Rehabilitationsprogramme folgen, die eine Rückkehr zur gewohnten Mobilität zum Ziel haben.

Als wichtige Maßnahme in der Rehabilitation nach Sprunggelenksverletzungen sind unterschiedliche Gleichgewichts- und Koordinationsübungen anerkannt (FREEMAN, 1965; ZWIPP, 1989; IRRGANG et al., 1994). Sie umfassen häufig die Verwendung von krankengymnastischen Geräten wie die eines Kippbretts. Diese Übungen tragen dazu bei, die zur Vermeidung weiterer Supinationstraumen erforderlichen propriozeptiven Reflexe und reflexgesteuerten Bandschutzfunktionen zu stärken und damit eine Wiederherstellung der Sprunggelenksstabilität zu erzielen.

Mittlerweile wurde diesen rehabilitativen Übungen ein prophylaktischer Effekt zur Vorbeugung gegen das wiederholte Auftreten von Sprunggelenksverletzungen nachgewiesen. Bei der Prävention dieser

Verletzungen, insbesondere bei Patienten, bei denen sich nach wiederholten Supinationstraumen eine chronische Instabilität entwickelt hatte, konnte der Nutzen koordinativer Trainingsformen als Therapiemaßnahme durch eine signifikante Reduktion von Nachfolgeverletzungen wissenschaftlich belegt werden (TROPP et al., 1985).

Angesichts einer hohen Verletzungsrate gewannen auch Orthesen vor einigen Jahren im Bereich der Prävention und Rehabilitation von Sprunggelenksverletzungen in zunehmendem Maße an Bedeutung. Es wurden unterschiedlichste Formen von Stabilisierungshilfen eingesetzt, um das Verletzungsrisiko zu verringern. Während die Stabilisierung der Sprunggelenke durch Tape vor einigen Jahren noch weit verbreitet war, wurden zusehends immer mehr wiederverwendbare Orthesen eingesetzt. PODZIELNY & HENNIG (1997) konnten nachweisen, dass sich unter prophylaktischen Gesichtspunkten verschiedene Orthesen als effektiv in der Reduzierung verletzungsprovokierender biomechanischer Parameter wie Supinationswinkel und Supinationsgeschwindigkeit erwiesen haben. Die Empfehlungen für den Einsatz von Orthesen waren allerdings sehr unterschiedlich. Es wurde in der Literatur (GEHRKE, 1992) darauf hingewiesen, dass Orthesen wegen der Gefahr einer Inaktivitätsatrophie nicht für eine prophylaktische Stabilisierung der Sprunggelenke verwendet werden sollten. Die Autoren forderten, die Effektivität z. B. koordinativer Trainingsformen zu überprüfen, um das Auftreten von Sprunggelenksverletzungen durch Anwendung von präventiven Übungen zu mindern.

Bei vielen klinischen Studien zur Verletzungsprophylaxe wurden jedoch nur Probanden mit instabilen Sprunggelenken berücksichtigt. Es wurde zwar mit Hilfe dieser Versuchspersonen die Reduktion von Nachfolgeverletzungen des Sprunggelenkskomplexes wissenschaftlich belegt, die Übertragbarkeit der in diesen Studien gewonnenen Erkenntnisse auf gesunde Probanden ist jedoch nicht eindeutig gesichert. Hierzu wurden nur sehr wenige klinische oder experimentelle Untersuchungen durchgeführt, die Effekte meistens nur spekulativ behandelt. SCHEUFFELEN et al. (1995) stellten erstmals den Nutzen präventiver Trainingsprogramme bei gesunden Probanden zur Vermeidung von Sprunggelenksverletzungen heraus.

Obwohl unerwartete Supinationsbewegungen des Sprunggelenks häufig zu schnell geschehen, um ihnen durch muskuläre Kontraktion entgegenwirken zu können, sieht WEINECK (1990, S. 244) unter dem Aspekt der Unfall- und Verletzungsprophylaxe die Bedeutung der koordinativen Fähigkeiten darin, dass *„je gewandter, d.h. koordinativ leistungsstärker, ein Sportler ist, desto leichter wird er in unvermutet eintretenden Situationen schnell und zielgerichtet reagieren und damit Stürze, Kollisionen etc. vermeiden können.“*

In der folgenden Untersuchung sollen an gesunden Probanden die Auswirkungen präventiver Trainingsprogramme im Hinblick auf eine Sprunggelenksprophylaxe bei plötzlich induzierten Supinationsbewegungen untersucht werden. Dabei wird in der Literaturbesprechung zunächst ein Überblick über die funktionelle Anatomie und Biomechanik des Sprunggelenkes gegeben. Anschließend werden die Sprunggelenksverletzungen behandelt, ihr Mechanismus sowie die Ursachen für das Auftreten derartiger Verletzungsbilder. Im weiteren Verlauf der Literaturanalyse werden Studien beschrieben, die sich durch unterschiedlichste Untersuchungsansätze mit der Prävention von Sprunggelenksverletzungen befassen.

2 Literaturbesprechung

2.1 Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Sprunggelenkes

2.1.1 Oberes Sprunggelenk (Articulatio talocruralis)

Das obere Sprunggelenk (OSG) (Articulatio talocruralis) ist ein Scharniergelenk (SEILER, 1986), das Fußbewegungen in sagittaler Ebene wie Dorsalextension (Hebung) und Plantarflexion (Senkung) des Fußes ermöglicht und damit für die Fortbewegung des Menschen unentbehrlich ist. Dieses Gelenk wird aus dem Sprungbein (Talus) sowie von Schienbein und Wadenbein (Tibia und Fibula) gebildet (Abbildung 2.1). Die distalen Enden von Tibia und Fibula bilden die Malleolengabel, die die Talusrolle (Trochlea tali) zangenförmig umfassen. KAPANDJI (1985) bezeichnet diese spezifische Anordnung als „Zapfen-Nut-Verbindung“. Die spezielle Form der Talusrolle (vorne etwas breiter als hinten) ist dafür verantwortlich, dass der Fuß trotz kräftiger Bandverbindungen im oberen Sprunggelenk nicht starr bleibt (WIRTH et al., 1978). Bei Dorsalextension des Fußes klemmt sich die Talusrolle in die Malleolengabel ein, wodurch diese etwas auseinandergespreizt wird. Beim Auftreten des Fußes mit der Ferse sichert diese Stellung den Zusammenhalt der Gelenke, was nach WEINECK (1994) gerade für den Abdruck des Fußes beim Gehen, Laufen oder Springen notwendig ist. Bei Plantarflexion hingegen lockert sich diese Gelenkverbindung durch die Vorwärtsbewegung der Talusrolle, die im hinteren Bereich etwas schmaler ist. Die Folge ist ein größerer Spielraum.

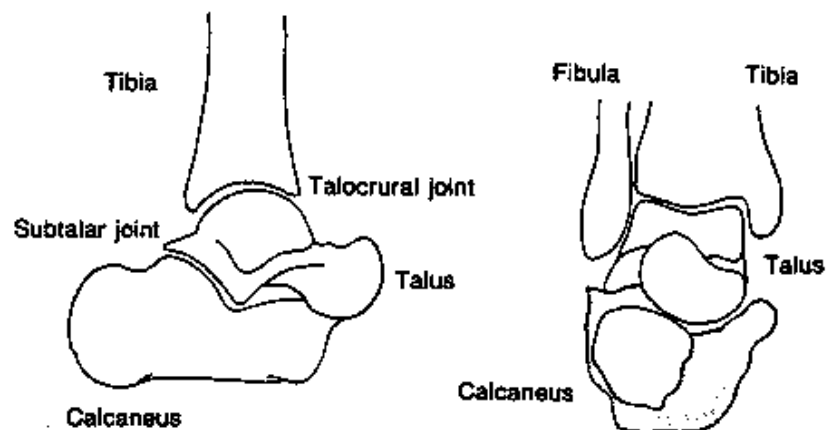


Abb. 2.1 Knöcherner Strukturen des OSG und USG (nach EDINGTON, 1990)

Unter Beachtung dieser charakteristischen Anordnung der knöchernen Strukturen wird deutlich, dass die Plantarflexionsbewegung weiträumiger als die Dorsalextension ist. Nach KAPANDJI (1985) beträgt die Dorsalextension von einer Neutralstellung ausgehend gemessen 20 – 30 Grad, die Plantarflexion hingegen zwischen 30 - 50 Grad.

Die Bewegungsachse des oberen Sprunggelenkes liegt in der Frontalebene etwas unterhalb der inneren Malleolenspitze und bildet nach INMAN (1976) mit der Tibiaschaftachse einen Winkel von durchschnittlich 82 Grad. Aufgrund unterschiedlicher Krümmungsmittelpunkte der medialen und lateralen Talusrollenkante ist sie jedoch nicht konstant. INMAN (1976) vergleicht die spezifische Form der Talusgelenkfläche mit einem Ausschnitt aus einem Kegelmantel, dessen Spitze nach medial zeigt (Abbildung 2.2). So kommt es nach REIMANN et al. (1986) neben einer Scharnierbewegung zusätzlich zu einer Rotationsbewegung im oberen Sprunggelenk.

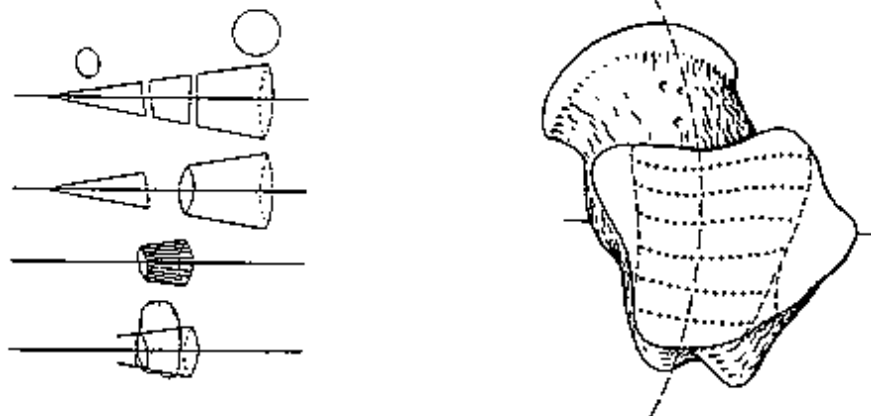


Abb. 2.2 Form der Talusgelenkfläche; links (nach INMAN, 1976)

Abb. 2.3 Rechter Talus von oben; rechts (nach SCHMIDT, 1989)

Eine wichtige Rolle für diese Bewegung spielt auch die bogenförmige longitudinale Rinne in der Mitte der Facies superior tali (SCHMIDT, 1989) (Abbildung 2.3). Diese Rinne bewirkt, dass sich unter Mithilfe des Wadenbeins (Fibula) und des Ligamentum fibulotalare anterius das Sprungbein (Talus) bei der Plantarflexion nach medial und bei der Dorsalextension nach lateral dreht. Durch diese spezifische anatomische Anordnung, hervorgerufen durch die unterschiedlichen Krümmungsradien der beiden Rollenwangen und die bogenförmige Nut auf der Tragfläche der Trochlea, führt der Vorfuß bei der

Plantarflexion gleichzeitig eine leichte Inversionsbewegung und bei der Dorsalextension eine leichte Eversionsbewegung aus.

2.1.2 Unteres Sprunggelenk (Articulatio talotarsalis)

Das untere Sprunggelenk (USG) (Articulatio talotarsalis) wird aus dem Sprungbein (Talus), dem Fersenbein (Calcaneus) sowie dem Kahnbein (Naviculare) gebildet. Es wird aus zwei anatomisch völlig getrennten Gelenken gebildet: im vorderen Gelenk Articulatio talocalcaneonavicularis ruht der Talus auf den vorderen zwei Gelenkflächen des Calcaneus und stützt sich mit einem kugelartig gewölbten Kopf (Caput tali) gegen das Naviculare ab. Das hintere Gelenk Articulatio subtalaris (Abbildung 2.1) wird lediglich durch den Talus und die hintere Gelenkfläche des Calcaneus gebildet. Diese beiden Gelenke stellen jedoch funktionell eine Einheit dar (WEINECK, 1994). Die verbleibene Lücke im Knochengerst wird plantarwärts durch das Ligamentum calcaneonaviculare plantare geschlossen (STAUBESAND, 1985).

Das untere Sprunggelenk stellt eine Ergänzung zum oberen Sprunggelenk dar. Es erweitert den Bewegungsspielraum dadurch, dass Bewegungen im oberen Sprunggelenk über den Talus auch gleichzeitig zu Bewegungen im unteren Sprunggelenk führen.

Das untere Sprunggelenk (Articulatio talotarsalis) ist ein Drehgelenk, dessen Achse schräg durch die Fußwurzel von hinten-unten-lateral nach vorne-oben-medial verläuft. Gleichzeitig ist sie um 42 Grad gegen die Fußlängsachse nach oben sowie etwa 23 Grad nach vorne medial geneigt (DEBRUNNER, 1985). Um diese Achse erfolgen sowohl Pronations- (Hebung des lateralen Fußrandes) als auch Supinationsbewegungen (Hebung des medialen Fußrandes). Die Supination ist klinisch gesehen eine Kombination aus Inversion, Plantarflexion und Adduktion, während eine Pronation in der Regel mit einer Dorsalextension und Abduktion einhergeht. Supination und Pronation sind als funktionale Bewegungsbeschreibungen anzusehen (NIGG, 1989). Der maximale Bewegungsspielraum beträgt bei der Supination 60 Grad und bei der Pronation 30 Grad.

Pronations- und Supinationsbewegungen sind Rotationen um die Fußlängsachse. Das Modell eines schräggestellten Scharniergelenks von MANN (1986) verdeutlicht die entsprechenden Bewegungen.

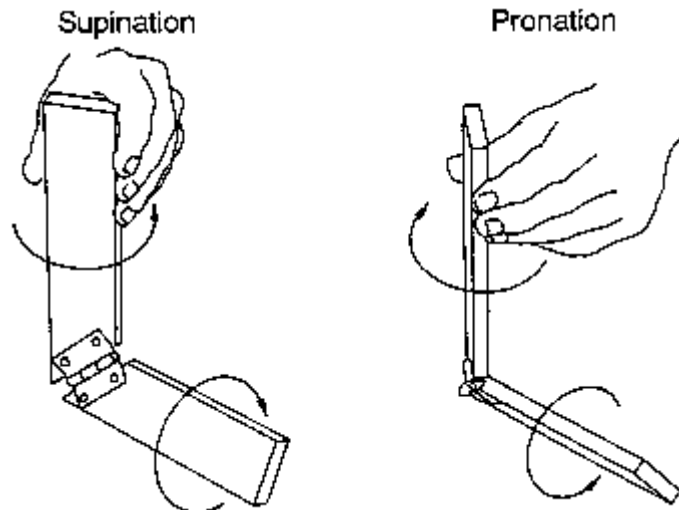


Abb. 2.4 Scharniergelenkmodell (nach MANN, 1986; aus CAVANAGH, 1990)

Betrachtet man die Gesamtheit der Bewegungsmöglichkeiten des oberen und unteren Sprunggelenkes, der Fußwurzelgelenke und die Drehmöglichkeit im Kniegelenk, so kann der Fuß durch das Zusammenspiel dieser Gelenke eine beliebige Stellung im Raum einnehmen (KAPANDJI, 1985). Insbesondere die Pronations- und Supinationsbewegungen ermöglichen dem Fuß, sich einem unterschiedlichen Bodenprofil so anzupassen, dass eine größtmögliche Auflagefläche erreicht und damit ein Höchstmaß an Kontaktstabilität gesichert wird (WEINECK, 1994). Darüberhinaus kann über die Pronationsbewegung der Stoß beim Fersenaufsatz abgedämpft werden.

2.1.3 Der Kapsel-Band-Apparat des Sprunggelenkes

Das Sprunggelenk ist von einer Gelenkkapsel umgeben, die vom Rand der überknorpelten Gelenkflächen der medialen und lateralen Malleolen zum Talus zieht. Diese ist ventral und dorsal schlaff sowie seitlich straff gespannt. Bei einer Dorsalextension und Plantarflexion des Fußes wird die Gelenkkapsel nicht eingeklemmt, da sie durch den Zug der angrenzenden Sehnen und deren

Scheiden, die mit der Gelenkkapsel verwachsen sind, angehoben wird (KAPANDJI, 1985).

Die Stabilität des Sprunggelenkes wird weiterhin durch zahlreiche Bänder gesichert. Hierzu gehören die Bandstrukturen, die den medialen und lateralen Malleolus umgeben, die Syndesmosis tibiofibularis sowie das Pfannenband.

2.1.3.1 Mediale Kollateralbänder

Auf jeder Seite des Sprunggelenkes bilden Kollateralbänder kräftige, bindegewebige Fächer. Auf der Innenseite befindet sich das Ligamentum deltoideum, das sich aus vier Teilabschnitten zusammensetzt und sich vom Malleolus medialis fächerartig zum Talus, Calcaneus und zum Os naviculare ausbreitet. Die wesentliche Aufgabe des Ligamentum deltoideum besteht in der Stabilisierung des oberen Sprunggelenkes bei der Pronationsbewegung.

SCHMIDT (1989) und KAPANDJI (1985) unterteilen den medialen Bandapparat in eine oberflächliche und eine tiefe Bandschicht. Zur tiefen Schicht gehört das Ligamentum tibiotalare anterius, welches schräg nach unten-vorne zum Talushals zieht, und das Ligamentum tibiotalare posterius, dessen Fasern schräg nach hinten-unten zum Processus posterior tali verlaufen. Die oberflächlich verlaufende, dreieckförmige Schicht ist im Gegensatz zur tiefen Schicht nicht am Talus fixiert. Sie erstreckt sich vom medialen Malleolus zum Os naviculare, zum Ligamentum calcaeonaviculare plantare und zum Sustentaculum tali des Calcaneus.

2.1.3.2 Laterale Kollateralbänder

Auf der Außenseite befindet sich das laterale Bandsystem, das aus drei Ligamenten besteht, die ebenfalls fächerförmig angeordnet sind und weitestgehend getrennt voneinander verlaufen. Die lateral unterstützenden Bänder sind das Ligamentum talofibulare anterius, das Ligamentum calcaneofibulare sowie das Ligamentum talofibulare posterius.

Das vordere talofibulare Band gilt als der Hauptstabilisator des oberen Sprunggelenks. Es zieht von der vorderen Spitze des lateralen Malleolus schräg nach vorne-unten zum Talus und setzt oberhalb des Sinus tarsi an. Das Ligamentum talofibulare anterius wird als ein Verstärkungszügel der

Gelenkkapsel angesehen und ist nach Untersuchungen von SAUER et al. (1978) das Sprunggelenksband mit der geringsten Reißfestigkeit und elastischen Dehnbarkeit.

Das Ligamentum calcaneofibulare verläuft von der ventralen Seite der lateralen Malleolenspitze nach hinten-unten zur Außenseite des Calcaneus und überbrückt dabei sowohl das obere als auch das untere Sprunggelenk (STAUBESAND, 1985). Dieses Band ist für einen festen Zusammenschluss von Talus und Calcaneus verantwortlich und wird vor allem bei maximaler Inversion angespannt.

Das hintere talofibulare Band, das von allen Bändern des Sprunggelenks die tiefste Lage hat, entspringt an der Innenseite des lateralen Malleolus und zieht horizontal nach medial-unten zum Tuberculum laterale des Processus posterior tali. Diese Bandstruktur ist zu etwa einem Drittel ebenfalls zweigeteilt.

Diese Bandstrukturen geben dem Sprunggelenk die notwendige laterale Stabilität, die bei extremen Bewegungen erforderlich ist, und funktionieren dabei nach RENSTRÖM & THEIS (1993) als Einheit. Je nach Stellung des Gelenkes wirken diese Bänder unterschiedlich stabilisierend. Die Plantarflexion wird durch das Ligamentum talofibulare anterius unterstützt, während die Dorsalextension auf die stabilisierenden Eigenschaften des Ligamentum calcaneofibulare zurückgreift, um exzessive Inversionsbewegungen zu vermeiden.

2.1.3.3 Syndesmose

Die Sicherheit und Stabilität im oberen Sprunggelenk wird nicht nur durch die medialen und lateralen Kollateralbänder gesichert, sondern auch durch Bänder, die zu der Syndesmosis tibiofibularis gehören.

Zwischen Tibia und Fibula spannt sich zunächst die Membrana interossea cruris flächenhaft aus. Gleichzeitig werden diese beiden Unterschenkelknochen distal durch die Syndesmosis tibiofibularis federnd fixiert. Das Ligamentum tibiofibulare anterior und das Ligamentum tibiofibulare posterior verlaufen leicht absteigend von medial nach lateral von der Vorder- bzw. Hinterkante der Tibia zur Vorder- bzw. Hinterfläche der distalen Fibula (SCHMIDT, 1989). Während der Fuß eine Plantarflexion ausführt, sind die Syndesmosenbänder entspannt. Gleichzeitig tritt der kleinere, hintere Durchmesser der Trochlea tali in die

Malleolengabel. Durch diese anatomische Konstruktion bedingt erhält das Gelenk in dieser Stellung einen erweiterten Bewegungsspielraum. Hieraus resultiert eine Instabilität im oberen Sprunggelenk.

Bei der Dorsalextension hingegen wird die Bandhaft durch die vorne breitere Gelenkrolle um etwa zwei Millimeter gedehnt, wodurch die ausgeführte Bewegung allmählich abgebremst wird. Während dieser Bewegung wird durch das Zusammenspiel von Fibula und der Syndesmose eine maximale Stabilität im oberen Sprunggelenk erreicht.

2.1.3.4 Pfannenband

Das wichtigste Band im Bereich des unteren Sprunggelenkes ist nach WEINECK (1994) das Pfannenband (Ligamentum calcaneonaviculare plantare), das die Lücke zwischen den Gelenkflächen des Talus und Calcaneus schließt. Es verhindert ein Auseinandergleiten dieser beiden Knochen. Damit ist gleichzeitig eine Vermeidung der Senkung des Fußgewölbes und somit die Entwicklung eines Senkfußes verbunden.

2.1.4 Sprunggelenkstabilisierende Muskulatur

Während die knöchernen Strukturen und die Kapselbandstrukturen für eine passive Stabilisierung des Sprunggelenkes sorgen, wird dieses Gelenk durch verschiedene Muskeln aktiv stabilisierend unterstützt. Nach MACK (1982) spielt die Muskulatur bei der Vorbeugung von Sprunggelenksverletzungen als auch bei der Rehabilitation nach Verletzungen eine entscheidene Rolle.

Die Muskulatur, die das Sprunggelenk überspannt, unterstützt die Bandstrukturen in der Stabilität des Sprunggelenks. Es sind vor allen Dingen jene Muskelgruppen anzuführen, die anterior (M. tibialis anterior) bzw. posterior (M. gastrocnemius) zum Sprunggelenk liegen und die Dorsalextensions- bzw. Plantarflexionsbewegungen ausführen. Unterstützung erhalten diese Muskeln in den verschiedenen Fußbewegungen von der medialen und lateralen Muskulatur.

Die Muskulatur des Unterschenkels wird ihrer Funktion nach in drei Gruppen eingeteilt:

- die vordere oder Extensorengruppe (Dorsalextensoren),
- die laterale oder Peroneusgruppe sowie
- die hintere oder Flexorengruppe (Plantarflexoren).

Die Dorsalextensoren verlaufen ventral neben der Tibia zum Fuß. Ihr kräftigster Muskel ist der vordere Schienbeinmuskel (M. tibialis anterior), der am Spielbein für eine reine Dorsalextension zuständig ist (TITTEL, 1985). Am Standbein bringt er den Unterschenkel nach vorn. Beim längeren Gehen und Laufen leistet er dabei wichtige Arbeit. Ermüdet der M. tibialis anterior, so kann der Läufer die Fußspitze nicht mehr ausreichend anheben. Gemeinsam mit der Sehne des M. peroneus longus (langer Wadenbeinmuskel; gehört zur lateralen oder Peroneusgruppe) trägt der M. tibialis anterior in Form einer „steigbügelartigen Schlinge“ zur Stützung des Quergewölbes des Fußes bei (TITTEL, 1985).

Unterstützung bei der Stabilisierung findet der M. tibialis anterior von weiteren Muskeln, die zur Dorsalextensorengruppe gehören. Dazu zählen der M. extensor hallucis longus (langer Großzehenstrecker) und der M. extensor digitorum longus (langer Zehenstrecker). Der M. extensor hallucis longus ist für die Streckung der Großzehe verantwortlich und ebenfalls an der Dorsalextension beteiligt. Der M. extensor digitorum longus vervollständigt die Dorsalextensorengruppe. Seine Funktion am Spielbein besteht in einem Strecken und Heben der zweiten bis fünften Zehe. Er bewirkt eine Dorsalextension im Bereich des oberen und eine Pronation im Bereich des unteren Sprunggelenkes (TITTEL, 1985).

Eine wichtige Rolle in der Sprunggelenksstabilität und bei Verletzungen spielt die laterale Peronealmuskulatur mit den Mm. peroneus longus (langer Wadenbeinmuskel) und peroneus brevis (kurzer Wadenbeinmuskel). Beide Wadenbeinmuskeln heben den äußeren Fußrand und sind demnach kräftige Pronatoren. Gleichzeitig unterstützen sie die Plantarflexion des Fußes. Bei

Seitwärts- bzw. Drehbewegungen sollen sie somit extreme Inversionsbewegungen des Fußes verhindern.

Der M. triceps surae, der wichtigste Plantarflexor und gleichzeitig stärkster Supinator, gehört zur hinteren oder Plantarflexorengruppe, eine der drei funktionellen Gruppen der Unterschenkelmuskulatur. Er wird gebildet aus dem M. gastrocnemius (Zwillingswadenmuskel), dem M. soleus (Schollenmuskel) und dem faktisch nur im Ansatz vorhandenen M. plantaris (Sohlenspanner). Er ist neben dem M. gluteus maximus und dem M. quadriceps femoris einer der kräftigsten Skelettmuskeln. Die obere Plantarflexorengruppe ermöglicht das Abrollen des Fußes beim Gehen und Laufen sowie das Anheben des Fußes zum Zehenstand.

2.2 Sprunggelenksverletzungen – Mechanismen und Ursachen

In vielen Sportarten wie Fußball oder Basketball treten als Folge hoher Beanspruchung Sprunggelenksverletzungen auf, die von Bänderüberdehnungen und Kapselbandrupturen bis hin zu Abrissfrakturen reichen. Ein Blick auf verschiedene Unfallstatistiken belegt, dass Supinationstraumen am Sprunggelenk zu den am häufigsten auftretenden Sportverletzungen überhaupt zu zählen sind (MACK, 1982). Wie von GARRICK (1977) bereits festgehalten wurde, ist damit die Verletzung der lateralen Sprunggelenksbänder eine der häufigsten Verletzungsformen im Sport: *„Thus, in athletes, the lateral ligament complex of the ankle is the most frequently injured single structure in the body.”*(GARRICK, 1977, S. 241)

Nach STACOFF et al. (1993) kommt es zu einer Sprunggelenksverletzung, wenn ein externes Drehmoment nicht durch ein internes Drehmoment in entgegengesetzter Richtung ausgeglichen wird. Der Mechanismus basiert auf dem Hebelgesetz, wonach das externe Drehmoment von der einwirkenden Kraft und der Hebellänge abhängig ist. Die Hebellänge wird dabei bestimmt durch den Abstand des Kraftangriffspunktes zum Drehpunkt im Sprunggelenk. In der Plantarflexion wirken größte Kräfte, so dass eine Supinationsverletzung in der Regel in dieser Fußposition hervorgerufen wird. Bei der Verletzung eines einzigen Bandes ist das Ligamentum talofibulare anterius dasjenige, was zuerst reißt. Die laterale Instabilität wird bei Zerreißen dieses einen Bandes daher auch nur bei Plantarflexion des Fußes sichtbar. Bei größerer Belastung kann als zweites Band das Ligamentum calcaneofibulare in Mitleidenschaft gezogen werden. Eine laterale Instabilität ist allerdings dann in allen Fußpositionen - mit Ausnahme der Dorsalextension - gegeben.

NIGG (1989) hat in seinen Ausführungen zur Anatomie des Fußes eingehend erläutert, dass eine Supination, die bei einem extremen Bewegungsausmaß zu einer lateralen Sprunggelenksverletzung führen kann, mit einer Plantarflexion und Inversion des Fußes einhergeht. Bereits 1981 gingen MORSCHER und Mitarbeiter der Frage nach, warum Verletzungen so häufig an der lateralen

Seite des Sprunggelenkes auftreten. Mittels Ganganalysen konnte gezeigt werden, dass es kurz vor Aufsetzen des Fußes auf dem Boden zu einer Instabilität im Sprunggelenk kommt. Ursache dieser Instabilität scheint die anatomische Form der Talusrolle zu sein, die vorne breiter ist als hinten. Gerät der Fuß also kurz vor dem Aufsetzen in eine Plantarflexion, ist das Gelenk durch seine anatomische Form gelockert. PINCIVERO et al. (1993) fassen die Gründe für das häufige Auftreten des lateralen Verletzungsmechanismus folgendermaßen zusammen:

1. Die Knochenstabilität ist medial größer als lateral, weil sich der laterale Malleolus distal weiter ausbreitet als der mediale Malleolus.
2. Befindet sich der Fuß in Plantarflexion, so führt die spezifische Form der Talusrolle (vorne etwas breiter als hinten) zu einer Vorwärtsbewegung derselben, wodurch die Gelenkverbindung des oberen Sprunggelenks gelockert wird und Inversions- und Eversionsbewegungen begünstigt werden.
3. Das Ligamentum talofibulare anterius, das bei einer lateralen Sprunggelenksverletzung zuerst beschädigt wird, scheint die schwächste Zugfestigkeit aller größeren Bänder, die das Sprunggelenk umgeben, zu haben.

MUTSCHLER & RÜBENACKER (1989) führen weiterhin exogene und endogene Ursachen für die Entstehung von Kapselbandverletzungen am Sprunggelenk an. Zu den exogenen Ursachen zählen sie

1. Bewegungen, die mit einer hohen Geschwindigkeit und einem steilen Kraftanstieg einhergehen (z. B. das Aufkommen des Fußes auf dem Boden beim Volleyball oder Basketball). Eine muskuläre Kompensation ist häufig aufgrund der Kürze der Gewalteinwirkung nicht möglich. Derselbe Verletzungsmechanismus tritt beim Umknicken aufgrund von Bodenunebenheiten oder an übersehenen Kanten ein.

2. die Bodenbeschaffenheit, wenn zuviel Haftreibung zwischen Schuh und Boden erzeugt wird (z. B. Hallenboden beim Tennis spielen). Zu den exogenen Ursachen kann aber auch mangelnde Reibung gezählt werden, so dass der Fuß nach einwärts-vorwärts wegrutscht (z. B. Ausrutschen auf einer Bananenschale).
3. die Beschaffenheit des Schuhwerks. Schuhe mit einem vergrößerten Bodenabstand und einer verminderten Auflagefläche erhöhen ebenfalls das Verletzungsrisiko (z. B. Fußballschuhe mit Stollen).

Unter den endogenen Ursachen fassen MUTSCHLER & RÜBENACKER (1989) folgende Faktoren zusammen:

1. die Ermüdung der aktiven Stabilisatoren des Sprunggelenkes
2. eine herabgesetzte mechanische Belastbarkeit von Sehnen, Muskeln, Bändern und Knochen
3. die anatomische Variabilität des lateralen Kapselbandapparates
4. die statische Fehlstellung beim Calcaneus varus.

Sowohl nach konservativer als auch nach operativer Behandlung bleiben häufig Spätschäden zurück. Nach einer akuten Bandruptur kommt es im Rahmen des Heilungsverlaufes zu einer Vernarbung der geschädigten Bänder. Die Reißfestigkeit eines Bandes liegt sechs Wochen nach auftretender Verletzung bei 60-70 % des Normalwertes (HINTERMANN, 1996). Nach einer unterschiedlich langen Phase der Beschwerdefreiheit kann es nach initialem Trauma oder nach wiederkehrenden Traumen, die von den Verletzten häufig bagatellisiert werden, zur Entwicklung einer Instabilität am Sprunggelenk mit nachweisbaren funktionellen und morphologischen Veränderungen kommen. In der Literatur wird häufig zwischen mechanischer und funktioneller Instabilität unterschieden. RASMUSSEN et al. (1981, S. 100) definieren die mechanische Instabilität "*...as lack of or insufficiency of adequate stabilizing structures and mobility exceeding physiological limits; and the cause of injury is damage to the*

capsule ligamentous structures.” Demgegenüber ist der mehr diffuse Begriff der funktionellen Instabilität zu erwähnen, der von TROPP et al. (1985, S. 291) als *“recurrent sprains and/or a feeling of giving way of the ankle with cause unclear”* definiert wird.

Der Begriff der funktionellen Instabilität wurde erstmals 1965 von FREEMAN verwendet. Er soll das Gefühl der Patienten beschreiben, wenn der Fuß keinen Halt bietet. FREEMAN führte hierfür den Begriff *„giving way”* ein. Nach Meinung der Autoren ist die funktionelle Instabilität einer gestörten Sprunggelenkspropriozeption zuzuschreiben. Diese Auffassung vertritt auch HINTERMANN (1999, S. 467): *“The cause for chronic functional instability of the ankle joint is often not mechanical instability but impairment of ankle proprioception.”*

Der Begriff der mechanischen Instabilität wird dagegen für eine Lockerheit der Bänder benutzt. TROPP et al. (1984) unterscheiden ebenfalls zwischen mechanischer und funktioneller Instabilität. Unter mechanischer Instabilität verstehen sie die Gelenkbewegung, die die normale physiologische Grenze überschreitet. Im Gegensatz dazu muss bei der funktionellen Instabilität nicht unbedingt der physiologische Grenzbereich erreicht werden, sie befindet sich jedoch jenseits voluntärer Kontrolle. Obwohl sich die Definitionen von FREEMAN und TROPP geringfügig unterscheiden, sehen beide Definitionsansätze die dynamisch (reflexive und voluntäre) neuromuskuläre Funktion als Basis für die Unterscheidung zwischen mechanischer und funktioneller Instabilität.

In der Literatur werden verschiedene Faktoren als Ursache einer chronischen Sprunggelenksinstabilität angesehen. Die am häufigsten genannten Faktoren sind anatomische Instabilität (STAPLES, 1975; KARLSSON et al., 1992), Muskelschwäche (BOSIEN et al., 1955; TROPP, 1986; KONRADSEN & BOHSEN RAVN, 1990; KARLSSON et al., 1992) sowie ein propriozeptives Defizit (FREEMAN, 1965; TROPP et al., 1985; KONRADSEN & BOHSEN RAVN, 1990; KARLSSON et al., 1992). Die anatomische Instabilität ist als Ursache einer chronischen Instabilität anerkannt. In vielen Fällen einer funktionellen Instabilität allerdings können sowohl klinisch als auch bei radiographischen Untersuchungen keine exzessiven Bewegungen

dokumentiert werden. Als Faktoren kommen für viele Autoren daher eine muskuläre Schwäche der Muskelgruppen, die das Sprunggelenk umgeben, sowie ein propriozeptives Defizit in Betracht.

In den nachfolgenden Ausführungen sollen vielfältige Untersuchungsergebnisse zur Klärung der Ursachen einer Sprunggelenksinstabilität vorgestellt werden.

2.3 Untersuchungen zur Klärung der Ursachen einer chronischen Sprunggelenksinstabilität

2.3.1 Erste Ansätze

Bereits 1955 wurden erste Untersuchungen durchgeführt, die die Ursachen einer chronischen Sprunggelenksinstabilität zu klären versuchten. BOSIEN et al. (1955) beurteilten an 133 Sprunggelenksverletzungen mit 27-monatiger Beobachtungszeit die zurückbleibenden Schäden nach der Verletzung. Zu 36 % konnte dabei ein erneutes Auftreten einer Sprunggelenksverletzung des gleichen Sprunggelenkes beobachtet werden. In 60 % aller Fälle wurde gleichzeitig eine andauernde, abnormale Veränderung registriert. Als einziger signifikanter Faktor zur Verursachung dieser chronischen Sprunggelenkssymptomatik konnte das hohe Auftreten einer peronealen Muskelschwäche festgestellt werden.

1967 äußerten jedoch andere Autoren die Vermutung, dass nicht eine muskuläre Schwäche die Ursache einer chronischen Sprunggelenksinstabilität sein kann, sondern andere Faktoren eine bedeutendere Rolle spielen müssen. FREEMAN und Mitarbeiter (1967) brachten ein propriozeptives Defizit nach einem vorangegangenen Distorsionstrauma mit einer Sprunggelenksinstabilität in Zusammenhang. Ihrer Meinung nach scheint dieses Defizit für Symptome wie "giving way" des Fußes verantwortlich zu sein und tritt bei 40 % aller Verletzungen des lateralen Bandapparates auf. Ihre Vermutungen beruhen auf den Ergebnissen einer Untersuchung mit einem modifizierten Romberg-Test, bei dem der Patient auf seinem verletzten Fuß steht. Die Autoren argumentieren, dass eine Stabilitätsstörung unter diesen Testbedingungen eine Beeinträchtigung der Propriozeption beinhaltet. FREEMAN äußerte schon 1965, dass das Auftreten eines propriozeptiven Defizites und die damit verbundenen Symptome durch Koordinationsübungen reduziert werden können.

Diese ersten Untersuchungsansätze haben bereits gezeigt, dass die Meinungen bezüglich der Ursachen einer Sprunggelenksinstabilität stark differieren. So wurde in den letzten Jahren der wichtigen

Sprunggelenksproblematik durch unterschiedlichste Untersuchungsansätze große Aufmerksamkeit geschenkt. Verschiedene Untersuchungen zu dieser Thematik sollen nun in den folgenden Unterkapiteln vorgestellt werden. Mit Ausnahme gleicher Untersuchungsansätze sind alle Studien innerhalb eines jeweiligen Kapitels in chronologischer Reihenfolge aufgeführt.

An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass die Begriffe Inversion bzw. Supination häufig synonym von den Autoren verwendet werden. In der Literaturdarstellung wird daher auf die Begriffe zurückgegriffen, wie sie auch von den Autoren verwendet werden. Im weiteren Verlauf der Arbeit wird jedoch in Anlehnung an NIGG (1989) berücksichtigt, dass eine Supination immer eine Kombination aus Inversion, Plantarflexion und Adduktion darstellt (siehe auch Kapitel 2.1.2).

2.3.2 Untersuchungen zur Sprunggelenksproblematik durch Balance-Studien

Im Zusammenhang mit der Balancefähigkeit und dem Aufbau der Propriozeption des Sprunggelenkes bzw. des Fußes als auch der muskulären Kontrolle scheint nach LEE & LISHMAN (1975) die visuelle Propriozeption eine bedeutende Rolle zu spielen. Zu diesen Ergebnissen kamen die Autoren durch Untersuchungen, in denen durch Veränderung der Umgebung visuelle propriozeptive Informationen über die Körperhaltung manipuliert wurden. Die visuelle propriozeptive Information scheint sensitiver als die mechanische propriozeptive Information vom Vestibularsystem, Fuß oder Sprunggelenk zu sein, ebenfalls dann, wenn die Probanden ein nahe stehendes Objekt fixierten. Konsequenterweise kann davon ausgegangen werden, dass das Sehvermögen die Balancefähigkeit sowohl beim normalen Stehen als auch in weniger praktizierten Positionen verbessert.

TROPP und Mitarbeiter (1984) untersuchten mit Hilfe der Stabilometrie an 127 Fußballspielern die Sprunggelenksinstabilität und deren Aussagekraft in der Vorhersage von Verletzungen. Als Referenzwerte wurden Stabilometrie-Messungen an 30 nicht Fußball spielenden, normal aktiven Versuchspersonen ohne Sprunggelenkshistorie herangezogen. Es konnte bei Probanden mit vorangegangenen Sprunggelenksverletzungen kein erhöhter „postural sway“

gefunden werden. Auf der anderen Seite waren Spieler mit ungewöhnlichen Stabilometrie-Messwerten in der folgenden Saison einem erhöhten Risiko einer erneuten Sprunggelenksverletzung ausgesetzt. Obwohl Sprunggelenksverletzungen nicht unbedingt in einer andauernden funktionellen Instabilität resultieren müssen, belegen die gefundenen Ergebnisse, dass Instabilität das Risiko einer erneuten Sprunggelenksverletzung erhöht.

In einer weiterführenden Studie sieht TROPP (1986) in einer Muskelatrophie bzw. einer verschlechterten Haltungskontrolle die Ursache für eine funktionelle Instabilität des Sprunggelenkes und damit für wiederkehrende Sprunggelenksverletzungen. Er untersuchte an 15 Versuchspersonen mit einseitig funktioneller Instabilität die Muskelkraft der Peronealmuskulatur mittels isokinetischer Testmethode. Bei dieser Probandengruppe wurde eine Muskelschwäche der betroffenen, instabilen Seite festgestellt. Gleichzeitig unterstützen die Ergebnisse der Stabilometrie die Vermutung, dass auch die Haltungskontrolle beeinträchtigt ist. Bei den Probanden gab es zwar keine Unterschiede in den Stabilometrieergebnissen zwischen gesundem (294 mm^2) und instabilem (314 mm^2) Sprunggelenk, es wurden jedoch im Vergleich zu einer Kontrollgruppe (247 mm^2) signifikant erhöhte Stabilometriewerte für beide Sprunggelenke gemessen.

Ausgangspunkt der Untersuchungen von DE CARLO & TALBOT (1986) sind frühere Studien, die nachgewiesen haben, dass eine typische Sprunggelenksinversionsverletzung zu einem geringeren afferenten Input des Gelenkes führt und damit in einem propriozeptiven Defizit des Sprunggelenkes resultiert. Die Autoren injizierten Xylocain in das Ligamentum talofibulare anterius (ATFL), um die Bedeutung der Sprunggelenks-Propriozeption zu klären. Im Vorfeld der Untersuchungen wurde vermutet, dass eine Anästhesie des ATFL ein propriozeptives Defizit simuliert. 14 Versuchspersonen mit verbundenen Augen wurden auf einem multiaxialen Balancegerät vor und nach der Injektion propriozeptiv untersucht. Nach der Anästhesie konnte eine signifikante Verbesserung der Balancezeit beobachtet werden. Die Autoren schließen aus diesen unerwarteten Resultaten, dass die Versuchswiederholungen einen Lerneffekt verursacht haben. Die Ergebnisse

dieser Studie unterstützen die Meinungen anderer Autoren, wonach ein propriozeptives Defizit durch Training verbessert werden kann. Als Konsequenz schlagen DE CARLO & TALBOT (1986) vor, ein propriozeptives Training in ein allgemeines Rehabilitationsprogramm zu integrieren.

Auch die Studie von LENTELL et al. (1990) deutet darauf hin, dass ein propriozeptives Defizit und nicht eine muskuläre Schwäche als bedeutsamer Faktor für ein chronisch instabiles Sprunggelenk angesehen werden kann. Die Autoren untersuchten an 33 Versuchspersonen mit einseitig chronisch instabilen Sprunggelenken die Stärke der medialen und lateralen Muskelgruppen. Maximal isometrische sowie isokinetische Drehmomentmessungen wurden beidseitig während einer Inversions-Eversionsbewegung durchgeführt. Ein modifizierter Romberg-Test sollte Balanceunterschiede zwischen der betroffenen und gesunden Seite feststellen. Die Ergebnisse konnten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Muskelkraft in den isometrischen und isokinetischen Messungen belegen. Gleichzeitig wurden jedoch große Balanceunterschiede bei einer Vielzahl von Probanden vermerkt.

KONRADSEN und Mitarbeiter (1993), die in ihren Studien durch Lokalanästhesie einen Teil des Fußes blockiert hatten, stellten die große Bedeutung afferenter Informationen von intakten Fußligamenten für den korrekten Lagesinn des Fußes heraus. Gleichzeitig zeigte sich jedoch auch, dass die afferente Information des Fußes zum großen Teil von der Information aus aktiven Unterschenkelmuskeln ersetzt werden kann. Die Autoren schlossen aus ihren Ergebnissen, dass diese Muskeln einen großen Beitrag zum dynamischen Schutz gegen Sprunggelenksdistorsionen leisten. Die in dieser Studie gefundenen Resultate unterstützen die Ansicht von JOHNSON & JOHNSON (1993), wonach gut trainierte Unterschenkelmuskeln den besten Schutz gegen Sprunggelenksverletzungen darstellen. Hier ist vor allen Dingen die Peronealmuskulatur von entscheidender Bedeutung.

Zur Klärung der genauen Funktion der Peronealmuskulatur führte VAN LINGE (1988) eine Ganganalyse durch, um die beim Gehen zur Stabilisierung des

Sprunggelenkes und zur Balancesicherung verantwortlichen Faktoren zu finden. In den Untersuchungen wurde die EMG-Aktivität aller oberflächlichen Beinmuskeln bei unterschiedlichen Ganggeschwindigkeiten von 2, 3 und 5 km/h aufgezeichnet. Die Untersuchungen belegen, dass die Peronealmuskulatur nicht aktiviert wird, wenn die Probanden Sprunggelenksstabilisatoren tragen. Beim natürlichen Gehen ohne externe Unterstützung sind besonders die Mm. peroneus longus und brevis sowie der M. extensor digitorum longus für die Balance während der Standphase von Bedeutung. Allerdings sind diese Muskeln nur zeitweise während der Standphase aktiv, so dass der Fuß nicht konsequent gegen eine Inversionsverletzung im Sprunggelenk durch die Muskelaktivität der Peronealgruppe geschützt ist. Allerdings hat nach VAN LINGE (1988) ein Training zum besseren Einsatz der Peronealmuskulatur in der Prävention von Verletzungen wieder einen negativen Effekt auf die Wahrung der Balance.

Auch THOUMIE & DO (1992) untersuchten die Bedeutung der Peronealmuskulatur für die Wahrung der Balance. Für ihre Messungen an sechs gesunden Probanden ohne Sprunggelenksinstabilität verwendeten die Autoren eine sogenannte Ankle Disk, die bei lateraler Rotation eine Inversion des Fußes verursachte. Inversionsbewegungen mit unterschiedlichen Amplituden (3 bis 19 Grad) sowie unterschiedlichen Geschwindigkeiten (60-80 Grad pro Sekunde) wurden für alle Probanden im Sitzen, im beidbeinigen Stand (ein Bein auf der Ankle Disk und das andere auf festem Untergrund) und im einbeinigen Stand ausgeführt. Während keine EMG-Aktivität in der Peronealmuskulatur im Sitzen und beidbeinigen Stand registriert werden konnte, wurden spontane EMG-Aktivitäten im einbeinigen Stand beobachtet. Gleichzeitig konnte beim einbeinigen Stand eine klare Reflexantwort in der Peronealmuskulatur nur dann festgestellt werden, wenn die EMG-Aktivität ca. 50 ms vor der Inversionsbewegung sehr klein bzw. nahezu gar nicht vorhanden war. Da auch nach mechanischer Vibration der Peroneus-Sehne keine Variabilität in der Latenzzeit der Peronealmuskulatur (75 ms) festzustellen war, gehen THOUMIE & DO davon aus, dass die EMG-Aktivität nicht von Ia-Afferenzen der Peronealmuskulatur getriggert wird. Vielmehr scheinen II-Afferenzen, der vestibulo-spinale Reflex oder auch plantare

Hautafferenzen für die spontane EMG-Aktivität beim einbeinigen Stand verantwortlich zu sein.

Die Auslösung seitlicher Bewegungsstörungen diente BRUNT und Mitarbeiter (1992) dazu, die Reaktionen von gesunden Probanden mit vorausgegangener Sprunggelenksverletzung zu untersuchen. Die Versuchspersonen standen dabei auf einer Plattform, die mit einer Geschwindigkeit von 70 Grad pro Sekunde rotatorische Bewegungen in der frontalen Ebene verursachte. Diese Perturbation hatte zur Folge, dass das eine Bein evertierte und belastet wurde, während das andere unbelastet invertierte. Nach ca. 50 ms konnten bei gesunden Probanden erste EMG-Antworten im M. tibialis posterior des belasteten Beines sowie im M. peroneus longus des unbelasteten Beines beobachtet werden. Bei Patienten mit vorangegangener Sprunggelenksverletzung wurde eine um ca. 15 ms verzögerte EMG-Antwort des M. peroneus longus sichtbar. Die gefundenen Ergebnisse zeigen, dass bei Versuchspersonen mit Sprunggelenksverletzungen modifizierte Antworten der beteiligten Peronealmuskulatur auf eine laterale Bewegungsstörung sichtbar werden. Ähnliche Ergebnisse wurden zum Teil in Untersuchungen gefunden, die während plötzlich induzierter Supinationsbewegungen die Latenzzeiten der Peronealmuskulatur bestimmten. Auf diese Studien wird im nächsten Unterkapitel näher eingegangen.

Weitere Untersuchungen zur Wahrung der Balance wurden von GOLDIE et al. (1994) an 48 Probanden acht Wochen nach einem einseitigen Inversionstrauma durchgeführt. 24 Versuchspersonen unterzogen sich dabei während der Rehabilitationsphase einem Balancetraining. Die Variabilität des mediolateralen Kraftsignals diente zur Quantifizierung der Standfestigkeit beim Einbeinstand auf dem verletzten und dem gesunden Bein, gleichzeitig sowohl mit offenen als auch geschlossenen Augen. Die Standhaftigkeit der untrainierten Probanden auf dem verletzten Bein erwies sich dabei als signifikant schlechter im Vergleich zu den Messungen mit dem gesunden Bein bei offenen oder geschlossenen Augen. Kein Haltungsdefizit wurden bei den trainierten Versuchspersonen am verletzten Bein sowohl mit offenen als auch geschlossenen Augen gefunden. Die Autoren sind der Meinung, dass ein

Balancetraining unbedingter Bestandteil eines Rehabilitationstrainings nach einem Inversionstrauma am Sprunggelenk sein muss, um das Risiko weiterer Verletzungen zu minimieren.

2.3.3 Untersuchungen zur Sprunggelenksproblematik mit Inversions- und Supinationsplattformen

Innerhalb der letzten 15 Jahre wurden in vielen Studien Inversions- und Supinationsplattformen eingesetzt, um nach weiteren Erklärungsmodellen für laterale Sprunggelenksverletzungen zu suchen. Unterstützt durch elektromyographische Messtechnik wurden kontrollierte Inversions- bzw. Supinationsbewegungen analysiert, um die Ursachen dieses Verletzungsmechanismus differenzierter erklären und eventuelle Behandlungsmöglichkeiten aufzeigen zu können. Wie schon bereits erläutert, werden die Begriffe Inversion und Supination von vielen Autoren synonym verwendet. In Anlehnung an NIGG (1989) stellt sich die Frage, inwiefern überhaupt reine Inversionsbewegungen bei aktiven Sprunggelenksbewegungen möglich sind (siehe auch Kapitel 2.1.2). Im weiteren Verlauf werden daher die Begriffe so verwendet, wie sie auch von den genannten Autoren eingesetzt wurden.

NAWOCZENSKI und Mitarbeiter entwickelten erstmals 1985 eine Inversionsplattform, um die dynamische Antwort der Peronealmuskulatur auf eine plötzliche Inversionsbewegung hin zu untersuchen. Die Plattform wurde so konstruiert, dass das Sprunggelenk in ein kontrolliertes Inversionsausmaß von 35 Grad geführt werden konnte. Insgesamt wurden in dieser Studie 15 verletzte und 15 gesunde Sprunggelenke von Männern und Frauen untersucht, indem die Reaktionszeiten der Peronealmuskulatur sowie die Inversionswinkel aufgezeichnet wurden. Die Ergebnisse zeigten zwar für die verletzten Sprunggelenke einen Trend in Richtung einer verzögerten Peroneusantwort (um 13,6 ms) sowie eines größeren Inversionswinkels (um $4,1^\circ$) mit Beginn der Peroneusaktivität, sie konnten jedoch nicht statistisch als signifikant nachgewiesen werden. Immerhin war das Gesamtausmaß des Inversionswinkels bei den verletzten Sprunggelenken um $4,5^\circ$ signifikant erhöht.

Auch ISAKOV und Mitarbeiter (1986) untersuchten die EMG-Antwort der Peronealmuskulatur nach einer plötzlichen, aus dem Stehen heraus induzierten Inversion des Sprunggelenkes. 22 männliche und weibliche Probanden bildeten zwei gleich große Gruppen mit gesunden sowie instabilen Sprunggelenken. Als Parameter wurden das Inversionsausmaß in Abhängigkeit von der Zeit sowie die Latenzzeit der Peronealmuskulatur mittels Oberflächen-EMG bestimmt. Die Ergebnisse zeigten, dass kein signifikanter Unterschied in der Latenzzeit zwischen beiden Beinen aller Probanden gefunden werden konnte.

Darüber hinaus erwies sich wie schon bei den Ergebnissen von NAWOCZENSKI (1985) die Latenzzeit bei den Versuchspersonen mit wiederkehrenden Sprunggelenksverletzungen (58,2 bis 81,8 ms) im Vergleich zu gesunden Probanden (59,4 bis 78,8 ms) als ebenfalls nicht signifikant unterschiedlich. Aufgrund der gefundenen Ergebnisse vermuten die Autoren, dass die Reflexkontraktion der Peronealmuskulatur nach einer Dehnung derselben keinen schützenden Einfluss auf die Gelenke während einer Verletzung hat. Vielmehr scheint nach ISAKOV et al. (1986) passives Gewebe wie die Bänder am Gelenk für den Schutz des Gelenkes verantwortlich zu sein.

Mit der Aufzeichnung von Muskelaktivität, Gelenksbewegungen und Körperschwerpunktsbewegungen untersuchten KONRADSEN und BOHSEN RAVN (1990) ebenfalls an 15 funktionell instabilen Sprunggelenken das Reaktionsverhalten auf eine plötzliche Inversion im Vergleich zu stabilen Sprunggelenken. Stabile und instabile Sprunggelenke zeigten dabei ähnliche Reaktionsmechanismen in Bezug auf die plötzliche Inversion. Zunächst wurde eine periphere Reflexantwort, die Kontraktion der Peronealmuskulatur, beobachtet. Sie dient dazu, der Inversionsbewegung des Sprunggelenkes entgegenzuwirken. Darauf folgend wird eine zentral hervorgerufene Antwort ausgelöst. Hierzu gehören die Beugung der Hüfte und des Knies sowie eine Dorsalextension des Sprunggelenks, um den vertikalen Druck auf das Sprunggelenk zu verringern und dabei eine Sprunggelenkseversion zu erzeugen. Probanden mit instabilen Sprunggelenken zeigten dabei kein Defizit in ihrer zentralen Steuerung des afferenten Input. Gleichzeitig konnte jedoch - wie auch tendenziell in der Untersuchung von NAWOCZENSKI et al. (1985)

beobachtet worden war - eine verlängerte Reaktionszeit der Peronealmuskulatur (84 ms im Vergleich zu 69 ms bei Probanden mit stabilen Sprunggelenken) beobachtet werden. Die gefundenen Ergebnisse deuten nach Meinung der Autoren auf eine partielle Deafferenzierung der Reflexstabilisation des Sprunggelenks hin, womit sie die Theorie, wonach ein propriozeptives Defizit für die Sprunggelenksinstabilität verantwortlich zu sein scheint, bestätigt sehen.

In einer weiteren Studie versuchten KONRADSEN & BOHSEN RAVN (1991), den Zusammenhang zwischen funktioneller Instabilität und dem Auftreten einer Störung in der Reflexstabilisation bei einer plötzlichen Inversionsbewegung nachzuweisen. Für diesen Zusammenhang wurde die Reaktionszeit der Peronealmuskulatur mit der Fähigkeit, während eines einbeinigen Standes die Haltung zu kontrollieren, korreliert. Gleichzeitig wurde in dieser Studie die reflexsteigernde Wirkung von Taping durch Stimulation der Hautrezeptoren beurteilt. Eine längere Reaktionszeit (um 17 ms) sowie ein ansteigender „*postural sway-Index*“ konnte mit funktioneller Instabilität in Verbindung gebracht werden. Eine hohe Korrelation zwischen der peronealen Reaktionszeit und des *postural sway* legt die Vermutung nahe, dass der Grad der Stabilität während eines einbeinigen Standes primär vom vollständigen peripheren Reflex der Peronealmuskulatur abhängig ist. Die gefundenen Ergebnisse von KONRADSEN und BOHSEN RAVN bezüglich der Wirkung von Taping bestätigen jedoch nicht die vielfältig aufgestellten Theorien, wonach sich Taping durch Stimulation von Hautafferenzen als effektiv in der Behandlung einer Sprunggelenksinstabilität erweist.

KARLSSON et al. (1992) konstruierten ebenfalls eine Plattform, mit der eine Sprunggelenksbewegung, die mit einer Inversionsverletzung des Sprunggelenkes in Verbindung gebracht wird, simuliert werden kann. Bei Auslösen dieser Plattform wurde ein Inversionswinkel von 30 Grad erreicht. Mit Hilfe von EMG-Elektroden an der Peronealmuskulatur (M. peroneus longus und M. peroneus brevis) wurde die Reflexzeit von der Auslösung der Plattform bis zur ersten Muskelaktivität bestimmt. An 20 Probanden mit einseitiger Sprunggelenksinstabilität wurde zusätzlich die mechanische

Sprunggelenksstabilität radiographisch gemessen. Zwischen den instabilen und den gesunden Sprunggelenken konnte hinsichtlich der mechanischen Sprunggelenksstabilität ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Die EMG-Aktivitäten der Peronealmuskulatur zeigten weiterhin, dass bei den stabilen Sprunggelenken (68,8 ms bzw. 69,2 ms) im Gegensatz zu den instabilen (84,5 ms bzw. 81,6 ms) eine signifikant kürzere Reflexzeit gemessen werden konnte. Die längere Reaktionszeit bei instabilen Sprunggelenken ergibt sich nach Meinung der Autoren vermutlich aus der Zeitdifferenz vom Beginn der Inversion bis zur Dehnung der Rezeptoren in den Bändern und der Gelenkkapsel. KARLSSON und Mitarbeiter schließen aus ihren Ergebnissen, dass in mechanisch instabilen Sprunggelenken vom Inversionsbeginn bis zur muskulären Aktivität zuviel Zeit verstreicht. Die kürzere Zeit bis zur Muskelaktivität bei plötzlichen Inversionsbewegungen hilft normal stabilen Sprunggelenken, Sprunggelenksverletzungen zu vermeiden.

JOHNSON & JOHNSON (1993) untersuchten ebenfalls die Latenzzeiten der Peronealmuskulatur bei plötzlicher Inversion (35°) der Sprunggelenke. Die Inversionsplattform war so konstruiert, dass sowohl das rechte als auch das linke Sprunggelenk in eine Inversionsbewegung gezwungen werden konnte. Es wurden – wie auch die Studien von NAWOCZENSKI et al. und ISAKOV et al. gezeigt haben - keine signifikanten Unterschiede zwischen verletzten Sprunggelenken, die entweder operativ oder konservativ behandelt wurden, und stabilen Sprunggelenken gefunden. Somit scheinen Sprunggelenksverletzungen, die mit Beschädigungen der Muskel- und Gelenksrezeptoren einhergehen, keinen Einfluss auf die Latenzzeit der Peronealmuskulatur zu haben. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch EBIG et al. (1997), die keine signifikant unterschiedlichen Latenzzeiten der Peronealmuskulatur in stabilen und instabilen Sprunggelenken gefunden haben.

LÖFVENBERG und Mitarbeiter (1995) hingegen unterstützen mit ihren Ergebnissen die Auffassung von KARLSSON et al.. Die Autoren untersuchten an 13 Probanden mit instabilen Sprunggelenken die Reaktionszeiten des M. tibialis anterior und des M. peroneus longus auf eine plötzliche

Winkelveränderung im Sprunggelenk und fanden im Vergleich zur Kontrollgruppe (49 ms) erhöhte Reaktionszeiten (65 ms) bei den Probanden mit einer Sprunggelenksinstabilität. Die Autoren halten diese verzögerte propriozeptive Antwort auf eine plötzliche Winkelveränderung hin als eine Ursache einer möglichen chronischen lateralen Sprunggelenksinstabilität.

In einer weiterführenden Studie untersuchten LÖFVENBERG et al. (1996) die Reaktionszeiten des M. peroneus longus und des M. tibialis anterior sowohl bei Probanden mit unilateraler chronischer Instabilität als auch bei gesunden Versuchspersonen auf der ipsilateralen (getesteten) und kontralateralen Seite. Eine durch einen Falltüren-Mechanismus ausgelöste, plötzliche Winkelveränderung im rechten bzw. linken Sprunggelenk (30 Grad) führte auch in dieser Untersuchung bei instabilen Sprunggelenken zu einer um 15,8 ms verlängerten Reaktionszeit. Gleichzeitig wurde bei den Probanden mit unilateraler Symptomatik kein signifikanter Unterschied zwischen ipsilateraler und kontralateraler Reaktionszeit festgestellt. LÖFVENBERG et al. schließen sich der Meinung von KARLSSON et al. an, wonach die verzögerte propriozeptive Reaktionsfähigkeit als Ursache für eine chronische Sprunggelenksinstabilität angesehen werden kann. Die Autoren verweisen ausdrücklich auf die Wichtigkeit von propriozeptivem Training in der Behandlung von akuten und chronischen Sprunggelenksinstabilitäten.

BECKMAN & BUCHANAN (1995) untersuchten an rechtsseitig chronisch instabilen Sprunggelenken die Reflexantworten der Hüft- und Sprunggelenksmuskulatur während plötzlich auftretender Inversionen des Sprunggelenkes. 20 Versuchspersonen wurden entsprechend einer goniometrischen Voruntersuchung in die normale oder in die hypermobile Gruppe eingeteilt. Mittels EMG wurde die Latenzzeit der sowohl rechts- als auch linksseitigen Muskelgruppen des M. gluteus medius und der Peronealmuskulatur bestimmt. Die Ergebnisse dieser Studie zeigten, dass während der Inversion der rechten instabilen Sprunggelenke signifikante Unterschiede in der Latenzzeit des M. gluteus medius auf beiden Seiten (rechts: 127,4 ms; links: 120,7 ms) im Vergleich zur Kontrollgruppe (rechts: 150,5 ms; links: 136,2 ms) beobachtet werden konnte. Für die

Peronealmuskulatur wurde jedoch im Gegensatz zu den Ergebnissen von KONRADSEN & BOHSEN RAVN (1991) kein signifikanter Unterschied zwischen den Versuchsgruppen festgestellt. Die gefundenen Ergebnisse zeigen insgesamt eine verkürzte Latenzzeit der Hüftmuskelaktivierung nach Sprunggelenksinversionen in der hypermobilen Gruppe und deuten somit auf einen adaptiven Mechanismus nach Sprunggelenksverletzungen hin. Die Autoren ziehen zur Erklärung ihrer Ergebnisse ein zentral gesteuertes Modell heran, wonach durch frühere Lernerfahrungen bei wiederholten Inversionsverletzungen des Sprunggelenks das ZNS das Sprunggelenk als inadäquat zur Kompensation einer hohen Inversionsgeschwindigkeit ansieht. BECKMAN & BUCHANAN gehen davon aus, dass ein Feedforward-Mechanismus existiert, sodass das ZNS die Sensitivität für diese Balancestörung erhöht und damit eine gesteigerte γ -Motoneuron-Aktivität der Hüftmuskulatur erreicht werden könnte. Die in dieser Studie ausgewählten Hüftmuskeln scheinen durch ihre erhöhte Aktivität die unzureichende Antwort der Sprunggelenksmuskulatur zu kompensieren.

LYNCH et al. (1996) untersuchten mittels Elektromyographie die Latenzveränderungen der Sprunggelenksmuskulatur bei Inversionsbewegungen. Die Inversionsbewegungen wurden bei zwei Geschwindigkeiten (50 und 200 Grad/Sekunde) sowie zwei Gelenkwinkeln (Neutralstellung und 20 Grad Plantarflexion) auf einer hydraulisch betriebenen Inversionsplattform ausgeführt. Sowohl die Geschwindigkeit als auch der Gelenkwinkel beeinflussten die Latenzzeit (Zeit vom Beginn der Inversionsbewegung bis zur ersten motorischen Antwort) der Peronealmuskulatur. Mit größerer Inversionsgeschwindigkeit verkürzte sich die Latenzzeit, während bei vergrößertem Gelenkwinkel eine verlängerte Latenzzeit zu beobachten war. Die Ergebnisse dieser Studie deuten darauf hin, dass mit zunehmender Plantarflexion ein Verlust protektiver Reflexe einhergeht.

Allen in diesem Kapitel aufgeführten Studien ist gemeinsam, dass sie fast ausschließlich die Latenzzeiten der zur Inversionsvermeidung wichtigen Muskelgruppen untersuchten, um die Ursachen von lateralen

Sprunggelenksverletzung erklären zu können. LOHRER und Mitarbeiter (1993) wiesen jedoch schon frühzeitig darauf hin, dass eine reflektorische peroneale Muskelantwort auf jeden Fall zu spät kommt, wenn ein muskulär ungeschütztes Gelenk die kritische Kippgrenze von 40° bis 50° mit hoher Geschwindigkeit überschreitet. Ihrer Meinung nach lässt sich das Sprunggelenk nur durch antizipatorische Aktivierung der gelenkstabilisierenden peronealen Muskelgruppen während der unbelasteten Phasen der Bewegung und vor allem kurz vor Bodenkontakt aktiv sichern. GOLLHOFER et al. (1997) erklären in ihren Ausführungen, dass bei einer Reflexlatenz von 70 ms und der entsprechenden elektromechanischen Kopplungszeit von weiteren 50 ms eine effektive muskuläre Aktion nicht vor 120 ms nach Beginn einer Umknickbewegung stattfinden kann. Nach dieser Zeit wäre allerdings auch schon eine Inversion von 40° erreicht, so dass zu diesem Zeitpunkt bereits ein enormer Bandstress vorliegt. Demnach scheinen viele der durchgeführten Untersuchungen zur Latenzzeitbestimmung der Peronealmuskulatur nur indirekt dazu beizutragen, die Ursachen für Sprunggelenksinstabilitäten zu klären.

Auch wenn die genauen Ursachen zur Sprunggelenksinstabilität durch die vielen Untersuchungsansätze nicht eindeutig geklärt werden können, scheint für viele Autoren die Durchführung von Trainingsprogrammen zur Vermeidung weiterer Sprunggelenksverletzungen eine bedeutende Rolle zu spielen. Bereits 1986 forderte TROPP dazu auf, Trainingsprogramme auf ihre Wirkungen hin zu untersuchen: *“In rehabilitation after ankle joint injury and in the treatment of patients with chronic ankle symptoms, physiotherapy with emphasis on muscular strength, coordination and postural control is probably important. Such training is to be evaluated in future studies”* (TROPP, 1986, S. 293).

Die Bedeutung und Wirkungsweisen der verschiedenen Trainingsprogramme in der Rehabilitation von Sprunggelenksverletzungen werden in den nachfolgend beschriebenen Studien untersucht. Gleichzeitig sollen die Studien herausgestellt werden, die sich mit der Ausführung derartiger Trainingsübungen unter präventiven Gesichtspunkten beschäftigten.

2.4 Untersuchungen zur Wirksamkeit von Propriozeptions- und Koordinationstraining in der Rehabilitation und Prophylaxe von Sprunggelenksverletzungen

*“Each individual can protect the foot
against inversion injury
by watching its step”*

(VAN LINGE, 1988, S. 68)

Auch bei Befolgen dieser einfachen Devise von VAN LINGE (1988) sind laterale Sprunggelenksverletzungen nicht immer zu vermeiden. Ungeachtet derer Ursachen, sei es muskuläre Schwäche oder ein propriozeptives Defizit, ist nach Meinung vieler Autoren ein rehabilitatives Trainingsprogramm von großer Wichtigkeit (KAUMEYER & MALONE, 1980). Ab einem hohen sportlichen Level ist es nämlich das Ziel einer Verletzungsbehandlung, so schnell wie möglich wieder zum Sport zurückkehren zu können. Schon 1955 hielten BOSIEN et al. dazu fest: *“Because of the severe pain and disability associated with the acute phase of an ankle sprain, most of the attention of those interested in this condition has been directed toward the alleviation of pain and a return to full activity in as short a time as possible ”* (BOSIEN et al., 1955, S. 1237). Nach GEBEL (1989) ist es daher ratsam, im Anschluss nach einer Sprunggelenksverletzung, die möglicherweise sogar operativ behandelt wurde, mit einem funktionellen muskulären Aufbautraining zu beginnen. Im Rahmen eines muskulären Mobilisationstrainings muss neben der Verbesserung der Muskelkraft und allgemeinen Beweglichkeit auch die Entwicklung der Koordination Beachtung finden.

Seit mehr als 30 Jahren hat sich das Ankle Disk Training in der Rehabilitation von akuten Sprunggelenksverletzungen durchgesetzt (FREEMAN, 1965). COOPER & FAIR (1978) beurteilen den positiven Effekt dieses rehabilitativen Trainingsgerätes dadurch, dass während der Übungen der Patient jeden

Winkel im Sprunggelenk, der während der Extension, Flexion, Inversion und Eversion erzeugt wird, gut kontrollieren kann. Nach Studien von BURTON (1986) zeigte ein Training auf einer Ankle Disk mit einer Scheibe von 350 mm Durchmesser und einer halbkugelförmigen Unterlage von 50 mm Höhe und 55 mm Radius dabei die größten Erfolge.

NEPPER (1993) sieht die Aufgabe eines propriozeptiven Trainings auf labilen und instabilen Unterlagen darin, die geschädigte neuromuskuläre Reaktionsbereitschaft wiederherzustellen. Auf speziellen Trainingsgeräten sichern die Patienten aktiv mit drei peripheren Rezeptorsystemen, dem Vestibularorgan im Innenohr, dem visuellen System und den Somatosensoren aus Muskeln und Gelenken, das Gleichgewicht. Durch Veränderung der Gleichgewichtslage auf dem Therapiemedium wird dann unter anderem ein gezielter Dehnungsreiz auf propriozeptive Systeme des Kapselbandapparates gesetzt.

Etliche Aussagen über die Wirkungsweise von Trainingsübungen müssen als rein spekulativ betrachtet werden, da sie wissenschaftlich nicht belegt wurden. In den letzten Jahren wurden jedoch zunehmend Untersuchungen durchgeführt, um die Effektivität von Trainingsprogrammen, die in der Rehabilitationsphase eingesetzt werden sollen, an Probanden mit Sprunggelenksverletzungen zu überprüfen. In diesem Zusammenhang untersuchten GAUFFIN et al. (1988) an Patienten mit funktioneller Instabilität des Sprunggelenkes den Einfluss eines Ankle Disk-Trainings auf die Wiederherstellung der Balance. Die Balance wurde dabei mit Hilfe der Stabilometrie sowie einem optoelektronischen Bewegungsaufnahmesystem überprüft. Bei Personen mit funktioneller Instabilität waren dabei größere Schwankungen zu beobachten. Aufgrund von Stabilometrie-Messungen ist nach einem 8-wöchigen Ankle Disk-Training die Balance als verbessert anzusehen. Bei Probanden mit einseitiger funktioneller Instabilität ist ebenfalls eine Verbesserung zu erkennen, wenn der Proband auf dem gesunden, nicht trainierten Bein nach entsprechendem Training steht. Die beidseitige Verbesserung stimmt zwar nicht mit FREEMANs propriozeptiver Theorie für die

Haltungskontrolle überein, unterstützt jedoch die Wichtigkeit zentraler motorischer Programme.

GLEITZ et al. (1992) untersuchten den Einfluss eines Reflextrainings auf die Stabilisierung chronisch instabiler Sprunggelenke. Im Vergleich zu einem sprunggelenksstabilen Probandenkollektiv konnten in der Reflexantwort des M. peroneus longus auf eine plötzliche Inversion Unterschiede im 50 %-Amplitudenwert der mittleren Latenz zwischen diesen Gruppen (stabile Sprunggelenke 185 ms, instabile Sprunggelenke 207 ms) gefunden werden. Gleichzeitig zeigten die Probanden mit den funktionell instabilen Sprunggelenken eine geringere Standsicherheit im Einbeinstand. Nach einem Koordinationstraining im Einbeinstand, das mit einem visuellen Feedback-Mechanismus arbeitete, konnten Verbesserungen für die Reflexantwort und die Standsicherheit erzielt werden. In diesem Zusammenhang deutet die Studie von WESTER et al. (1996) darauf hin, dass im Rahmen der Rehabilitation ein Training auf „wobble boards“ das Wiederauftreten von Sprunggelenksverletzungen sogar signifikant reduziert.

Die aufgeführten Untersuchungen beziehen sich in der Regel auf die Wirksamkeit von Trainingsprogrammen zur Rehabilitation nach vorausgegangenen Sprunggelenksverletzungen. Inwiefern derartige Programme auch zur Vorbeugung eingesetzt werden können, ist bislang wissenschaftlich noch nicht hinreichend geklärt.

Im Rahmen der Prävention von Sprunggelenksverletzungen werden vereinzelt Koordinationsübungen durchgeführt oder aber externe Stabilisierungshilfen eingesetzt. Einige Autoren empfehlen das Ausüben koordinativer Trainingsformen – wie in den beschriebenen Studien auch bereits erwähnt – durch Nutzung von Balancierbrettern (TROPP et al., 1985). Gleichzeitig bedienen sich viele Betroffene der externen Sprunggelenksstabilisatoren oder lassen sich einen Tapeverband anlegen, was jedoch viel Zeit und Geld kostet: „*Athletes in some endeavors, notably football and basketball, routinely have their ankles prophylactically taped at a cost of hundreds of thousands of dollars and, probably, millions of many hours*“ (GARRICK, 1977, S. 241).

Die Effektivität von Taping zur Behandlung von Sprunggelenksverletzungen ist vielfach diskutiert worden. Es wurde vermutet, dass Tapes gegen Verletzungen prophylaktischen Schutz bietet. Die Wirkungsmechanismen sind bislang unklar, obwohl nach FIRER (1990) der größte Effekt von Taping in der propriozeptiven Wirkung auf darunterliegende Muskelgruppen zu sehen ist. Für KARLSSON & FAXEN (1996, S. 224) kommen drei Möglichkeiten in Betracht:

1. Ausgleich einer mechanischen Instabilität des Sprunggelenkes
2. Einschränkung von Bewegungsextremen im Sprunggelenk
3. Verkürzung der Reaktionszeit der Peronealmuskulatur durch Verbesserung der propriozeptiven Funktionen der Bänder und der Gelenkkapsel im Bereich des Sprunggelenkes bzw. der Unterschenkelmuskulatur.

Freizeit- und Breitensportler, denen keine medizinischen oder physiotherapeutischen Betreuungspersonen zur Verfügung stehen, die mit dem Anlegen von Tapeverbänden vertraut sind, können mit wiederverwendbaren Orthesen das Sprunggelenk auf einfache Weise stabilisieren. Inwiefern externe Stabilisierungshilfen einen prophylaktischen Schutz bieten, wurde in vielen Studien untersucht.

TROPP et al. (1985) untersuchten daher neben der Wirkungsweise eines Koordinationstrainings auf einer Ankle Disk-Scheibe den Effekt einer mechanischen Unterstützung durch Orthesen. 25 Fußballteams wurden in unterschiedliche Gruppen eingeteilt: 10 Teams dienten nur als Kontrollgruppe, 7 Teams bekamen eine Orthese, wobei nur ca. 50 % der Spieler diese auch tragen sollten, 8 weitere Teams wurden der Gruppe mit einem Koordinationstraining zugeordnet, wobei nur die Spieler mit früheren Sprunggelenksproblemen an diesem Ankle Disk-Training teilnahmen. Die Ergebnisse zeigten, dass Spieler mit einer früheren Sprunggelenkshistorie ohne Training vermehrt unter weiteren Sprunggelenksverletzungen litten. Ein Ankle Disk Training hingegen reduzierte das Auftreten von weiteren Verletzungen des Sprunggelenkes beträchtlich. Die Autoren kamen zu der Ansicht, dass sowohl ein Koordinationstraining auf einer Ankle Disk als auch eine mechanische Unterstützung durch Orthesen dazu geeignet scheinen, die

Häufigkeit von Sprunggelenksverletzungen bei Fußballspielern mit häufig auftretenden Sprunggelenksproblemen zu reduzieren.

JEROSCH und BISCHOF (1994) untersuchten den Einfluss der Propriozeptivität auf die funktionelle Stabilität des oberen Sprunggelenkes. Dabei wurden die propriozeptiven Fähigkeiten an beiden Sprunggelenken sowohl bei gesunden Probanden als auch bei Versuchspersonen mit instabilen Sprunggelenken getestet. Für diese Untersuchung wurden die Tests Einbein-Stand-Test, Einbein-Sprungparcour-Test sowie Winkel-Reproduktions-Test ausgewählt. In allen drei Testbedingungen wurden hochsignifikante Unterschiede zwischen verletzten und unverletzten Sprunggelenken gefunden. Höhere Scores bei instabilen Sprunggelenken deuten nach Meinung der Autoren auf ein posttraumatisches Defizit der Propriozeptivität hin. Beim Anlegen von wiederverwendbaren Orthesen konnte in dieser Studie jedoch sowohl bei verletzten als auch bei gesunden Sprunggelenken die Propriozeptivität gesteigert werden. Lediglich der getestete Tapeverband erbrachte keine signifikanten Veränderungen.

Obwohl es – wie auch die Studien von TROPP et al. und JEROSCH & BISCHOF belegen – einige Untersuchungen gibt, die einen positiven Effekt von externen Stabilisierungshilfen zur Reduzierung des Inversionswinkels bei plötzlich induzierten Supinationsbewegungen belegen, scheinen Orthesen als prophylaktisches „Trainingsgerät“ jedoch nicht unbedingt geeignet zu sein. So untersuchten CALMELS und Mitarbeiter (1991) den propriozeptiven Effekt einer elastischen Sprunggelenksorthese bei gesunden Probanden. Unter drei verschiedenen Testbedingungen, ohne Orthese, mit einer Orthese sowie mit zwei Orthesen, wurden posturographische Messungen durchgeführt. Auch wenn die Ergebnisse nur Informationen über die anterior-posterior und nicht laterale Stabilität liefern, so sind doch zwei Aspekte als besonders wichtig herauszustellen. Probanden, die ohne Orthese nur eine kleine Ozillationsfläche haben, vergrößern dieses Gebiet, wenn sie Stabilisierungshilfen tragen. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass bei gesunden Probanden das Tragen von Orthesen zu negativen Auswirkungen führen kann. Zum Zweiten sind die

Ergebnisse beim Tragen von nur einer Orthese weniger signifikant, was zur Vermutung führt, dass bei guter Prophylaxe beidseitig stabilisiert werden sollte.

Auch SPRIGINGS et al. (1981) untersuchten die Effektivität von externer Sprunggelenkshilfe während plötzlicher Inversion. Die Probanden führten einen rückwärtigen Schritt auf eine unterhalb gelegene Plattform durch. Diese Plattform wurde so konstruiert, dass eine Plattformhälfte bei Betreten zu einer Inversion des Sprunggelenks von 30 Grad führen konnte. Während EMG-Messungen am M. peroneus longus durchgeführt wurden, nahm eine 16-mm-Kamera die Schrittsequenz auf, so dass diese Aufnahmen nachträglich synchronisiert werden konnten. Die statistischen Ergebnisse zeigten signifikante Unterschiede zwischen den Kontrollschritten und den sprunggelenksinvertierenden Schritten. Keine signifikanten Unterschiede konnten hingegen für die verschiedenen Testbedingungen gefunden werden (wrapped, taped, no external support). Die Ergebnisse zeigen, dass Strapping keinen signifikanten Effekt auf die Spannungsentwicklung in der Peronealmuskulatur während einer schnellen Inversionsbewegung des Sprunggelenks hat.

Da Tapen und die Verwendung von externen Sprunggelenksstabilisatoren negative Begleiterscheinungen zeigten, wurde im Zusammenhang mit der Prävention von Sprunggelenksverletzungen nach Trainingsformen gesucht, die einen prophylaktischen Schutz gegen das Auftreten von derartigen Verletzungsformen bieten. Bereits TROPP et al. (1985) wiesen deutlich darauf hin, dass ein Koordinationsprogramm nicht nur in der Rehabilitationsphase, sondern auch prophylaktisch eingesetzt werden sollte. Allerdings sind – wie bereits erwähnt - zur Prävention von Sprunggelenksverletzungen eher wenige Untersuchungen durchgeführt worden, wie auch CASE festhielt: *„All health care professionals are aware of the high incidence of ankle injuries, but, other than taping, little is done in the way of prevention ”* (CASE, 1990, S. 451). Viele Äußerungen beruhen auf Spekulationen, deren Aussagen überprüft werden müssten.

Vorschläge zur Prävention von Sportverletzungen und im Besonderen auch von Sprunggelenksverletzungen machten RASCHKA und Mitarbeiter (1995). Ausgangspunkt ihrer Überlegungen ist die bei 203 analysierten Volleyballunfällen hohe Anzahl von Sprunggelenkstraumen (57,1 %). Die Autoren empfehlen als unbedingt notwendige Präventivmaßnahmen Übungen zur Stabilisation der Gelenkfunktion. Unter dem Begriff „physiologisches Taping“ werden Übungen verstanden, die speziell die zum Schutz der Gelenkfunktion wichtigen Muskeln kräftigen und ihre Antagonisten dehnen. Gleichzeitig sollte ein derartiges Training jedoch nicht nur muskuläre Defizite ausgleichen, sondern auch zu einer Koordinationsverbesserung führen. Diese Überlegungen beruhen auf den Untersuchungen von SOMMER (1983), der für eine Sprunggelenksverletzung ein muskuläres Ungleichgewicht zwischen der Peronealmuskulatur im Vergleich zum M. tibialis posterior verantwortlich macht. Die relative Schwäche der Peronealmuskulatur führt daher bei Ermüdung zu einer verstärkten Supination und Mittel- und Vorfußeinwärtsdrehung während der Landung und provoziert somit laterale Sprunggelenksverletzungen.

GRANA (1996, S. 211) stellt in seinem Übersichtsartikel ein präventives Übungsprogramm für das Sprunggelenk vor. Dieses Programm besteht aus fünf unterschiedlichen Übungen:

1. Zehen-/Fersenstände
2. Übungen gegen Widerstand (Dorsalextension, Plantarflexion, Supination, Pronation)
3. Gleichgewichtsübungen
4. Plyometrische Übungen
5. Dehnübungen

Zur Ausführung der Übungen werden dabei Hilfsmittel wie Thera-Bänder[®] und Balancierbretter eingesetzt. Thera-Bänder[®] eignen sich nach Meinung von TOMASZEWSKI (1992) besonders, weil sie sehr günstig und besonders leicht sind und überall angewendet werden können.

COX und Mitarbeiter (1993) untersuchten den Einfluss eines einseitigen Balancetrainings auf die Haltungskontrolle bei gesunden Versuchspersonen. 27 Probanden ohne frühere Verletzungen der unteren Extremitäten bzw. ohne Schädigungen des Vestibularsystems wurden in eine der drei Versuchsgruppen eingeteilt: Kontrollgruppe (ohne Training), Training auf einer weichen, schaumstoffähnlichen Oberfläche sowie Training auf einer harten Oberfläche. Mit Hilfe des Chattecx Dynamic Balance Systems (CDB) wurden Vor- bzw. Nachuntersuchungen unter Kombination folgender Bedingungen durchgeführt: trainiertes Bein, untrainiertes Bein, geöffnete Augen, geschlossene Augen. Die Ergebnisse konnten keinerlei signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Trainingsgruppen als auch innerhalb einer Trainingsgruppe zwischen den Vor- bzw. Nachuntersuchungen bestätigen. Ein deutlich zu beobachtender Trend zeigt allerdings, dass die Trainingsgruppe, die auf der harten Oberfläche trainiert hat, in allen vier Testbedingungen eine Verbesserung erzielen konnte. Diese Verbesserungen können allerdings auf die ähnliche Oberfläche beim Training und den anschließenden Tests zurückgeführt werden. Eine ähnliche Verbesserung beim Training auf der weichen Oberfläche zeigt sich hingegen nicht. Glaubt man den Äußerungen der Probanden, so bietet die harte Oberfläche eine stabile Grundlage, auf dem das Balancetraining einfacher fällt. Die Autoren sind der Auffassung, dass ähnliche Resultate auch in einer Trainingsgruppe erzielt werden können, die man progressiv an immer weicher werdende Oberflächen heranführt.

Der Einfluss eines Koordinations- und eines Krafttrainings auf die Prävention von Sprunggelenksverletzungen bei gesunden Versuchspersonen wurde von SCHEUFFELEN et al. (1995) untersucht. 38 Probanden ohne Sprunggelenkshistorie nahmen an einem der folgenden Trainingsprogramme über einen Zeitraum von 4 Wochen teil: 1. Ankle Disk-Training; 2. Krafttraining der Pronatoren; 3. kombiniertes Ankle Disk- und Krafttraining sowie 4. kein Training (Kontrollgruppe). Mittels maximaler Voluntärkontraktion (MVC) konnte nachgewiesen werden, dass ein Ankle Disk-Training auch bei gesunden Probanden gerade in der Phase der schnellen Kraftentwicklung zu entscheidenden Verbesserungen führt. Die EMG-Ableitungen zeigen weiterhin,

dass vermutlich (durch Verbesserung der Reflexaktivität) die Sensibilität der Muskelspindeln gesteigert werden kann.

Da das Einüben und Einprägen eines neuen Bewegungsmusters zur verbesserten Stabilisation des Sprunggelenkes nur durch häufiges und langandauerndes Training möglich ist, entwickelte BALL (1997) ein Balancierbrett mit integrierter Elektrostimulation, womit ein wesentlich besseres Gleichgewichtsvermögen, eine bessere Stabilität des Sprunggelenkes und damit eine bessere Prophylaxe erzielt werden soll. Kann auf dem Balancierbrett nicht das Gleichgewicht eingehalten werden, so dass das Brett den Boden berührt, so liegt hier ein neuromuskuläres Versagen der beteiligten Muskulatur vor. Ein im Balancierbrett integrierter Sensor registriert sogleich den begangenen Fehler und beantwortet ihn ohne Verzögerung mit einer elektrischen Stimulation der „versagenden“ Muskulatur. Auf diese Weise wird eine zur Inversionsvermeidung notwendige Muskelaktivierung erreicht, ohne dass eine schnelle Inversionsbewegung mit hoher Geschwindigkeit vorlag. Bei einem vierwöchigen propriozeptiven Training zeichnete sich ab, dass die Probanden, die mit zusätzlicher Elektrostimulation auf dem Balancierbrett trainiert hatten, ein höheres Stabilisierungsvermögen des Sprunggelenkes aufwiesen.

Da wissenschaftlich noch nicht eindeutig bewiesen ist, ob ein prophylaktisches Training bei gesunden Probanden Sprunggelenksverletzungen vermeiden hilft, hat sich die Durchführung derartiger Trainingsprogramme aus Zeitgründen auch in der Trainingspraxis noch nicht effektiv durchgesetzt: „...*large expenditures of team practice time to reduce the possibility of injury is not very attractive to either coaches or players*“ (OHMAN & GRAY, 1984, S. 1). Mit dieser Studie soll daher ein wesentlicher Beitrag zur Klärung einer präventiven Wirkung von Trainingsprogrammen zur Vermeidung von Sprunggelenksverletzungen geleistet werden.

3 Zielsetzung dieser Studie

Hohe Leistungsanforderungen im Sport führen zu großen Belastungen des Stütz- und Bewegungsapparates und bedeuten besonders für den Sprunggelenkskomplex extreme Stoß-, Druck- und Scherbelastungen. Die Folge sind vielfältige Sprunggelenksverletzungen, die durch rehabilitative Maßnahmen weitestgehend erfolgreich behandelt werden.

Wie die vorherige Literaturbesprechung gezeigt hat, konnte der Nutzen von Koordinations- und Gleichgewichtsübungen zur Nachbehandlung von Sprunggelenksverletzungen wissenschaftlich belegt werden. Diesen rehabilitativen Übungen wurde darüber hinaus auch ein prophylaktischer Effekt zur Vorbeugung gegen das wiederholte Auftreten von derartigen Verletzungsmustern bestätigt.

Eine präventive Wirkung dieser Maßnahmen bei gesunden Probanden konnte jedoch noch nicht eindeutig nachgewiesen werden. Erst wenige Autoren (SCHEUFFELEN et al., 1995) fanden durch ihre Studien einen Hinweis auf das Vorhandensein einer prophylaktischen Wirkungsweise. Der wissenschaftliche Nachweis präventiver Wirkungsmechanismen durch Koordinationsübungen zur Sprunggelenksprophylaxe ist besonders für Athleten und Trainer von Interesse, die ein präventives Training als festen Bestandteil in das Training integrieren wollen, um die Athleten besonders in Sportarten mit hohem Umknickrisiko vor Sprunggelenksverletzungen zu schützen.

Die eben genannten Ausführungen sind Ausgangspunkt dieser Untersuchung und führen zu folgenden Fragestellungen:

Ist eine Prophylaxe zur Vermeidung von Sprunggelenksverletzungen überhaupt trainierbar und können aus den Messergebnissen biomechanischer Variablen Rückschlüsse auf Wirkungsmechanismen gezogen werden, die mit der Prävention von Sprunggelenksverletzungen in Verbindung stehen könnten?

Wie wirken sich unterschiedliche präventive Trainingsprogramme auf biomechanische Variablen (EMG-Aktivitäten, kinetische und kinematische Parameter) bei plötzlich induzierten Supinationsbewegungen aus?

Sind die ausgewählten Trainingsprogramme in Bezug auf eine Sprunggelenksprophylaxe effektiv, oder können anhand der gefundenen Ergebnisse Empfehlungen für die Erstellung von spezifischen Trainingsprogrammen zur Verletzungsprävention des Sprunggelenkes gegeben werden?

Ist die simulierte Supinationsbewegung überhaupt eine geeignete Methode, Effekte von Trainingsprogrammen auf biomechanische Variablen nachzuweisen, die mit der Supinationsbewegung in Beziehung stehen?

Kann die isometrische Kraftentwicklung in der Peronealmuskulatur, die an der Supinationsbewegung beteiligt ist, durch Training beeinflusst werden, und wenn ja, wie wirken sich diese Veränderungen in Bezug auf plötzlich induzierte Supinationsbewegungen aus?

Diese Fragestellungen sollen helfen, mögliche Wirkungsmechanismen zur Sprunggelenksprophylaxe herauszustellen. Nur bei Bestätigung der Wirksamkeit kann davon ausgegangen werden, dass die Motivation von Athleten und Trainern groß genug ist, ein entsprechendes Training regelmäßig durchzuführen und als festen Bestandteil in die Trainingspraxis zu integrieren.

4 Methodik

4.1 Übersicht

Mit dieser Studie sollte der Frage nachgegangen werden, ob der menschliche Körper durch unterschiedliche Trainingsprogramme Strategien entwickeln kann, um Sprunggelenksverletzungen vorzubeugen. Mögliche Trainingseffekte sollten dazu in einer naturgetreuen Situation nachgewiesen werden. Hierzu war es erforderlich, einen Versuchsaufbau zu konstruieren, der sich an einer praxisrelevanten Situation orientiert.

Für die Simulation einer Supinationsbewegung wurde daher von der feinmechanischen Werkstatt der Universität Essen eine Plattform konstruiert, die es erlaubte, zu einem für die Versuchspersonen unerwarteten Zeitpunkt eine Supinationsbewegung im rechten Sprunggelenk zu induzieren. Mittels einer besonderen mechanischen Konstruktion konnten Supinationsbewegungen sowohl aus einer statischen Position der Versuchspersonen heraus als auch beim dynamischen Gehen erzeugt werden. Streng genommen handelt es sich in Anlehnung an die Definition von NIGG (1989) bei den in dieser Studie induzierten Supinationsbewegungen um kombinierte Plantarflexions-Inversionsbewegungen. Der Einfachheit halber wird in dieser Methodik jedoch bei dieser Bewegungsbeschreibung von Supination gesprochen, es sei denn, es werden auch wirklich nur reine Inversionsbewegungen durchgeführt.

Als Versuchspersonen standen 78 Sportstudenten der Universität Gesamthochschule Essen zur Verfügung, die an der Eingangs- und der Abschlussuntersuchung teilnahmen. Um einen Hinweis auf die Effektivität verschiedener Trainingsformen zu erhalten, wurden die Probanden randomisiert den drei Trainingsgruppen, einer Geländeparcour-, einer Thera-Band- und einer Balance-Gruppe, sowie einer Kontroll-Gruppe zugeordnet. Voraussetzung für eine Teilnahme an dieser Studie war eine Verletzungsfreiheit von 6 Monaten vor Beginn und während der gesamten Untersuchung.

Vor und unmittelbar nach der vierwöchigen Trainingsphase wurden als Eingangs- und Abschlussuntersuchung verschiedene Messungen durchgeführt, mit denen der Effekt der Trainingsmaßnahmen auf die mechanische und

neuromuskuläre Stabilisierung bei einer simulierten Supinationsbewegung überprüft werden sollte. Als Messinstrumentarien wurden neben einer Kraftmessplatte und einem Goniometer EMG-Elektroden zur Analyse eingesetzt.

Alle Messsignale wurden in einem IBM-kompatiblen Messwerterfassungsrechner mit dem Messwerterfassungs- und Auswertprogramm DasyLab (DATALOG, Mönchengladbach, Germany) gespeichert und verarbeitet. Die statistische Weiterverarbeitung der Daten erfolgte anschließend auf einem APPLE Macintosh Power PC (APPLE COMP., Palo Alto, Calif. USA). Für die statistische Auswertung der Daten wurde das Softwareprogramm Stat View II (ABACUS CONCEPTS, Berkeley Calif., USA) verwendet. Durch den Vergleich der gewonnenen Daten von Eingangs- und Ausgangsuntersuchung wurden Veränderungen in den unterschiedlichen Messsignalen nach der Trainingsphase ermittelt.

4.2 Probandenkollektiv

Das Probandenkollektiv dieser Untersuchung setzte sich aus 82 männlichen Sportstudenten der Universität Gesamthochschule Essen zusammen. Vier Versuchspersonen schieden jedoch während der Trainingsperiode durch Verletzungen, die sie sich bei ihrem gewöhnlichen sportlichen Training zugezogen haben, aus. Somit basieren die Ergebnisse dieser Studie auf den Daten von insgesamt 78 männlichen Probanden. Voraussetzung für eine Teilnahme an dieser Studie war, dass die Versuchspersonen mindestens 6 Monate vor Beginn der Untersuchung verletzungsfrei waren.

Zu Beginn der Messungen wurden die Versuchspersonen über den Ablauf der Eingangs- und der Abschlussuntersuchung, das Trainingsprogramm und mögliche Risiken dieser Untersuchung informiert; sie bestätigten anschließend ihre Teilnahme durch eine Einverständniserklärung (Anhang A) mit der Option, zu jedem Zeitpunkt diese Studie abbrechen zu können. Anschließend wurde von den Probanden ein Vorbereitungsprotokoll (Anhang B) ausgefüllt. Mit diesem Protokoll konnten ihre anthropometrischen Daten, die Trainingsgewohnheiten und Erfahrungen mit Sprunggelenksverletzungen ermittelt werden. Die anthropometrischen Daten der Versuchspersonen als Gesamtgruppe und der einzelnen Trainings- und Kontrollgruppen können der Tabelle 4.1 entnommen werden.

Gruppe	Alter [Jahre]			Größe [cm]			Gewicht [kg]		
	Mean	SD	Range	Mean	SD	Range	Mean	SD	Range
<u>Gesamt</u> n = 78	26,5	3,3	21-39	182,0	6,7	168-200	77,8	7,8	65-101
<u>Balance</u> n = 21	27,0	4,7	21-39	184,6	6,8	172-200	78,6	7,4	65-93
<u>Control</u> n = 21	27,0	2,7	21-31	182,0	7,1	173-198	77,5	9,2	68-100
<u>Parcour</u> n = 16	26,4	3,0	22-33	179,7	6,8	168-194	76,8	5,5	65-85
<u>Theraband</u> n = 20	25,3	2,2	21-30	181,3	5,7	171-193	78,2	8,7	70-101

Tab. 4.1 Anthropometrische Daten der Versuchspersonen

4.2.1 Trainingsgewohnheiten

In dem Vorbereitungsprotokoll (Anhang B) wurde nach den sportlichen Aktivitäten gefragt, denen die Versuchspersonen regelmäßig nachgehen. Unter der Berücksichtigung, dass Mehrfachnennungen möglich waren, gab das Probandenkollektiv folgende Sportarten an:

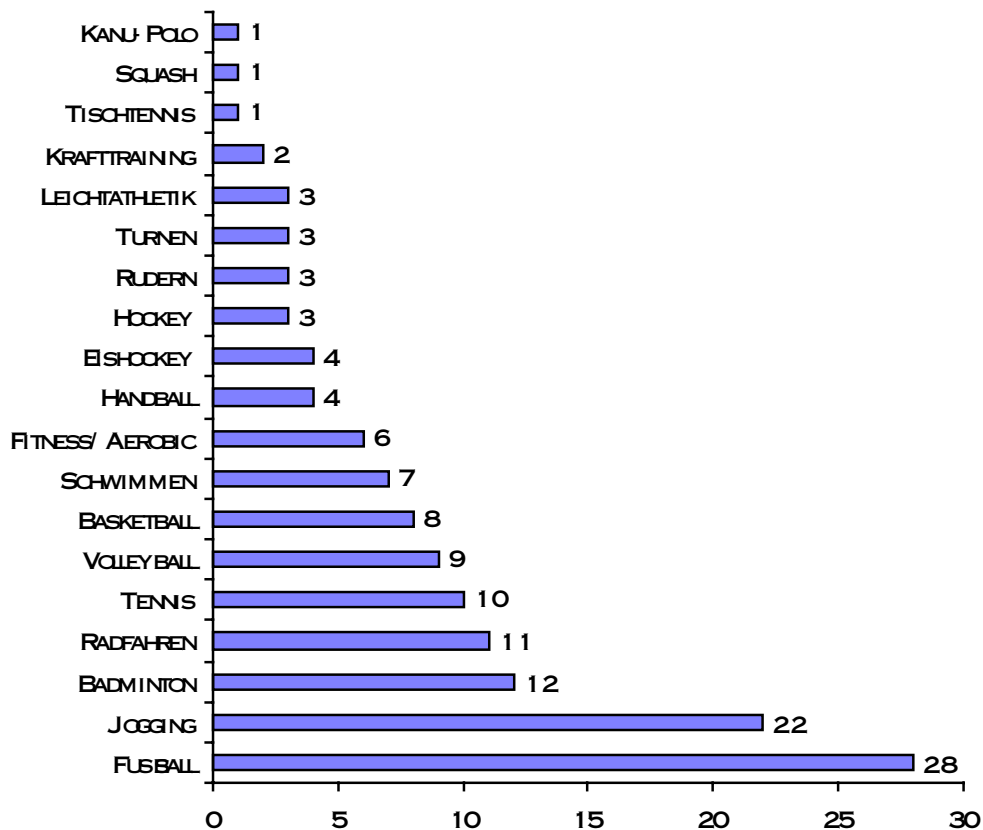


Abb. 4.1 sportliche Aktivitäten des Probandenkollektivs

4.2.2 Erfahrungen der Probanden mit Verletzungen des Sprunggelenkes und deren Behandlungsmethoden

Von den 78 teilnehmenden Probanden machten 28 Versuchspersonen bislang keine Erfahrung mit einer Sprunggelenksverletzung. 22 Probanden haben sich einmal eine Verletzung zugezogen, während 28 Versuchspersonen bereits mehrfach Sprunggelenksverletzungen erlitten haben. Die Sprunggelenksverletzungen lagen zwischen 1,5 und 13 Jahre zurück.

Am häufigsten zogen sich die Versuchspersonen Sprunggelenksverletzungen beim Fußball zu. Weiterhin waren Probanden, die die Sportarten Jogging, Basketball, Handball, Badminton und Volleyball betreiben, verhältnismäßig

häufig mit Sprunggelenksverletzungen konfrontiert. Als Verletzungsformen wurden von dem Probandenkollektiv Bänderdehnungen, Bänderrisse, Kapselverletzungen, Prellungen, Knochenbrüche und Knochenabsplitterungen genannt.

71 % der auftretenden Sprunggelenksverletzungen wurden konservativ, lediglich 20 % operativ behandelt. Im Rahmen einer konservativen Behandlungsmethode wurde zu 40 % ein Gips angelegt und zu 25 % eine Aircast-Schiene verordnet. Darüber hinaus wurde vereinzelt mit dem Anlegen von Tape- oder Stützverbänden oder dem Tragen von Stabilschuhen und anderer Orthesen behandelt.

Als präventive Trainingsmaßnahmen zum Schutz vor weiteren Sprunggelenksverletzungen wurden lediglich drei Versuchspersonen krankengymnastische Übungen, Fußgymnastik oder ein Propriozeptionstraining empfohlen. 73 % aller Versuchspersonen tragen keine Sprunggelenksstabilisatoren bei sportlichen Aktivitäten. Unter den 78 teilnehmenden Probanden gibt es nur einen, der eine Sprunggelenksorthese gewöhnlich zu jedem sportlichen Training anlegt.

Die Ergebnisse des ausgewerteten Vorbereitungsprotokolls sind in den Abbildungen 4.2 und 4.3 noch einmal detailliert dargestellt.

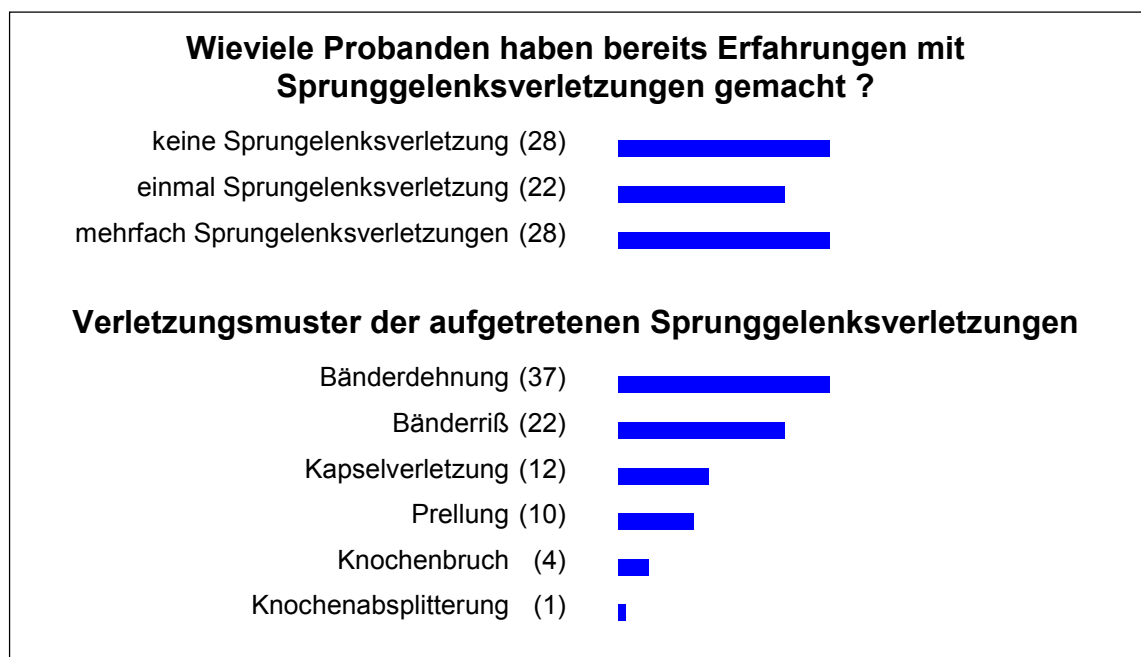


Abb. 4.2 Erfahrungen der Probanden mit Sprunggelenksverletzungen

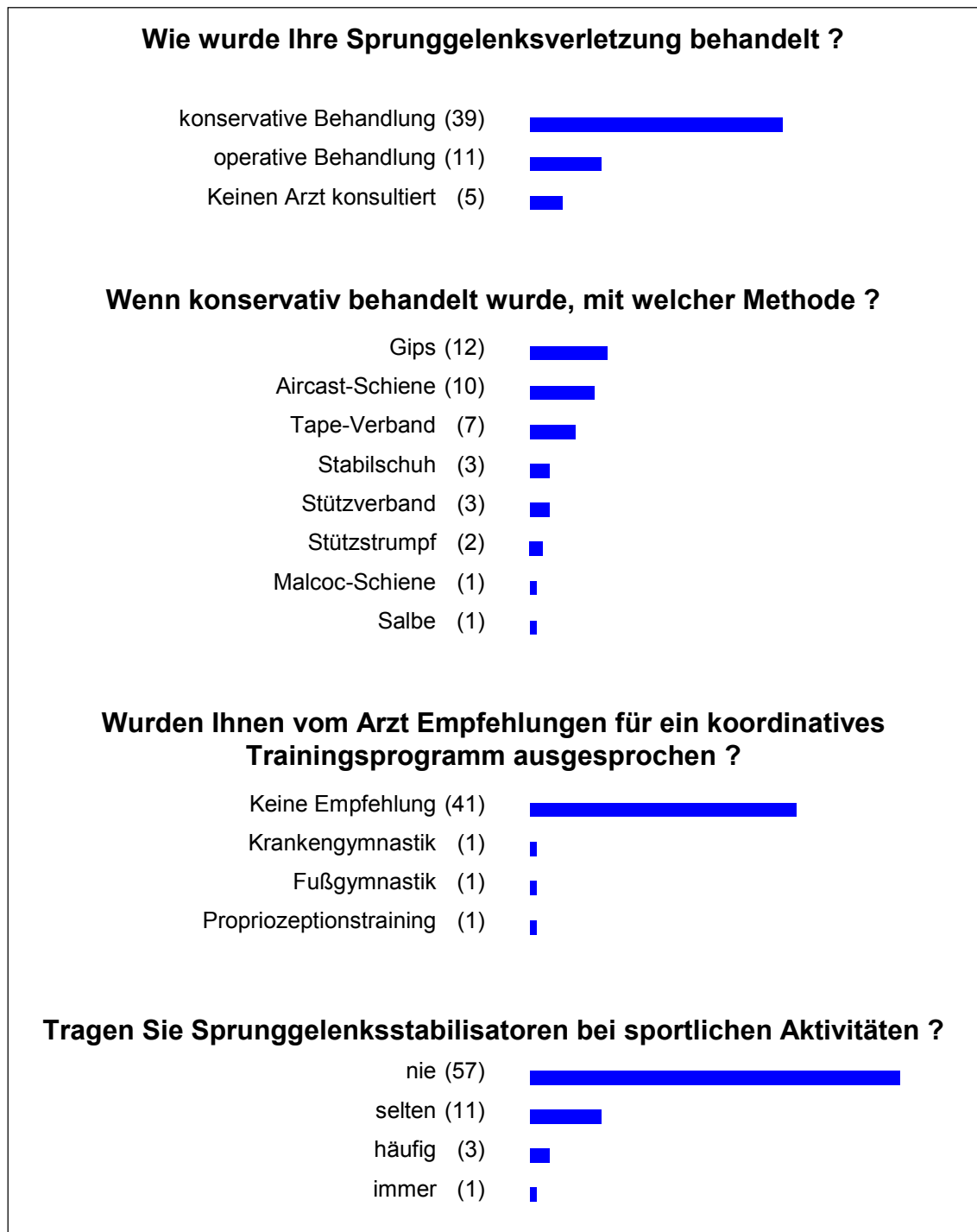
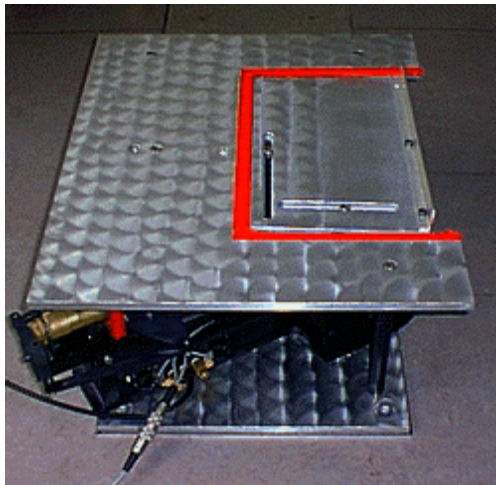


Abb. 4.3 Behandlungsmethoden der aufgetretenen Sprunggelenksverletzungen

4.3 Versuchsaufbau

4.3.1 Supinationsplattform

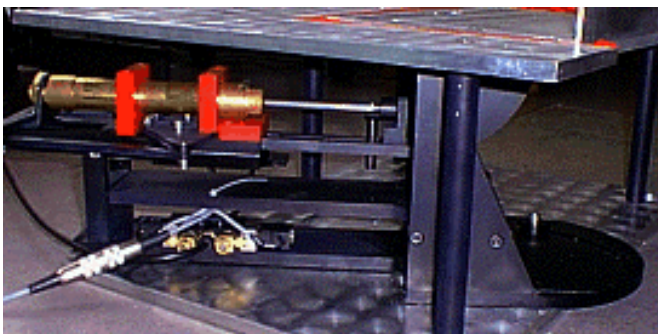
Um eine Supinationsbewegung simulieren zu können, wurde von der feinmechanischen Werkstatt der Universität Gesamthochschule Essen eine Supinationsplattform konstruiert. Diese Plattform ist aus einer Aluminium-Legierung (AlMnSi₃, 12 mm Stärke) gefertigt und in Sandwichbauweise aufgebaut. Sie besteht aus einer 40 x 60 cm großen Grundplattform, die auf eine Kraftmessplattform geschraubt werden kann. Vier 21 cm lange Säulen, die aufgrund einer schwenkbaren Mechanik asymmetrisch auf der Grundplatte



verteilt sind, tragen die eigentliche 50 x 60 cm große Supinationsplattform. Die Supinationsplattform besteht wiederum aus einer auf den tragenden Säulen festmontierten Grundplatte und einem 21,6 x 35,7 cm großen abklippbaren Teil, der sich in der rechten Hälfte der Supinationsplattform befindet (Abb. 4.4).

Abb. 4.4 Supinationsplattform

Zwischen der Grundplattform und der Supinationsplattform befindet sich eine schwenkbare Mechanik (Abbildung 4.5), über die der abklippbare Teil der Plattform blockiert oder aktiviert werden kann. Sie besteht aus einer schwenkbaren Grundplatte, auf der eine Führungsschiene aus Aluminium montiert ist. In diese Führungsschiene ist eine Schubstange integriert, an deren



Ende eine Verriegelung aus Stahl aufsitzt. Über dieser Konstruktionseinheit befindet sich ein pneumatischer Zylinder.

Abb. 4.5 schwenkbare Mechanik

Dieser Pneumatikzylinder wird durch einen Einkolbenkompressor (technische Daten siehe Anhang E) mit einem Betriebsdruck von 4 bar geregelt, wobei die Ein- und Ausfahrgeschwindigkeit des Zylinders über Ventile reguliert werden kann. Bei Blockierung des abklipbaren Teils der Supinationsplattform wird der Zylinder ausgefahren und drückt über einen Umlenkhebel die Platte nach oben. Gleichzeitig wird die Schubstange aus der Führungsschiene so weit herausgezogen, bis zwei am Ende befindliche Kugellager rechts und links neben dieser Führungsvorrichtung in Aussparungen einrasten. Wird die Supinationsplattform durch Zurückfahren des Zylinders aktiviert, so sorgt eine an der Schubstange angebrachte Feder dafür, dass die Schubstange ausgefahren und durch die Federspannkraft die Kugellager eingerastet bleiben, so dass die Supinationsplatte nicht abkippt. Erst bei Erreichen eines gewissen Auslösemoments, in dieser Studie die Einwirkung einer bestimmten Kraft, werden die Kugellager aus den Einrastungen heraus- und die Schubstange zurückgedrückt, so dass der bewegliche Teil der Plattform abkippt und eine Supinationsbewegung induziert wird. Die Größe des Auslösemoments ist an der Feder variabel einstellbar.

Mittels eines Handschalters, der über einen Schlauch und ein 3/2-Wege-Ventil an der schwenkbaren Grundplatte mit der Mechanik verbunden ist, kann das Ein- und Ausfahren des Pneumatikzylinders und damit die Aktivierung der Supinationsplattform vom Versuchsleiter gesteuert werden. Mit Hilfe dieser schwenkbaren Mechanik kann über untere und obere Einstellschrauben der Supinationswinkel, mit dem auf dem abklipbaren Teil der Supinationsplattform eine Supinationsbewegung induziert wird, variabel eingestellt werden. Während sich die unteren Winkeleinstellschrauben - in Kurven geführt - auf der schwenkbaren Grundplatte befinden, sind die oberen Schrauben in Langlöchern auf der abklipbaren Fläche der Supinationsplattform angebracht. In dieser Untersuchung war für alle Probanden in allen Versuchsbedingungen ein Inversionswinkel von 30° bei gleichzeitiger Plantarflexion von 15° voreingestellt. Dieser Winkel hat sich bereits in anderen Studien für die Auslösung von Supinationsbewegungen bewährt (SCHEUFFELEN et al., 1993).

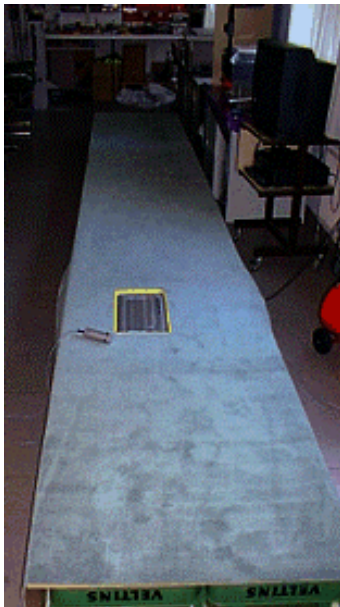
Bei Durchführung der statischen Versuche wurde am rechten Rand der Supinationsplattform ein 3 cm hoher Winkel durch Schrauben befestigt, der ein

seitliches Abrutschen der Versuchspersonen verhinderte. Dieser Winkel wurde bei den Gehversuchen jedoch entfernt. Um auch hier ein Abrutschen von der Supinationsplatte zu verhindern, wurde die Oberfläche gesandstrahlt, um sie rauher und damit rutschsicher zu gestalten.

Der Selbsthaltemechanismus dieser Supinationsplattform, der durch das mechanische Zusammenspiel von Schubstange, Kugellager und Feder herbeigeführt wurde, trug dazu bei, erstmals Supinationsbewegungen aus einer Gehbewegung heraus induzieren zu können. Bislang existierten nur Supinationsplattformen, bei denen durch Zurückfahren der Verriegelung die Plattform sofort abkippte und somit nur in statischen Situationen bei den Probanden eine Supinationsbewegung induziert werden konnte (SCHEUFFELEN et al., 1993).

4.3.2 Gangway

Da die Supinationsplattform durch ihre Mechanik eine Gesamthöhe von 23,5 cm hat und daher nicht im Boden versenkbar ist, musste diese Plattform in eine Gangway (Abbildung 4.6) eingebaut werden. Der Laufsteg wurde aus zwei 3 x 1 m großen Spanplatten hergestellt, die auf Kisten gelegt wurden.

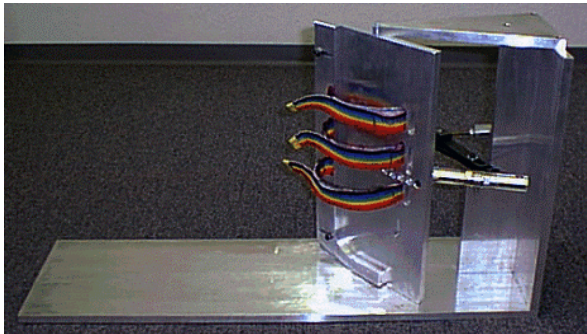


Somit hatte die Gangway eine Gesamtlänge von 6 m, die für die dynamischen Gehversuche benötigt wurden. Die Spanplatte, in die die Supinationsplattform auf gleichem Niveau integriert war, wurde so ausgeschnitten, dass nur der abklippbare Teil zu sehen war. Damit konnte von den Probanden in den Testversuchen die Supinationsplattform besser anvisiert und getroffen werden. Zur akustischen und mechanischen Dämpfung wurde auf die Spanplatten ein Velourteppich gelegt, der im Bereich der Platte ausgeschnitten war.

Abb. 4.6 Gangway

4.3.3 Kraftmessgerät

Für die Überprüfung der statischen Kraft in der Peronealmuskulatur wurde weiterhin von der feinmechanischen Werkstatt der Universität Gesamthochschule Essen ein spezielles Kraftmessgerät konstruiert (Abbildung 4.7), das ebenfalls aus einer Aluminium-Legierung (AlMnSi₃, 12 mm Stärke) gefertigt wurde. Es besteht aus einer 20 x 70 cm großen Bodenplatte und einer 20 x 35 cm großen Rückplatte. Beide Platten zusammen bilden das Grundgerüst. Parallel zur Rückplatte ist im Abstand von 21,5 cm eine Fußplatte gelagert, die um den Mittelpunkt drehbar ist. Auf diese Fußplatte ist zusätzlich am linken Rand eine Fußführungsschiene aufgeschraubt. Von der Fußführungsschiene verlaufen per Klettverschluss verschließbare Haltegurte



zur eigentlichen Fußplatte, so dass der rechte Fuß der Probanden eingespannt und mit den Gurten an der Fußplatte fixiert werden kann. Rückplatte und Fußplatte sind über ein aussteifendes Dreieck miteinander verbunden.

Abb. 4.7 Kraftmessgerät

Die drehbare Fußplatte kann so bewegt werden, dass der eingespannte Fuß in einer Inversionsstellung fixiert werden kann. Für das Drehen der Fußplatte mit ihrer anschließenden Fixierung wurde ein beweglicher Riegelmechanismus (Abbildung 4.8) konstruiert. Der Drehpunkt dieses Riegels befindet sich auf



einer senkrecht zur Rückplatte gelagerten Halteplatte. Über eine Querverbindung stehen auf der linken Seite des mittig gelagerten Drehpunktes ein Einrastmechanismus und rechts davon ein Gestänge, in das ein Kraftaufnehmer (KISTLER 9321 A) integriert ist, miteinander in Verbindung. Die Position des Kraftaufnehmers auf der Rückseite der Fußplatte ist variabel einstellbar.

Abb. 4.8 Riegelmechanismus

4.4 Instrumentarium

4.4.1 Kraftmessplatte

In dem Versuchsaufbau war die Supinationsplattform auf einer 40 x 60 cm großen Kraftmessplatte (KISTLER 9281 B) montiert. In diese Plattform sind piezoelektrische Kraftaufnehmer eingebaut, die bei mechanischer Krafteinwirkung elektrische Ladungen abgeben. Um Ladungsveränderungen an den Messaufnehmern registrieren und messen zu können, musste ein Ladungsverstärker angeschlossen werden. Hier wurden elektrische Ladungen in analoge Gleichspannungen umgewandelt, die anschließend registriert, angezeigt und weiterverarbeitet wurden. In dieser Studie besaß die Kraftmessplatte größtenteils Triggerfunktion, um alle Messsignale synchron aufzunehmen. Für die Auswertung einzelner Parameter war die Kraftkurve darüber hinaus eine Orientierungshilfe, um den Ablauf der Bewegung nachvollziehen zu können.

4.4.2 EMG-Instrumentierung

Zur Erfassung der elektromyographischen (EMG-) Aktivität der ausgewählten Muskelgruppen wurden die bei einer Kontraktion entstehenden bioelektrischen Signale von vier Muskeln abgeleitet. Um eine Vergleichbarkeit der Signale zwischen den verschiedenen Versuchsbedingungen eines Versuchstages zu gewährleisten, verblieben die EMG-Elektroden während der zweistündigen Untersuchung an der gleichen Position. Eine Verschiebung der Elektroden und damit veränderte Ableitbedingungen hätte zur Folge gehabt, dass Modifikationen in der Ausprägung der EMG-Signale erfolgt wären und somit keine Vergleichbarkeit der Ergebnisse unterschiedlicher Versuchsbedingungen möglich gewesen wäre. Um die exakten Elektrodenpositionen zu kennzeichnen, wurden nach Anbringen der Elektroden die Umrisse mit einem wasserfesten Folienschreiber nachgezeichnet.

Eine große Bedeutung erlangt die Beibehaltung einer gewählten Elektrodenposition insbesondere dann, wenn das experimentelle Design zwei Untersuchungstage vorsieht. Um in dieser Studie eine Vergleichbarkeit zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung zu gewährleisten, wurden alle Probanden aufgefordert, auch während der vierwöchigen Trainingsphase die

Elektrodenmarkierungen regelmäßig exakt nachzuzeichnen. Nur so konnte bei der Nachuntersuchung die gleiche Elektrodenposition wie in der Eingangsuntersuchung gewährleistet und die Ergebnisse beider Untersuchungstage miteinander verglichen werden.

4.4.2.1 EMG-Elektroden

Zur Bestimmung der EMG-Aktivität in den ausgewählten Muskelgruppen wurden aktive, bipolare Oberflächenelektroden mit integrierten EMG-Verstärkern eingesetzt. Die verwendeten Oberflächenelektroden haben den Vorteil, dass sie absolut schmerzfrei am Probanden befestigt werden können, ohne dass in den nachfolgenden Versuchsbedingungen die Bewegungsausführung beeinträchtigt wird. Die abgeleiteten EMG-Signale geben Auskunft über die Gesamtaktivität der ausgewählten Muskulatur (BASMAJAN & LUCA, 1985).

Die verwendeten EMG-Oberflächenelektroden wurden im biomechanischen Labor der Universität Gesamthochschule Essen entwickelt und gefertigt. Es handelt sich dabei um bipolare Elektroden (Abbildung 4.9) mit zwei kreisförmigen Kontaktflächen von 12 mm Durchmesser, die in einem Abstand von 20 mm (Mittelpunkt zu Mittelpunkt) angeordnet sind. Über einen integrierten Schaltkreis wird eine Impedanzwandlung und zehnfache Vorverstärkung auf der Elektrodenplatine erreicht, wodurch die Störanfälligkeit der Signale zwischen Elektrode und Verstärker reduziert wird.

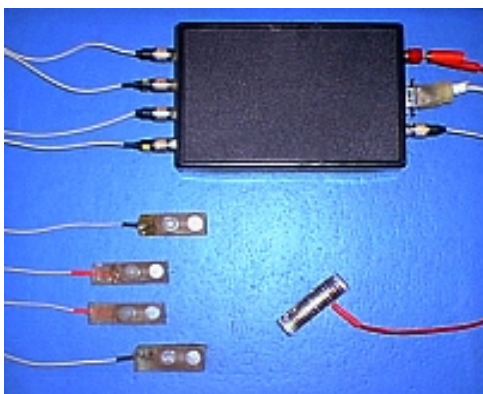


Abb. 4.9 EMG-Elektroden und Differenzverstärker

4.4.2.2 Elektrodenplatzierung

Zur Reduzierung des Übergangswiderstandes zwischen Haut und Elektrode wurden die entsprechenden Hautstellen zunächst mit 50 %-igem Alkohol gereinigt, mit Einweg-Rasierern rasiert und anschließend mit feinem Sandpapier aufgeraut. Diese Vorbereitung bildete die Grundlage für eine gute Elektrodenhaftung und beugte Störsignalen, die durch die Bewegung von Haaren unter den Elektroden ausgelöst werden können, vor. Nachfolgend wurde Elektrolytgel (HELLIGE, Freiburg, Germany) auf die Kontaktflächen der Elektroden gegeben, ehe die mit doppelseitig klebenden Ringen (ebenfalls HELLIGE) präparierten EMG-Elektroden fest auf die entsprechenden Hautstellen gedrückt wurden. Mit der Anbringung der Doppelkleberinge soll neben der Befestigung auf der Haut auch eine Reduzierung der Änderung des Hautwiderstandes zwischen den Elektroden erreicht werden. Diese Vorgehensweise ist nach Empfehlungen von ZIPP (1982) durchgeführt worden. Mit Hilfe von Tape-Streifen (SMITH & NEPHEW, Lohfelden, Germany) wurden die Elektroden zum Schluss an entsprechenden Stellen des Unter- bzw. Oberschenkels fixiert. Die von den Elektroden fortführenden Kabel waren flexible Kabel, die in Schleifen verlegt und am Körper mit Tape befestigt werden konnten. Durch eine entsprechende Anbringung können unerwünschte Störsignale auf ein Minimum reduziert werden.

Die Gastrocnemius-Elektrode wurde auf der Haut über der Mitte des Muskelbauchs des lateralen Anteils des M. gastrocnemius befestigt. Die Elektrode wurde dabei in Längsrichtung orientiert, d.h. die Achse durch die beiden Kontaktflächen verlief parallel zur Orientierung des Muskels. Diese Positionierung wird in den Standards zur EMG-Analyse empfohlen (ISEK, 1987), um ein möglichst starkes Signal bei einer geringstmöglichen Beeinflussung durch angrenzende oder tieferliegende Muskeln zu erzielen. Eine entsprechende Anbringung erfolgte für die drei anderen Elektroden des M. tibialis anterior, des M. peroneus longus und des M. vastus medialis.

Um zu überprüfen, ob sich die angebrachten Elektroden an Orten befanden, die für die Aufnahme von EMG-Signalen der zu untersuchenden Muskeln geeignet waren, wurden vor Durchführung der Versuchsbedingungen Muskelfunktionstests ausgeführt. Mit Hilfe der Online-Darstellung konnte

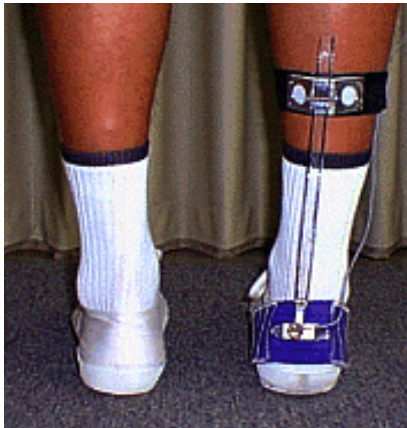
ausgeschlossen werden, dass Signale benachbarter Muskeln mit aufgezeichnet werden.

4.4.2.3 EMG-Signalverstärkung

Die von den EMG-Elektroden abgeleiteten und vorverstärkten EMG-Signale wurden zu einem Differenzverstärker (Abbildung 4.9) mit einem Frequenzgang von 12 - 1056 Hz geleitet. Die Signale der vier Muskeln wurden bei allen Versuchspersonen 330-fach verstärkt, so dass in Verbindung mit der zehnfachen Vorverstärkung in der aktiven Elektrode ein Gesamt-Verstärkungsfaktor von 3300 vorliegt.

4.4.3 Goniometer

Das Pronations- und Supinationsausmaß wird in den verschiedenen Versuchsbedingungen indirekt über die Achillessehnenwinkeländerung bestimmt. Dieser Winkel hat sich in der Biomechanik als aussagekräftiger Parameter für das Ausmaß von Pronation und Supination durchgesetzt (NIGG, 1986). Die Winkelveränderungen errechnen sich aus Spannungsänderungen, die ein Präzisionspotentiometer (Megatron MP 10) registriert. Das



Potentiometer ist in eine Leichtmetallkonstruktion eingebaut (Abbildung 4.10), die wiederum an der Fersenkappe eines Leinenschuhs durch Klettverbindungen befestigt wird. Das Potentiometer wird so an der Fersenkappe des Schuhs angebracht, dass die Potentiometerachse in Höhe der unteren Sprunggelenksachse liegt.

Abb. 4.10 Goniometer

Ein etwa 4 cm langer Steg verbindet den Rotor des Potentiometers mit einem Gelenk, an dem ein halbflexibler Kunststoffstreifen ansetzt. Dieser Kunststoffstreifen verläuft entlang der Achillessehne und wird von einer Führungsschiene, die in ein elastisches Band integriert ist, ca. 20 cm über dem unteren Sprunggelenk gehalten.

4.4.4 Schuhwerk

Bei den unterschiedlichen Versuchsbedingungen trugen alle Probanden ein einheitliches Schuhmodell. Der zu diesem Zweck erworbene Leinenschuh („Superslam“) stand den Probanden in den Schuhgrößen 40 bis 46 zur Verfügung.

Bei der Schuhauswahl wurde bewusst auf einen leichten Schuh ohne große Stütz- und Führungseigenschaften zurückgegriffen, um die Pronations- und Supinationsbewegung des Fußes möglichst wenig zu beeinflussen. Bereits 1995 haben PODZIELNY & HENNIG gezeigt, dass das Obermaterial eines Schuhs einen großen Einfluss auf die Supinationsbewegung haben kann.

Dasselbe Schuhmodell stand in entsprechenden Größen für das Training auf dem Geländeparcour zur Verfügung.

4.4.5 Lichtschranke

Die Gehversuche über die Supinationsplattform mussten bei konstanter Geschwindigkeit durchgeführt werden. Als mittlere Gehgeschwindigkeit wurde 1,4 m/s gewählt, wobei eine maximale Abweichung von 3,5 % erlaubt waren (1,35 m/s - 1,45 m/s).

Für die Messung der Gehgeschwindigkeit standen zwei Reflexionslichtschranken (GaAs-Dioden, Leuze RK 85/2) zur Verfügung, die entlang der Messstrecke im Abstand von 2,50 m an der Gangway aufgestellt wurden. Die Ausrichtung der Lichtschranken erfolgte so, dass die zweite Lichtschranke unmittelbar vor der Supinationsplattform stand. Somit konnte auch für die Versuche, in denen aus dem Gehen heraus eine Supinationsbewegung induziert wurde, die Gehgeschwindigkeit kontrolliert werden. Versuche, die außerhalb des oben genannten Geschwindigkeitsbereichs lagen, wurden optisch angezeigt und konnten sofort eliminiert werden.

4.5 Versuchsaufbau

Zunächst wurde den Versuchspersonen der genaue Ablauf der Eingangs- und Abschlussuntersuchung, ihr Trainingsprogramm und mögliche Risiken dieser Untersuchung erläutert. Die Probanden bestätigten ihre Teilnahme an dieser Studie durch eine Einverständniserklärung (Anhang A) und füllten anschließend den Vorbereitungsbogen (Anhang B) aus. Im Anschluss daran wurden die EMG-Elektroden angebracht. Das genaue Prozedere hierzu wurde im Kapitel 4.4.2 „EMG-Instrumentierung“ ausführlich beschrieben.

Im Folgenden werden nun die verschiedenen Versuchsbedingungen erläutert, und zwar in der Reihenfolge, in der sie durchgeführt wurden. Da in der Reihenfolge der Messbedingungen aus methodischen Gründen keine Randomisierung stattfand, gilt diese Reihenfolge für alle Probanden sowohl in der Eingangs- als auch bei der Abschlussuntersuchung.

4.5.1 Normierung

Da bekanntlich große Variabilitäten im EMG-Signal einer Versuchsperson (intraindividuelle Variabilität), zwischen Versuchspersonen (interindividuelle Variabilität) sowie zwischen unterschiedlichen Versuchstagen (day-to-day Variabilität) auftreten, war es für die Fragestellung dieser Arbeit von entscheidender Bedeutung, die gemessenen EMG-Daten an einem individuellen Norm-Wert für jeden einzelnen abgeleiteten Muskel zu orientieren, um so eine Vergleichbarkeit der EMG-Signale zwischen Versuchspersonen und unterschiedlichen Versuchstagen zu gewährleisten. An jedem Untersuchungstag wurden drei Normierungsmessungen durchgeführt:

- zu Beginn des Versuchstages nach Anbringung der EMG-Elektroden
- nach den Messungen auf der Supinationsplattform und
- zum Abschluss des Versuchstages nach Beendigung der Kraftmessungen.

Diese drei Normierungsmessungen waren nötig, da sich im Verlauf der jeweiligen Untersuchung, die ungefähr zwei Stunden in Anspruch nahm, das EMG-Signal durch veränderten Hautwiderstand oder Temperaturveränderungen verändern kann.

Über einen Zeitraum von zwei Sekunden wurden die Roh-EMG-Signale der abzuleitenden Muskeln registriert, anschließend gleichgerichtet und integriert. Die individuell ermittelten integrierten EMGs (IEMGs) der vier Muskelgruppen bildeten die entsprechenden individuellen Normwerte.

Bei der Analyse der drei Normierungen zeigte sich, dass sowohl bei der Eingangs- als auch bei der Abschlussuntersuchung für alle Muskeln mit Ausnahme des M. peroneus longus, der keine Unterschiede aufwies, lediglich eine signifikante Abnahme im IEMG zwischen erster und zweiter Normierungsmessung beobachtet werden konnte. Die gemessenen EMG-Signale der zweiten und dritten Normierungsmessung unterschieden sich hingegen nicht. So wurde für beide Versuchstage jeweils ein individueller Normwert pro abgeleitetem Muskel ermittelt, der aus der Mittelung der EMG-Daten von erster und zweiter Normierung entstand. Trotz nicht signifikanter Unterschiede im IEMG des M. peroneus longus wurden ebenfalls die ersten beiden Normierungen gemittelt. Die eigentlichen EMG-Signale aus den Versuchsbedingungen wurden in der Auswertung an diesen individuell ermittelten Normwerten prozentual orientiert.

4.5.1.1 Normierungsübungen

Um individuelle Normwerte zu ermitteln, wurde für jeden abzuleitenden Muskel eine Übung ausgewählt, in der dieser Muskel besonders aktiviert wurde. Bei der Auswahl der Übungen wurde darauf geachtet, dass sie beliebig oft bei gleichbleibender Bewegungsausführung durchgeführt werden konnten. Sobald die Versuchspersonen jede einzelne der vier Übungen entsprechend den Anweisungen ausführten und die Muskulatur aktiviert war, wurde für jeden Muskel nach der Übung das Roh-EMG-Signal über einen Zeitraum von zwei Sekunden aufgenommen. Die Normierungsübungen für die vier Muskeln wurden in nachfolgend beschriebener Reihenfolge durchgeführt:



Bei der Normierungsübung für den M. gastrocnemius nahmen die Probanden aus hüftbreiter Fußstellung einen Zehenstand ein (Abbildung 4.11). Die Wadenmuskulatur sollte dabei nicht zusätzlich kontrahiert werden. Zur Unterstützung konnten sich die Versuchspersonen an einer vor ihnen gelegenen Wand festhalten, um die Balance zu sichern.

Abb. 4.11 1.Normierungsübung M. gastrocnemius



Zur Ermittlung der Normwerte für den M. tibialis anterior wurden bei der ausgewählten Übung aus hüftbreiter Fußstellung heraus die Zehen hochgezogen, so dass der Proband in einen Fersenstand überging (Abbildung 4.12). Zugleich konnte er sich an der vor ihm befindlichen Wand abstützen.

Abb. 4.12 2.Normierungsübung M. tibialis anterior

Um einen individuellen Normwert für die Peronealmuskulatur zu ermitteln, wurde das Kraftmessgerät, das im Kapitel 4.3.3 näher beschrieben wurde, eingesetzt. Die Versuchspersonen saßen vor diesem Messgerät, so dass ihr rechter Fuß bei gleichzeitig gestrecktem Bein in einer Inversionsstellung in das Gerät eingespannt werden konnte (Abbildung 4.13).

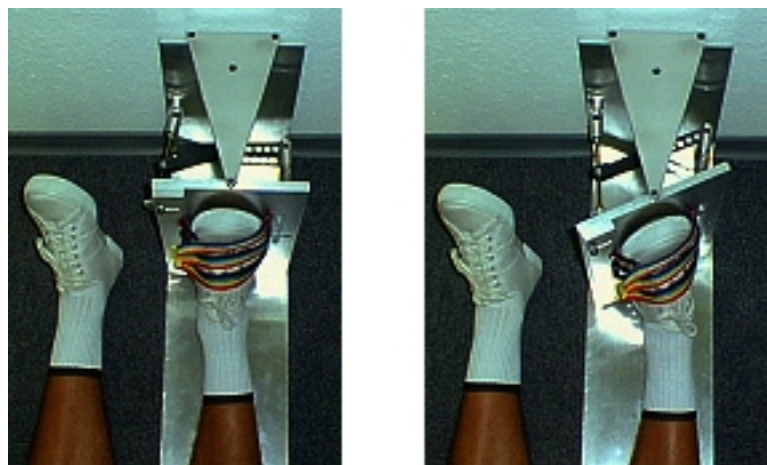


Abb. 4.13 3.Normierungsübung M. peroneus longus

Aufgabe des Probanden war es, eine definierte Kraft von 150 N in Pronationsrichtung gegen die Fußplatte zu erzeugen und diese über einen längeren Zeitraum zu halten. Die ansteigende Kraftentwicklung bis zur definierten Kraft wurde über einen Kraftaufnehmer, der an der Rückseite der Fußplatte befestigt war, registriert. Die ansteigende Kraftentwicklung konnte von den Probanden auf dem Oszillographen verfolgt werden. Bei einer konstant gehaltenen Kraft von 150 N wurde dann die entsprechende EMG-Aktivität am *M. peroneus longus* abgeleitet.

Für die Ermittlung der Normwerte des *M. vastus medialis* wurde von den



Probanden an einer Wand die in Abbildung 4.14 gezeigte Position eingenommen. Bei dieser Bewegungsausführung wurde darauf geachtet, dass jeweils ein rechter Winkel im Sprunggelenk, zwischen Ober- und Unterschenkel als auch zwischen Rumpf und Oberschenkel eingehalten wurde. Bei korrekter Körperhaltung wurde mit der zweisekündigen Aufnahme der EMG-Aktivität des *M. vastus medialis* begonnen.

Abb. 4.14 4. Normierungsübung *M. vastus medialis*

4.5.2 Versuchsbedingung „GANG“

Nach Abschluss der ersten Normierungsmessung wurde mit den eigentlichen Versuchsbedingungen begonnen. Um die Probanden an die Abmessungen der Gangway, das Treffen der Supinationsplattform und die Gehgeschwindigkeit zu gewöhnen, wurde den Probanden zunächst drei Testversuche gewährt. Die Probanden wurden darauf hingewiesen, die Supinationsplattform konstant zu treffen, ohne diese jedoch direkt mit den Augen zu fixieren.

Zunächst wurden 10 normale Gehversuche ohne Abkippung der Supinationsplattform aufgezeichnet. Um einen gleichmäßigen Gehrhythmus unter den im biomechanischen Labor gegebenen Bedingungen zu gewährleisten, wurde ein 5-Schritt-Rhythmus gewählt. Für das Laufen haben bereits 1992 HENNIG & VALIANT gezeigt, dass ein entsprechend gewählter

Rhythmus zu einer geringeren Variabilität der Versuchsdaten führte als ein 3-Schritt-Anlauf bzw. ein frei gewählter Anlaufrhythmus. Auch beim Gehen konnte in dieser Studie beobachtet werden, dass ein 5-Schritt-Gehrhythmus den Probanden half, die Supinationsplattform sehr konstant zu treffen. Als Gehgeschwindigkeit war eine mittlere Geschwindigkeit von 1,4 m/s erlaubt. Versuche, bei denen die Geschwindigkeit um mehr als 3,5 % abwich, wurden sofort eliminiert.

Bei den Gehversuchen diente die Kraftmessplatte, auf die die Supinationsplattform montiert war, als Trigger, so dass beim Aufsetzen des Fußes auf die Supinationsplatte gleichzeitig die Kraftmessplattform belastet und Kraftdaten aufgezeichnet wurden. Weiterhin erfolgte die synchrone Datenaufzeichnung der EMG-Signale und des Goniometers. Innerhalb weniger Sekunden wurde der Kraftverlauf, die EMG-Aktivität der abgeleiteten Muskeln und die Achillessehnenwinkelveränderung graphisch durch den Rechner dargestellt und gespeichert.

Um den Probanden ein Gefühl der Sicherheit zu geben, wurde der Schalter, mit dem der Pneumatikzylinder der Supinationsplattform zurückgefahren und die Plattform aktiviert werden konnte, mit besonderem Hinweis hierauf zur Seite gelegt. Somit wussten die Versuchspersonen im Vorfeld, dass in dieser Versuchsbedingung die Supinationsplatte nicht abkippt.

4.5.3 Versuchsbedingung „NOFALL/FALL“

Nachdem die vorherigen 10 Gehversuche dazu beigetragen haben, das Treffen der Supinationsplattform zu üben, wurden anschließend weitere 20 Gehversuche durchgeführt und gespeichert. Allerdings wurden in dieser Versuchsbedingung randomisiert 10 Versuche eingestreut, in denen durch Betätigung des Kippschalters durch den Versuchsleiter der Zylinder der Supinationsplattform zurückgefahren und damit die Plattform aktiviert wurde. Damit konnte bei Betreten der Plattform eine Supinationsbewegung des rechten Fußes induziert werden. Versuche, die außerhalb der zulässigen Geschwindigkeit lagen, wurden auch hier eliminiert.

Der Zeitpunkt dieser im Weiteren als „FALL“ bezeichneten Versuche war den Probanden nicht bekannt. Die Versuche in dieser Versuchsbedingung, bei denen die Supinationsplattform nicht abkippte, werden als „NOFALL“

bezeichnet. Im Allgemeinen unterscheiden sich diese Versuche von den ersten 10 Gehversuchen nicht. Allerdings war den Versuchspersonen in dieser Versuchsbedingung bekannt, dass die Supinationsplattform jederzeit hätte abkippen können.

Um die Versuchspersonen von diesem Bewusstsein abzulenken, trugen sie in dieser Versuchsbedingung einen schalldichten Kopfhörer, in den durch einen an der Gürteltasche befestigten Walkman Musik eingespielt wurde. Damit wurde gleichzeitig ausgeschlossen, dass die Probanden das Zurückfahren des Zylinders, das durch einen Kompressor geregelt wurde, und damit die Aktivierung der Supinationsplattform hören konnten.

Zu Beginn dieser Versuchsbedingung wurde jeder Versuchsperson das Abkippen der Supinationsplattform demonstriert, ohne dass sie Gelegenheit bekam, das Abkippen aktiv auszuprobieren.

4.5.4 Versuchsbedingung „statisch“

Im Anschluss an die Gehversuche auf der Gangway wurden in der dritten Versuchsbedingung aus einer statischen Position der Probanden heraus 10 unerwartete Supinationsbewegungen im Sprunggelenk induziert. Zunächst musste ein 3 cm hoher Winkel seitlich auf dem abklippbaren Teil der Supinationsplattform befestigt werden. Er diente dazu, bei Auslösung der Supinationsplatte ein Abrutschen der Versuchsperson zu verhindern.

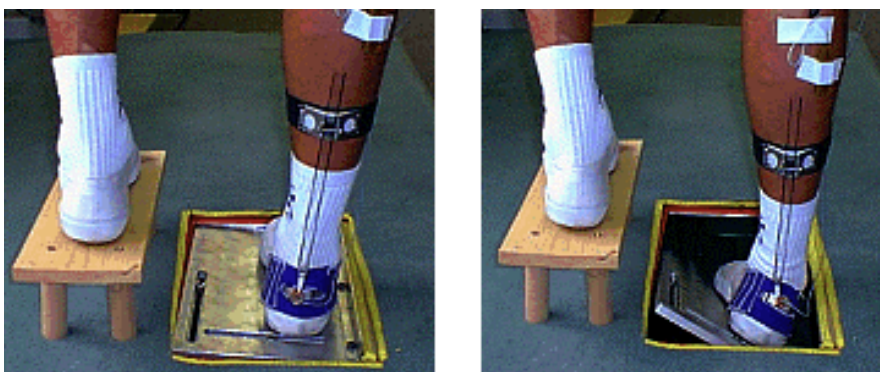


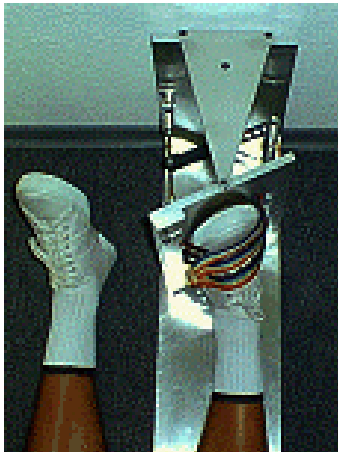
Abb. 4.15 statische Versuchsbedingung

Die Versuchspersonen standen mit dem rechten Fuß parallel zum Winkel und mit nahezu vollem Körpergewicht auf dem abklipbaren Teil der Supinationsplattform (Abbildung 4.15). Der linke Fuß stand leicht erhöht auf einem 10 cm hohen Bänkchen auf dem festmontierten Teil der Plattform und sicherte das Gleichgewicht. Als Supinationswinkel für den abklipbaren Teil war eine Inversion von 30 Grad bei gleichzeitiger Plantarflexion von 15 Grad voreingestellt. Ein spezieller Auslösemechanismus, der in der Beschreibung der Supinationsplattform (Kapitel 4.3.1) näher erläutert wurde, führte plötzlich zu einer Abklippung des beweglichen Teils der Supinationsplattform. Das Auslösen der Plattform wurde ebenfalls durch den Versuchsleiter nach Betätigung des Handschalters erreicht. Er achtete stets darauf, dass die Zeitspanne zwischen dem ruhigen Stehen des Probanden und dem Abklippen variabel gestaltet wurde. Damit die Probanden das Zurückfahren des Zylinders nicht hören und ihre Muskulatur nicht antizipatorisch aktivieren konnten, trugen sie auch in dieser Versuchsbedingung den schalldichten Kopfhörer mit eingespielter Musik. Der Zeitpunkt der Auslösung der Supinationsplattform war den Probanden somit völlig unbekannt.

Auf einem Bildschirm konnte online die Aktivität aller Muskeln vom Versuchsleiter beim ruhigen Stehen des Probanden überwacht werden. Die Supinationsplattform wurde erst aktiviert, wenn keine EMG-Aktivität in den abgeleiteten Muskeln zu beobachten war. Da die Versuchspersonen durch die vorherigen Versuchsbedingungen mit der Supinationsplattform vertraut waren, wurde auf Testversuche an dieser Stelle verzichtet.

Insgesamt wurden 10 statische Versuche aufgezeichnet, wobei die Kraftmessplatte wieder als Trigger diente. Innerhalb weniger Sekunden wurde der Kraftverlauf, die EMG-Aktivität der abgeleiteten Muskeln und die Achillessehnenwinkelveränderung graphisch durch den Rechner dargestellt und gespeichert.

4.5.5 Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“



Nachdem die Messungen auf der Supinationsplattform abgeschlossen, das Goniometer entfernt und die zweiten Normierungsdaten ermittelt wurden, konnten anschließend die Kraftmessungen in einem speziell entwickelten Kraftmessgerät, das im Kapitel 4.3.3 ausführlich beschrieben wurde, durchgeführt werden.

Abb. 4.16 Inversionsstellung des Fußes

Dazu setzte sich der Proband mit gestrecktem rechten Bein vor diese Messapparatur, so dass der rechte Fuß eingespannt und an der Fußplatte mit Hilfe von Klettverschlüssen fixiert werden konnte. Anschließend wurde die drehbare Fußplatte so bewegt, dass der Fuß als Ausgangsstellung in eine Inversionsstellung (Abbildung 4.16) gebracht wurde. Die Aufgabe des Probanden bestand darin, auf ein Zeichen vom Versuchsleiter eine explosive und maximale isometrische Kraft in Pronationsrichtung gegen die Fußplatte zu entwickeln. Durch diese Bewegungsausführung wurde ein Zug auf den Kraftaufnehmer ausgeübt, über den anschließend die erzeugte Kraft an einen Verstärker und von dort an den Rechner weitergeleitet, graphisch dargestellt und gespeichert wurde. Gleichzeitig wurde die EMG-Aktivität des *M. peroneus longus* abgeleitet und gespeichert.

Da die Bewegung nur im Sprunggelenk ausgeführt werden durfte, gab es vereinzelt Schwierigkeiten mit der Koordination der Bewegungsausführung. Den Probanden wurden aus diesem Grunde zunächst zwei Testversuche gewährt. Im Anschluss daran wurden drei maximale isometrische Kraftversuche mit einer Minute Pause zwischen den Versuchen aufgezeichnet.

4.5.6 Zusammenfassung des Versuchsablaufs

Eine Zusammenfassung des in diesem Kapitel beschriebenen Versuchsablaufs stellt die nachfolgende Abbildung 4.17 dar.

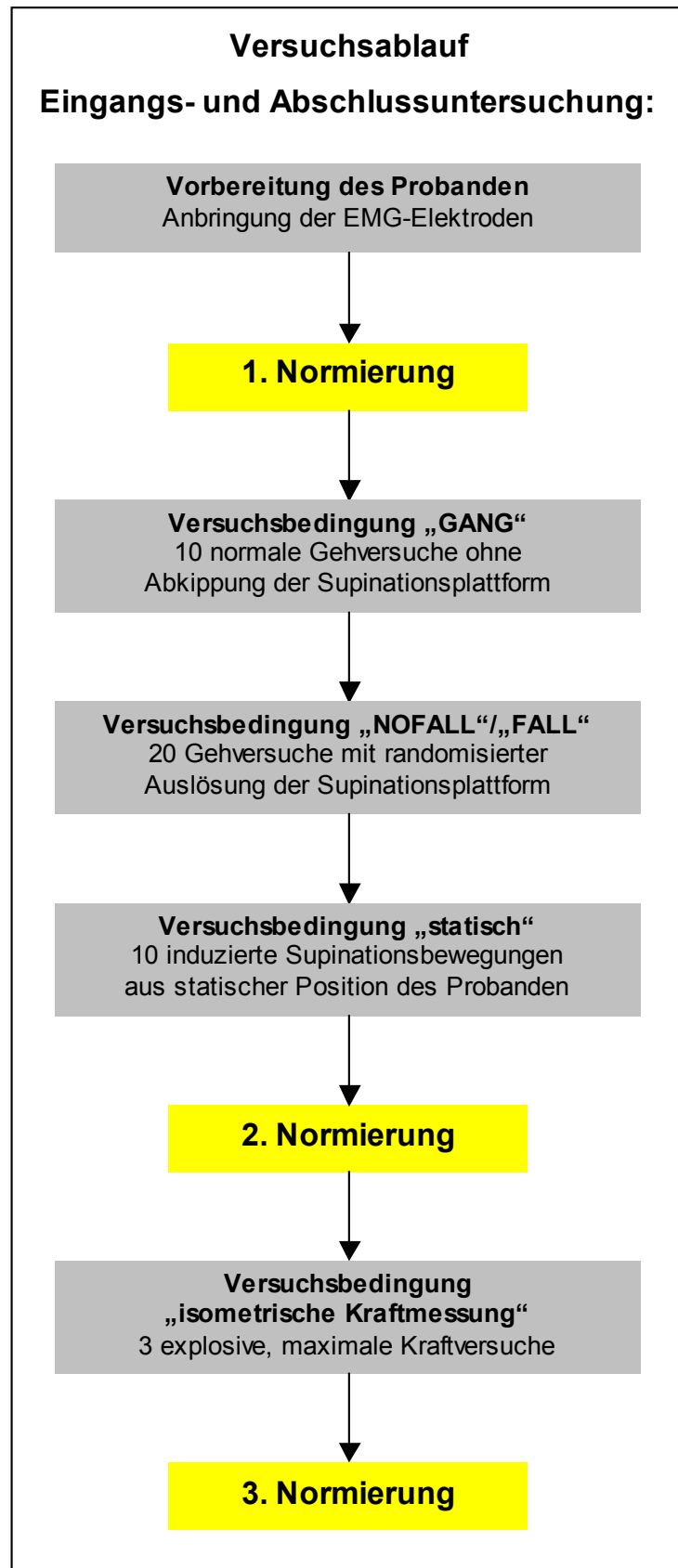


Abb. 4.17 Zusammenfassung des Versuchsablaufs an Eingangs- und Abschlussuntersuchung

4.6 Trainingsprogramme

Unmittelbar nach der Eingangsuntersuchung begann für die Probanden, die jeweils einer Trainingsgruppe zugeordnet waren, eine vierwöchige Trainingsphase. Die Versuchspersonen der Kontroll-Gruppe gingen - ebenso wie alle anderen Probanden - ihren gewöhnlichen sportlichen Aktivitäten nach, ohne ein spezielles Trainingsprogramm durchzuführen. So konnte jeweils vier Wochen nach der Eingangsuntersuchung für alle Versuchspersonen die Abschlussuntersuchung stattfinden. Die Einteilung der Probanden in die unterschiedlichen Trainingsgruppen erfolgte rein zufällig. Die Versuchspersonen, die auf dem Geländeparcour trainierten, besuchten vier mal in der Woche den im biomechanischen Labor stehenden Parcours und wurden dort von einer Physiotherapeutin betreut. Sowohl die Balance-Gruppe als auch die Thera-Band-Gruppe führten ihr Training hingegen vier mal in der Woche zu Hause durch. Für die Trainingsphase wurden ihnen die entsprechenden Trainingsgeräte (Airex[®] Balance-Pad oder Thera-Band[®]) zur Verfügung gestellt. Um eine Trainingskontrolle durchzuführen, wurde den Versuchspersonen ein Kontrollbogen ausgehändigt, in dem jede Trainingseinheit protokolliert werden musste. Nach Abschluss der Trainingsphase wurde dieses Kontrollblatt bei der Abschlussuntersuchung vom Versuchsleiter eingesammelt.

4.6.1 Training auf dem Geländeparcour

Eine Trainingsgruppe (n = 16) trainierte auf einem selbstkonstruierten Geländeparcour. Mit diesem Trainingsparcour sollte eine realitätsnahe Situation, wie man sie in unebenem Waldgelände vorfindet, nachgestellt werden, die zu unerwarteten Bewegungen des Fußes führt.

Dieser Geländeparcour ist schachbrettähnlich aufgebaut und bestand aus 140 45 x 36 x 23,5 cm großen Kistenelementen, die eine Gesamtfläche von ca. 27 m² bildeten (Abbildung 4.18, links noch ohne Spezialgummi). 100 Kisten bestanden aus Getränkekisten, auf die jeweils eine 36 x 45 cm und 10 mm dicke Spanplatte aufgeklebt wurde. Die restlichen 40 Kisten wurden komplett aus 19 mm starkem Spanholz gefertigt. Die Besonderheit dieser 40 Kisten bestand darin, dass ihre Oberfläche ähnlich der Supinationsplattform aus

einem festen und einem beweglichen Teil aufgebaut war und der 25 x 41 cm große, bewegliche Teil bei Betreten bis zu einem Winkel von 20 Grad abkippte. Als Anschlag für die abgekippte Fläche diente ein zweiter eingelassener Boden, auf den zwei 8 cm lange Druckfedern montiert waren. Bei Betreten dieser Oberfläche wurde der Fuß je nach Laufrichtung in eine Inversions-, Eversions-, Plantarflexions-, Dorsalextensionsbewegung oder eine kombinierte Bewegung gezwungen. Bei Verlassen der abklippbaren Oberfläche richteten die Druckfedern die abgekippte Fläche wieder auf.

Damit die „Inversions“-Kisten von den Grundelementen nicht unterschieden werden konnten, wurde über die gesamte Parcourfläche ein Spezialgummi von 1 mm Stärke, das gleichzeitig noch die verschiedenen Bewegungen auf den präparierten Kisten zuließ, gespannt (Abbildung 4.18, rechts). Die Probanden trugen während des Trainings einen leichten Leinenschuh. Dieses Modell, das auch in der Vor- und Nachuntersuchung auf der Gangway verwendet wurde, stand in den Größen 40 bis 46 zur Verfügung.

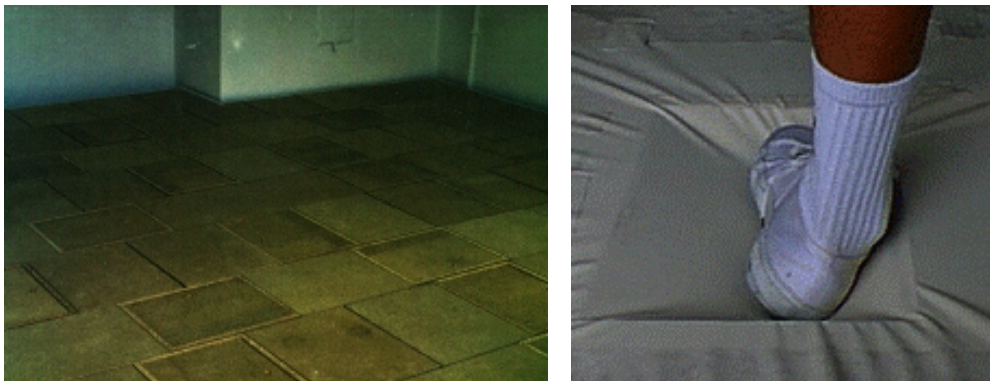


Abb. 4.18 Geländeparcour

Jede Trainingseinheit dauerte 20 Minuten und wurde über die gesamte Trainingsphase von einer Physiotherapeutin begleitet. Dabei wurden die Trainingstermine unter den Probanden so abgesprochen, dass nie mehr als zwei Probanden gleichzeitig auf dem Geländeparcour trainierten. Die Betreuerin stellte nach jedem Trainingstag die Kisten um, so dass zu jedem Trainingstag ein unterschiedliches Verteilungsmuster von Grundelementen und „Inversions“-Kisten vorgefunden wurde. Die Probanden waren so immer wieder neuen unerwarteten Situationen ausgesetzt. Auf diese Weise konnte eine Adaptation an die Verteilung von Grund- und „Inversions“-Elementen

ausgeschlossen werden. Um für Ablenkung während des Trainings zu sorgen, wurde während der gesamten Trainingsphase Musik eingespielt.

In der ersten Trainingswoche durften sich die Versuchspersonen auf dem Geländeparcour frei bewegen. Es wurde lediglich vorgegeben, sich in normaler Gehgeschwindigkeit auf dem Parcour fortzubewegen, jedoch nie nach unten auf die Füße zu schauen. Mit dieser Bewegungsaufgabe fand zunächst eine Gewöhnung an das ungewöhnliche Trainingsgerät statt.

In der zweiten Trainingswoche wurde die ersten 10 Minuten in jeder Trainingseinheit mit normaler Gehgeschwindigkeit frei trainiert. Anschließend gab die Physiotherapeutin verschiedene Gangmuster wie Kreise, Quadrate, Achterlaufen etc. vor. Damit waren die Gehrichtungen für die Versuchspersonen nicht mehr frei wählbar. Die Betreuerin achtete stets darauf, dass die Aufmerksamkeit der Probanden vom Fußaufsatz abgelenkt war.

In der dritten Trainingswoche wurde nicht mehr frei, sondern nur noch nach vorgegebenen Gangmustern trainiert. Damit konnte verhindert werden, dass die Probanden Stellen mieden, an denen sie „Inversions“-Kisten vermuteten bzw. zuvor eine solche Kiste zu einer unerwarteten Bewegung des Fußes geführt hatte. In den letzten 10 Minuten jeder Trainingseinheit mussten die Versuchspersonen zudem eine präparierte Chlorbrille aufsetzen. Die Chlorbrille war mittels Lackierung und Zukleben so präpariert, dass keinerlei Durchsicht möglich war. Die Probanden gingen also „blind“ über den Parcour. An den Rändern der Parcourfläche wurden zur Sicherung große Netze von der Decke herab aufgehängt, um den Probanden die Grenzen des Parcours anzuzeigen. Für den Fall, dass ein Proband besonders nah an einen Rand gelang, wurde er von der Physiotherapeutin darauf aufmerksam gemacht. Mit dem Tragen der präparierten Chlorbrille durften sich die Probanden wieder frei auf der Parcourfläche bewegen.

In der vierten und letzten Trainingswoche wurde ausschließlich mit der präparierten Chlorbrille trainiert. Gleichzeitig wurden wieder Gangmuster vorgegeben, so dass sich die Versuchspersonen in dieser letzten Trainingsphase „blind“ und unter Vorgabe von Gehwegen auf dem Parcour bewegten.

Die folgende Tabelle 4.2 fasst das Training auf dem Geländeparcour mit seinen steigenden Anforderungen noch einmal zusammen:

<u>Trainingswoche</u>	<u>Trainingslänge</u>	<u>Aufgabenstellung</u>
1	20 Minuten	20 Min frei gehen ohne Gangmuster
2	20 Minuten	10 Min frei gehen ohne Gangmuster 10 Min „Figuren“ gehen
3	20 Minuten	10 Min „Figuren“ gehen 10 Min frei gehen mit präparierter Chlorbrille
4	20 Minuten	20 Min „Figuren“ gehen mit präparierter Chlorbrille

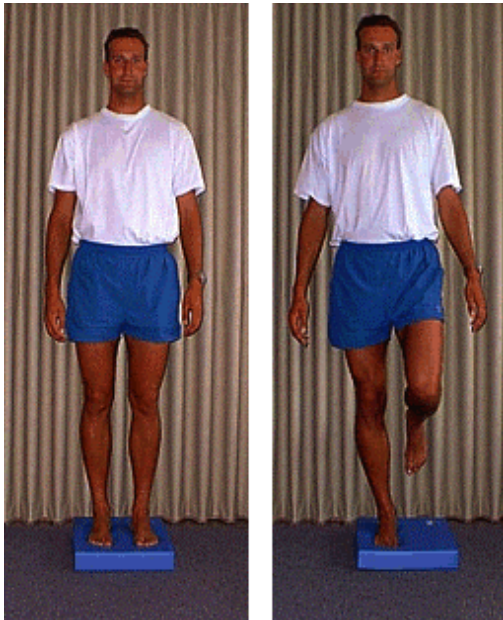
Tab. 4.2 Intensität des Trainings auf dem Geländeparcour

4.6.2 Training mit dem Airex® Balance-Pad

Das Trainingsprogramm wurde in dieser Trainingsgruppe (n = 21) auf einem Airex® Balance-Pad (GAUGLER & LUTZ oHG, Aalen-Ebnat, Germany) durchgeführt. Das Balance-Pad hat eine Größe von ca. 50 x 41 x 6 cm und besteht aus einem „geschlossenzelligen, superweichen Spezialschaumstoff“, der laut Herstellerangaben bei Betreten dieses Pads einen dreidimensionalen „Schwabbel-Effekt“ auslöst. Dieses Trainingsgerät ist für Gleichgewichtsübungen, Koordinationstraining, Nachbehandlung von Sportverletzungen der unteren Extremitäten sowie für Gangsicherheitstraining gedacht. Aufgrund der destabilisierenden Eigenschaften werden sie sowohl in der Rehabilitation als auch der Prävention zur Schulung motorischer Fähigkeiten eingesetzt. Jeder in dieser Gruppe eingeteilten Versuchsperson wurde ein Airex® Balance-Pad zur Verfügung gestellt.

Vor Beginn der Trainingsphase wurde jedem Probanden die Bewegungsausführung auf diesem Trainingsgerät ausführlich erklärt und demonstriert. Auf einem gesonderten Trainingsblatt (Anhang C), das der Proband mit nach Hause nahm, wurde das Training und die entsprechenden Trainingsintensitäten nochmals erläutert.

Beim Training auf dem Balance-Pad wurde zunächst eine aufrechte Körperstellung mit hüftbreiter Fußstellung eingenommen. Nach dem Erreichen einer sicheren beidbeinigen Standposition wurde das linke Bein von der Matte gelöst, so dass die Bewegung auf dem rechten Bein ausbalanciert werden



musste (Abbildung 4.19). Die Bewegungsbeschreibung gab vor, die Arme locker am Körper herunterhängen zu lassen. Verlor ein Proband das Gleichgewicht und musste das Balance-Pad verlassen, so wurde zunächst wieder eine ruhige, beidbeinige Körperposition eingenommen, bevor die Bewegung wieder einbeinig auf dem rechten Bein ausbalanciert werden konnte.

Abb. 4.19 Training auf dem Balance-Pad

Das Training wurde in der vierwöchigen Trainingsphase mit steigender Trainingsintensität durchgeführt. Während in der ersten Woche pro Trainingseinheit vier mal 1 Min. 30 Sek. einbeiniges Ausbalancieren mit 30 Sekunden Pause zwischen den einzelnen Gleichgewichtsübungen ausgeführt wurde, erhöhte sich in der zweiten Trainingswoche die Anzahl der Versuchswiederholungen von 4 auf 5 Gleichgewichtsübungen pro Trainingseinheit.

Erst in der dritten Trainingswoche wurde die Länge der einzelnen Übungen bei gleichbleibender Wiederholungszahl von 1 Min. 30 Sek. auf 2 Minuten gesteigert. In der vierten und letzten Trainingswoche erhöhten die Probanden das Training nochmals auf 6 Gleichgewichtsübungen à 2 Minuten Länge. Die besondere Schwierigkeit in der letzten Trainingswoche bestand darin, dass die letzten beiden Gleichgewichtsübungen jeder Trainingseinheit mit geschlossenen Augen durchgeführt wurden. In der folgenden Tabelle sind die Trainingsintensitäten des Balance-Trainings noch einmal zusammenfassend dargestellt:

<u>Trainings- woche</u>	<u>Gleichgewichts- übungen/Einheit</u>	<u>Länge einer Gleichgewichts- übung</u>	<u>Pause zwischen Übungen</u>	<u>Besonderheit</u>
1	4	1 Min. 30 Sek.	30 Sek.	
2	5	1 Min. 30 Sek.	30 Sek.	
3	5	2 Min.	30 Sek.	
4	6	2 Min.	30 Sek.	letzten 2 Übungen mit geschlossenen Augen!

Tab. 4.3 Intensität des Trainings mit dem Airex® Balance-Pad

Es wurde vier mal pro Woche zu Hause trainiert, wobei eine einzelne Trainingseinheit entsprechend der Trainingsintensität zwischen 8 Minuten in der ersten und 15 Minuten in der vierten Trainingswoche in Anspruch nahm.

Bezüglich der Durchführungszeit wurde den Probanden keine Vorgaben gemacht. Es wurde jedoch ausdrücklich darauf hingewiesen, dass das Training in ausgeruhtem Zustand, ohne zuvor einer anderen sportlichen Aktivität nachgegangen zu sein, durchzuführen ist.

Trainingstag, Trainingsuhrzeit sowie besondere Umstände bei der Durchführung des Trainings (z. B. Muskelkater) mussten im Kontrollbogen protokolliert und am Ende der Trainingsphase dem Versuchsleiter ausgehändigt werden.

4.6.3 Training mit dem Thera-Band®

Das Training in einer dritten Gruppe (n = 20) wurde mit einem Thera-Band® (HYGENIC CORPORATION, Akron, Ohio, USA) ausgeführt. Jeder Versuchsperson dieser Gruppe wurde ein 1,5 m langes und 15 cm breites Thera-Band® (rot = mittel stark) ausgehändigt. Dieses Band wurde an den Enden zusammengeknotet, so dass es eine Schlaufe bildete, die dann individuell an einem Tischbein oder einem anderen festen Gegenstand befestigt werden konnte.

Zu Beginn der Trainingsphase wurde den Probanden die Übung detailliert erläutert. Zur Unterstützung erhielten sie darüberhinaus ein Trainingsblatt (Anhang C), auf dem die Übung nochmals beschrieben und mit

Bildunterstützung dargestellt wurde. Diesem Blatt konnten weiterhin die verschiedenen Trainingsintensitäten entnommen werden.

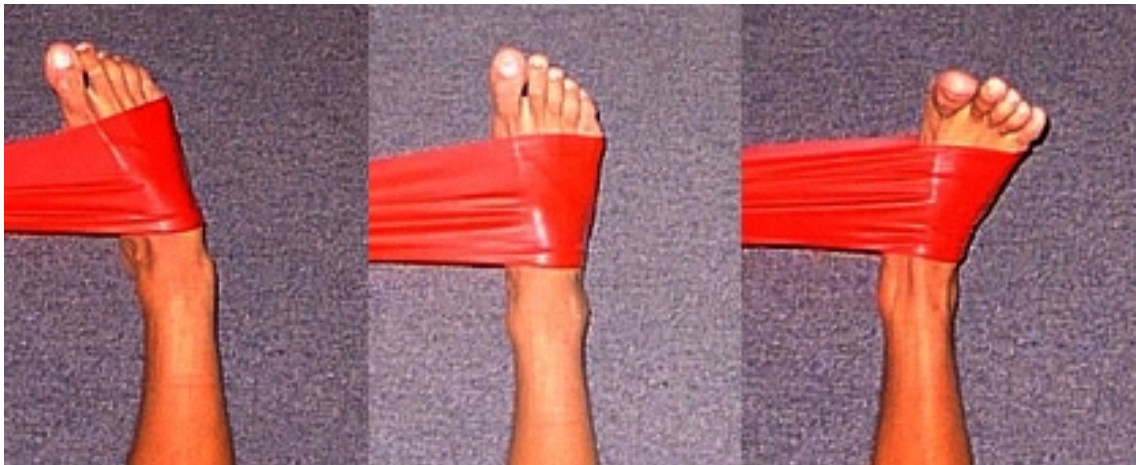


Abb. 4.20 Bewegungsausführung des Thera-Band-Trainings

Zum Einnehmen der Grundposition setzte sich der Proband auf den Boden und legte das an einem festen Gegenstand befestigte Thera-Band[®] um seinen rechten Mittelfuß. Anschließend wurde das Band mit gestrecktem rechten Bein in Vorspannung gezogen. Zum Ende der Grundposition saß der Proband mit gestrecktem rechten Bein im rechten Winkel zum vorgespannten Thera-Band[®]. Das linke Bein wurde angewinkelt und stützte mit der Innenseite des linken Fußes das rechte Knie ab. Damit wurde vermieden, dass das gestreckte Bein bei der nachfolgend beschriebenen Übung nach innen auswich.

Um den Fuß in die Ausgangsposition zu bringen, wurde das rechte Sprunggelenk in eine Supinationsstellung gebracht, das rechte Bein blieb jedoch weiterhin gestreckt. Zu beachten war, dass gleichzeitig zur Inversion die Zehen gestreckt und so auch eine Plantarflexion durchgeführt wurde.

Als Hauptbestandteil dieser Übung wurde nun der rechte Fuß im Sprunggelenk von einer Supinations-, über eine Mittelstellung in eine Pronationsstellung (Abbildung 4.20) gebracht. Gleichzeitig wurde der Fuß von einer Plantarflexion in eine Dorsalextension geführt. Bewegungen des lateralen Fußrandes werden also gegen den Widerstand eines elastischen Latexbandes ausgeführt, wobei darauf geachtet werden sollte, dass diese Bewegung nur im unteren Sprunggelenk stattfindet.

Diese Bewegungsausführung wird primär durch Aktivierung der Peronealmuskulatur erreicht. In der Endstellung wurde kurze Zeit verhartet, bevor der Fuß zur erneuten Wiederholung der Übung langsam in die Supinationsstellung zurückgeführt wurde.

Auch in dieser Trainingsgruppe wurde die Trainingsintensität innerhalb der vierwöchigen Trainingsphase gesteigert. In der ersten Trainingswoche wurden 4 Serien à 10 Supinations-Pronationsbewegungen mit einer Minute Pause zwischen den Serien durchgeführt. In den nächsten beiden Trainingswochen wurde die Anzahl der Supinations-Pronationsbewegungen um jeweils 5 auf 15 in der zweiten Woche und 20 Wiederholungen in der dritten Woche pro Serie gesteigert. Erst in der vierten und letzten Trainingswoche wurde die Trainingsintensität um eine Serie von 4 auf 5 bei gleichbleibender Wiederholungszahl von 20 Supinations-Pronationsbewegungen erhöht. Die nachfolgende Tabelle fasst die Trainingsintensitäten in der Trainingsgruppe mit dem Thera-Band® noch einmal zusammen:

<u>Trainingswoche</u>	<u>Serien/ Trainingseinheit</u>	<u>Inversions-Eversions- bewegungen/Serie</u>	<u>Pause zwischen den Serien</u>
1	4	10	1 Min.
2	4	15	1 Min.
3	4	20	1 Min.
4	5	20	1 Min.

Tab. 4.4 Intensität des Trainings mit dem Thera-Band®

Auch in dieser Trainingsgruppe wurde das Training vier mal in der Woche durchgeführt. Die einzelne Trainingseinheit nahm entsprechend der Trainingsintensität zwischen 10 und 15 Minuten Zeit in Anspruch. Es bestanden keinerlei Vorgaben bezüglich der Trainingszeit, wobei die Übungen in ausgeruhtem Zustand auszuführen waren.

Trainingstag, Trainingsuhrzeit sowie besondere Umstände bei der Durchführung des Trainings (z. Bsp. Muskelkater) mussten auch von dieser Gruppe im Kontrollbogen protokolliert und am Ende der Trainingsphase dem Versuchsleiter ausgehändigt werden.

4.7 Parameterauswertung

Im Folgenden werden die verschiedenen Parameter beschrieben, die aus der Kraftkurve, den EMG-Signalen der unterschiedlichen Muskeln und der Veränderung des Achillessehnenwinkels ermittelt wurden. Die Parameter werden den einzelnen Versuchsbedingungen zugeordnet.

4.7.1 Versuchsbedingung „GANG“ und „NOFALL“

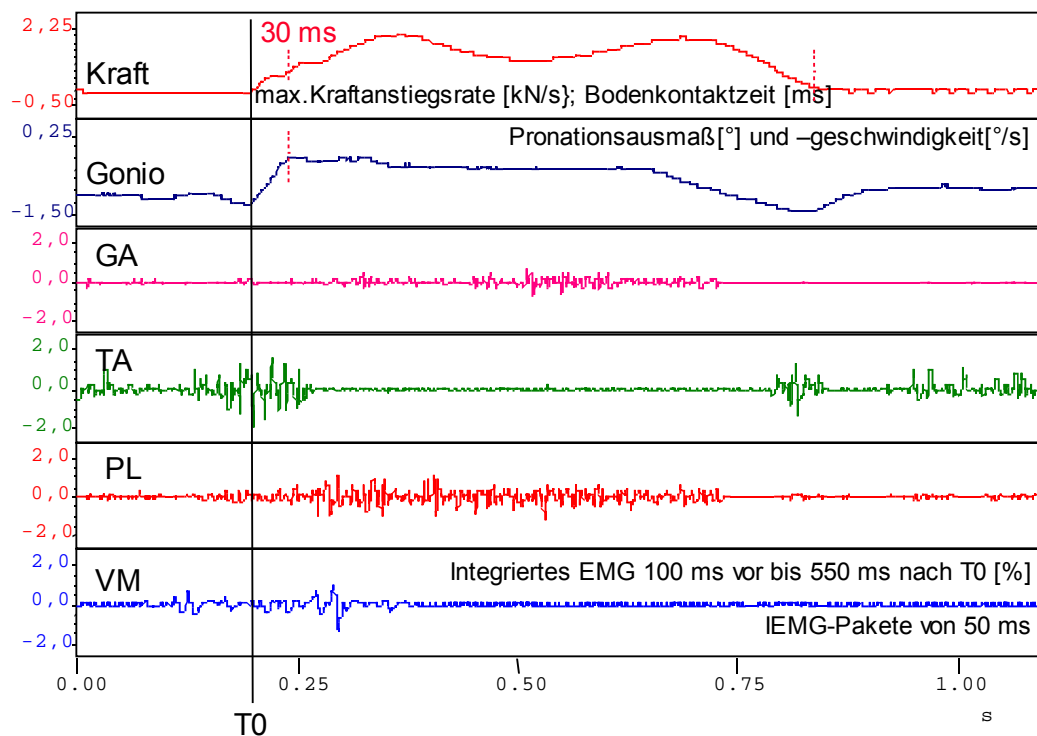


Abb. 4.21 Parameter der Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“

Da die Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“ unter gleichen Bedingungen abliefen, wurden dieselben Parameter aus den graphischen Kurven heraus ermittelt. Die wichtigsten Parameter sind in der Abbildung 4.21 schematisch dargestellt. Je nach verwendetem Messinstrumentarium werden sie in den folgenden Ausführungen detailliert erläutert.

4.7.1.1 Parameter zur Beschreibung der Kraftsignale

Das Kraftsignal diente in erster Linie als Trigger für die synchrone Datenaufzeichnung des gesamten Messinstrumentariums. Anhand des

Verlaufs der Kraftkurve konnte gleichzeitig die Bewegungsausführung gut analysiert werden.

T₀ beschreibt den Zeitpunkt, an dem der Proband mit seinem Fußaufsatz auf die Supinationsplattform eine Kraft von 25 N auf die Kraftmessplatte bringt. Dieser Zeitpunkt ist für die anderen Signale als Orientierungspunkt gedacht. Das Abrollen des Fußes auf der Supinationsplattform wurde vom Kraftsignal abgeleitet und beschreibt die Zeitdauer von T₀ bis zum Zeitpunkt, an dem die Kraft wieder unter 25 N absinkt. Mit dieser Variablen wurde die Bodenkontaktzeit des Fußes in ms auf der Kraftmessplatte berechnet.

Die maximale Kraftanstiegsrate wurde aus dem Kraftanstieg innerhalb der ersten 30 ms nach T₀ ermittelt. Innerhalb dieser 30 ms wurde alle 5 ms der maximale Kraftanstieg in kN/s berechnet. Er wird gebildet aus der Differenz des ersten und letzten Kraftwertes des Abschnittes, geteilt durch die Zeitdifferenz zwischen diesen beiden Punkten (hier 5 ms). Nur der größte ermittelte Kraftanstiegswert gelangte in die weitere Auswertung.

4.7.1.2 Parameter zur Beschreibung der Achillessehnenwinkeländerung

Da die Bestimmung von Pronation und Supination in allen Versuchsbedingungen an zwei unterschiedlichen Versuchstagen erfolgte, müssen die gewonnenen Daten mit Vorsicht betrachtet werden. Zwei Untersuchungstage bringen bei diesem Messinstrumentarium die Gefahr mit sich, dass das Goniometer nicht exakt an der gleichen Stelle angebracht werden kann. Somit ist keine direkte Vergleichbarkeit von absoluten Pronations- bzw. Supinationswerten möglich. Aus diesem Grunde wurden lediglich relative Pronations- bzw. Supinationsausmaße bestimmt.

Aus dem Verlauf der Goniometer-Kurve wurde bei den normalen Gehversuchen das Pronationsausmaß in Grad und die Pronationsgeschwindigkeit in Grad pro Sekunde ermittelt. Das Pronationsausmaß errechnete sich aus der Differenz des Achillessehnenwinkels zum Zeitpunkt T₀ und der erreichten maximalen Pronation. Die Pronationsgeschwindigkeit beschreibt die Winkelveränderung pro Zeiteinheit und wurde alle 5 ms über einen Gesamtzeitraum von 30 ms ermittelt. Die höchste ermittelte Pronationsgeschwindigkeit ging anschließend in die weitere Analyse ein.

4.7.1.3 Parameter zur Beschreibung der EMG-Signale

Die EMG-Signale der vier ausgewählten Muskeln wurden alle auf die gleiche Art und Weise bearbeitet. Aus diesem Grunde wird an dieser Stelle die Auswertung der EMG-Signale detailliert beschrieben und ist für alle weiteren ausgewerteten EMG-Signale gültig.

Um eine Vergleichbarkeit der gewonnenen EMG-Daten zwischen verschiedenen Versuchspersonen zu gewährleisten, wurde das ermittelte EMG-Signal über einen definierten Zeitraum von 650 ms, 100 ms vor und weitere 550 ms nach T₀, ausgewertet. Diese Vorgehensweise war für die Auswertung wichtig, um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten. Zunächst wurde das Roh-EMG-Signal gleichgerichtet. Nach der Gleichrichtung wurde das gesamte Signal in 50 ms-Abschnitte unterteilt. Diese 50 ms-Signalabschnitte wurden anschließend integriert. Somit wurde der Flächeninhalt unter dem Eingangssignal nach der Formel

$$Y_n = (X_0 + \dots + X_n) * \text{dist}$$

berechnet, wobei **dist** der Zeitabstand zwischen zwei aufeinanderfolgenden Messwerten ist. Die ermittelten IEMG-Werte wurden anschließend an den individuell ermittelten Norm-Werten für jeden einzelnen Muskel prozentual orientiert. Die integrierten EMG-Signale (IEMGs) geben Aufschluss über die Aktivitätsveränderung der Muskulatur beim normalen Gehen, angefangen von der Vorbereitung des Fußaufsatzes, über den Fußaufsatz bis hin zur Abrollbewegung.

4.7.2 Versuchsbedingung „FALL“

Die in dieser Versuchsbedingung ermittelten Parameter sind in Abbildung 4.22 schematisch dargestellt.

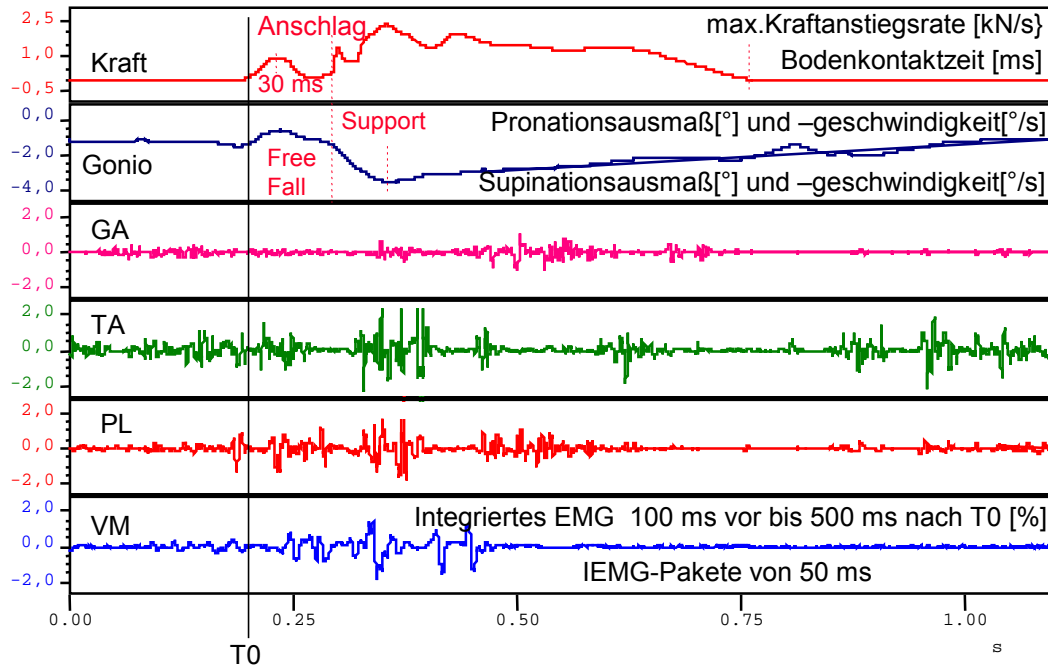


Abb. 4.22 Parameter der Versuchsbedingung „FALL“

4.7.2.1 Parameter zur Beschreibung der Kraftsignale

Das Kraftsignal diente auch in dieser Versuchsbedingung als Trigger für die synchrone Datenaufzeichnung des gesamten Messinstrumentariums. Anhand seines Verlaufs konnte die exakte Bewegungsausführung gut nachvollzogen und analysiert werden.

T0 beschreibt auch in dieser Versuchsbedingung den Zeitpunkt, zu dem der Proband mit seinem Fußaufsatz auf der Supinationsplattform den Kraftschwellwert von 25 N übersteigt. Dieser Zeitpunkt ist für die anderen Signale als Orientierungspunkt gedacht. Da in die Gehbewegung hinein eine Supinationsbewegung induziert wurde, veränderten sich im Gegensatz zu den oben erwähnten Versuchsbedingungen alle Messsignale erheblich. Es konnte zwar auch hier die Bodenkontaktzeit des Fußes in ms sowie die maximale Kraftanstiegsrate der ersten 30 ms - wie oben schon erläutert - ermittelt werden, die Abrollbewegung war jedoch verändert, da eine Supinationsbewegung provoziert wurde. Anhand des Verlaufs des Kraftsignals

konnte die Bewegungsausführung exakt nachvollzogen werden. So ist der Zeitpunkt der erreichten Maximalkraft in den ersten 50 ms gleichzeitig der Zeitpunkt, zu dem die Supinationsplattform abkippt und die Supinationsbewegung eingeleitet wird. Dieser Zeitpunkt ist für die Analyse der Supinationsbewegung von entscheidender Bedeutung. Auch der Anschlag der Supinationsplattform lässt sich anhand des Kraftsignals nachvollziehen. An der Stelle, an der der abklipbare Teil der Plattform anschlägt, erfährt das Kraftsignal einen maximalen positiven Anstieg. Somit kann über den maximalen Kraftanstieg und dessen Zeitpunkt auf das Ende der induzierten Supinationsbewegung zurückgeschlossen werden.

4.7.2.2 Parameter zur Beschreibung der Achillessehnenwinkeländerung

Aus dem Verlauf der Goniometer-Kurve wurde bei den Versuchen, bei denen eine Supinationsbewegung induziert wurde, zunächst das Pronationsausmaß in Grad und die Pronationsgeschwindigkeit in Grad pro Sekunde ermittelt. Das Pronationsausmaß errechnete sich auch hier aus der relativen Veränderung des Achillessehnenwinkels zum Zeitpunkt T₀ und der erreichten maximalen Pronation. Die Pronationsgeschwindigkeit beschreibt die Winkelveränderung pro Zeiteinheit und wurde alle 5 ms über einen Gesamtzeitraum von 30 ms ermittelt. Die höchste ermittelte Pronationsgeschwindigkeit ging anschließend in die weitere Analyse ein.

Für die Beschreibung der Supinationsbewegung wurde weiterhin das relative Supinationsausmaß und die Supinationsgeschwindigkeit berechnet. Während das Ausmaß der Supinationsbewegung durch die Differenz von maximaler Pronation und maximaler Supination ermittelt werden konnte, wurde für diesen Zeitraum die Winkelgeschwindigkeit alle 10 ms berechnet. Die maximale negative Winkelgeschwindigkeit ging dann als maximale Supinationsgeschwindigkeit in die Ergebnisse ein. Da mittels des Kraftsignals die Zeitpunkte für das Abkippen und das Anschlagen der Supinationsplattform ermittelt werden konnten, war es möglich, die Supinationsbewegung in die Phasen Free Fall und Support zu unterteilen. Während die Free Fall-Phase vom Zeitpunkt der Maximalkraft in den ersten 50 ms nach T₀ bis zum maximalen Kraftanstieg dauerte, wurde die Support-Phase vom maximalen Kraftanstieg und der absoluten, maximalen Supination begrenzt. Diese

Einteilung ermöglichte es, die Supinationsbewegung genauer zu betrachten. Für diese beiden Phasen wurden die erreichten Supinationswinkel und die maximalen Supinationsgeschwindigkeiten berechnet.

4.7.2.3 Parameter zur Beschreibung der EMG-Signale

In dieser Versuchsbedingung wurden die EMG-Signale aller Muskeln über einen definierten Zeitraum von 600 ms, 100 ms vor und weitere 500 ms nach T₀, ausgewertet. Nach Gleichrichtung des Roh-EMG-Signals wurden zur Vergleichbarkeit auch hier 50 ms-Abschnitte gebildet. Diese 50 ms-Signalabschnitte wurde anschließend integriert und an den individuell ermittelten Normwerten prozentual orientiert, so dass die integrierten EMG-Signale (IEMGs) Aufschluss über die Aktivitätsveränderung der Muskulatur bei einer induzierten Supinationsbewegung geben konnten.

4.7.3 Versuchsbedingung „statisch“

Die in dieser Versuchsbedingung ermittelten Parameter sind in der Abbildung 4.23 schematisch dargestellt.

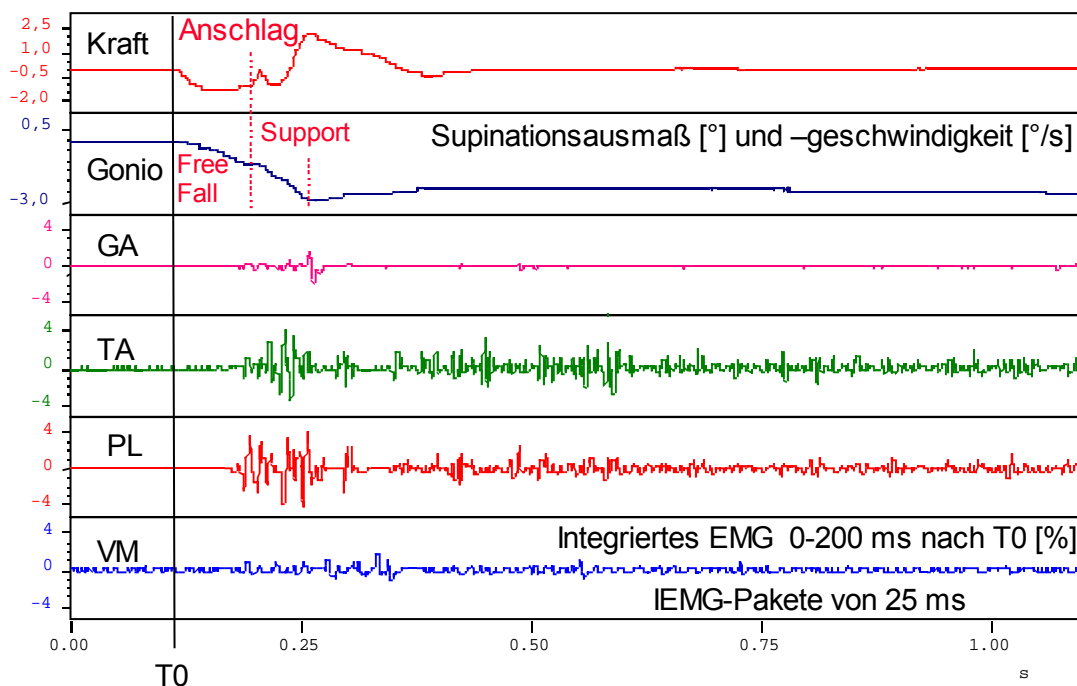


Abb. 4.23 Parameter der Versuchsbedingung „statisch“

4.7.3.1 Parameter zur Beschreibung der Kraftsignale

Das Kraftsignal diente in dieser Versuchsbedingung ausschließlich als Trigger. Als Orientierungshilfe für das Nachvollziehen der Bewegung wurde lediglich der Zeitpunkt T_0 bestimmt, zu dem die Supinationsplattform abkippte und die Supinationsbewegung aus einer statischen Position des Probanden heraus induziert wurde. Der Zeitpunkt des Anschlags der Plattform konnte wieder aus dem maximalen Kraftanstieg abgelesen werden.

4.7.3.2 Parameter zur Beschreibung der Achillessehnenwinkeländerung

Für die Beschreibung der Supinationsbewegung in der statischen Versuchsbedingung wurde das relative Supinationsausmaß und die Supinationsgeschwindigkeit berechnet. Während das Ausmaß der Supinationsbewegung durch die Differenz von Achillessehnenwinkel bei Abkippen der Plattform (Standpronation) und maximaler Supination ermittelt werden konnte, wurde für diesen Zeitraum die Winkelgeschwindigkeit alle 10 ms berechnet. Die maximale negative Winkelgeschwindigkeit ging wie bei den dynamischen Supinationsversuchen als maximale Supinationsgeschwindigkeit in die Ergebnisse ein.

Da auch bei dieser Analyse das Abkippen und das Anschlagen der Supinationsplattform ermittelt werden konnte, war es wieder möglich, die Supinationsbewegung in die Phasen Free Fall und Support zu unterteilen. Während die Free Fall-Phase vom Zeitpunkt des Kraftabfalls bis zum maximalen Kraftanstieg dauerte, wurde die Support-Phase vom maximalen Kraftanstieg und der absoluten, maximalen Supination begrenzt. Für diese beiden Phasen wurden die erreichten Supinationswinkel und die maximalen Supinationsgeschwindigkeiten berechnet.

4.7.3.3 Parameter zur Beschreibung der EMG-Signale

In der statischen Versuchsbedingung wurden die EMG-Signale aller Muskeln über einen definierten Zeitraum von 200 ms nach T_0 weiterverarbeitet. Nach Gleichrichtung des Roh-EMG-Signals wurden 25 ms-Abschnitte gebildet. Diese 25 ms-Signalabschnitte wurden anschließend integriert und an den individuell ermittelten Normwerten prozentual orientiert, so dass die IEMGs Aufschluss

über die Aktivitätsveränderung eines ruhigen Muskels bei plötzlicher induzierter Supinationsbewegung geben konnten. Die Bestimmung der Voraktivität war in dieser Versuchsbedingung nicht von Bedeutung, da während der Messungen darauf geachtet wurde, dass die Probanden ganz ruhig auf der Supinationsplattform standen. Die Supinationsplattform wurde erst ausgelöst, nachdem der Online-Darstellung der EMG-Signale auf dem Bildschirm zu entnehmen war, dass kein Muskel voraktiviert ist.

4.7.4 Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

Die ermittelten Parameter der isometrischen Kraftmessung sind in Abbildung 4.24 schematisch dargestellt.

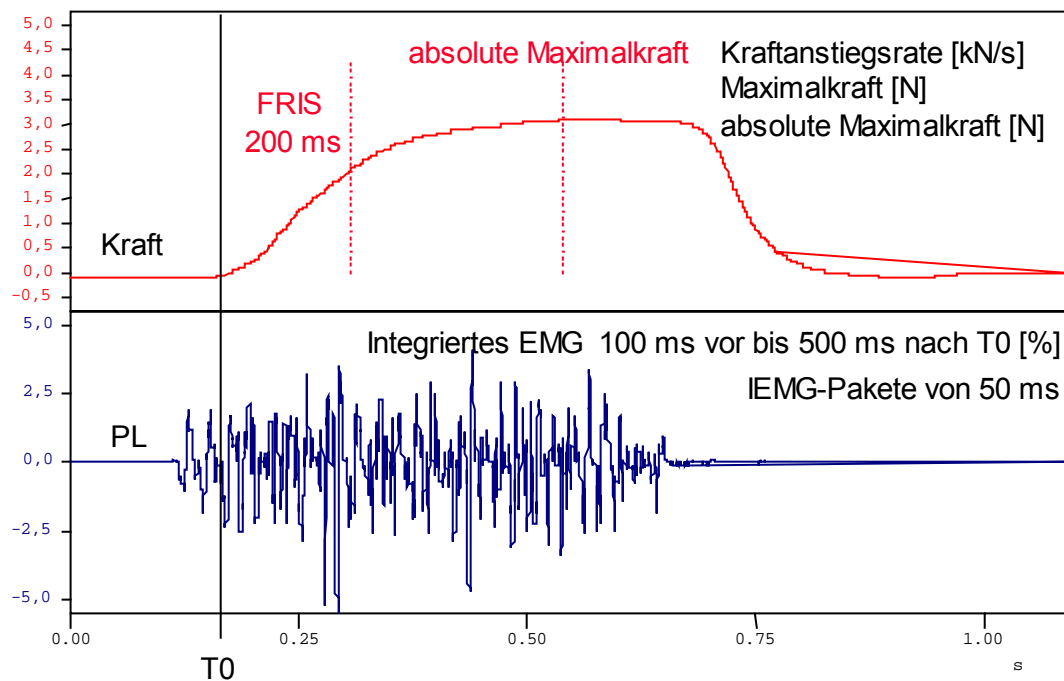


Abb. 4.24 Parameter der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

4.7.4.1 Parameter zur Beschreibung der Kraftsignale

Da in dieser Versuchsbedingung eine isometrische Kraftmessung durchgeführt wurde, wurden aus dem Kraftsignal entsprechende Parameter ermittelt, die das Kraftverhalten der Peronealmuskulatur beschreiben.

Zum Zeitpunkt T_0 wurde vom Probanden eine Kraft von 25 N aufgebracht. Dieser Wert gilt als Schwellwert für die eigentliche Kraftentwicklung. Aus dem Kraftsignal wurde über einen Zeitraum von 500 ms nach T_0 alle 50 ms das Kraftniveau ermittelt, das absolut erzielt wurde. Somit konnte die

Maximalkraftentwicklung über einen Zeitraum von 500 ms nachvollzogen werden. Innerhalb der ersten 200 ms nach T₀ wurde weiterhin die Kraftanstiegsrate ermittelt. Dazu wurde der Kraftanstieg alle 20 ms berechnet. Der maximale Anstieg innerhalb der ersten 200 ms ging dann in die weitere Analyse ein.

4.7.4.2 Parameter zur Beschreibung der EMG-Signale

Bei der Analyse der isometrischen Kraftmessung wurde das EMG-Signal des M. peroneus longus über einen definierten Zeitraum von 500 ms nach T₀ weiterverarbeitet. Nach Gleichrichtung des Roh-EMG-Signals wurden 50 ms-Abschnitte gebildet. Diese 50 ms-Signalabschnitte wurde anschließend integriert und an den individuell ermittelten Normwerten prozentual orientiert, so dass die integrierten EMG-Signale Aufschluss über die Aktivitätsveränderung der Peronealmuskulatur bei isometrischer Kraftentwicklung geben konnten. Zur Bestimmung der Voraktivität wurde das integrierte EMG über einen Zeitraum von 100 ms vor Erreichen von T₀ gebildet.

4.8 Datenerfassung und statistische Auswertung

Zur Datenerfassung stand ein Personal Computer Siemens Nixdorf 200 MMX, 486 (SIEMENS NIXDORF, Paderborn, Germany) zur Verfügung, der mit einer Messwerterfassungskarte DAP 2400 (DATALOG, Mönchengladbach, Germany) ausgestattet war. Für die Lichtschranken, die Kraftmessplatte, die EMG-Elektroden und das Goniometer standen jeweils ein Eingang zur Verfügung, der mit einer Frequenz von 10 kHz abgetastet wurde.

Die Kraftsignale, die EMG-Aktivitäten in den ausgewählten Muskelgruppen sowie die Achillessehnenwinkeländerungen wurden synchron aufgezeichnet. Durch einen Pretrigger-Modus der Messwerterfassung war es möglich, bei den Gehversuchen auch die Kurvenverläufe zu speichern, die bereits vor dem Auftreffen des Fußes auf der Supinationsplattform erreicht wurden. Die Pretrigger-Zeit betrug 250 ms.

Die Messwerte jeder einzelnen Versuchsperson wurden zunächst gemittelt. Von den 10 aufgezeichneten Versuchen in jeder Versuchsbedingung wurden

dabei mindestens 7 Versuche in die Analyse einbezogen. Bei der Analyse der Kraftmessung wurden mindestens zwei Versuche ausgewählt.

Für die statistische Auswertung der analysierten Parameter wurde das Softwarepaket StatView II (Abacus Concepts, Berkeley, California, USA) verwendet. Mit Hilfe dieser Software wurde eine Zwei-Faktor Repeated-Measures-ANOVA (**AN**alysis **Of** **VA**riance) durchgeführt. Diese Varianzanalyse gibt Signifikanzen sowohl im Gruppenvergleich als auch im Pre-Post-Vergleich zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung an. Bei vorliegender Signifikanz wurde anschließend ein t-test (Fisher's LSD (least significant difference)-Methode) durchgeführt, um Veränderungen innerhalb der verschiedenen Trainingsgruppen statistisch zu überprüfen. In der nachfolgenden Beschreibung der Ergebnisse wurde bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $< 5\%$ ($p < 0.05$) die statistische Signifikanz festgelegt (gekennzeichnet durch *).

4.9 Methodenkritik

Das bei der vorliegenden Untersuchung verwandte experimentelle Design und im Speziellen die methodische Vorgehensweise sollten an dieser Stelle kritisch hinterfragt werden. Die folgenden Ausführungen verdeutlichen, inwiefern es sich bei diesem Design um notwendige Kompromisslösungen handelt, die die Aussagekraft dieser Arbeit einschränken könnten.

4.9.1 Experimentelles Design

Zunächst ist zu bedenken, dass diese Studie nach präventiven Strategien sucht, um sich gegen Sprunggelenksverletzungen zu schützen. Diese Fragestellung wurde nicht mit einer empirischen Untersuchung der Verletzungshäufigkeit in realen sportlichen Situationen nach Durchführung von präventiven Trainingsprogrammen angegangen. Die Messungen zur Überprüfung präventiver Schutzmechanismen erfolgten hingegen unter kontrollierten Laborbedingungen. Der verwendete Ansatz lässt daher nur indirekte Schlussfolgerungen in Bezug auf die Verminderung von Verletzungen zu.

Die gewählte Untersuchungsmethode einer unerwarteten Fallsituation lässt die Frage aufkommen, inwiefern provozierte Ereignisse wie die einer simulierten Supinationsbewegung wirklich unerwartet sind. Sobald den Versuchspersonen der Versuchsablauf bekannt ist, handelt es sich streng genommen nicht mehr um eine unerwartete Situation. Aus ethischen Gründen war es jedoch wichtig, die Probanden vorab darüber zu informieren, dass beim Gehen über eine Messplattform möglicherweise eine Supinationsbewegung induziert werden könnte.

4.9.2 Trainingskontrolle

Im Rahmen dieser Untersuchung war es nicht möglich, das Trainingsgeschehen aller Trainingsgruppen zu kontrollieren. Da der Geländeparcour in einem weiteren biomechanischen Laborraum aufgebaut war, musste diese Trainingsgruppe regelmäßig das Labor besuchen. Dort wurde das Training von einer Physiotherapeutin betreut und kontrolliert. Bei den anderen Trainingsgruppen musste darauf vertraut werden, dass das

vierwöchige Balance- bzw. Thera-Band-Training auch regelmäßig durchgeführt wurde.

Zur Trainingskontrolle wurde zu Beginn der Trainingsperiode den Probanden ein Kontrollbogen ausgehändigt, auf dem das Training protokolliert werden musste. Weiterhin wurde vor Durchführung der Trainingsphase den Probanden noch einmal deutlich erklärt, dass es für diese Studie von größter Wichtigkeit ist, das entsprechende Training regelmäßig durchzuführen, da nur dann aussagekräftige Ergebnisse erzielt werden können. Am Ende der Trainingsphase musste der Kontrollbogen dem Versuchsleiter zurückgegeben werden. Die gewählte Probandenzahl in dieser Studie ließ es sowohl aus zeitlichen als auch aus räumlichen Gründen nicht zu, dass alle Trainingsgruppen ihre Trainingseinheiten im biomechanischen Labor unter Kontrolle durchführten.

Weiterhin ist zu berücksichtigen, dass die Effekte, die im Vergleich von Eingangs- zur Abschlussuntersuchung erzielt wurden, möglicherweise nicht ausschließlich auf das Trainingsprogramm zurückzuführen sind. Da das Probandenkollektiv ausschließlich aus Sportstudenten bestand, die im Semester verschiedenen sportlichen Aktivitäten nachgehen, kann nur eine eingeschränkte Aussage über die Effektivität der verwendeten Trainingsprogramme getroffen werden. Dies gilt im Besonderen für die Kontrollgruppe, die kein spezielles Training durchgeführt hat, sondern nur ihren gewöhnlichen sportlichen Aktivitäten nachgegangen ist. Im Rahmen dieser Untersuchung war es allerdings nicht möglich, auf eine so große Anzahl von Probanden zurückzugreifen, die keiner sportlichen Aktivität nachgehen.

4.9.3 Reihenfolge der Versuchsbedingungen

Aufgrund der speziellen Messinstrumentarien und der Fragestellung dieser Arbeit musste eine konstante Reihenfolge der Versuchsbedingungen gewählt werden. Zunächst wurden alle Versuchsbedingungen auf der Supinationsplattform durchgeführt. Die isometrischen Kraftmessungen folgten später, da hierzu das Goniometer abgenommen werden musste. Um ein ständiges Anbringen und Abnehmen des Goniometers, was zu einer größeren Variabilität der entsprechenden Parameter geführt hätte, zu umgehen, wurde die soeben genannte Versuchsreihenfolge gewählt.

Weiterhin war es für die Fragestellung dieser Arbeit von großer Bedeutung, Supinationsbewegungen in unerwarteten Situationen zu induzieren. Um den Einfluss möglicher Lernvorgänge gering zu halten, wurden die dynamischen Gehversuche mit möglicher induzierter Supinationsbewegung den statischen Supinationsversuchen vorgezogen. Unter Berücksichtigung dieser Besonderheiten wurde daher die Reihenfolge der Versuchsbedingungen an beiden Versuchstagen konstant gehalten und nicht randomisiert.

4.9.4 Unterschiedliche Versuchstage

Da diese Studie die Auswirkungen unterschiedlicher Trainingsprogramme untersuchen wollte, musste eine Eingangs- und eine Abschlussuntersuchung durchgeführt werden. Somit gab es zwei experimentelle Sitzungen, was die Problematik der Vergleichbarkeit von Ergebnissen zweier Versuchstage mit sich bringt.

Um den Einfluss von veränderten EMG-Signaleigenschaften auf die Ergebnisse durch veränderte Ableitstellen so gering wie möglich zu halten, wurden die exakten Elektrodenpositionen mit wasserfesten Folienschreibern angezeichnet. Die Probanden mussten außerdem während ihrer vierwöchigen Trainingsphase diese Positionen regelmäßig nachzeichnen, so dass auch zum Termin der Nachuntersuchung die gleichen Elektrodenpositionen gewählt werden konnten. Vor der Anbringung der EMG-Elektroden bei der Ausgangsuntersuchung wurden diese Positionen zur Vorsicht noch einmal kontrolliert.

Weiterhin problematisch ist die große Variabilität in den EMG-Signalen. Damit eine Vergleichbarkeit der Signale gewährleistet war, wurden zu Beginn des Untersuchungstages nach dem Anbringen der Elektroden, nach den Messungen auf der Supinationsplattform und nach Abschluss aller Versuchsbedingungen insgesamt drei Normierungen durchgeführt. Die gemessenen EMG-Signale wurden an den individuell ermittelten Normdaten orientiert, um eine Vergleichbarkeit zwischen den Versuchspersonen zu gewährleisten. Dieses Prozedere wurde an beiden Untersuchungstagen durchgeführt, so dass auch die Ergebnisse unterschiedlicher Versuchstage miteinander vergleichbar sind.

4.9.5 Isometrische Kraftmessung

Bei der Analyse der Kraftsignale ist zu bedenken, dass die mit der verwendeten Apparatur gemessene Kraft möglicherweise nicht ausschließlich auf die Kraft der Peronealmuskulatur zurückgeführt werden kann. Da der Proband mit in Inversionsstellung eingespanntem Fuß, aber auch gestrecktem Bein vor der Messapparatur saß, könnte gleichzeitig eine Kontraktion des M. vastus medialis und anderer beteiligter Muskeln erfolgt sein. Somit konnte mit dieser Konstruktion nicht ausschließlich die Kraft des M. peroneus longus bestimmt werden.

Gleichermaßen traten bei der Kraftmessung Koordinationsprobleme auf, denen durch mehrfache Testversuche vor Beginn der eigentlichen Messungen entgegengewirkt wurde. Da die Probanden Probleme hatten, den exakten Anweisungen der Bewegungsausführung zu folgen, waren die Testversuche notwendig, um die Versuchspersonen mit den Anforderungen des Experiments vertraut zu machen.

5 Ergebnisse

Aufgrund der Vielzahl der untersuchten Parameter wird in dieser Ergebnisdarstellung nur auf ausgewählte Messgrößen eingegangen. Es werden nur die Ergebnisse erwähnt und auch graphisch dargestellt, die in der ANOVA als statistisch signifikant nachgewiesen wurden. Nur bei vorliegender Signifikanz in der Varianzanalyse wurden auch Gruppenvergleiche mittels t-test durchgeführt, die dann ebenfalls durch graphische Unterstützung erläutert werden. Die Mittelwerte aller Parameter in den fünf Versuchsbedingungen sowie deren Standardabweichungen sind im Anhang D dargestellt.

Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt in der Reihenfolge der Versuchsbedingungen, wie sie bereits in der Methodik beschrieben worden ist. In den folgenden graphischen Abbildungen werden die Trainingsgruppen entsprechend ihres Trainings mit den Kürzeln BAL für Balance-Gruppe, CON für Kontroll-Gruppe, PAR für Parcour-Gruppe und THERA für Thera-Band-Gruppe benannt. Die ausgewählten Muskeln werden entsprechend ihres Namens in alphabetischer Reihenfolge mit GA (M. gastrocnemius), PL (M. peroneus longus), TA (M. tibialis anterior) und VM (M. vastus medialis) abgekürzt. Die Ergebnisse von Eingangs- und Abschlussuntersuchung werden mit PRE und POST und signifikante Veränderungen zwischen den Untersuchungstagen mit einem * ($p < 0.05$) gekennzeichnet. Signifikante Veränderungen wurden in einer Varianzanalyse (Two Factor-Repeated Measures ANOVA) ermittelt. Bei auftretender Signifikanz in der ANOVA wurden signifikante Unterschiede im PRE-POST Vergleich innerhalb der vier Gruppen durch den t-test analysiert.

5.1 Ergebnisse Versuchsbedingung „GANG“

In der ersten Versuchsbedingung wurden normale Gehversuche auf der Gangway aufgezeichnet und analysiert.

5.1.1 Ergebnisse der Auswertung der Kraftsignale („GANG“)

Für das normale Gehen ohne Abkippung der Supinationsplattform wurden aus den Kraftsignalen die Bodenkontaktzeiten und die maximalen Kraftanstiegsraten ermittelt. Für beide Parameter konnten im Vergleich zur Eingangsuntersuchung in der Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe signifikante Veränderungen festgestellt werden.

Die Bodenkontaktzeit, die die Zeitdauer vom Fersenaufsatz auf die Supinationsplattform (T0) bis zum Verlassen derselben umfasst, betrug an den Untersuchungstagen durchschnittlich 690,4 ms (PRE) bzw. 683,4 ms (POST) (Abbildung 5.1). Damit hat sich die Bodenkontaktzeit von Vor- zu Nachuntersuchung für die Gesamtgruppe um durchschnittlich 1,0 % reduziert.

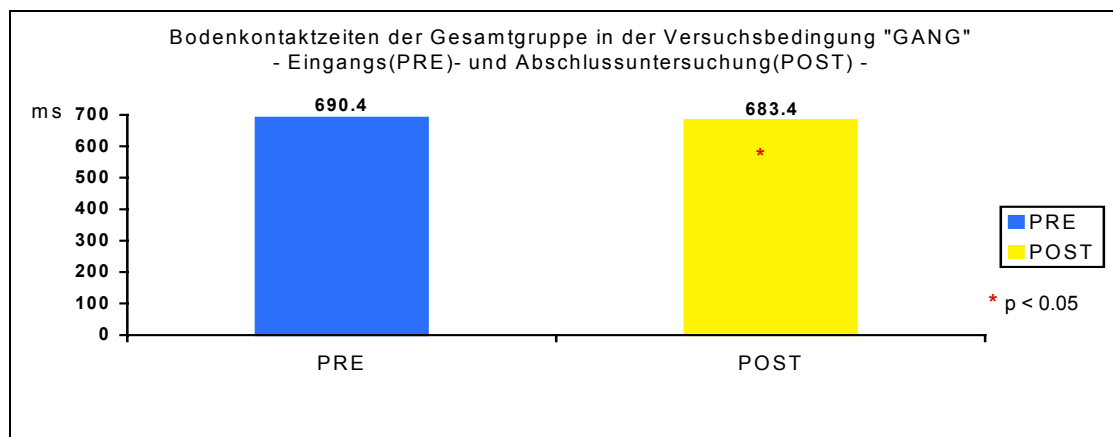


Abb. 5.1 Darstellung der mittleren Bodenkontaktzeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „GANG“

Der anschließend durchgeführte t-test konnte signifikante Unterschiede zwischen den beiden Untersuchungstagen für die Balance- und die Parcour-Gruppe ermitteln. Die Balance-Gruppe reduzierte die Bodenkontaktzeit von durchschnittlich 693,9 ms auf 684,2 ms, während für die Parcour-Gruppe Veränderungen von 687,6 ms auf 678,0 ms registriert wurden. Für beide Gruppen hat sich die Bodenkontaktzeit von Vor- zu Nachuntersuchung um

durchschnittlich 1,4 % reduziert. Die Thera-Band-Gruppe zeigte ebenso wie die Kontroll-Gruppe im t-test keine signifikanten Veränderungen (Abbildung 5.2).

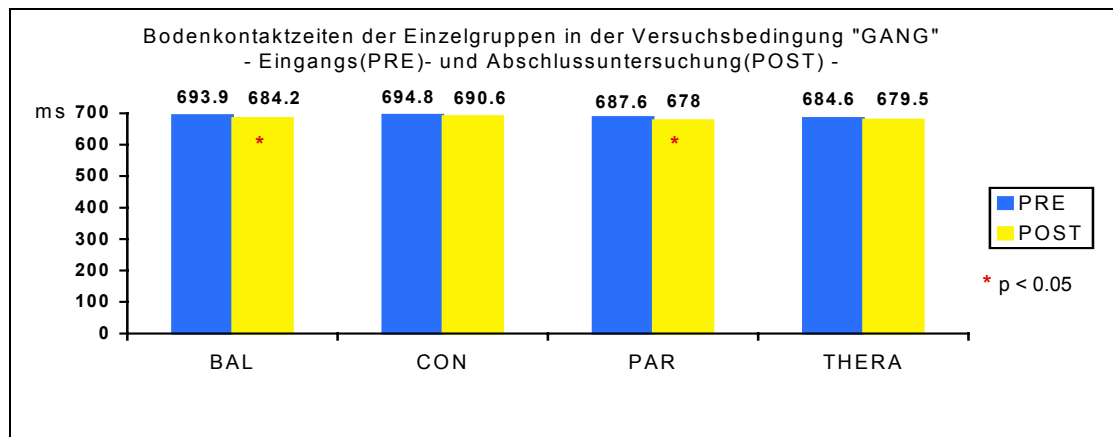


Abb. 5.2 Darstellung der mittleren Bodenkontaktzeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „GANG“

Die Analyse der Kraftanstiegsraten, die innerhalb der ersten 30 ms nach Bodenkontakt auf der Kraftmessplatte ermittelt wurden, zeigte ebenfalls in der Versuchsbedingung „GANG“ für die Gesamtgruppe signifikante Unterschiede auf. In der Eingangs- bzw. Abschlussuntersuchung wurden maximale, durchschnittliche Kraftanstiegsraten von 22,2 kN/s (PRE) bzw. 23,5 kN/s (POST) gemessen (Abbildung 5.3). Somit konnte in der Abschlussuntersuchung die maximale Kraftanstiegsrate um durchschnittlich 5,9 % gesteigert werden.

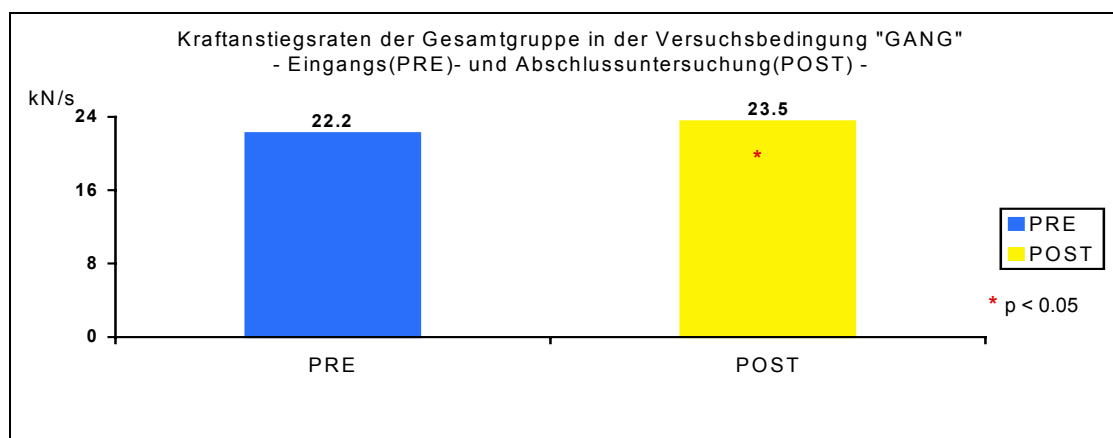


Abb. 5.3 Darstellung der mittleren, maximalen Kraftanstiegsraten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „GANG“

Eine signifikante Steigerung der maximalen Kraftanstiegsrate war im t-test jedoch nur für die Balance-Gruppe nachweisbar. Die Balance-Gruppe erhöhte ihre Kraftanstiegsrate von 20,1 kN/s auf 23,1 kN/s um 14,9 %. Der Vergleich der gemessenen Kraftanstiegsraten in Eingangs- und Abschlussuntersuchung zeigte für die anderen beiden Trainingsgruppen und die Kontroll-Gruppe keine signifikanten Veränderungen (Abbildung 5.4).

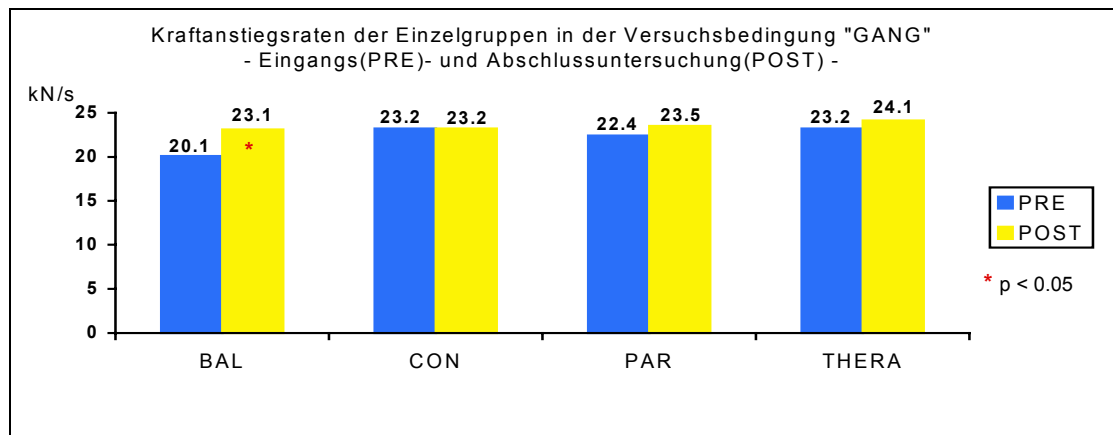


Abb. 5.4 Darstellung der mittleren, maximalen Kraftanstiegsraten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „GANG“

5.1.2 Ergebnisse der Auswertung der Goniometer-Signale („GANG“)

Aus dem Goniometer-Signal wurden in den Gehversuchen die Parameter Pronationsausmaß und Pronationsgeschwindigkeit bestimmt. Während sich das Pronationsausmaß von Vor- zu Nachuntersuchung für die Gesamtgruppe nicht signifikant veränderte, wurde eine signifikant erhöhte Pronationsgeschwindigkeit in der Abschlussuntersuchung ermittelt.

Das Pronationsausmaß, das aus der Differenz des Achillessehnenwinkels bei Fußaufsatz auf die Messplattform und maximaler Pronation berechnet wurde, zeigte auch zwischen den unterschiedlichen Trainingsgruppen und der Kontroll-Gruppe keine signifikanten Unterschiede. Es wurden mittlere Pronationsausmaße von 10,3° (PRE) bzw. 10,6° (POST) ermittelt.

Die durchschnittlichen Pronationsgeschwindigkeiten für die Gesamtgruppe lagen bei 332,6 °/s (PRE) bzw. 351,7 °/s (POST) (Abbildung 5.5). Insgesamt

konnte die Pronationsgeschwindigkeit von Vor- zu Nachuntersuchung um durchschnittlich 5,7 % signifikant gesteigert werden.

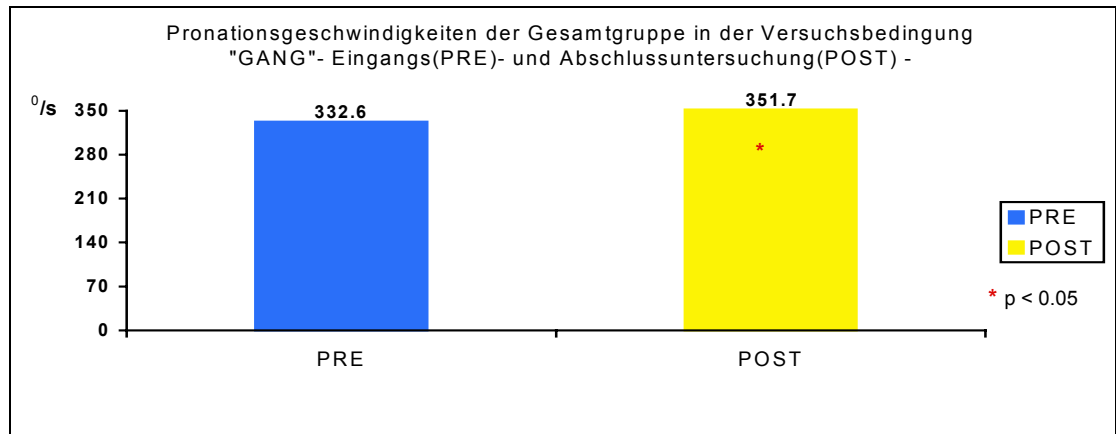


Abb. 5.5 Darstellung der maximalen Pronationsgeschwindigkeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „GANG“

Der t-test ermittelte in der Versuchsbedingung „GANG“ für alle Gruppen im Vergleich zur Eingangsuntersuchung nach der Trainingsphase erhöhte Pronationsgeschwindigkeiten, signifikante Steigerungen konnten jedoch nur für die Balance-Gruppe von 335,8 °/s auf 360,4 °/s sowie die Kontroll-Gruppe von 336,8 °/s auf 355,2 °/s nachgewiesen werden (Abbildung 5.6). Die Veränderungen bedeuten eine Erhöhung der Pronationsgeschwindigkeit von 7,3 % für die Balance- und 5,5 % für die Kontroll-Gruppe. Die Veränderungen für die Parcour- und die Thera-Band-Gruppe erwiesen sich im t-test als nicht signifikant.

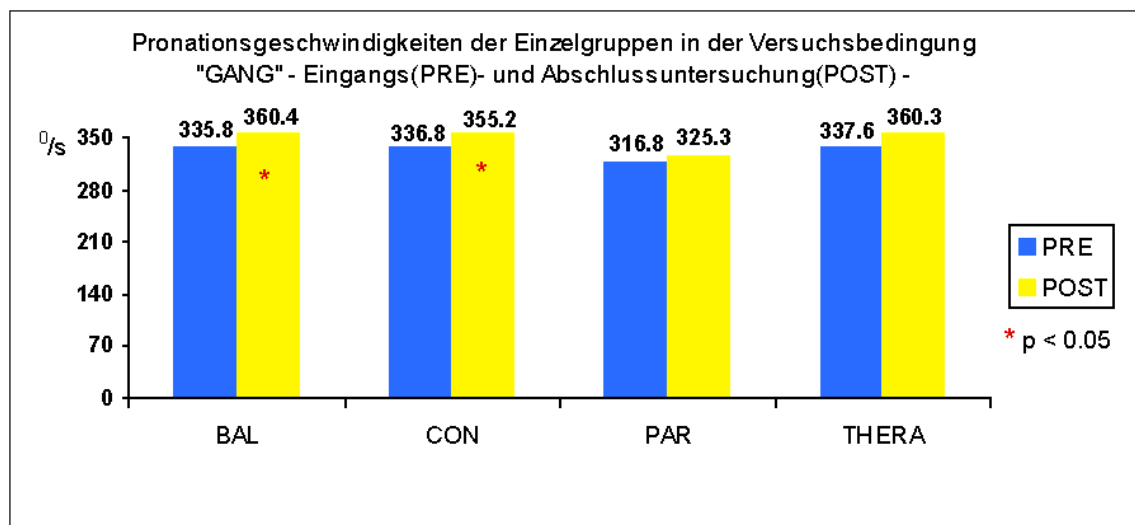


Abb. 5.6 Darstellung der maximalen Pronationsgeschwindigkeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „GANG“

5.1.3 Ergebnisse der Auswertung der EMG-Signale („GANG“)

5.1.3.1 Überblick

Für alle vier ausgewählten Muskelgruppen wurde in der Versuchsbedingung „GANG“ die EMG-Aktivität 100 ms vor und weitere 550 ms nach Bodenkontakt (T0) auf der Supinationsplattform, die nicht ausgelöst wurde, ermittelt. Der gesamte Messzeitraum wurde in IEMG-Pakete von 50 ms unterteilt, um die Aktivitätsveränderungen während des Gangzyklus besser analysieren zu können. Die genaue Berechnung der IEMG-Daten wurde bereits in der Methodik in Kapitel 4.7.1.3 beschrieben. Alle gemessenen EMG-Werte der verschiedenen Muskelgruppen, die im Folgenden vorgestellt werden, wurden an EMG-Signalen ausgewählter Übungen normiert (siehe auch hierzu Kapitel 4.5.1). Durch diese Vorgehensweise wird die Vergleichbarkeit von EMG-Signalen an unterschiedlichen Versuchstagen gewährleistet.

Die folgende Abbildung 5.7 veranschaulicht zunächst die unterschiedlichen Aktivitätsniveaus und -veränderungen der vier Muskeln beim normalen Gehen. Da das allgemeine Aktivitätsmuster beim Gehen ohne mögliche Trainingseinflüsse dargestellt werden soll, wurde in dieser Darstellung nur die Muskelaktivität aller Probanden aus der Eingangsuntersuchung berücksichtigt.

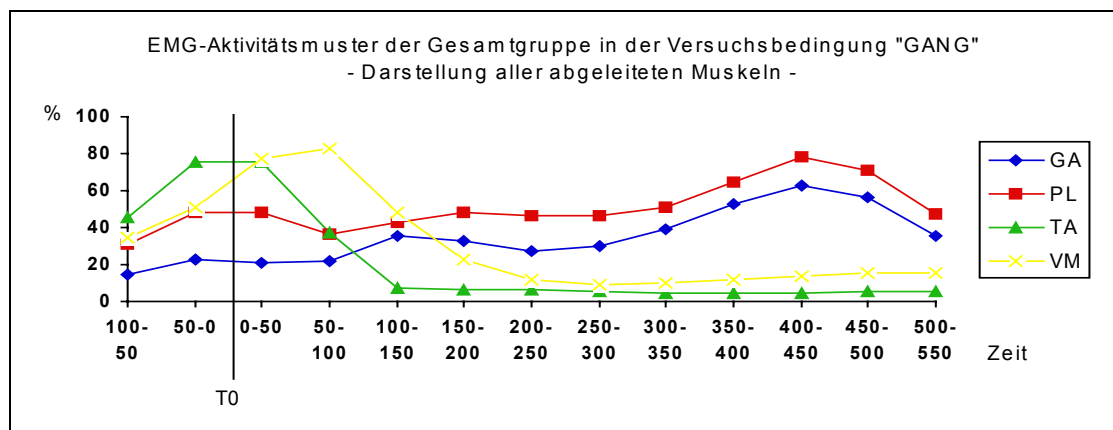


Abb. 5.7 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster aller abgeleiteten Muskeln für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „GANG“

Die Abbildung 5.7 verdeutlicht, dass beim normalen Gehen unmittelbar vor Bodenkontakt (T0) der M. tibialis anterior mit 75 % das höchste Aktivitätsniveau erreichte. Mit Beginn der Abrollbewegung des Fußes steigerten dieser Muskel und zusätzlich auch der M. vastus medialis ihre Aktivitätsmaxima auf bis zu

82 %. Beide Muskeln zeigten ein ähnliches Aktivitätsverhalten und reduzierten bereits 200 ms nach Bodenkontakt ihre EMG-Aktivität auf unter 12 %. Ein entgegengesetztes Verhalten konnte für die Mm. gastrocnemius und peronaeus longus beobachtet werden, die zu Beginn der Abrollbewegung eine geringere Aktivität als die anderen beiden Muskeln aufwiesen und erst nach 450 ms, also im letzten Drittel des Gangzyklus, ihre maximale Aktivität von 63 % (GA) bzw. 78 % (PL) erzielten.

5.1.3.2 EMG-Aktivitätsmuster

Für das Gehen ohne Abkippen der Supinationsplattform wurden zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung nur geringfügige Unterschiede im EMG-Aktivitätsverhalten festgestellt. Die größten Veränderungen wurden für den M. peronaeus longus beobachtet.

Das Aktivitätsverhalten des M. peronaeus longus brachte nach der Trainingsphase für den nahezu gesamten Messzeitraum signifikant erhöhte Aktivitätswerte hervor (Abbildung 5.8).

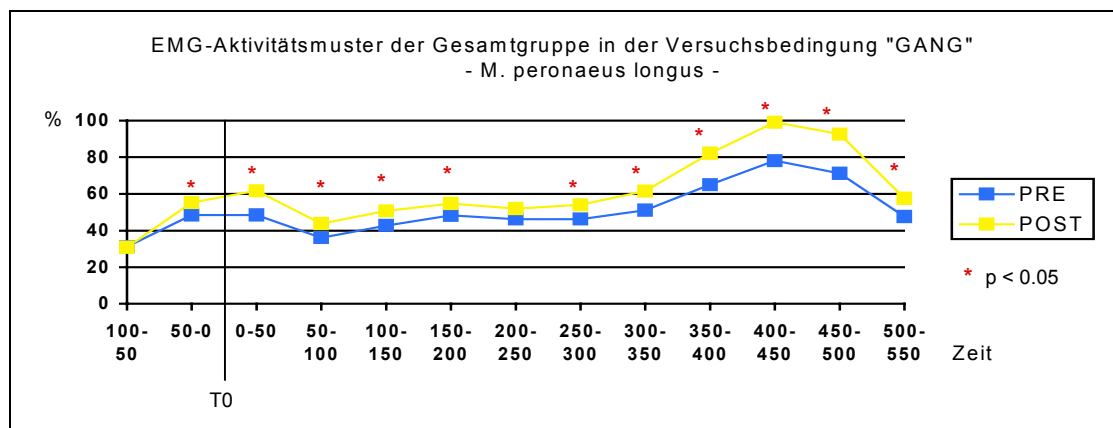


Abb. 5.8 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peronaeus longus für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „GANG“

Der durchgeführte t-test ermittelte signifikante Unterschiede für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe (Abbildungen 5.9 und 5.10), während die Aktivitätsmuster der Peronealmuskulatur von Parcours- und Kontroll-Gruppe unverändert blieben.

Das Aktivitätsmuster des M. peronaeus longus in der Abbildung 5.9 verdeutlicht die Aktivitätssteigerung für die Balance-Gruppe nach dem durchgeführten

Training auf dem Airex® Balance-Pad während des Gangzyklus. Bereits unmittelbar vor Bodenkontakt steigerte diese Trainingsgruppe ihre EMG-Aktivität um 39,5 %. Im weiteren Verlauf konnte eine durchschnittliche Aktivitätszunahme von 37,7 % ermittelt werden.

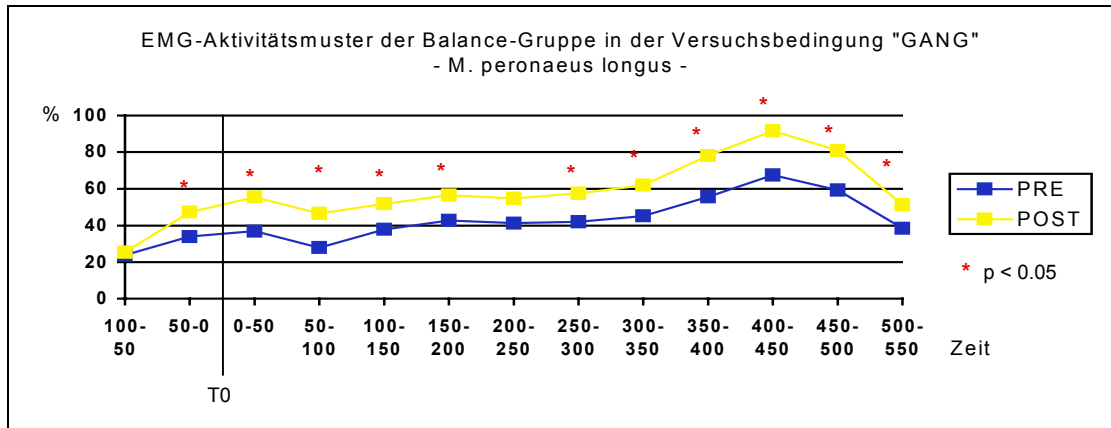


Abb. 5.9 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus für die Balance-Gruppe in der Versuchsbedingung „GANG“

Auch für die Thera-Band-Gruppe wurde eine erhöhte EMG-Aktivität nach der Trainingsphase im Vergleich zur Eingangsuntersuchung beobachtet; signifikante Unterschiede zwischen den Untersuchungstagen konnten jedoch nur in den ersten 50 ms (28,3 %) bzw. im Zeitraum von 350 - 500 ms (29,7 %) nach Bodenkontakt festgestellt werden. Die Veränderungen im Aktivitätsverhalten des M. peroneus longus für die Thera-Band-Gruppe sind in der folgenden Abbildung 5.10 dargestellt.

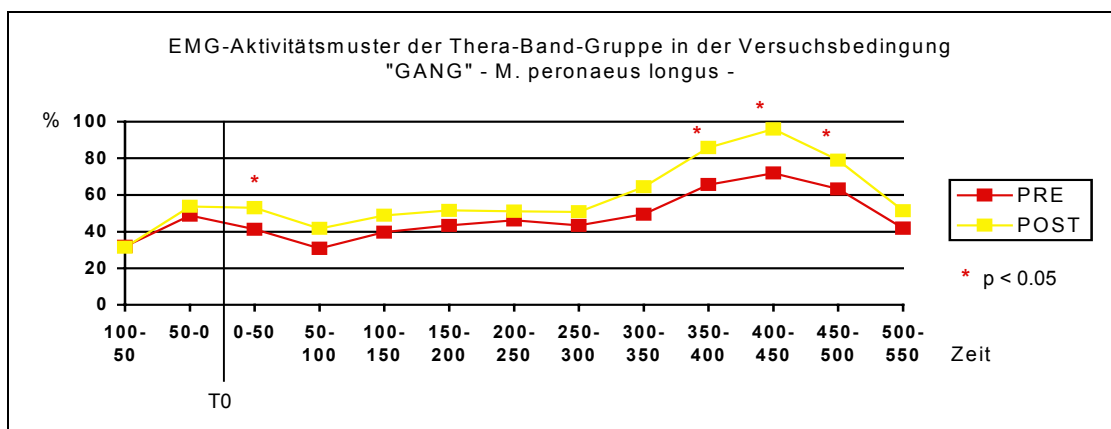


Abb. 5.10 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus für die Thera-Band-Gruppe in der Versuchsbedingung „GANG“

Bei der statistischen Überprüfung der EMG-Daten des M. peroneus longus wurden weiterhin zum Teil signifikante Gruppenunterschiede in der Größe des Aktivitätsniveaus gefunden. Diese lassen sich auf die konstant höhere EMG-Aktivität der Parcours-Gruppe zurückführen. Alle anderen drei Gruppen unterschieden sich nicht voneinander (Abbildung 5.11).

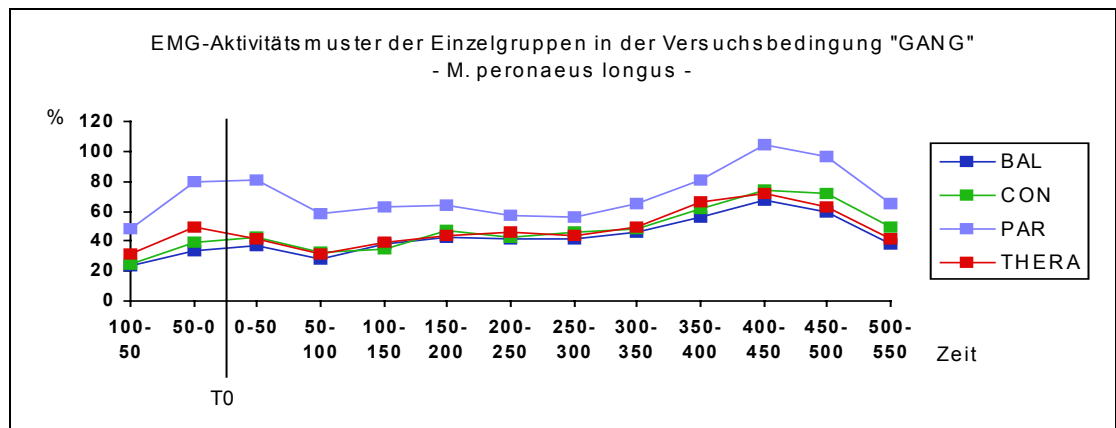


Abb. 5.11 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „GANG“

5.1.4 Zusammenfassung der Ergebnisse in der Versuchsbedingung „GANG“

Folgende Ergebnisse können nach der Analyse der Messsignale beider Untersuchungstage in der Versuchsbedingung „GANG“ festgehalten werden:

Insgesamt wurden für das Gehen zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung nur geringfügige Unterschiede festgestellt.

Während sich die Bodenkontaktzeit für die Balance- und Parcour-Gruppe nach der Trainingsphase signifikant reduzierte, wurde gleichzeitig eine signifikante Steigerung der maximalen Kraftanstiegsrate für die Balance-Gruppe beobachtet.

Das Pronationsausmaß veränderte sich im normalen Gehen zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung nicht. Signifikant erhöhte Pronationsgeschwindigkeiten konnten allerdings für die Balance- und die Kontroll-Gruppe nachgewiesen werden.

Die Analyse der EMG-Signale beim normalen Gang ließ erkennen, dass der M. peroneus longus die größten signifikanten Veränderungen im Aktivitätsverhalten zeigte. Nach der Trainingsphase wurden erhöhte EMG-Aktivitäten für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe ermittelt. Für die anderen drei Muskeln konnten dagegen kaum signifikante Unterschiede festgestellt werden. Insgesamt unterscheidet sich die Parcour-Gruppe von allen anderen drei Gruppen durch ein höheres Aktivitätsniveau.

5.2 Versuchsbedingung „NOFALL“

In dieser Versuchsbedingung wurden normale Gehversuche über die Gangway aufgezeichnet und analysiert. Diese Gehversuche unterscheiden sich von der zuvor beschriebenen Versuchsbedingung „GANG“ dadurch, dass den Probanden bewusst war, dass innerhalb jedes Gehversuches eine Supinationsbewegung hätte induziert werden können.

5.2.1 Ergebnisse der Auswertung der Kraftsignale („NOFALL“)

Für das normale Gehen mit möglicher Abkippung der Supinationsplattform wurden aus den Kraftsignalen die Bodenkontaktzeiten und die maximalen Kraftanstiegsraten ermittelt. Für beide Parameter konnten im Vergleich zur Eingangsuntersuchung in der Nachuntersuchung signifikante Unterschiede festgestellt werden.

Die Bodenkontaktzeit betrug in der Eingangsuntersuchung für die Gesamtgruppe durchschnittlich 689,4 ms, während sie in der Nachuntersuchung mit durchschnittlich 678,0 ms signifikant verkürzt war. Damit hat sich die Bodenkontaktzeit von Vor- zu Nachuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „NOFALL“ um durchschnittlich 1,7 % reduziert (Abbildung 5.12).

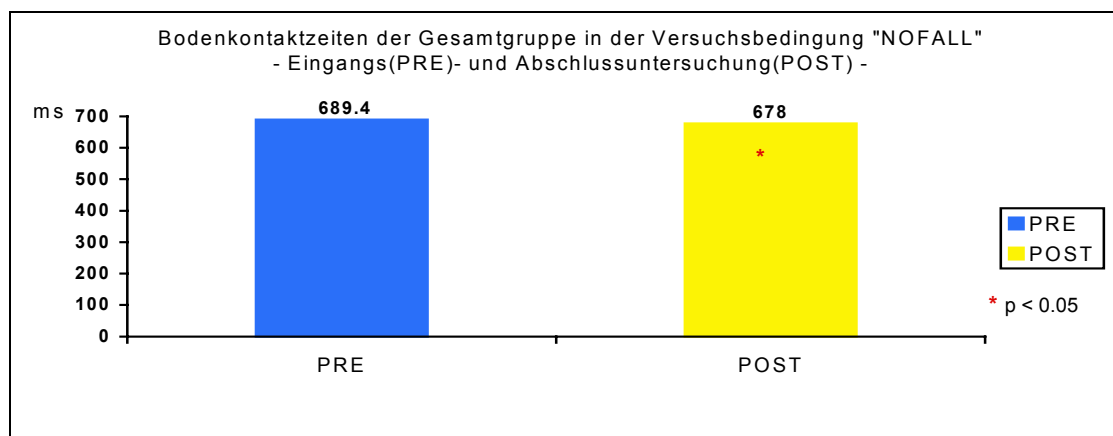


Abb. 5.12 Darstellung der mittleren Bodenkontaktzeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „NOFALL“

Der anschließend durchgeführte t-test konnte signifikante Unterschiede zwischen den beiden Untersuchungstagen für die Thera-Band- und die

Kontroll-Gruppe ermitteln. Die Thera-Band-Gruppe reduzierte die Bodenkontaktzeit von durchschnittlich 682,2 ms auf 668,4 ms, während für die Kontroll-Gruppe Veränderungen von 701,6 ms auf 688,4 ms registriert wurden. Für beide Gruppen hat sich die Bodenkontaktzeit von Vor- zu Nachuntersuchung um durchschnittlich 2,0 % (THERA) bzw. 1,9 % (CON) reduziert. Die Balance-Gruppe zeigte ebenso wie die Parcour-Gruppe im t-test keine signifikanten Veränderungen in der Versuchsbedingung „NOFALL“ (Abbildung 5.13).

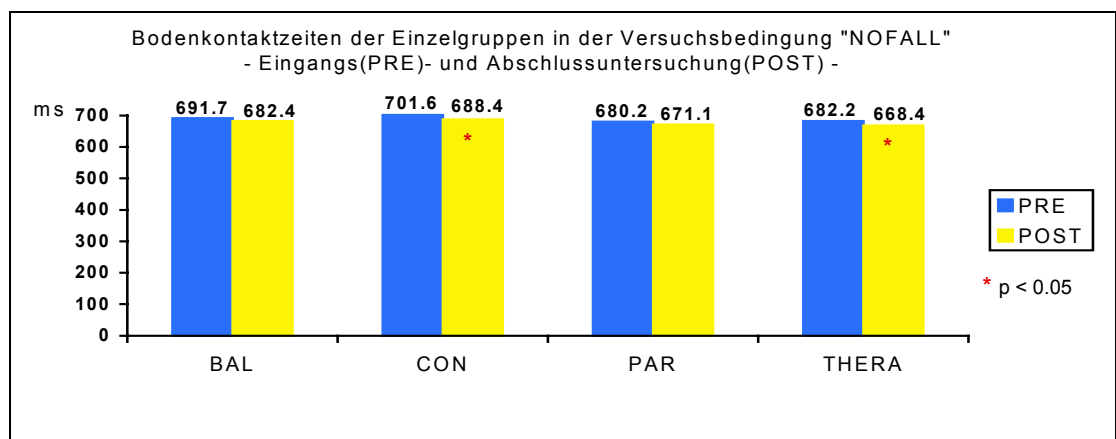


Abb. 5.13 Darstellung der mittleren Bodenkontaktzeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „NOFALL“

Weiterhin wurden in der Eingangs- bzw. Abschlussuntersuchung der Versuchsbedingung „NOFALL“ maximale, durchschnittliche Kraftanstiegsraten von 28,8 kN/s (PRE) bzw. 33,8 kN/s (POST) für die Gesamtgruppe gemessen (Abbildung 5.14). Im Vergleich zur Voruntersuchung konnte die maximale Kraftanstiegsrate um durchschnittlich 17,4 % in der Nachuntersuchung gesteigert werden.

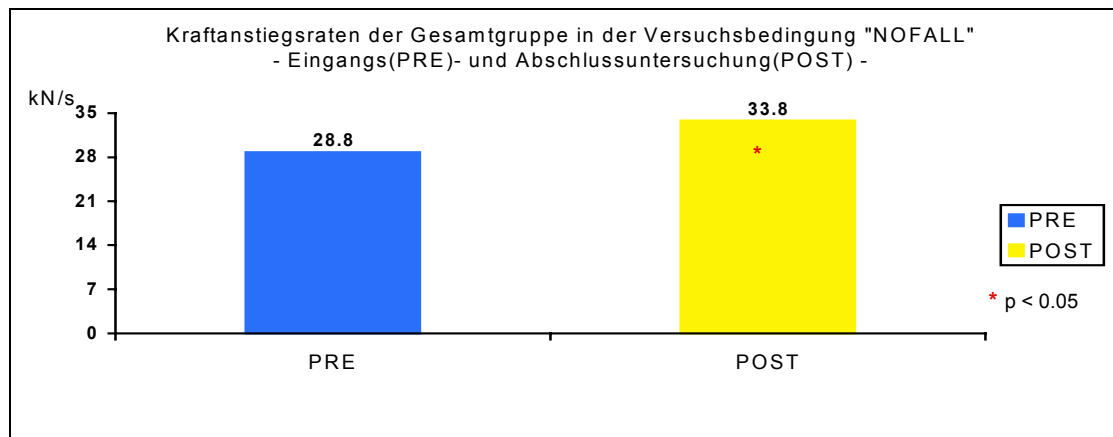


Abb. 5.14 Darstellung der maximalen Kraftanstiegsraten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „NOFALL“

Obwohl für alle Gruppen eine höhere maximale Kraftanstiegsrate im Vergleich zur Eingangsuntersuchung ermittelt wurde, sind diese Unterschiede für die Parcour-, die Thera-Band- und die Kontroll-Gruppe nicht signifikant. Lediglich die Balance-Gruppe verzeichnete eine signifikante Zunahme der maximalen Kraftanstiegsrate um 31,5 % von 24,8 kN/s auf 32,6 kN/s (Abbildung 5.15).

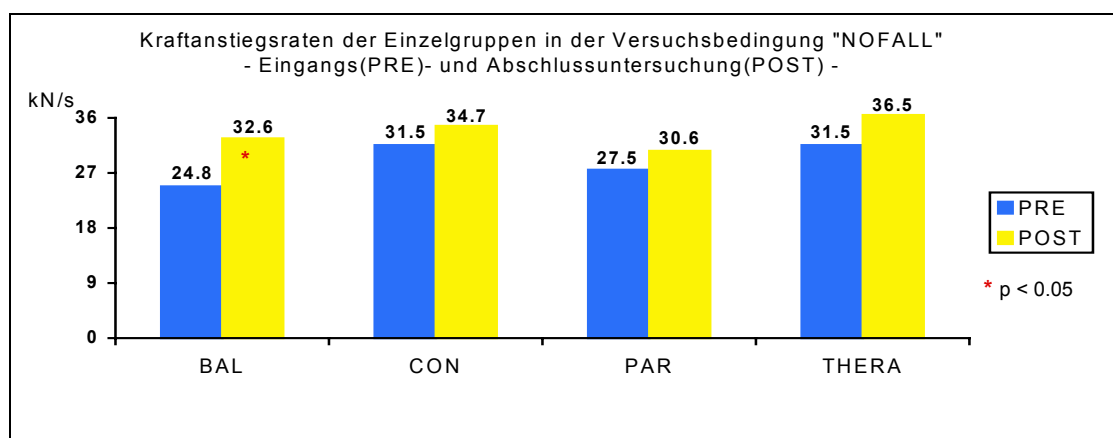


Abb. 5.15 Darstellung der maximalen Kraftanstiegsraten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „NOFALL“

5.2.2 Ergebnisse der Auswertung der Goniometer-Signale („NOFALL“)

Für das normale Gehen mit möglicher Abkippung der Supinationsplattform wurden aus dem Goniometer-Signal wie in der Versuchsbedingung „GANG“ das Pronationsausmaß und die Pronationsgeschwindigkeit ermittelt. Für beide

Parameter konnten im Vergleich zur Eingangsuntersuchung in der Nachuntersuchung keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

In dieser Versuchsbedingung wurden mittlere Pronationsausmaße von 13,4° (PRE) bzw. 14,0° (POST) sowie durchschnittliche maximale Pronationsgeschwindigkeiten von 429,3 °/s (PRE) bzw. 443,2 °/s (POST) für das Gesamtkollektiv ermittelt. Die entsprechenden Ergebnisse für die einzelnen Trainingsgruppen und die Kontroll-Gruppe können dem Anhang entnommen werden.

5.2.3 Ergebnisse der Auswertung der EMG-Signale („NOFALL“)

5.2.3.1 Überblick

Für alle vier ausgewählten Muskelgruppen wurde auch in dieser Versuchsbedingung die EMG-Aktivität 100 ms vor und weitere 550 ms nach Bodenkontakt (T0) auf die Supinationsplattform ermittelt. In der Abbildung 5.16 ist zunächst das unterschiedliche Aktivitätsverhalten der vier Muskeln dargestellt. Um auch hier einen möglichen Einfluss der Trainingsprogramme auf den Aktivitätsverlauf auszuschließen, wurde in der Darstellung lediglich die Aktivität aller Probanden aus der Eingangsuntersuchung berücksichtigt.

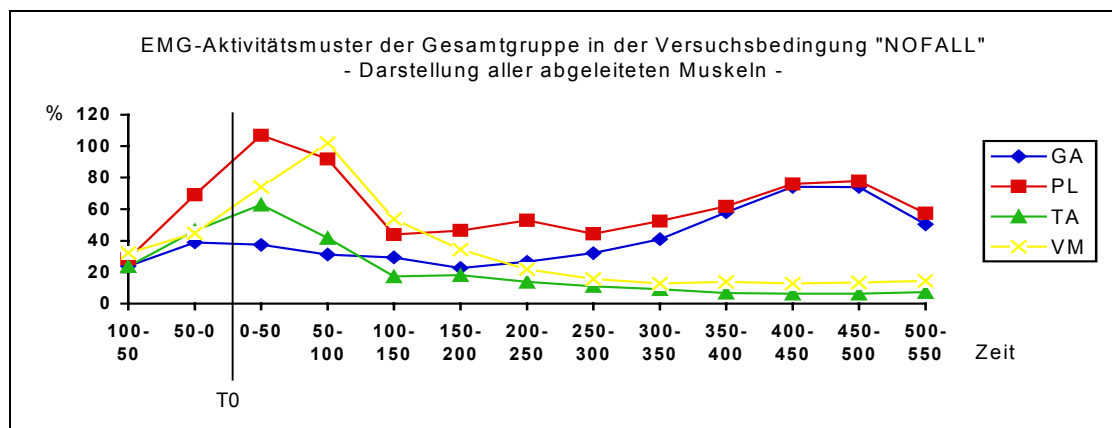


Abb. 5.16 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster aller abgeleiteten Muskeln für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „NOFALL“

Das Aktivitätsmuster in der Versuchsbedingung „NOFALL“ unterscheidet sich unmittelbar vor und nach Bodenkontakt deutlich von dem EMG-

Aktivitätsverhalten beim normalen Gehen, das bereits in Kapitel 5.1.3.1 näher beschrieben wurde.

Wie in der Abbildung 5.16 dargestellt ist, erreichte in dieser Versuchsbedingung der M. peroneus longus unmittelbar vor und direkt nach Bodenkontakt mit bis zu 107 % die größte EMG-Aktivität. Der M. tibialis anterior, für den im normalen Gehen die größte Voraktivität gemessen werden konnte, reduzierte in dieser Versuchsbedingung im Vergleich zum M. peroneus longus seine Aktivität. Das übrige Aktivitätsverhalten in dieser Versuchsbedingung ist mit dem des normalen Gehens vergleichbar.

5.2.3.2 EMG-Aktivitätsmuster

Während für die Mm. peroneus longus und tibialis anterior signifikante Veränderungen nach der Trainingsphase festgestellt wurden, veränderten sich die EMG-Aktivitätsmuster der Mm. gastrocnemius und vastus medialis von Eingangs- zu Ausgangsuntersuchung in der Versuchsbedingung „NOFALL“ kaum.

Für das nahezu gesamte EMG-Aktivitätsverhalten des M. peroneus longus wurden durch die ANOVA signifikante Unterschiede im Vergleich von Eingangs- zu Abschlussuntersuchung festgestellt (Abbildung 5.17). Die größten Veränderungen sind dabei für den Zeitraum von 50 ms vor bis 100 ms nach Bodenkontakt beobachtbar.

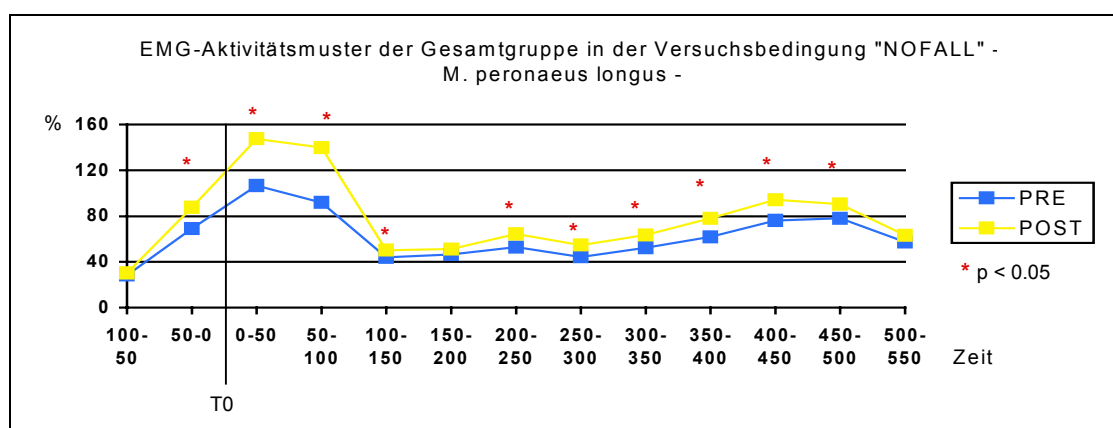


Abb. 5.17 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „NOFALL“

Der anschließend durchgeführte t-test bestätigte ebenfalls für den Zeitraum von 50 ms vor bis 100 ms nach Bodenkontakt signifikant erhöhte Aktivitätsmuster für die Balance-, die Thera-Band- und die Kontroll-Gruppe, wobei schon unmittelbar vor Bodenkontakt die Thera-Band- und die Kontroll-Gruppe signifikante Zunahmen der Peronealaktivität von 42,3 % (THERA) bzw. 42,0 % (CON) verzeichnen konnten.

Auch direkt nach Aufsetzen des Fußes auf die Supinationsplattform wurden für die Balance-, die Thera-Band- sowie die Kontroll-Gruppe signifikant erhöhte EMG-Aktivitätsmuster um durchschnittlich 45,9 % ermittelt. Die einzige Trainingsgruppe, die keine signifikanten Veränderungen im EMG-Aktivitätsmuster der Peronealmuskulatur nach der Trainingsphase erzielte, ist die Parcour-Gruppe.

Abbildung 5.18 verdeutlicht diese prozentualen Veränderungen in der EMG-Aktivität für die einzelnen Gruppen bis zu 200 ms nach Bodenkontakt. Die in den jeweiligen Gruppen erzielten Mittelwerte aus der Eingangsuntersuchung entsprechen in dieser Abbildung dem Eingangswert von 100 %. Anschließend wurden die Ergebnisse der Abschlussuntersuchung für jede einzelne Gruppe an diesem Wert prozentual orientiert. Wie der Abbildung zu entnehmen ist, wurde die größte prozentuale Zunahme der EMG-Aktivität nach der Trainingsphase in den ersten 100 ms nach Bodenkontakt erzielt. Mit Ausnahme der Parcour-Gruppe steigerten die anderen Balance- und die Thera-Band-Gruppe sowie die Kontroll-Gruppe ihre EMG-Aktivität um bis zu 66,9 %.

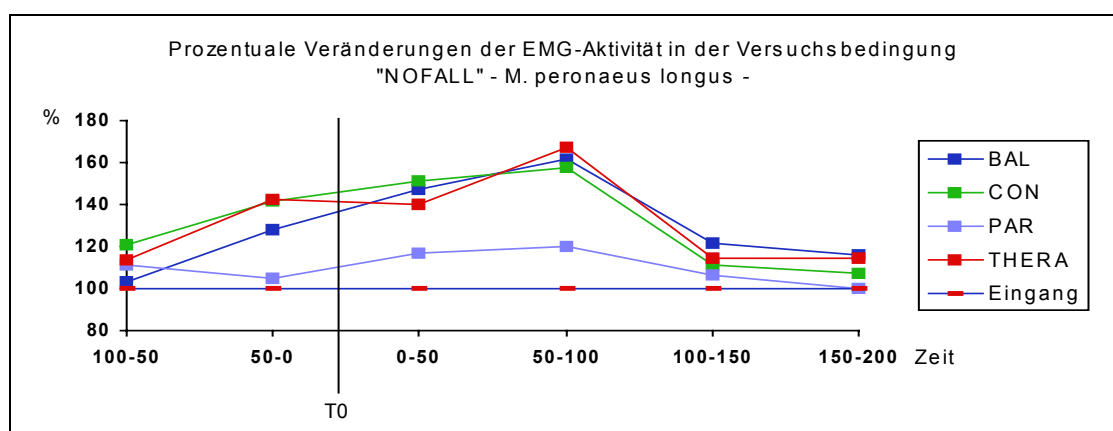


Abb. 5.18 Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität des M. peroneus longus für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „NOFALL“

Der Aktivitätsverlauf des M. tibialis anterior (Abbildung 5.19) veränderte sich zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung nur im Zeitraum bis zu 100 ms nach Bodenkontakt. Für die Gesamtgruppe konnte in diesem Zeitraum eine signifikante Reduktion der EMG-Aktivität des M. tibialis anterior nach der Trainingsphase beobachtet werden.

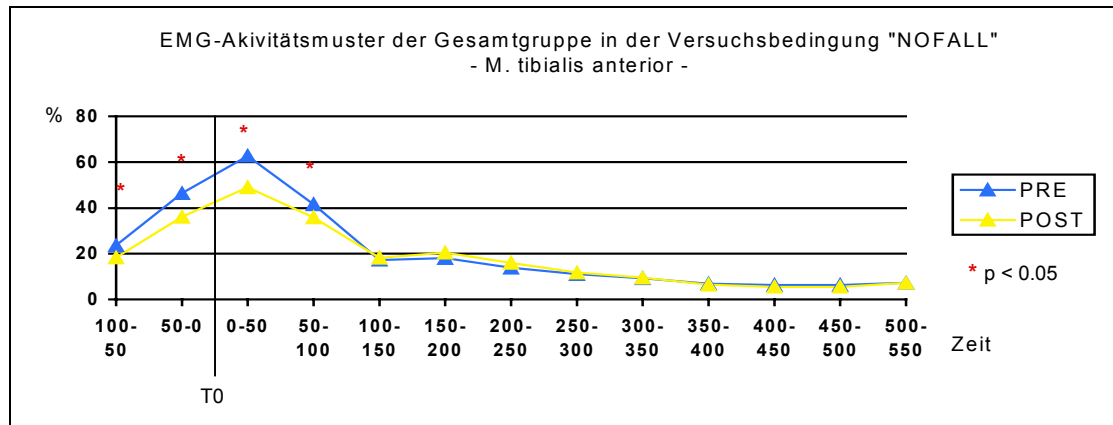


Abb. 5.19 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. tibialis anterior für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „NOFALL“

Der anschließend durchgeführte t-test bestätigte ebenfalls für den Zeitraum von 50 ms vor bis 100 ms nach Bodenkontakt signifikant reduzierte Aktivitätsmuster für die Balance-, die Thera-Band- und die Parcour-Gruppe. Mit Ausnahme der Kontroll-Gruppe, deren EMG-Aktivitätsunterschiede für den M. tibialis anterior nicht signifikant sind, reduzierten die drei Trainingsgruppen die EMG-Aktivität bereits unmittelbar vor Bodenkontakt um durchschnittlich 22,3 % (Abbildung 5.20). Die Reduktion im Aktivitätsverhalten setzt sich auch direkt nach Bodenkontakt fort.

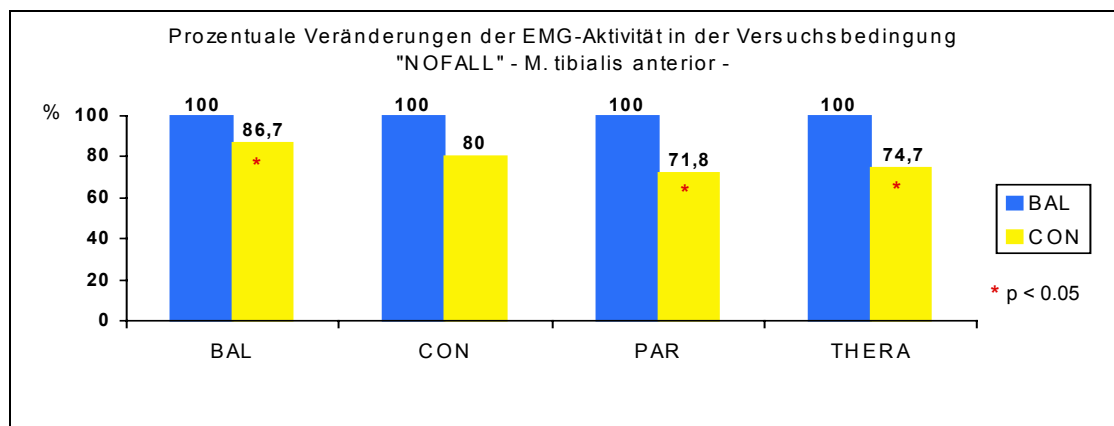


Abb. 5.20 Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität des M. tibialis anterior unmittelbar vor Bodenkontakt für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „NOFALL“

5.2.4 Zusammenfassung der Ergebnisse in der Versuchsbedingung „NOFALL“

Folgende Ergebnisse können nach der Analyse der Messsignale beider Untersuchungstage in der Versuchsbedingung „NOFALL“ festgehalten werden:

Signifikant verkürzte Bodenkontaktzeiten wurden für die Thera-Band- und die Kontroll-Gruppe gefunden. Die Balance-Gruppe konnte im Vergleich zur Eingangsuntersuchung nach der Trainingsphase ihre maximale Kraftanstiegsrate um 31,5 % steigern.

Keine signifikanten Veränderungen wurden für alle Gruppen im Pronationsausmaß und der Pronationsgeschwindigkeit nach der Trainingsphase festgestellt.

Die größten Veränderungen sind im EMG-Aktivitätsverhalten des M. peroneus longus beobachtbar. Mit Ausnahme der Parcour-Gruppe, deren EMG-Aktivitätsverläufe in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung annähernd gleich gestaltet sind, konnten für alle anderen Gruppen gerade in der Voraktivität bis 100 ms nach Bodenkontakt erhöhte EMG-Aktivitäten nachgewiesen werden. Im Zuge der Aktivitätserhöhung in der Peronealmuskulatur wird die EMG-Aktivität des M. tibialis anterior reduziert. Die beiden Muskeln M. gastrocnemius und M. vastus medialis veränderten sich hingegen nicht.

5.3 Versuchsbedingung „FALL“

In dieser Versuchsbedingung wurden Gehversuche über die Gangway mit plötzlicher induzierter Supinationsbewegung durch Abkippen der Supinationsplattform aufgezeichnet und analysiert.

5.3.1 Ergebnisse der Auswertung der Kraftsignale („FALL“)

Für das Gehen mit Abkipfung der Supinationsplattform wurden aus den Kraftsignalen die Bodenkontaktzeiten und die maximalen Kraftanstiegsraten ermittelt. Für beide Parameter konnten im Vergleich zur Eingangsuntersuchung in der Abschlussuntersuchung wie schon in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“ signifikante Unterschiede festgestellt werden.

Die Bodenkontaktzeiten auf der Supinationsplattform bei den dynamischen Supinationsversuchen betragen durchschnittlich 619,8 ms (PRE) bzw. 592,9 ms (POST) (Abbildung 5.21). Damit hat sich für die Gesamtgruppe die Bodenkontaktzeit zwischen beiden Untersuchungstagen um 4,3 % reduziert.

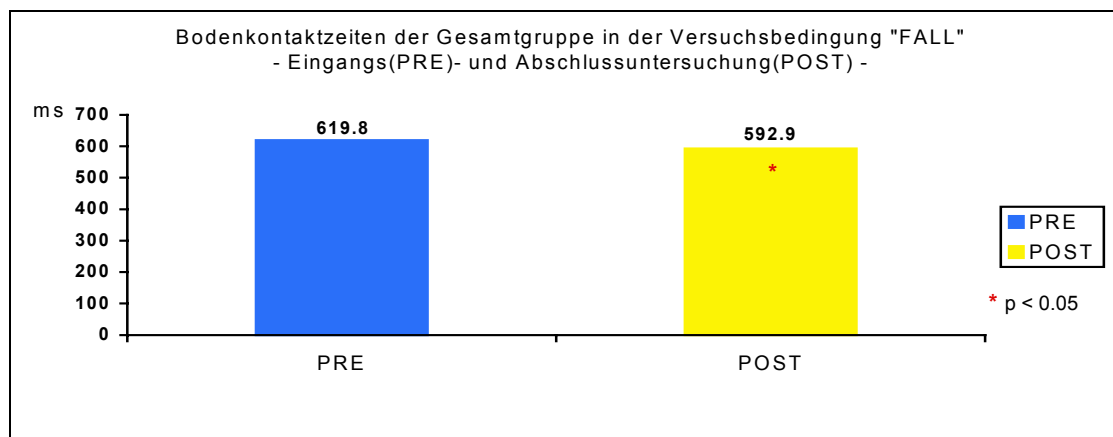


Abb. 5.21 Darstellung der mittleren Bodenkontaktzeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „FALL“

Der statistische Vergleich beider Untersuchungstage zeigte in den t-tests für alle Gruppen signifikant verkürzte Gangzyklen. Die Bodenkontaktzeiten für die einzelnen Gruppen in der Eingangs- bzw. Abschlussuntersuchung können der Abbildung 5.22 entnommen werden. Die verschiedenen Gruppen reduzierten die Bodenkontaktzeit um 3,5 % (PAR), 3,8 % (THERA), 4,7 % (CON) und 5,1 % (BAL).

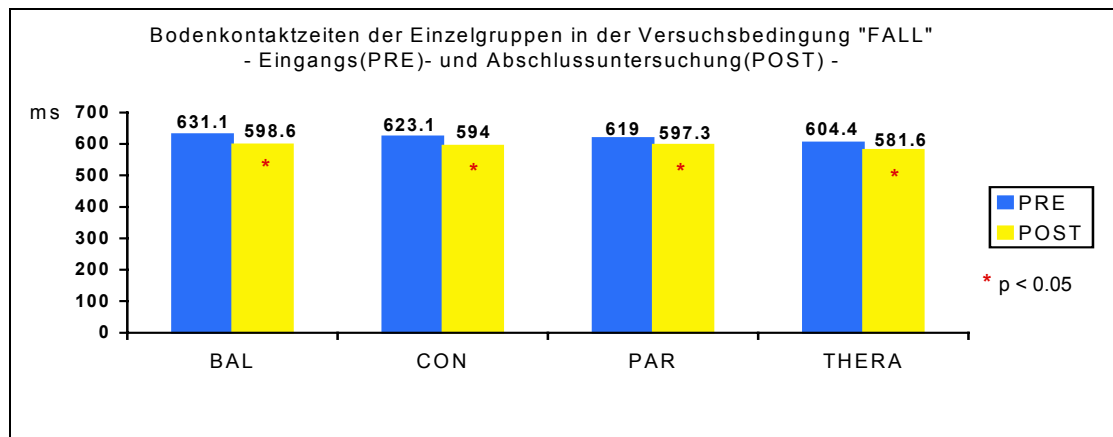


Abb. 5.22 Darstellung der mittleren Bodenkontaktzeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“

Die maximale Kraftanstiegsrate, die innerhalb der ersten 40 ms nach Bodenkontakt und vor Abkipfung der Supinationsplattform ermittelt wurde, erreichte im Gesamtkollektiv mittlere Werte von 18,0 kN/s (PRE) bzw. 19,8 kN/s (POST) (Abbildung 5.23). Somit konnte in der Abschlussuntersuchung die maximale Kraftanstiegsrate um durchschnittlich 10 % gesteigert werden.

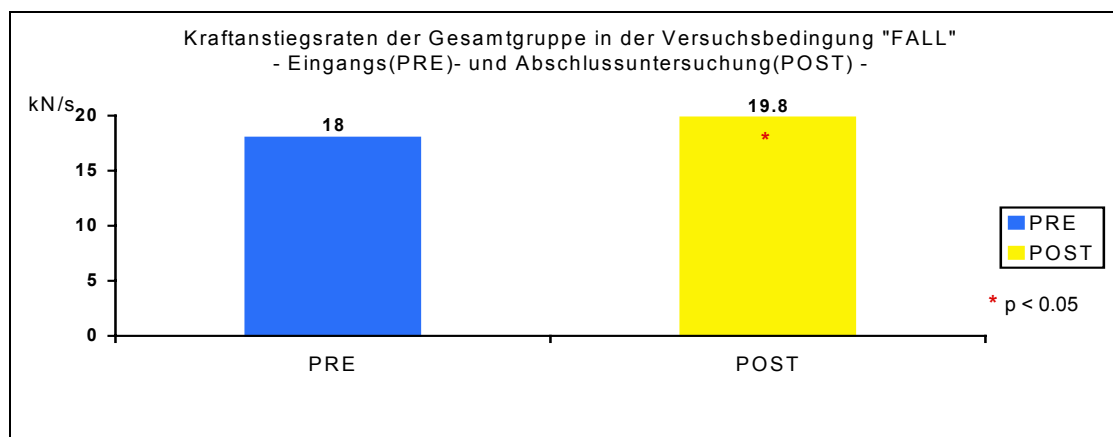


Abb. 5.23 Darstellung der maximalen Kraftanstiegsraten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „FALL“

Die ANOVA ermittelte für diese Variable eine statistische Signifikanz, die in den t-tests für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe bestätigt werden konnte. Die Balance-Gruppe steigerte die Kraftanstiegsrate von durchschnittlich 17,2 kN/s auf 20,4 kN/s, während für die Thera-Band-Gruppe Veränderungen

von 18,2 kN/s auf 20,7 kN/s registriert wurden (Abbildung 5.24). Beide Trainingsgruppen erhöhten ihre Kraftanstiegsrate von Vor- zu Nachuntersuchung um 18,6 % (BAL) bzw. 13,7 % (THERA). Parcour- und Kontroll-Gruppe veränderten ihre maximale Kraftanstiegsrate zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung hingegen nicht signifikant. Die anderen Einzelergebnisse sind im Anhang D dokumentiert.

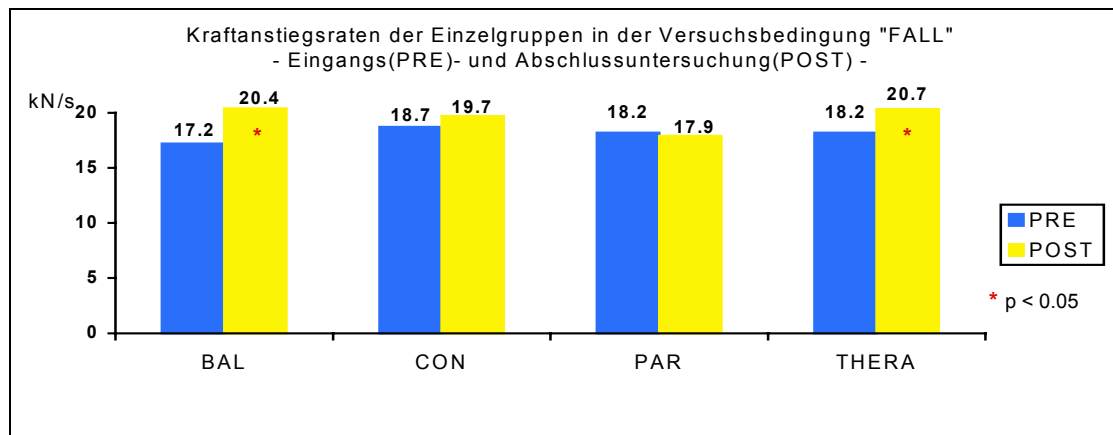


Abb. 5.24 Darstellung der maximalen Kraftanstiegsraten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“

5.3.2 Ergebnisse der Auswertung der Goniometer-Signale („FALL“)

Aus dem Goniometer-Signal wurden in den dynamischen Supinationsversuchen die Parameter Pronationsausmaß, Pronationsgeschwindigkeit, Supinationsausmaß und Supinationsgeschwindigkeit bestimmt. Während sich das Pronationsausmaß und die Pronationsgeschwindigkeit zwischen Eingangs- und Ausgangsuntersuchung nicht signifikant veränderten, konnten signifikante Unterschiede im Supinationsausmaß und der Supinationsgeschwindigkeit nach der Trainingsphase aufgedeckt werden.

5.3.2.1 Pronationsbewegung

Das Pronationsausmaß, das aus der Differenz des Achillessehnenwinkels bei Fußaufsatz auf die Messplattform und maximaler Pronation bei Abkippung der Supinationsplattform berechnet wurde, zeigte in dieser Versuchsbedingung

keine signifikanten Veränderungen, weder zwischen Eingangs- und Ausgangsuntersuchung noch im Gruppenvergleich. Es wurden mittlere Pronationsausmaße von $9,4^\circ$ (PRE) bzw. $9,0^\circ$ (POST) im gesamten Probandenkollektiv ermittelt.

Die maximale Pronationsgeschwindigkeit, die innerhalb der ersten 60 ms nach dem Fußaufsatz auf die Messplattform ermittelt wurde, zeigte im Vergleich zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung sowie zwischen Trainingsgruppen ebenfalls keine signifikanten Unterschiede. Es wurden mittlere, maximale Pronationsgeschwindigkeiten von $396,5^\circ/\text{s}$ (PRE) bzw. $409,9^\circ/\text{s}$ (POST) berechnet.

5.3.2.2 Supinationsbewegung

Das Supinationsausmaß, das aus der Differenz der Achillessehnenwinkelstellung bei Abkipfung der Supinationsplattform und maximaler Supination ermittelt wurde, lag bei den dynamischen Supinationsversuchen in der Eingangsuntersuchung bei durchschnittlich $-29,2^\circ$. In der Abschlussuntersuchung wurde ein mittleres Supinationsausmaß von $-26,4^\circ$ berechnet. Damit hat die Gesamtgruppe das Supinationsausmaß von Vor- zu Nachuntersuchung um 9,6 % signifikant reduziert.



Abb. 5.25 Darstellung des Supinationsausmaßes in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „FALL“

Der t-test bestätigte diese signifikante Reduktion im Supinationsausmaß für alle Gruppen. Im Vergleich zur Eingangsuntersuchung wurde in der Nachuntersuchung das Supinationsausmaß um 6,8 % für die Parcours-Gruppe,

9,9 % für die Balance-Gruppe, 9,1 % für die Thera-Band-Gruppe und 12,4 % für die Kontroll-Gruppe reduziert. Die exakten Supinationsausmaße während der Vor- und Nachuntersuchung für die einzelnen Gruppen können der Abbildung 5.26 entnommen werden.

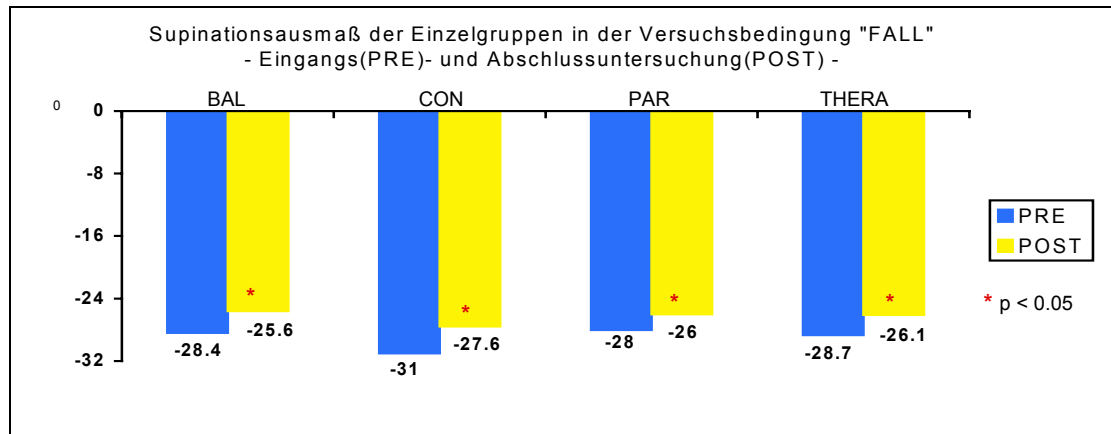


Abb. 5.26 Darstellung des Supinationsausmaßes in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“

Die maximale Supinationsgeschwindigkeit wurde bei den dynamischen Supinationsversuchen nicht für die gesamte Supinationsbewegung ermittelt, sondern für die Phasen Free Fall und Support getrennt berechnet. Free Fall bezeichnet dabei die Phase von der Abkippung der Supinationsplattform bis zu deren Anschlag, während die Support-Phase vom Zeitpunkt des Anschlages bis zur maximalen Supination gebildet wird. Parallel zur Entwicklung des Supinationsausmaßes konnte auch für die Supinationsgeschwindigkeit in der Free Fall-Phase nach der Trainingsphase eine signifikante Reduktion ermittelt werden. Es wurden mittlere maximale Supinationsgeschwindigkeiten von $-269,7 \text{ }^\circ/\text{s}$ (PRE) bzw. $-226,0 \text{ }^\circ/\text{s}$ (POST) erzielt (Abbildung 5.27). Die Gesamtgruppe reduzierte damit das Supinationsausmaß um durchschnittlich 16,2 %. Die maximale Supinationsgeschwindigkeit in der Support-Phase veränderte sich im Gegensatz zur Free Fall-Phase zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung nicht signifikant. Es wurden mittlere, maximale Supinationsgeschwindigkeiten von durchschnittlich $-668,7 \text{ }^\circ/\text{s}$ (PRE) bzw. $-674,1 \text{ }^\circ/\text{s}$ (POST) berechnet (Abbildung 5.27).

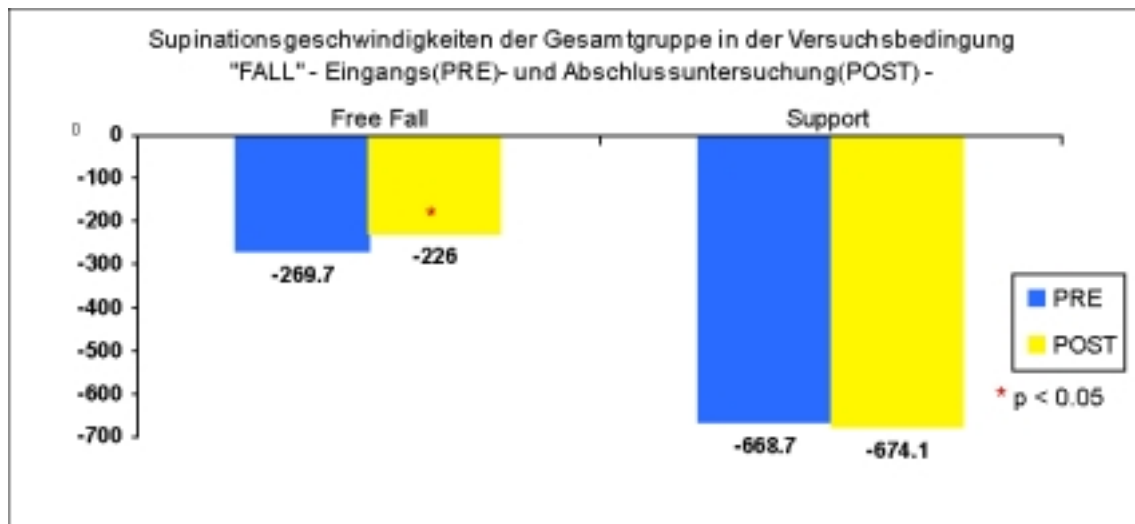


Abb. 5.27 Darstellung der Supinationsgeschwindigkeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „FALL“

Alle Gruppen zeigten im Vergleich zur Eingangsuntersuchung reduzierte Supinationsgeschwindigkeiten in der Free Fall-Phase, wobei der t-test nur für die Parcour-, die Thera-Band- und die Kontroll-Gruppe signifikante Unterschiede nachwies (Abbildung 5.28). Diese drei Gruppen reduzierten die Supinationsgeschwindigkeit in der Free Fall-Phase um 21,6 % (CON), 17,3 % (PAR) und 13,5 % (THERA). Die Unterschiede in der Balance-Gruppe erwiesen sich als nicht signifikant.

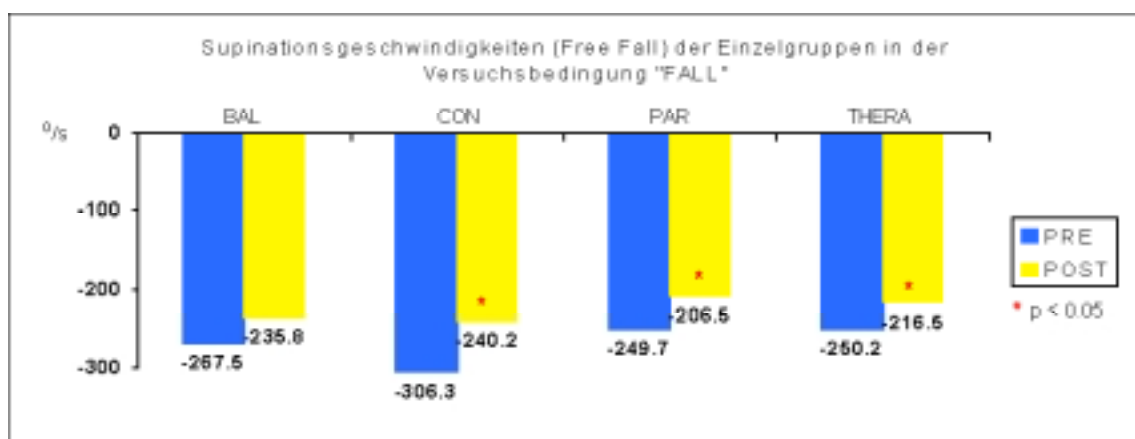


Abb. 5.28 Darstellung der Supinationsgeschwindigkeiten in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“

5.3.3 Ergebnisse der Auswertung der EMG-Signale („FALL“)

5.3.3.1 Überblick

Für alle ausgewählten Muskelgruppen wurde die EMG-Aktivität in der Versuchsbedingung „FALL“ 100 ms vor und weitere 500 ms nach

Bodenkontakt (T0) auf der Supinationsplattform ermittelt. Der gesamte Messzeitraum wurde in IEMG-Pakete von 50 ms unterteilt, um die Aktivitätsveränderungen durch die induzierte Supinationsbewegung besser analysieren zu können. Alle dargestellten EMG-Werte der einzelnen Muskeln stehen in Bezug zu den Werten der Normierungsübungen und sind aus diesem Grunde in Prozent angegeben.

Die folgende Abbildung soll zunächst die unterschiedlichen Aktivitätsniveaus der vier Muskeln veranschaulichen, wobei nur die Aktivität aller Probanden aus der Eingangsuntersuchung berücksichtigt wurde. Später wird dann auf das unterschiedliche Verhalten der einzelnen Muskeln zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung näher eingegangen.

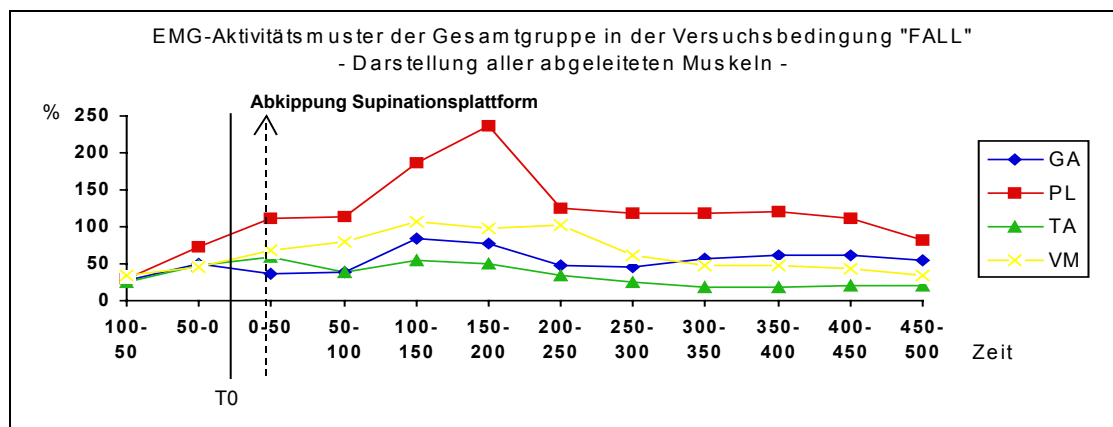


Abb. 5.29 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster aller abgeleiteten Muskeln für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „NOFALL“

Die Abbildung 5.29 verdeutlicht die starke EMG-Aktivität des M. peroneus longus als Reaktion auf eine induzierte Supinationsbewegung durch Abkippen der Supinationsplattform. Alle Muskeln zeigten ab ungefähr 65 ms nach Auslösung der Supinationsbewegung (gestrichelter Pfeil) eine gesteigerte EMG-Aktivität, die beim M. peroneus longus am stärksten ausgeprägt ist. Der M. peroneus longus erreicht sein Aktivitätsmaximum von 236,0 % nach weiteren 100 ms. 200 ms nach Abkippen der Supinationsplattform halten alle Muskeln ihre EMG-Aktivität zwar auf einem unterschiedlich hohen, aber konstanten Level.

5.3.3.2 EMG-Aktivitätsmuster

Während für die Mm. peronaeus longus und tibialis anterior signifikante Veränderungen nach der Trainingsphase festgestellt wurden, veränderten sich die EMG-Aktivitätsmuster der Mm. gastrocnemius und vastus medialis in der Versuchsbedingung „FALL“ kaum.

Die ANOVA ermittelte für die Gesamtgruppe signifikante Veränderungen der EMG-Aktivität des M. peronaeus longus zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Zeiträume 50 ms vor bis 150 ms und 250 – 400 ms nach Bodenkontakt (Abbildung 5.30).

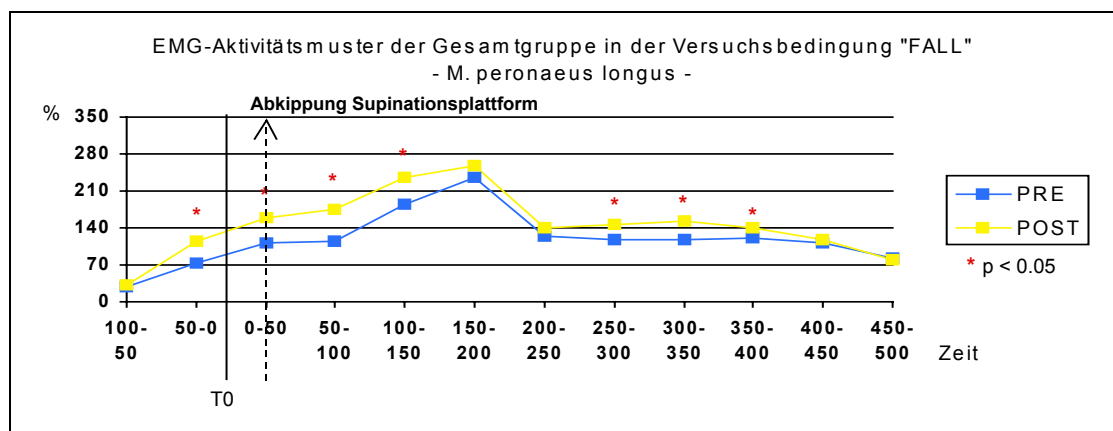


Abb. 5.30 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peronaeus longus für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „FALL“

Der t-test bestätigte diese Veränderungen für die Balance-, die Thera-Band- und die Kontroll-Gruppe. Keine signifikanten Veränderungen in der EMG-Aktivität wurden für die Parcour-Gruppe festgestellt.

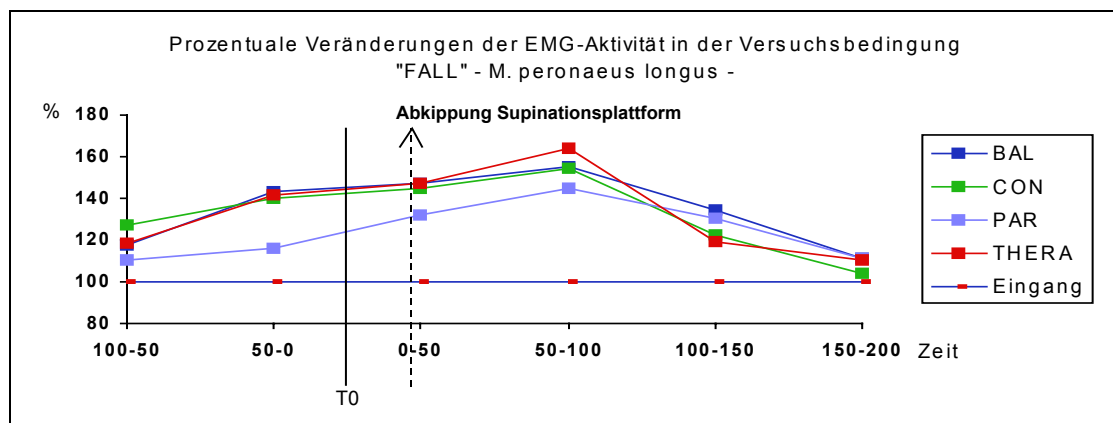


Abb. 5.31 Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität des M. peronaeus longus für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“

Die Abbildung 5.31, in der die prozentualen Veränderungen der EMG-Aktivität nach der Trainingsphase dargestellt sind, verdeutlicht, dass sich die Gruppen, die mit dem Balance-Pad und dem Thera-Band trainiert haben, sowie die Kontroll-Gruppe in der EMG-Aktivitätssteigerung deutlich von der Parcour-Gruppe unterscheiden. Die größten Unterschiede zwischen den Gruppen sind bereits unmittelbar vor Bodenkontakt sichtbar. Während die drei Gruppen die EMG-Aktivität zwischen 40,1 % und 43,6 % signifikant steigerten, ist die EMG-Aktivitätssteigerung in der Parcour-Gruppe von 16 % nicht signifikant.

Im Gegensatz zur EMG-Aktivitätssteigerung des *M. peroneus longus* nahm in der Abschlussuntersuchung der Versuchsbedingung „FALL“ die EMG-Aktivität des *M. tibialis anterior* für die Gesamtgruppe im Zeitraum von 100 ms vor bis 300 ms nach Bodenkontakt im Vergleich zur Voruntersuchung signifikant ab (Abbildung 5.32).

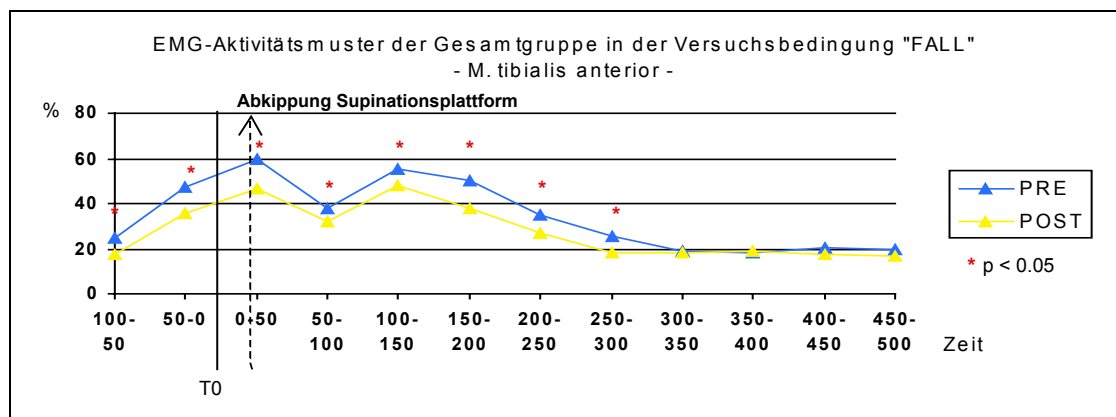


Abb. 5.32 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des *M. tibialis anterior* für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „FALL“

Signifikante Reduktionen der Muskelaktivität des M. tibialis anterior konnten bereits unmittelbar vor Bodenkontakt für alle Gruppen durch den t-test nachgewiesen werden. Die einzelnen Gruppen verringerten ihre EMG-Aktivität um 16,5 % (BAL), 22,2 % (PAR), 27,3 % (THERA) und 34,6 % (CON) (Abbildung 5.33).

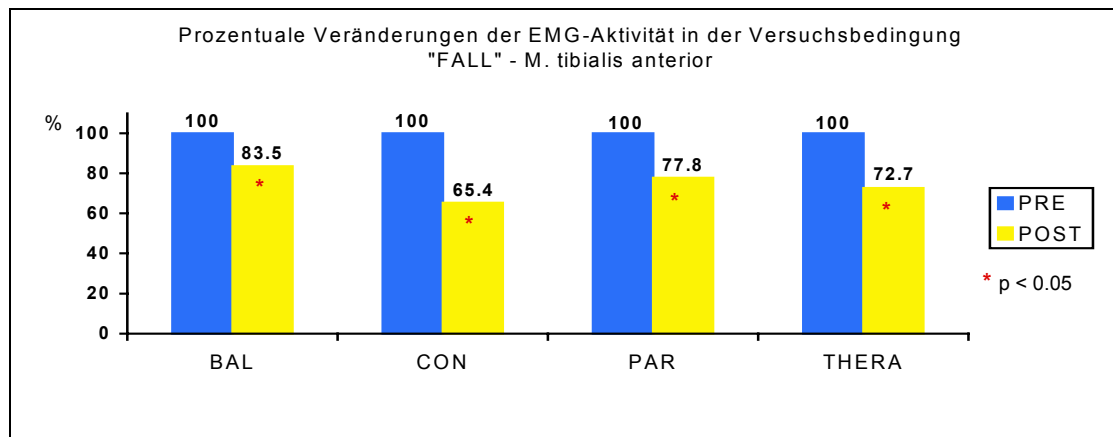


Abb. 5.33 Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität des M. tibialis anterior unmittelbar vor Bodenkontakt für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“

Die Reduktion der Muskelaktivität hält je nach Trainingsgruppe bis 300 ms nach Bodenkontakt an. Die einzelnen Ergebnisse der unterschiedlichen Gruppen können auch dem Anhang D entnommen werden.

5.3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse in der Versuchsbedingung „FALL“

Folgende Ergebnisse können nach der Analyse der Messsignale beider Untersuchungstage in der Versuchsbedingung „FALL“ festgehalten werden:

Signifikant verkürzte Bodenkontaktzeiten wurden für alle Trainingsgruppen und die Kontroll-Gruppe gefunden. Die Balance- und die Thera-Band-Gruppe konnten im Vergleich zur Eingangsuntersuchung nach der Trainingsphase ihre maximale Kraftanstiegsrate um 18,6 % bzw. 13,7 % steigern.

Gleichzeitig hat sich die Pronationsbewegung in den dynamischen Supinationsversuchen in allen Gruppen nicht verändert. Die Supinationsbewegung weist hingegen signifikante Unterschiede auf. Während das Supinationsausmaß nach der Trainingsphase von allen Trainingsgruppen und der Kontroll-Gruppe signifikant reduziert wurde, nahm die Supinationsgeschwindigkeit ebenfalls während des Freien Falls für alle Gruppen ab. Mit Ausnahme für die Balance-Gruppe erwies sich auch diese Reduktion als statistisch signifikant.

*Die größten Veränderungen sind auch in dieser Versuchsbedingung im EMG-Aktivitätsverhalten des *M. peroneus longus* beobachtbar. Mit Ausnahme der Parcours-Gruppe, deren EMG-Verläufe in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung sich nicht unterscheiden, konnten für alle anderen Gruppen gerade in der Voraktivität bis 150 ms nach Bodenkontakt erhöhte EMG-Aktivitäten nachgewiesen werden. Während in der Peronealmuskulatur also eine Aktivitätserhöhung festgestellt wurde, wird die EMG-Aktivität des *M. tibialis anterior* von allen Gruppen vor Bodenkontakt signifikant reduziert. Die beiden Muskeln *M. gastrocnemius* und *M. vastus medialis* veränderten sich hingegen kaum.*

5.4 Versuchsbedingung "statisch"

In dieser Versuchsbedingung wurden aus einer statischen Position der Versuchspersonen heraus Supinationsbewegungen induziert. Es wurden Kraft-, EMG- und Goniometer-Daten abgeleitet. Ausgewertet wurden jedoch nur die EMG- und Goniometer-Daten, da das Kraftsignal lediglich Triggerfunktion besaß.

5.4.1 Ergebnisse der Auswertung der Goniometer-Signale („statisch“)

Aus dem Goniometer-Signal wurden in den statischen Supinationsversuchen die Parameter Supinationsausmaß und Supinationsgeschwindigkeit bestimmt. Für beide Parameter konnten zwischen beiden Untersuchungstagen keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

Das Supinationsausmaß, das aus der Differenz der Achillessehnenwinkelstellung bei Abkippung der Supinationsplattform und maximaler Supination berechnet wurde, erreichte bei den statischen Supinationsversuchen in der Gesamtgruppe durchschnittlich $-31,7^\circ$ (PRE) bzw. $-32,4^\circ$ (POST).

In einer weitergehenden Analyse wurde entsprechend der Versuchsbedingung „FALL“ für die Analyse der Supinationsgeschwindigkeit die Supinationsbewegung in die Phasen Free Fall und Support unterteilt. Für beide Phasen der Supinationsbewegung hat sich die Supinationsgeschwindigkeit nach der Trainingsphase nicht signifikant verändert. Während in der Free Fall-Phase für alle Probanden mittlere maximale Supinationsgeschwindigkeiten von $-315,9 \text{ }^\circ/\text{s}$ (PRE) bzw. $-323,4 \text{ }^\circ/\text{s}$ (POST) ermittelt wurden, konnten für die Support-Phase Supinationsgeschwindigkeiten von durchschnittlich $-530,8 \text{ }^\circ/\text{s}$ (PRE) bzw. $-551,0 \text{ }^\circ/\text{s}$ (POST) berechnet werden. Die Ergebnisse der einzelnen Trainingsgruppen und der Kontroll-Gruppe sind im Anhang D dokumentiert.

5.4.2 Ergebnisse der Auswertung der EMG-Signale („statisch“)

5.4.2.1 Überblick

Für alle vier ausgewählten Muskelgruppen wurde die EMG-Aktivität 500 ms nach Abkippen der Supinationsplattform ermittelt. Der gesamte Messzeitraum wurde in IEMG-Pakete von 50 ms unterteilt, um die Aktivitätsveränderungen während der induzierten Supinationsbewegung besser analysieren zu können. Auf die Analyse der EMG-Voraktivität konnte bei dieser Versuchsbedingung verzichtet werden, da die Supinationsbewegungen nur induziert wurden, wenn der Proband ruhig ohne EMG-Aktivität auf der Supinationsplattform stand. Dies wurde mit der Online-Darstellung auf dem Bildschirm während der Versuchsdurchführung kontrolliert.

Die folgende Abbildung 5.34 soll zunächst die unterschiedlichen Aktivitätsniveaus der vier Muskeln veranschaulichen, wobei exemplarisch nur die Aktivität aller Probanden aus der Eingangsuntersuchung berücksichtigt wurde. Später wird dann auf das unterschiedliche Verhalten der einzelnen Muskeln zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung näher eingegangen.

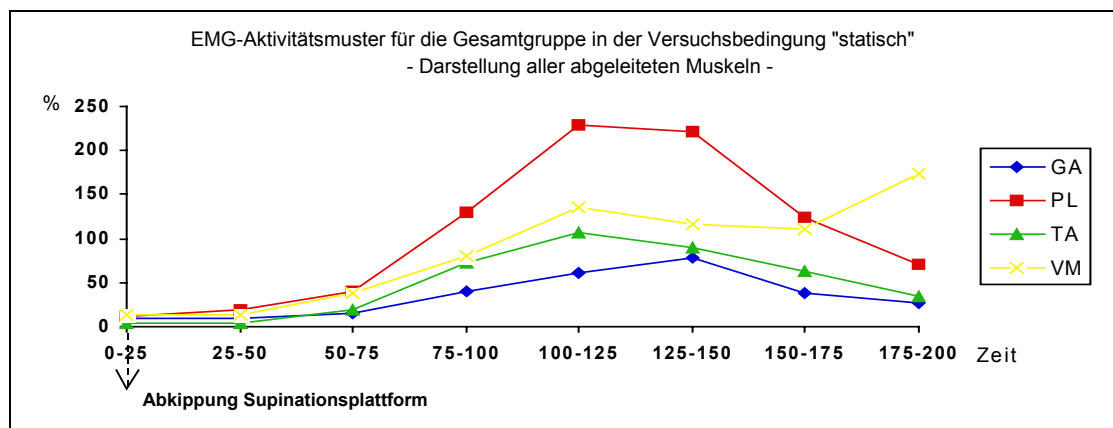


Abb. 5.34 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster aller abgeleiteten Muskeln für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „statisch“

Die Abbildung 5.34 verdeutlicht, dass alle Muskeln in den ersten 50 ms nach Abkippen der Supinationsplattform sehr wenig EMG-Aktivität zeigten. Erst danach stieg die EMG-Aktivität für alle Muskeln an und erreichte nach ca. 100 – 125 ms das Aktivitätsmaximum. Wie bei einer induzierten Supinationsbewegung nicht anders zu erwarten war, zeigte der M. peroneus

longus in diesem Zeitraum mit 229,3 % (orientiert an den EMG-Werten der Normierungsübung für den M. peroneus longus) die größte EMG-Aktivität. Mit Ausnahme des M. vastus medialis, der zum Ende des Messzeitraums eine Zunahme der EMG-Aktivität verzeichnen konnte, reduzierten die Mm. peroneus longus, gastrocnemius und tibialis anterior bereits 125 ms nach Abkippen der Supinationsplattform ihre Aktivität wieder.

5.4.2.2 EMG-Aktivitätsmuster

Mit Ausnahme des M. tibialis anterior wurden für alle anderen drei Muskelgruppen signifikante Veränderungen nach der Trainingsphase festgestellt.

Für den M. gastrocnemius konnten ab 100 ms nach Abkippen der Supinationsplattform signifikante Reduktionen in der EMG-Aktivität zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung beobachtet werden (Abbildung 5.35).

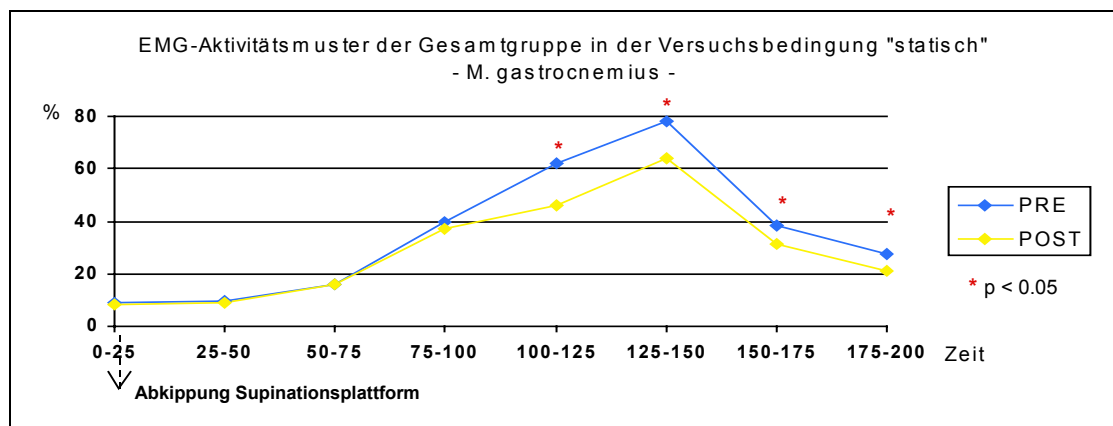


Abb. 5.35 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. gastrocnemius für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „statisch“

Der t-test bestätigte die Abnahme der EMG-Aktivität des M. gastrocnemius nach der Trainingsphase für die Parcour-, die Thera-Band- und die Kontroll-Gruppe. Lediglich für die Balance-Gruppe konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Alle Einzelergebnisse der verschiedenen Gruppen sind im Anhang D dokumentiert.

Ein ebenfalls signifikant verändertes EMG-Aktivitätsverhalten zeigte der M. peroneus longus in der Versuchsbedingung „statisch“. Gerade in den ersten 100 ms direkt nach Abkippen der Supinationsplattform erhöhte die

Gesamtgruppe die EMG-Aktivität im M. peroneus longus signifikant. Die Veränderungen sind in Abbildung 5.36 dargestellt.

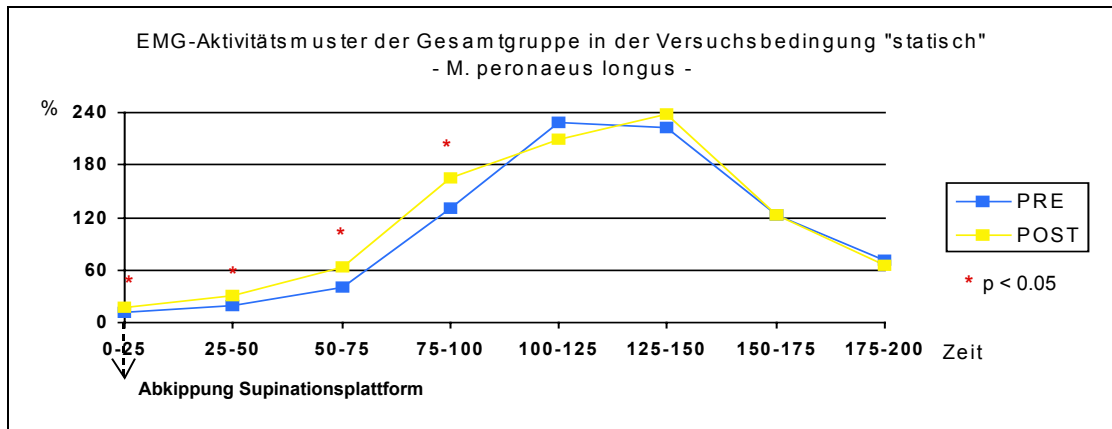


Abb. 5.36 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „statisch“

Für die Balance-, die Thera-Band- und die Kontroll-Gruppe bestätigte der t-test diese signifikanten Veränderungen in der EMG-Aktivität des M. peroneus longus bereits unmittelbar nach Abkippen der Supinationsplattform. Im Gegensatz zur Aktivitätsminderung des M. gastrocnemius erhöhten diese drei Gruppen in der Nachuntersuchung die EMG-Aktivität der Peronealmuskulatur besonders in den ersten 50 ms zwischen 72,9 % und 110,4 % signifikant (Abbildung 5.37). Für die Parcour-Gruppe konnten in dieser frühen Phase der Supinationsbewegung dagegen keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden.

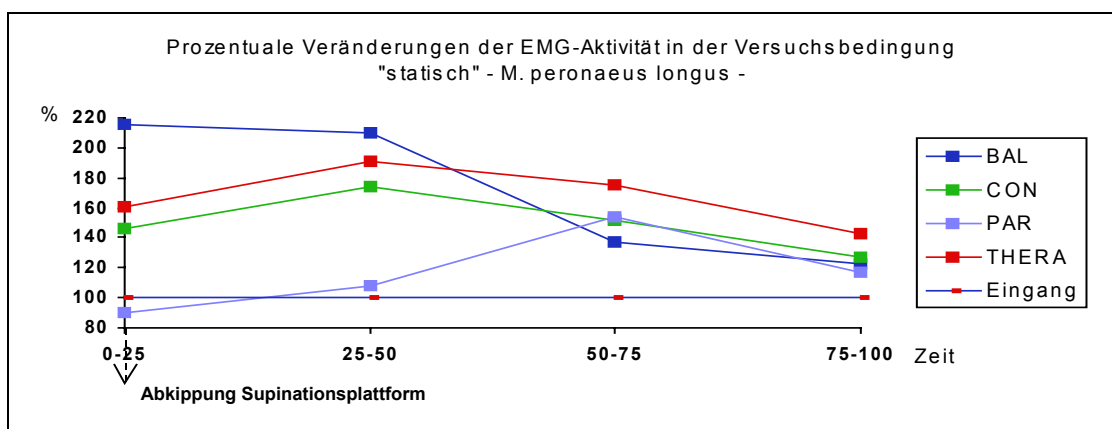


Abb. 5.37 Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität des M. peroneus longus für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „statisch“

5.4.3 Zusammenfassung der Ergebnisse in der Versuchsbedingung „statisch“

Folgende Ergebnisse können nach der Analyse der Messsignale beider Untersuchungstage in der Versuchsbedingung „statisch“ festgehalten werden:

Für die Parameter Supinationsausmaß und Supinationsgeschwindigkeit konnten für alle Gruppen nach der Trainingsphase keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Dies gilt auch für die Kontroll-Gruppe.

Die größten Veränderungen sind auch in dieser Versuchsbedingung im EMG-Aktivitätsverhalten des M. peroneus longus beobachtbar. Mit Ausnahme der Parcour-Gruppe, deren EMG-Verläufe in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung annähernd entsprechen, konnten für alle anderen Gruppen gerade in den ersten 100 ms nach Abkippung der Supinationsplattform erhöhte EMG-Aktivitäten gefunden werden. Im Zuge der Aktivitätserhöhung in der Peronealmuskulatur wird die EMG-Aktivität des M. tibialis anterior und des M. gastrocnemius signifikant reduziert. Die Muskelaktivität des M. vastus medialis veränderte sich hingegen kaum.

5.5 Ergebnisse Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

In dieser Versuchsbedingung wurden mit dem in Kapitel 4.3.3 beschriebenen Kraftmessgerät isometrische Kraftmessungen durchgeführt. Bewegungsaufgabe war es, gegen eine Fußplattform in Pronationsrichtung schnelle maximale Muskelkontraktionen auszuführen.

5.5.1 Kraftparameter („isometrische Kraftmessung“)

5.5.1.1 Maximalkraftentwicklung

Mit der ANOVA konnten für den gesamten Messzeitraum signifikante Unterschiede in der Maximalkraftentwicklung zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe festgestellt werden. In der Abbildung 5.38 sind die Maximalkraftverläufe beider Untersuchungstage graphisch dargestellt.

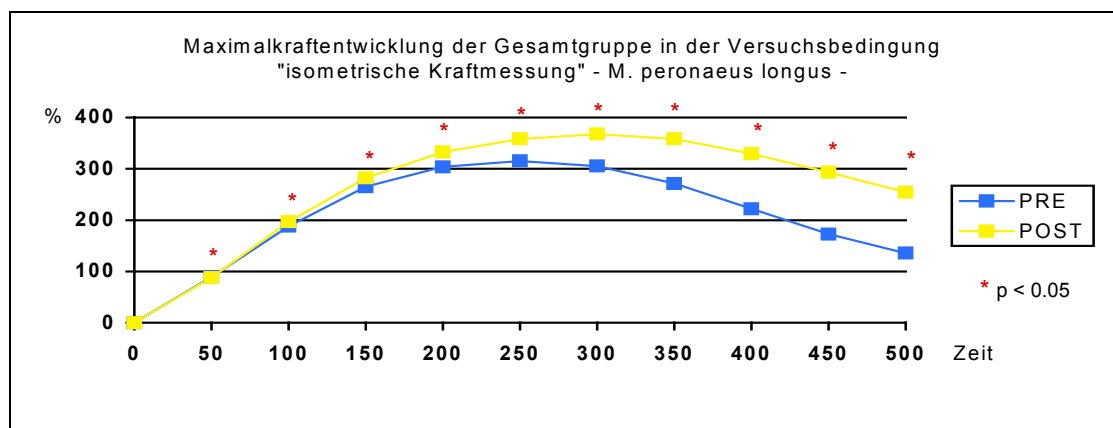


Abb. 5.38 Darstellung der Maximalkraftentwicklung des M. peroneus longus für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

Der t-test bestätigte für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe eine signifikant erhöhte Maximalkraftentwicklung nach der Trainingsphase. Die Veränderungen wurden bereits 150 ms bzw. 200 ms nach Beginn der Kraftentwicklung deutlich. Die Maximalkraftveränderungen sind in den folgenden Abbildungen 5.39 und 5.40 für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe dargestellt.

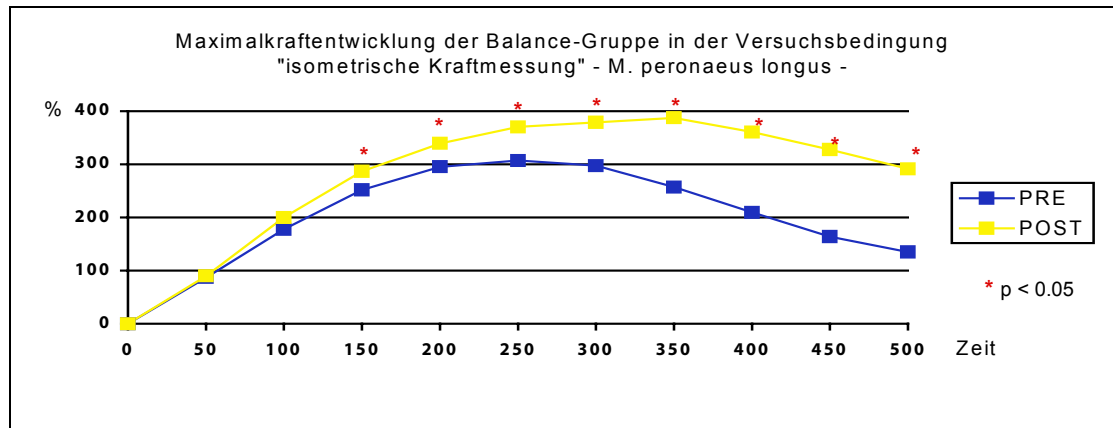


Abb. 5.39 Darstellung der Maximalkraftentwicklung des M. peroneus longus für die Balance-Gruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

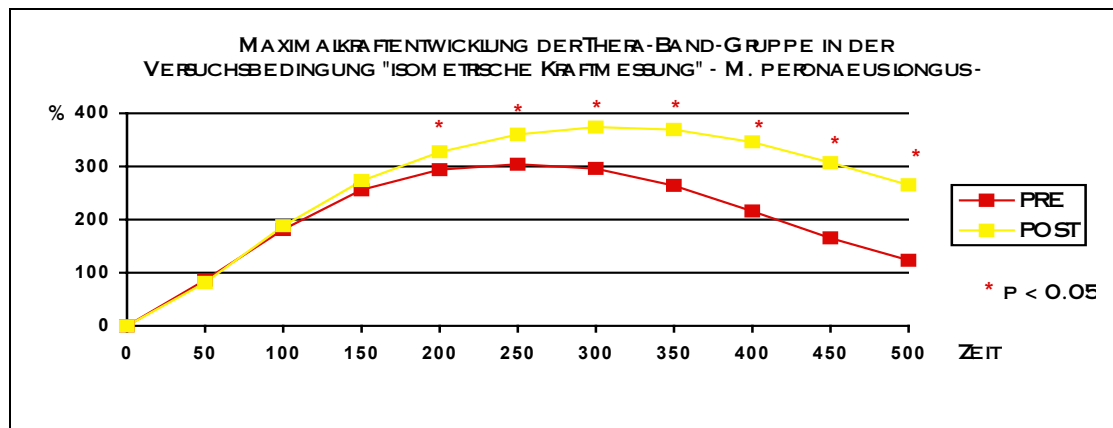


Abb. 5.40 Darstellung der Maximalkraftentwicklung des M. peroneus longus für die Thera-Band-Gruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

Von allen Trainingsgruppen hat die Balance-Gruppe die größte Veränderung in der Maximalkraftentwicklung erzielt. Wie in der Abbildung 5.41 zu sehen ist, entwickelte auch die Thera-Band-Gruppe prozentual gesehen eine ähnlich hohe statische Kraft in der Peronealmuskulatur. Bis zum Ende des Messzeitraumes wurden für beiden Gruppen Steigerungen in der Maximalkraft von 115,8 % (BAL) bzw. 114,8 % (THERA) erzielt.

Überraschenderweise konnte auch die Kontroll-Gruppe, die keinem spezifischen Training nachgegangen ist, eine signifikante Steigerung der statischen Maximalkraft der Peronealmuskulatur von bis zu 66,7 % erreichen. Die Abbildung 5.41 verdeutlicht ebenfalls, dass sich die Maximalkraftentwicklung von Balance- und Thera-Band-Gruppe deutlich von der der Kontroll-Gruppe abhebt.

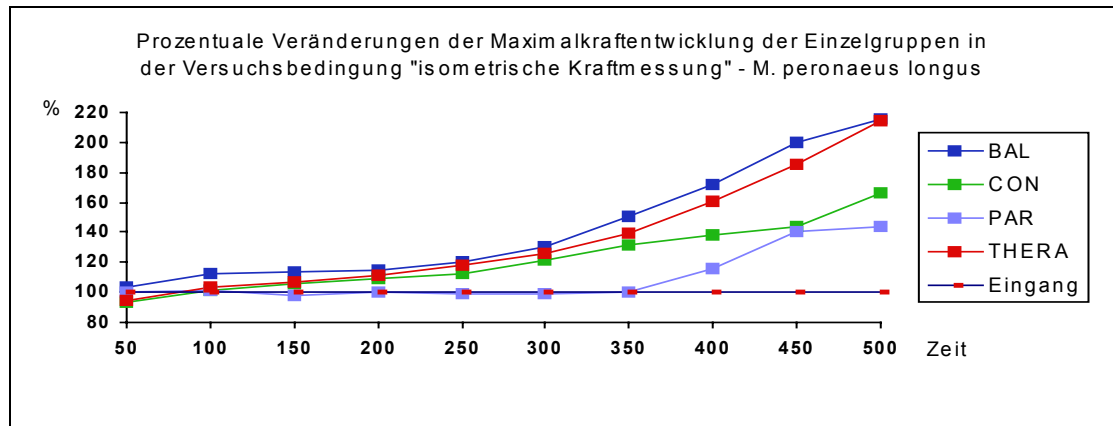


Abb. 5.41 Prozentuale Veränderungen der Maximalkraftentwicklung des *M. peroneus longus* für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

Keine Veränderungen in der Maximalkraft wurden für die Parcours-Gruppe nach Abschluss der Trainingsphase festgestellt. Alle Einzelergebnisse der unterschiedlichen Gruppen sind im Anhang D dokumentiert.

5.5.1.2 Absolute Maximalkraft

Die Verbesserungen, die die Maximalkraftentwicklung betrafen, konnten ebenfalls durch die absolut erreichte Maximalkraft bestätigt werden. Die absolute Maximalkraft betrug an den Untersuchungstagen für die Gesamtgruppe durchschnittlich 345,5 N (PRE) bzw. 394,3 N (POST) (Abbildung 5.42). Damit hat sich die absolute Maximalkraft von Vor- zu Nachuntersuchung für die Gesamtgruppe um durchschnittlich 14,1 % gesteigert.

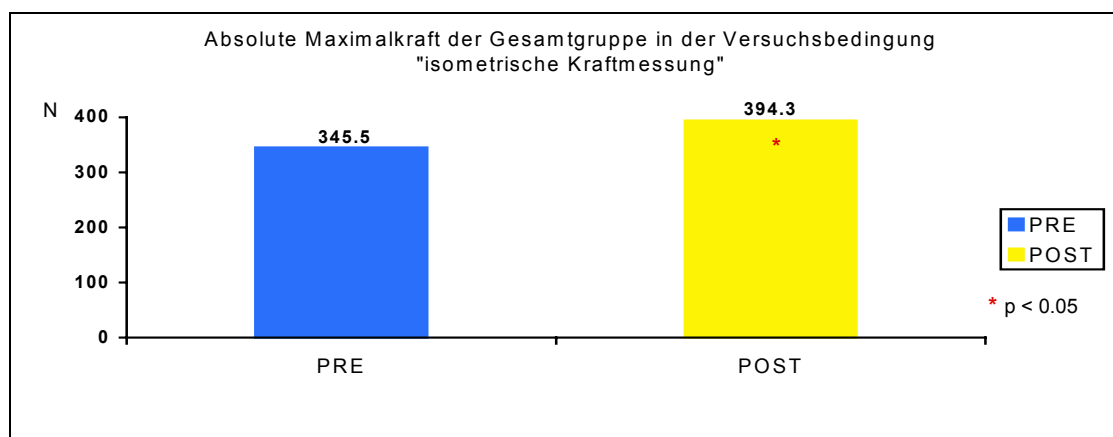


Abb. 5.42 Darstellung der absoluten Maximalkraft in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

Wie in der Abbildung 5.43 zu sehen ist, verzeichnete die Balance-Gruppe die größte Zunahme der Maximalkraft von 337,2 N auf 408,6 N. Dieser Zuwachs bedeutet eine Steigerung der Maximalkraft um 21,2 %. Die Zunahme der Maximalkraft lag für die Thera-Band-Gruppe bei 18,9 %. Während die dritte Trainingsgruppe, die auf dem Geländeparcour trainierte, nach der Trainingsphase keine signifikante Veränderung der Maximalkraft in der Abschlussuntersuchung verzeichnen konnte, verbesserte die Kontroll-Gruppe auch ohne spezifisches Training die Maximalkraft immerhin um 12,2 %.

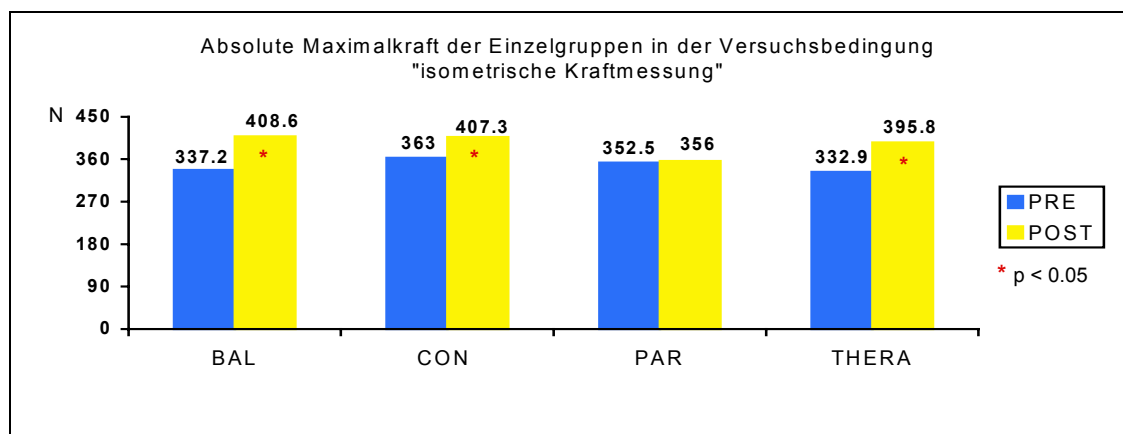


Abb. 5.43 Darstellung der absoluten Maximalkraft in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

5.5.1.3 Kraftanstiegsrate

Zur Verdeutlichung der Kraftentwicklung wurde auch die maximale Kraftanstiegsrate in den ersten 200 ms nach Beginn der Kraftentwicklung berechnet. Auch in diesem Parameter konnten die signifikanten Steigerungen für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe nach Durchführung des Trainings bestätigt werden. Auffällig ist, dass die Balance-Gruppe gerade in den ersten 100 ms die größten Veränderungen erzielte (Abbildung 5.44). Die Thera-Band-Gruppe steigerte ihre maximale Kraftanstiegsrate erst zwischen 100 ms und 200 ms beträchtlich.

Eine leicht erhöhte Kraftanstiegsrate wurde auch für die Kontroll-Gruppe beobachtet. Wie schon die zuvor erwähnten Parameter zeigten, wurde für die Parcour-Gruppe auch in der Kraftanstiegsrate keine signifikante Veränderung nach der Trainingsphase durch den t-test festgestellt. Alle einzelnen Ergebnisse sind im Anhang D dargestellt.

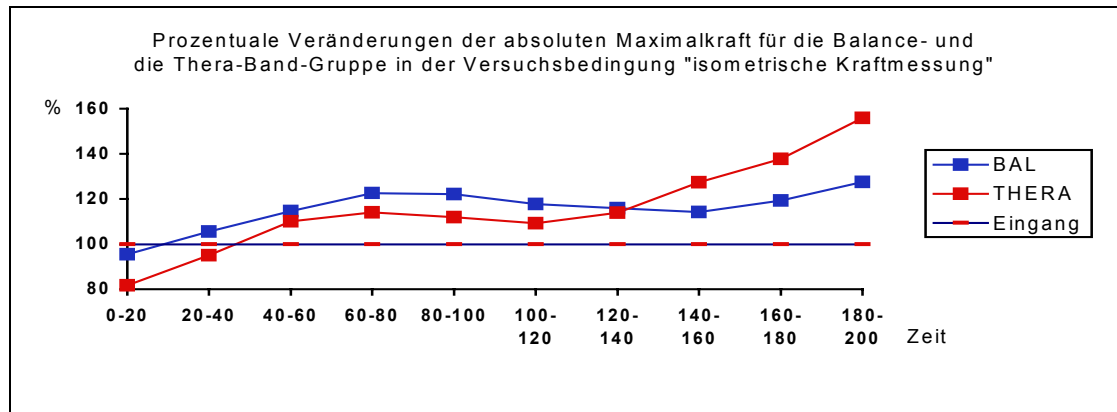


Abb. 5.44 Prozentuale Veränderungen der absoluten Maximalkraft zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

5.5.2 EMG-Aktivitätsmuster („isometrische Kraftmessung“)

In dieser Versuchsbedingung wurden nur die EMG-Signale des M. peroneus longus, der hauptsächlich an der Bewegung beteiligt ist, aufgezeichnet und analysiert. Der Messzeitraum reichte von 100 ms vor bis 500 ms nach Anstieg der Kraftkurve.

Durch die ANOVA wurden signifikante Veränderungen im EMG-Aktivitätsmuster zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe festgestellt. Die Ergebnisse sind in Abbildung 5.45 graphisch dargestellt.

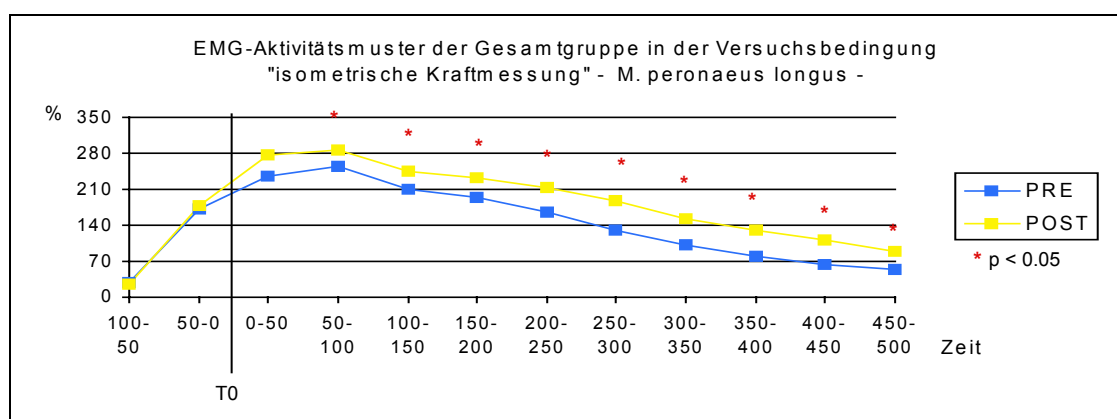


Abb. 5.45 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Gesamtgruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

Durch den t-test konnten signifikante Unterschiede jedoch nur für die beiden Trainingsgruppen mit dem Balance-Pad und dem Thera-Band® bestätigt werden. Beide Gruppen zeigten in der Nachuntersuchung signifikant erhöhte EMG-Aktivitäten ab 200 ms nach Beginn des Kraftanstieges. Die Veränderungen können in den folgenden Abbildungen 5.46 und 5.47 nachvollzogen werden. Alle prozentualen Werte sind für alle Gruppen im Anhang D dokumentiert.

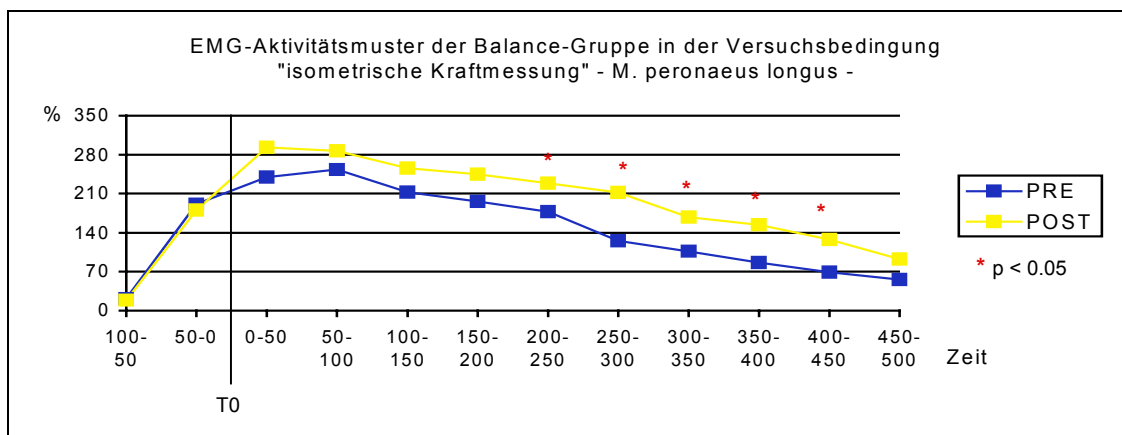


Abb. 5.46 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Balance-Gruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

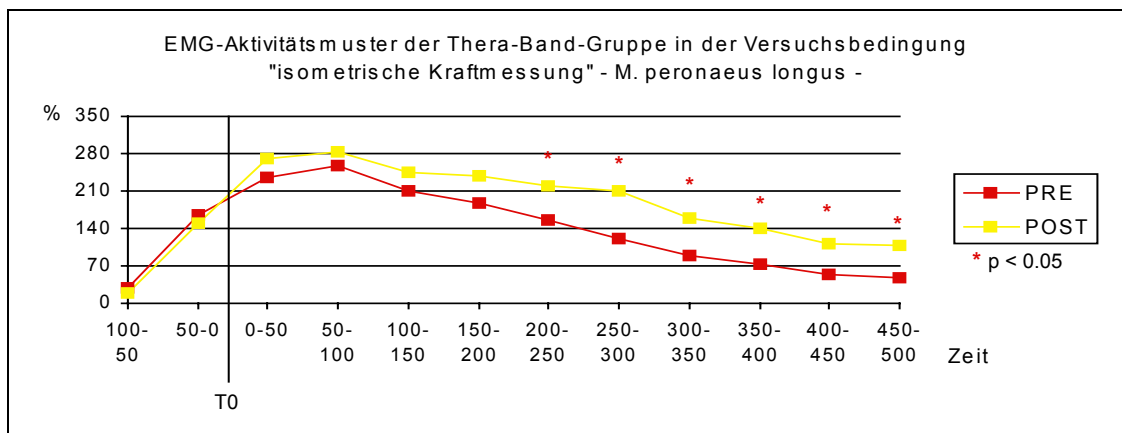


Abb. 5.47 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster in der Eingangs- und Abschlussuntersuchung für die Thera-Band-Gruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

Im Gegensatz zu den beiden aufgeführten Trainingsgruppen zeigte die dritte Trainingsgruppe, die Parcour-Gruppe, keine signifikanten Veränderungen im EMG-Aktivitätsmuster der Peronealmuskulatur zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung. Wie auch aus der Ergebnisdarstellung der Kraftparameter hervorgeht, sind damit in der gesamten Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“ keine signifikanten Veränderungen für die Parcour-Gruppe gemessen worden. Für die Kontroll-Gruppe gibt es zwar signifikante Veränderungen in der statischen Maximalkraft, allerdings konnten für diese Gruppe während der Nachuntersuchung keine Veränderungen im EMG-Aktivitätsmuster der Peronealmuskulatur durch den t-test als signifikant nachgewiesen werden.

5.5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

Folgende Ergebnisse - in dieser Zusammenfassung nach den unterschiedlichen Gruppen getrennt - können nach der Analyse der Messsignale beider Untersuchungstage in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“ festgehalten werden:

Die größte Steigerung der Maximalkraft wurde von der Balance-Gruppe erzielt. Ähnliche Ergebnisse konnten für die Thera-Band-Gruppe festgestellt werden. Die Analyse der Kraftanstiegsrate verdeutlicht aber, dass die Balance-Gruppe ihre Kraftsteigerung in den ersten 100 ms erzielt, während die Thera-Band-Gruppe erst zwischen 100 und 200 ms ihre Maximalkraft steigern kann. Die Kraftveränderungen für diese beiden Gruppen werden von einem höheren EMG-Aktivitätsmuster nach der Trainingsphase begleitet.

Die dritte Trainingsgruppe, die Parcour-Gruppe, kann durch ihr Training auf dem Geländeparcour keine signifikanten Veränderungen in der statischen Kraft der Peronealmuskulatur erzielen. Weder Maximalkraft noch Kraftanstiegsrate deuten auf veränderte Krafteigenschaften hin. Auch das EMG-Aktivitätsmuster bleibt für diese Trainingsgruppe unverändert.

Obwohl die Kontroll-Gruppe keinem spezifischen Training zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung nachgegangen ist, konnte diese Gruppe ihre Maximalkraft und die Kraftanstiegsrate signifikant erhöhen. In der Steigerung der Krafteigenschaften unterscheidet sie sich jedoch deutlich von der Balance- und der Thera-Band-Gruppe. Die Veränderungen in der statischen Kraft wirken sich jedoch nicht auf das EMG-Aktivitätsmuster der Peronealmuskulatur in der Kontroll-Gruppe aus.

6 Diskussion

Im Anschluss an die Ergebnisdarstellung werden in diesem Kapitel die beobachteten Veränderungen in den einzelnen Versuchsbedingungen diskutiert und mit den Ergebnissen der anderen Bedingungen verglichen. In den nachfolgenden Unterkapiteln wird zunächst die isometrische Kraftmessung behandelt. Anschließend werden die Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“ sowie „FALL“ und „statisch“ zusammen diskutiert. Die direkte Vergleichbarkeit der Messwerte aus den unterschiedlichen Versuchsbedingungen ist durch identische EMG-Ableitstellen auf der Muskulatur sowie eine identische Goniometeranbringung im Laufe der zweistündigen Untersuchung möglich.

6.1 Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

Mit Hilfe der isometrischen Kraftmessung sollten in dieser Studie bei gesunden Probanden die Krafftigkeiten der Peronealmuskulatur nach unterschiedlichen Trainingsprogrammen analysiert werden. Für die Trainingsgruppen, die mit dem Airex[®] Balance-Pad und dem Thera-Band[®] trainiert haben, wurden signifikante Steigerungen von 21,2 % für die Balance-Gruppe und 18,9 % für die Thera-Band-Gruppe in der statischen Maximalkraft der Peronealmuskulatur nachgewiesen (Abbildung 6.1).

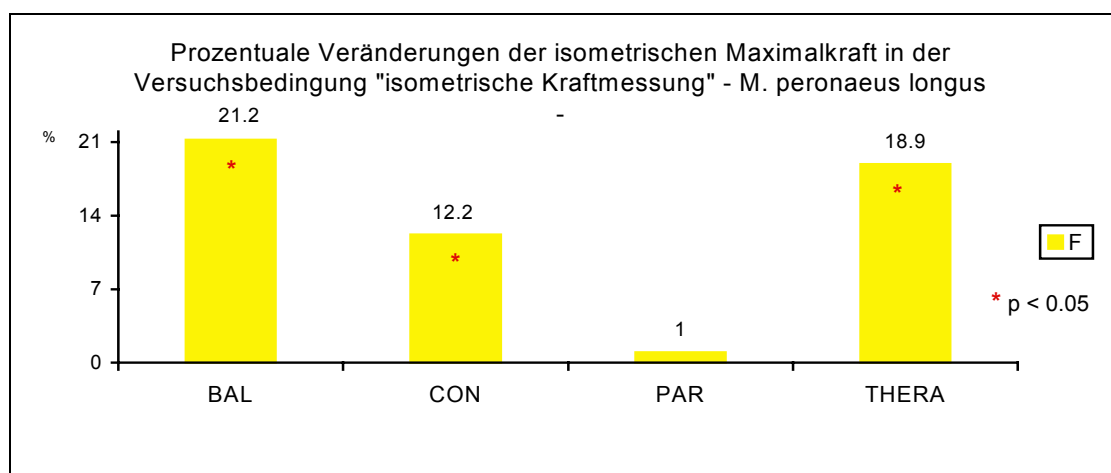


Abb. 6.1 Prozentuale Veränderungen der isometrischen Maximalkraft in der Peronealmuskulatur für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

Neben der Steigerung der statischen Maximalkraft der Peronealmuskulatur wurden gleichzeitig für beide Trainingsgruppen Veränderungen im EMG-Aktivitätsmuster beobachtet. Sowohl die Balance- als auch die Thera-Band-Gruppe erzielte über den nahezu gesamten Messzeitraum von 500 ms signifikant erhöhte EMG-Aktivitätswerte in der Peronealmuskulatur (Abbildungen 5.46 und 5.47 in der Ergebnisdarstellung).

Aufgrund der durch das Training erreichten Maximalkraftsteigerungen hätte man zunächst erwartet, dass nach der Trainingsphase gleich große EMG-Werte gemessen werden, d. h. dass bei gleicher elektrischer Muskelaktivität eine größere Leistung bzw. Kraft erbracht werden kann. Die in dieser Untersuchung gemessenen höheren EMG-Werte lassen jedoch die Vermutung aufkommen, dass eine erhöhte Aktivierung der motorischen Einheiten, die zu einer Maximalkraftsteigerung geführt hat, auch in höheren EMG-Werten resultieren könnte. Unterstützt wird diese Vermutung durch verschiedene Studien (BIGLAND-RITCHIE, 1981; MORITANI & MURO, 1987), die nachgewiesen haben, dass Faktoren wie die Zahl der aktivierten motorischen Einheiten und Entladungsfrequenzen, die die produzierte Kraft bestimmen, auch die elektrische Aktivität eines Muskels beeinflussen. Experimentell konnte die Proportionalität zwischen EMG und der entwickelten Kraft nachgewiesen werden, wenn das integrierte EMG gebildet wurde (MORITANI & DE VRIES, 1979). Es scheint eher unwahrscheinlich, dass die erhöhten EMG-Werte durch eine Zunahme an Muskelmasse der Peronealmuskulatur begründet sind. KOMI et al. (1978) fanden in einer Studie bei intensivem Training über mehrere Wochen einen deutlichen Kraftzuwachs auch ohne einen Anstieg der Umfangmaße der Extremitäten.

Diese isometrische Maximalkraftsteigerung in der Peronealmuskulatur - einhergehend mit erhöhten EMG-Werten - könnte sich im Hinblick auf die Vermeidung von Sprunggelenksverletzungen nach BOSIEN et al. (1955) und TROPP (1986) positiv auswirken. Beide Untersuchungen sehen in einer peronealen Muskelschwäche einen bedeutenden Faktor zur Verursachung einer chronischen Sprunggelenkssymptomatik.

BOSIEN und Mitarbeiter (1955) untersuchten in diesem Zusammenhang an 133 Sprunggelenksverletzungen die zurückbleibenden Schäden und stellten bei 60 % aller Untersuchungen eine chronische Sprunggelenksinstabilität fest, die nach Meinung der Autoren durch eine peroneale Muskelschwäche verursacht wurde.

Die Maximalkraftsteigerungen in der Peronealmuskulatur, die für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe nachgewiesen wurden, könnten auch unter dem präventiven Aspekt dazu beitragen, durch eine kräftigere Muskulatur Sprunggelenksverletzungen zu vermeiden und einer Sprunggelenksinstabilität vorzubeugen. Nach SOMMER (1983) führt eine relative Schwäche der Peronealmuskulatur und auch Ermüdung zu einer verstärkten Supination und Mittel- und Vorfußeinwärtsdrehung während der Landung und provoziert somit laterale Sprunggelenksverletzungen. Eine kräftigere Muskulatur wäre auch im Hinblick auf eine einsetzende Ermüdung entsprechend widerstandsfähiger.

Der Anstieg in der Maximalkraft der Peronealmuskulatur ist auf das spezifische Training mit dem Balance-Pad bzw. dem Thera-Band® zurückzuführen. Die Kraftsteigerungen verdeutlichen, dass die gewählte Trainingsintensität von 4 mal pro Woche über 4 Wochen ausreichend war, um positive Veränderungen zu bewirken. Die gefundenen Ergebnisse stimmen mit Ergebnissen von SCHEUFFELEN und Mitarbeitern (1995) überein, die für eine Trainingsgruppe, die ebenfalls ein vierwöchiges Training mit dem Thera-Band® durchführte, signifikante Maximalkraftsteigerungen beobachten konnten.

In der hier vorliegenden Studie überraschte, dass das Training auf dem Airex® Balance-Pad bezüglich der isometrischen Maximalkraft sogar bessere Erfolge erzielte als ein Krafttraining mit dem Thera-Band®. Die Analyse der Kraftanstiegsrate verdeutlicht allerdings die Unterschiede zwischen der Balance- und der Thera-Band-Gruppe. Während die größten Veränderungen in der Kraftentwicklung für die Balance-Gruppe innerhalb der ersten 100 ms analysiert wurden, erreichte die Thera-Band-Gruppe erst im Zeitraum von 140 – 200 ms einen größeren Kraftanstieg (Abbildung 6.2).

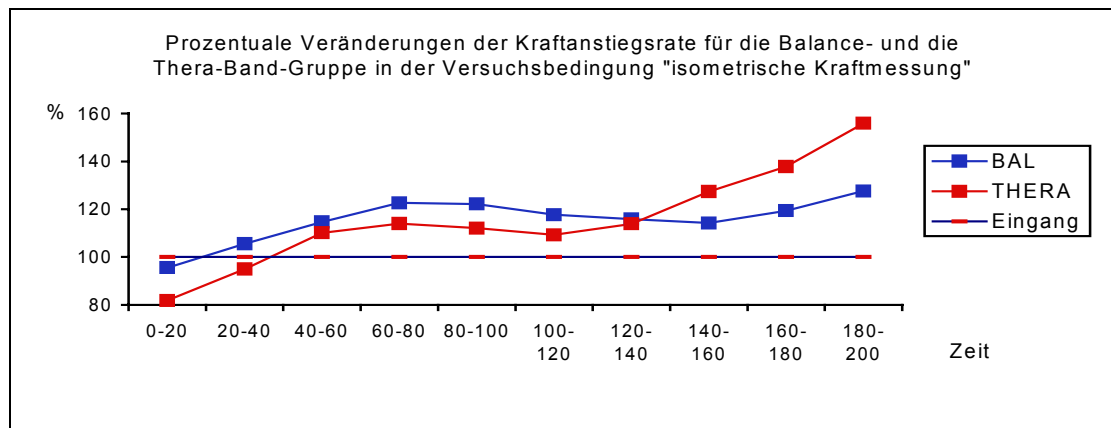


Abb. 6.2 Prozentuale Veränderungen der Kraftanstiegsrate für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe in der Versuchsbedingung „isometrische Kraftmessung“

Die gemessenen Unterschiede zwischen den beiden Trainingsgruppen deuten darauf hin, dass im Gegensatz zur Thera-Band-Gruppe die Balance-Gruppe durch ihr Training auf dem Airex® Balance-Pad eine bessere Koordination zur Entwicklung einer möglichst großen statischen Maximalkraft in der Peronealmuskulatur erzielte. Das Training auf dem Pad zeigte somit nicht nur kraftsteigernde Wirkung, sondern beinhaltet auch einen koordinativ steigernden Effekt, der sich in einer größeren Kraftanstiegsrate im Vergleich zum Training mit dem Thera-Band® widerspiegelt.

Längsschnittuntersuchungen von MORITANI & DE VRIES (1979) sowie KOMI (1986) haben in diesem Zusammenhang gezeigt, dass es durch ein intensives Krafttraining zu einer deutlichen Steigerung der Fähigkeit kommt, motorische Einheiten in wichtigen Situationen möglichst rasch zu aktivieren. SCHMIDTBLEICHER & BÜHRLE (1987) vermuten, dass die Ursache einer schnelleren Aktivierung der motorischen Einheiten entweder in einer schnelleren Rekrutierung der motorischen Einheiten oder in einer erhöhten Entladungsgeschwindigkeit der Motoneuronen zu sehen ist. Diese Faktoren könnten der Grund für die Unterschiede in der Kraftentwicklung zwischen der Balance- und der Thera-Band-Gruppe sein. Demzufolge hätte das Training auf dem Balance-Pad den besseren Trainingseffekt, eine Steigerung der Maximalkraft durch optimales Einsetzen der motorischen Einheiten zu erzielen. Das Training auf dem Balance-Pad erfüllt auch die Forderungen von GEBEL (1989) sowie RASCHKA und Mitarbeitern (1995), die als notwendige Präventivmaßnahmen zu Vermeidung von Sprunggelenksverletzungen

Übungen zur Stabilisierung der Gelenkfunktion sehen. Derartige Übungen sollten jedoch nicht nur muskuläre Defizite ausgleichen, sondern auch zu einer Koordinationsverbesserung führen.

Die gemessenen Unterschiede zwischen Balance-Pad und Thera-Band® wurden auch von GOLLHOFER et al. (1997) bestätigt. Die Autoren verzeichneten ebenfalls für die Gruppe, die mit dem Balance-Pad trainierte, gerade in den ersten 100 ms die größten Veränderungen bezüglich der Kraftentwicklung in der Peronealmuskulatur. SCHEUFFELEN et al. (1995) konnten für ein vergleichbares Training auf einer Ankle Disk bei gesunden Probanden ebenfalls eine gerade in der frühen Phase der schnellen Kraftentwicklung verbesserte maximale Voluntärkontraktion feststellen. Auch das Ankle Disk Training reduziert nachweislich (TROPP et al., 1985) das Auftreten von wiederkehrenden Verletzungen des Sprunggelenkes. Die Autoren weisen ausdrücklich darauf hin, dass ein solches Koordinationstraining nicht nur in der Rehabilitationsphase, sondern auch prophylaktisch bei gesunden Probanden eingesetzt werden sollte.

Als dritte Trainingsgruppe unterscheidet sich die Parcours-Gruppe hinsichtlich der Entwicklung der isometrischen Maximalkraft in der Peronealmuskulatur als auch im EMG-Aktivitätsmuster deutlich von der Balance- und der Thera-Band-Gruppe. Für die Parcours-Gruppe wurden bezüglich der gemessenen Kraftparameter der Peronealmuskulatur keine signifikanten Veränderungen festgestellt. Wie in der Abbildung 6.1 bereits dargestellt wurde, hatte das Training auf dem Geländeparcours keine Auswirkungen auf die isometrische Maximalkraft. Auch in der EMG-Aktivität zeigten sich keine nennenswerten signifikanten Veränderungen. Das Training der Parcours-Gruppe blieb also im Hinblick auf eine Kraftsteigerung wirkungslos und scheint erst einmal nicht in der Art und Weise eine peroneale Muskelschwäche ausgleichen zu können, wie es die Balance- und die Thera-Band-Gruppe durch ihre Kraftsteigerungen erreichen könnten. Ob überhaupt und wie diese Trainingsform unter dem Aspekt einer präventiven Wirkung zur Vermeidung einer Sprunggelenksinstabilität beitragen kann, wird die Diskussion über die

gefundenen Ergebnisse der anderen Versuchsbedingungen in den weiteren Kapiteln klären.

Im Gegensatz zur Parcour-Gruppe konnten für die Kontroll-Gruppe, die nur an der Eingangs- und Abschlussuntersuchung teilnahm und keinem spezifischen Training nachgegangen ist, signifikante Veränderungen im Kraftverhalten der Peronealmuskulatur beobachtet werden. So steigerte diese Gruppe ihre statische Maximalkraft um immerhin 12,2 % (Abbildung 6.1). Allerdings veränderte sich die EMG-Aktivität zwischen beiden Untersuchungstagen nicht. Für die Erklärung dieser Kraftsteigerung ohne veränderte EMG-Aktivität kommen zwei Aspekte in Betracht. Zum einen könnten Variabilitäten im Kraftverhalten an unterschiedlichen Untersuchungstagen die Ursache dafür sein, dass signifikante Unterschiede in der Kraft der Peronealmuskulatur in der Kontroll-Gruppe, die kein spezifisches Training durchführte, gemessen wurden. Diese Gruppe könnte aber auch die Koordination der Bewegungsausführung verbessert haben, so dass dadurch der Kraftzuwachs ohne muskuläre Veränderungen zu erklären ist. Wie bereits in der Methodik erwähnt worden ist, wurden vor Beginn der Messungen zwei Testversuche durchgeführt, um die Bewegungsausführung zu erlernen. Möglicherweise waren zwei Versuche für diese Gruppe zu wenig, und erst in der Nachuntersuchung wurde die „Bewegung“ im isometrischen Kraftmessgerät korrekt ausgeführt. Diese Aspekte können als Erklärungen herangezogen werden, warum die Kontroll-Gruppe auch ohne spezifisches Training trotzdem ihre Maximalkraft in der Peronealmuskulatur gesteigert hat, ohne dass sich das EMG-Aktivitätsmuster veränderte. Inwieweit die Maximalkraftsteigerungen in der Kontroll-Gruppe durch sportliche Aktivitäten (wie z. B. Skifahren) während des Wintersemesters verursacht wurden, kann an dieser Stelle nicht geklärt werden.

Die Effekte, die für die Kontroll-Gruppe gefunden wurden, müssen in der Diskussion der Ergebnisse für die anderen Gruppen stets berücksichtigt werden. Da die prozentualen Kraftveränderungen, die die Kontroll-Gruppe erzielte, im Vergleich zur Thera-Band-Gruppe immer noch um 6,7 % und zur Balance-Gruppe um 9 % differieren, und auch die Gruppen im EMG-

Aktivitätsmuster deutliche Unterschiede zeigen, kann davon ausgegangen werden, dass die beobachteten Effekte von Balance- und Thera-Band-Gruppe als Trainingseffekte anzusehen sind.

6.2 Versuchsbedingungen mit nicht induzierten Supinationsbewegungen

Die Ergebnisse aus den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“ sollen, ohne dass in diesen Bedingungen Supinationsbewegungen induziert wurden, als Grundlage dienen und zur Klärung möglicher präventiver Mechanismen im Umgang mit induzierten Supinationsbewegungen beitragen. In beiden Versuchsbedingungen wurden dazu Kraft-, Gonio- und EMG-Parameter analysiert. An dieser Stelle sei noch einmal darauf hingewiesen, dass in der Versuchsbedingung „GANG“ das ganz normale Gehen auf einer Gangway analysiert wurde. Im Gegensatz dazu wird zwar auch in der Versuchsbedingung „NOFALL“ das Gehen auf der Gangway aufgezeichnet; die Probanden erhielten jedoch vorab die Zusatzinformation, dass die Supinationsplattform aktiviert werden könnte. Im folgenden Kapitel werden die beiden Versuchsbedingungen zunächst zwar nebeneinander, aber dennoch getrennt voneinander diskutiert, bevor anschließend beide Versuchsbedingungen miteinander verglichen werden.

Alle Gruppen werden zu Beginn als eine Gesamtgruppe betrachtet. Zeigen die vier Gruppen ein deutlich unterschiedliches Verhalten, werden die Ergebnisse auch getrennt diskutiert. Alle Daten der einzelnen Gruppen können dem Anhang D entnommen werden.

6.2.1 Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“

Wie in der Abbildung 6.3 zu erkennen ist, reduzierte die Gesamtgruppe in beiden Versuchsbedingungen die Bodenkontaktzeit von Eingangs- zu Abschlussuntersuchung signifikant.

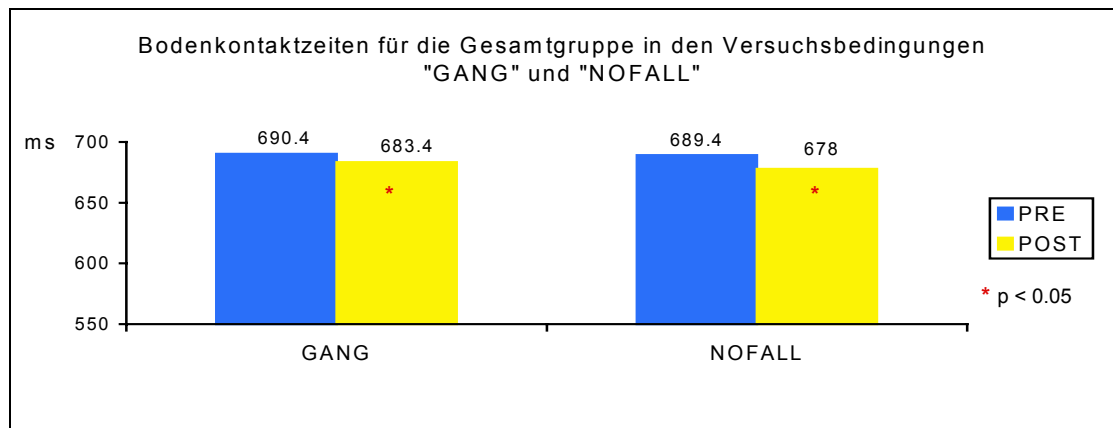


Abb. 6.3 Darstellung der mittleren Bodenkontaktzeiten für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“

Auch die Kraftanstiegsrate veränderte sich in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“ für die Gesamtgruppe signifikant. So wurden in beiden Bedingungen die Kraftanstiegsraten im Vergleich zur Eingangsmessung in der Abschlussuntersuchung signifikant erhöht (Abbildung 6.4).

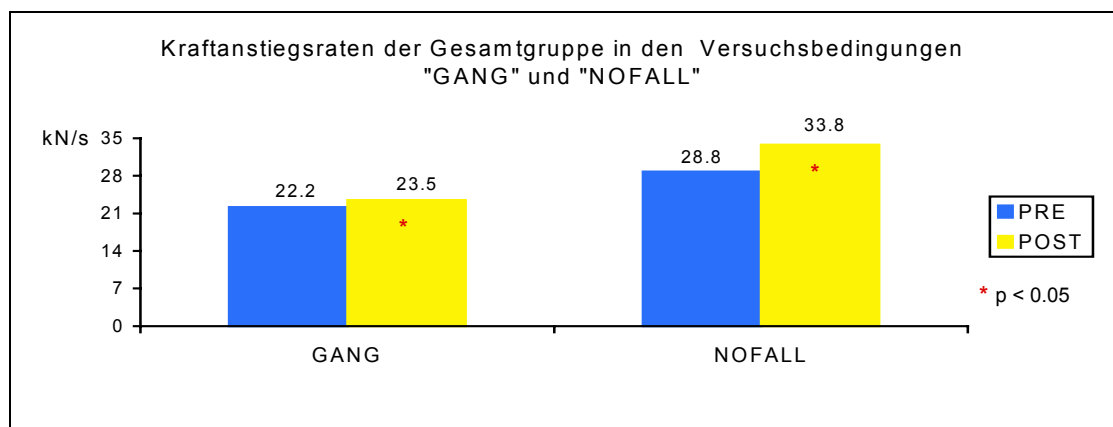


Abb. 6.4 Darstellung der maximalen Kraftanstiegsraten für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“

Deutlich erhöhte Kraftanstiegsraten konnten dabei für alle Gruppen gefunden werden, auch wenn der t-test diese Unterschiede nur für die Balance-Gruppe als signifikant bestätigte (Abbildungen 5.4 und 5.15 in der Ergebnisdarstellung). Reduzierte Bodenkontaktzeiten als auch erhöhte Kraftanstiegsraten deuten darauf hin, dass die Probanden in der Nachuntersuchung beim Gehen über die Gangway und die Supinationsplattform dazu neigten, durch einen festeren Fersenaufsatz und schnelleres Lösen von der Plattform die Kontaktzeit des Fußes auf der Plattform zu verringern. Dies konnte in der Versuchsbedingung

„NOFALL“ als auch in der Versuchsbedingung „GANG“ beobachtet werden, obwohl in dieser Bedingung lediglich das ganz normale Gehen ohne eine Aktivierung der Supinationsplattform aufgezeichnet wurde. Die Gehgeschwindigkeit insgesamt blieb jedoch gleich, da diese über die Lichtschranken kontrolliert und nur Versuche aufgezeichnet wurden, die innerhalb des vorgegebenen Geschwindigkeitsbereiches lagen. An dieser Stelle hätte eine Regression zwischen Bodenkontaktzeit und Gehgeschwindigkeit die Zusammenhänge verdeutlichen können. Dies ist in der vorliegenden Untersuchung jedoch nicht möglich, da die Gehgeschwindigkeit auf der Gangway zwar über die Lichtschranken kontrolliert, jedoch für jeden einzelnen Versuch nicht mit aufgezeichnet wurde.

Die in dieser Studie gemessenen Kraftanstiegsraten sollten in diesem Zusammenhang ausführlicher diskutiert werden. Aus Untersuchungen von MILANI und Mitarbeitern (1997) ist bekannt, dass eine enge Korrelation zwischen der Kraftanstiegsrate und Stoßdämpfungseigenschaften von Schuhen besteht. Die Autoren fanden bei der biomechanischen Analyse unterschiedlichen Schuhwerks heraus, dass die Kraftanstiegsrate umso höher ist, je schlechter die Dämpfung eines Schuhs ist. Da in der vorliegenden Studie jedoch ein einheitliches Schuhmodell verwendet wurde, müssen hier die erhöhten Kraftanstiegsraten aus der Nachuntersuchung andere Gründe haben. Inwiefern sich die Dämpfung der Schuhe von Vor- zu Nachuntersuchung verschlechtert haben könnte, kann mit den Ergebnissen dieser Studie nicht belegt werden. Da es sich allerdings bei dem einheitlichen Schuhmodell um einen leichten Segelschuh mit einer sehr flachen Sohle ohne große Dämpfungseigenschaften handelte, ist nicht davon auszugehen, dass möglicherweise geringfügige Veränderungen in der Dämpfung zu derartigen Veränderungen in der Kraftanstiegsrate geführt haben könnten.

Die erhöhten Kraftanstiegsraten in den Testbedingungen „GANG“ und „NOFALL“ während der Abschlussuntersuchung signalisieren möglicherweise ein verändertes Gangbild und deuten auf einen festeren Fersenaufsatz hin. Unter Umständen wird der Fuß von den Probanden versteift, um sich gegen eine Aktivierung der Supinationsplattform präventiv schützen zu wollen. Das

Versteifen des Gelenkes könnte auch zu reduzierten Bodenkontaktzeiten geführt haben, die für beide Versuchsbedingungen gemessen wurden.

Interessanterweise zeigten die Probanden auch in der Versuchsbedingung „GANG“, in der die Supinationsplattform nicht aktiviert wurde und dies den Probanden auch bekannt war, während der Abschlussuntersuchung eine erhöhte Kraftanstiegsrate. Damit scheinen entweder die Trainingsprogramme oder auch schon die gesammelten Erfahrungen beim Gehen über die Supinationsplattform während der Eingangsuntersuchung einen „präventiven“ Mechanismus in Gang gesetzt zu haben. Auffällig ist in diesem Zusammenhang, dass sich auch die Kontroll-Gruppe ähnlich verhält wie die anderen drei Trainingsgruppen.

Obwohl die Kraftparameter soeben gezeigt haben, dass Veränderungen im Gangbild in den Testbedingungen „GANG“ und „NOFALL“ nach der Trainingsphase zu beobachten waren, bleibt die Pronationsbewegung in beiden Versuchsbedingungen zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung nahezu unverändert. Pronationsausmaße von durchschnittlich $10,5^\circ$ sowie mittlere Pronationsgeschwindigkeiten von $342,2 \text{ }^\circ/\text{s}$ beim normalen Gehen liegen im Rahmen dessen, was in der Literatur angegeben wird (DEBRUNNER, 1985). Lediglich die Pronationsgeschwindigkeit beim normalen Gehen hat sich leicht erhöht. Dies könnte die Folge einer verstärkten Fußaufsatzes – hergeleitet aus den erhöhten Kraftanstiegsraten – sein.

Für beide Versuchsbedingungen kann bis dahin festgehalten werden, dass es zwischen Vor- und Nachuntersuchung zwar Unterschiede in den Kraftparametern beim Gehen über die Supinationsplattform gibt, die auf ein verändertes Gangbild hindeuten, diese Auswirkungen jedoch nicht die Bewegungen im Sprunggelenk beeinflussen, da keine großen Veränderungen der Pronationsbewegung beim Aufsetzen des Fußes beobachtet werden können. Insgesamt werden in den Kraft- und Gonioparametern keine großen Unterschiede zwischen den Trainingsgruppen und der Kontroll-Gruppe sichtbar. Lediglich das Training der Balance-Gruppe, die in beiden Versuchsbedingungen die Kraftanstiegsraten nach der Trainingsphase als

einzigste Gruppe signifikant erhöhte, scheint schon beim normalen Gehen Veränderungen hervorgerufen zu haben.

Möglicherweise liefern die EMG-Aktivitätsmuster in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“ Unterschiede zwischen den Gruppen. Betrachtet man das EMG-Aktivitätsmuster der Peronealmuskulatur in der Versuchsbedingung „GANG“, so bestätigt sich das, was die isometrischen Maximalkraftmessungen bereits angedeutet haben. Die beiden Trainingsgruppen, die mit dem Airex® Balance-Pad und dem Thera-Band® trainiert haben, zeigten signifikant erhöhte EMG-Aktivitätswerte nach der Trainingsphase über den nahezu gesamten Messzeitraum (Abbildungen 5.9 und 5.10 in der Ergebnisdarstellung). Dass die erhöhten EMG-Werte, die für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe gefunden wurden, auch beim normalen Gehen beobachtet werden konnten, führt zu der Annahme, dass eine erhöhte Aktivierung der motorischen Einheiten, die zu einer isometrischen Maximalkraftsteigerung geführt hat, auch bereits beim Gehen die elektrische Aktivität der Peronealmuskulatur heraufsetzt. Es kann mit diesen Ergebnissen nicht geklärt werden, ob die erhöhten EMG-Werte durch eine Zunahme an Muskelmasse der Peronealmuskulatur verursacht wurden; dies ist aber aufgrund der Kürze des Trainings eher unwahrscheinlich.

Das Aktivitätsmuster der Peronealmuskulatur von Parcour- und Kontroll-Gruppe veränderte sich im Gegensatz zu den beiden anderen Trainingsgruppen zwischen Vor- und Nachuntersuchung nicht signifikant. Für beide Gruppen bedeutet das, dass zwar Veränderungen in den Kraftparametern zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung auf eine verändertes Gangmuster hindeuten, diese Veränderungen jedoch nicht die elektrische Muskelaktivität beim normalen Gehen beeinflussen.

An dieser Stelle sei noch einmal auf die unterschiedlich hohen EMG-Aktivitätswerte der Peronealmuskulatur in den verschiedenen Gruppen eingegangen (Abbildung 5.11 in der Ergebnisdarstellung). Wie dort erwähnt wurde, sind die EMG-Werte in der Parcour-Gruppe signifikant höher als die Werte aus den anderen beiden Trainingsgruppen und der Kontroll-Gruppe. Nach Durchsicht der Einzelergebnisse in den Gruppen kann davon

ausgegangen werden, dass es sich hier um einen Zufallseffekt handelt, zumal die Zuteilung zu den Trainingsgruppen randomisiert erfolgte. Ein systematischer Messfehler kann ausgeschlossen werden, da für die Parcour-Gruppe sowohl in der Eingangs- als auch in der Abschlussuntersuchung höhere EMG-Aktivitätswerte der Peronealmuskulatur gefunden wurden. Gleichzeitig sind auch die Aktivitätswerte in den anderen Muskelgruppen sowie in allen Versuchsbedingungen für diese Trainingsgruppe erhöht. Darüber hinaus befinden sich auch in den anderen Gruppen Versuchspersonen, die vergleichbare hohe EMG-Aktivitäten wie die durchschnittlichen Werte in der Parcour-Gruppe erreichten. Die randomisierte Einteilung in die einzelnen Gruppen hat dazu geführt, dass wahrscheinlich zufällig eine Gruppe gebildet wurde, die ein höheres EMG-Aktivitätsniveau als die anderen Gruppen hat. Da dies jedoch für alle Versuchsbedingungen gilt, können die Ergebnisse miteinander verglichen werden.

In der Versuchsbedingung „NOFALL“ können zwischen Vor- und Nachuntersuchung deutliche Unterschiede im EMG-Aktivitätsverhalten der Peronealmuskulatur zwischen den einzelnen Gruppen beobachtet werden. Die Parcour-Gruppe ist die einzige Gruppe, für die im Vergleich zur Eingangsuntersuchung keine signifikante EMG-Aktivitätssteigerung nachgewiesen werden kann (Abbildung 6.5). Besonders deutlich wird der Unterschied zu den anderen beiden Trainingsgruppen und der Kontroll-Gruppe unmittelbar vor Bodenkontakt (T0).

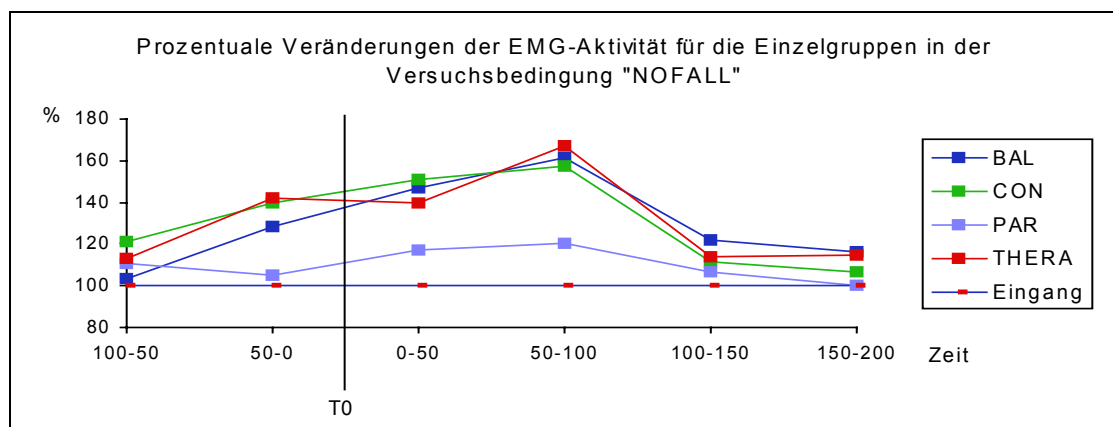


Abb. 6.5 Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „NOFALL“

Die hier dargestellten Ergebnisse für die Parcour-Gruppe in der Versuchsbedingung „NOFALL“ verdeutlichen, dass das Training auf dem Geländeparcour Auswirkungen auf das Aktivitätsverhalten der Peronealmuskulatur in einer Situation, die zu einer plötzlich induzierten Supinationsbewegung hätte führen können, gehabt haben könnte. Eigentlich hätte man ähnliche Aktivitätswerte wie die der anderen Gruppen erwarten können. Möglicherweise ist durch das Training ein adaptiver Mechanismus in Gang gesetzt worden, der die Parcour-Gruppe mit einer eventuell induzierten Supinationsbewegung anders umgehen lässt als die anderen Gruppen.

BECKMAN & BUCHANAN (1995) entdeckten in ihrer Studie einen adaptiven Mechanismus, der in ihrem Probandenkollektiv nach Sprunggelenksverletzungen einsetzte. Bei Probanden, die einseitig chronisch instabile Sprunggelenke hatten, zeigte sich, dass bei induzierten Inversionen der instabilen Sprunggelenke keine Veränderungen in der Latenzzeit der Peronealmuskulatur gefunden wurde, jedoch eine verkürzte Latenzzeit der Hüftmuskelaktivierung zu beobachten war. Die Autoren erklärten sich diese Veränderungen dadurch, dass durch frühere Lernerfahrungen bei wiederholten Supinationsverletzungen das ZNS das Sprunggelenk als inadäquat zur Kompensation einer hohen Inversionsgeschwindigkeit ansieht, die Sensitivität für diese Störung erhöht und damit eine gesteigerte Gamma-Motoneuron-Aktivität der Hüftmuskulatur erreicht wird.

Dieser Feedforward-Mechanismus könnte auch in dieser Studie dazu geführt haben, dass die Parcour-Gruppe durch ihr Training keine zusätzliche Aktivierung der Peronealmuskulatur erreicht, sondern durch das wiederholte Induzieren von Supinationsbewegungen auf dem Trainingsparcour Kompensationsmechanismen – wie z. B. die Aktivierung anderer Muskelgruppen - eingeleitet wurden, um eventuell induzierten Supinationsbewegungen vorbeugen zu können.

Die EMG-Aktivitätserhöhungen für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe in dieser Versuchsbedingung können möglicherweise - wie auch schon in der Versuchsbedingung „GANG“ beobachtet werden konnte - auf das Training, das auch die elektrische Muskelaktivität beeinflusst hat, zurückgeführt werden. Da

sich die Kontroll-Gruppe, für die in den Versuchsbedingungen „isometrische Kraftmessung“ und „GANG“ keine EMG-Veränderungen beobachtet werden konnte, auch mit einer EMG-Aktivitätserhöhung der Peronealmuskulatur in dieser Bedingung reagiert, scheint hier zusätzlich ein weiterer Mechanismus in Gang gesetzt zu werden. Möglicherweise verursacht das Gehen über die Supinationsplattform während der Eingangsuntersuchung einen Lernprozess, der es der Kontroll-Gruppe ermöglicht, auch ohne entsprechendes Training in ähnlicher Art und Weise wie die Balance- und Thera-Band-Gruppe mit einer unsicheren Situation umzugehen und dieser durch erhöhte Muskelaktivität, die nicht durch ein Trainingsprogramm verursacht wurde, vorbeugen zu können.

DE CARLO & TALBOT (1986) schließen aus ihren Untersuchungen zur Sprunggelenkspropriozeption, dass Versuchswiederholungen einen Lerneffekt verursachen können. In ihren Studien, bei denen durch Anästhesie des Ligamentum talofibulare anterius ein propriozeptives Defizit simuliert werden sollte, zeigte sich, dass nach Anästhesie auf einem multiaxialen Balanciergerät nicht – wie erwartet – eine Verschlechterung der Balancefähigkeit, sondern eine signifikante Verbesserung der Balancezeit gemessen wurde.

Die Versuchswiederholungen in dieser Studie könnten auch hier einen Lerneffekt verursacht haben, so dass auch die Kontroll-Gruppe ohne spezifisches Training in der Lage ist, unsichere Situationen - in dieser Studie verursacht durch die mögliche Induzierung einer Supinationsbewegung - mit veränderter Muskelaktivierung beantworten zu können.

KONRADSEN und Mitarbeiter (1993), die ebenfalls eine Lokalanästhesie des lateralen Bandapparates des Sprunggelenkes verursachten, fanden zusätzlich in ihren Studien heraus, dass die fehlenden afferenten Informationen der Kapsel zum großen Teil durch Informationen aus aktiven Unterschenkelmuskeln ersetzt werden können. Demnach scheint eine verstärkte Muskelaktivierung der Peronealmuskulatur, wie sie für die Balance-, die Thera-Band- sowie die Kontroll-Gruppe in der Nachuntersuchung gefunden wurde, einen großen Beitrag zum dynamischen Schutz gegen Sprunggelenksverletzungen leisten zu können.

Die verstärkte Muskelaktivierung konnte zwar nicht für die Parcour-Gruppe gefunden werden. Unter Umständen hat diese Gruppe eine andere Strategie entwickelt, um mit unsicheren Situationen umgehen zu können. Die zwischen

Vor- und Nachuntersuchung vergleichbare Muskelaktivierung zeigt, dass sich die Parcour-Gruppe nicht – wie die anderen drei Gruppen – mit erhöhter Muskelaktivität unmittelbar vor Bodenkontakt auf eine eventuell induzierte Supinationsbewegung einstellt. Gerade der Verzicht auf eine erhöhte EMG-Aktivität der Peronealmuskulatur kann für die Parcour-Gruppe als Trainingseffekt angesehen werden. Vorstellbar wären Körperschwerpunktsverschiebungen kurz vor dem Auftreffen des Fußes auf die Supinationsplattform, um der Gefahr einer eventuellen Abkipfung der Supinationsplattform aus dem Wege zu gehen. Kompensiert werden könnte die nicht erfolgte, verstärkte EMG-Aktivierung der Unterschenkelmuskulatur auch durch die Aktivierung anderer Muskelgruppen wie z. B. der Hüftmuskulatur.

6.2.2 Vergleich der Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“

An dieser Stelle sollen die beiden Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“ miteinander verglichen werden. In beiden Versuchsbedingungen wurde das normale Gehen über die Gangway aufgezeichnet, mit dem Unterschied, dass in der Versuchsbedingung „NOFALL“ die Supinationsplattform theoretisch hätte aktiviert werden können.

Bezüglich der Bodenkontaktzeit wurden im Vergleich der beiden Versuchsbedingungen keine signifikanten Unterschiede festgestellt. Das Wissen, dass die Supinationsplatte möglicherweise aktiviert wird, hat also nicht die Probanden dahingehend beeinflusst, dass sie versuchen, die Plattform schneller zu verlassen.

Vergleicht man allerdings die Kraftanstiegsraten, so werden deutliche Unterschiede feststellbar. Bereits in der Eingangsuntersuchung (PRE) lag in der Gesamtgruppe die Kraftanstiegsrate in der Versuchsbedingung „NOFALL“ um 6,6 kN/s und damit 29,7 % höher als beim „GANG“ (Abbildung 6.6).

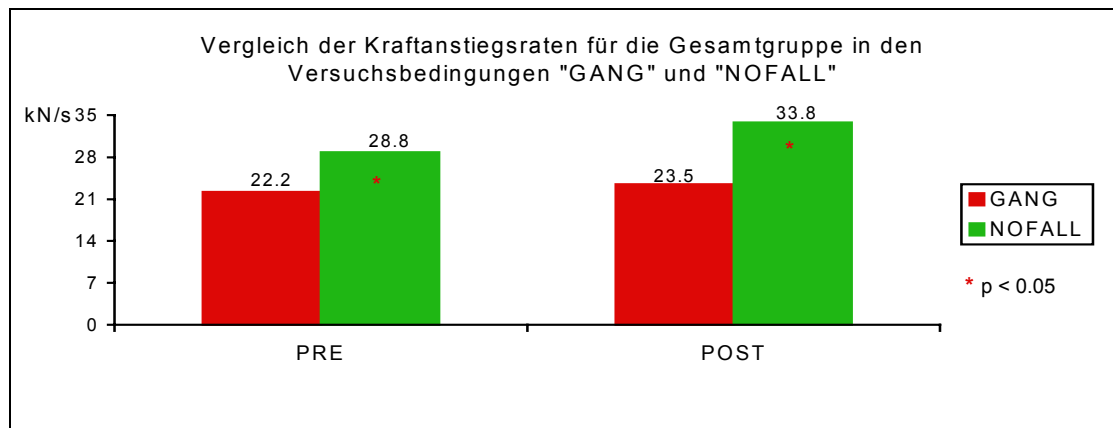


Abb. 6.6 Vergleich der Kraftanstiegsraten in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“

Da die Probanden zu diesem Zeitpunkt gerade mal die ersten Erfahrungen mit der aktivierten Supinationsplattform gemacht haben, scheint alleine die Unsicherheit, dass die Platte möglicherweise aktiviert wird und eine Supinationsbewegung induzieren könnte, ausreichend zu sein, um das normale Gangbild zu verändern und durch Versteifen des Fußes, der in erhöhten Kraftanstiegsraten resultiert, einen Schutz aufzubauen. In der Abschlussuntersuchung (POST) wird der Unterschied zwischen den beiden Versuchsbedingungen noch deutlicher: die Kraftanstiegsrate wird im Vergleich zur Versuchsbedingung „GANG“ im „NOFALL“ noch einmal um 14,1 % auf 43,8 % gesteigert. Diese deutlichen Veränderungen können für alle Gruppen an beiden Versuchstagen beobachtet werden und führen zu der Annahme, dass die Erfahrungen aus der Eingangsuntersuchung für einen noch größeren Kraftanstieg beim Aufsetzen des Fußes während der Nachuntersuchung verantwortlich sind.

Auch die Pronationsbewegung zeigt zwischen den beiden Versuchsbedingungen deutliche Unterschiede auf. Für die Parameter Pronationsausmaß und Pronationsgeschwindigkeit konnten sowohl in der Eingangs- als auch in der Abschlussuntersuchung signifikante Unterschiede gefunden werden (Abbildungen 6.7 und 6.8). In der Versuchsbedingung „NOFALL“ wurden in allen Gruppen signifikant größere Pronationsausmaße von durchschnittlich 3,1 (30,1 %: PRE) bzw. 3,4 (32,1 %: POST) sowie höhere Pronationsgeschwindigkeiten von durchschnittlich 96,7 /s (29,1 %:

PRE) bzw. 91,5 /s (26,0 %: POST) als im „GANG“ erzielt. Die Ergebnisse für die einzelnen Gruppen sind im Anhang dokumentiert.

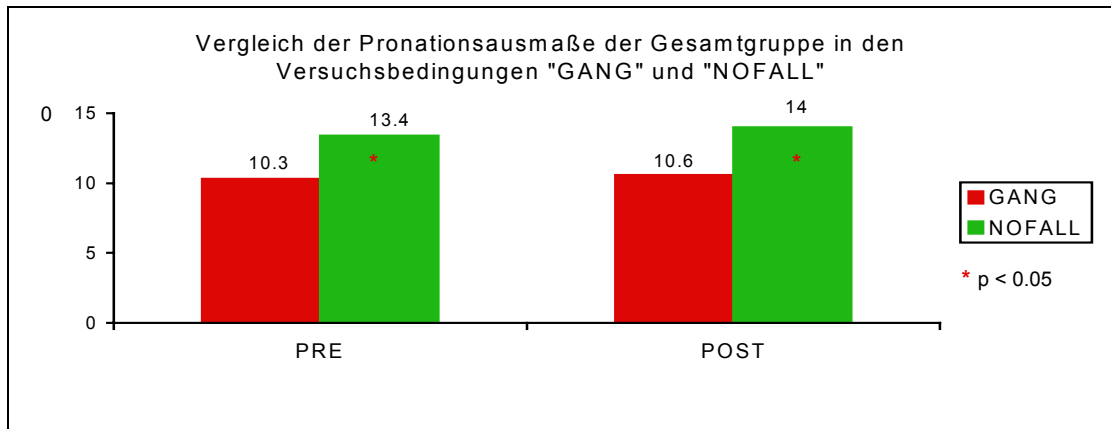


Abb. 6.7 Vergleich der Pronationsausmaße für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“

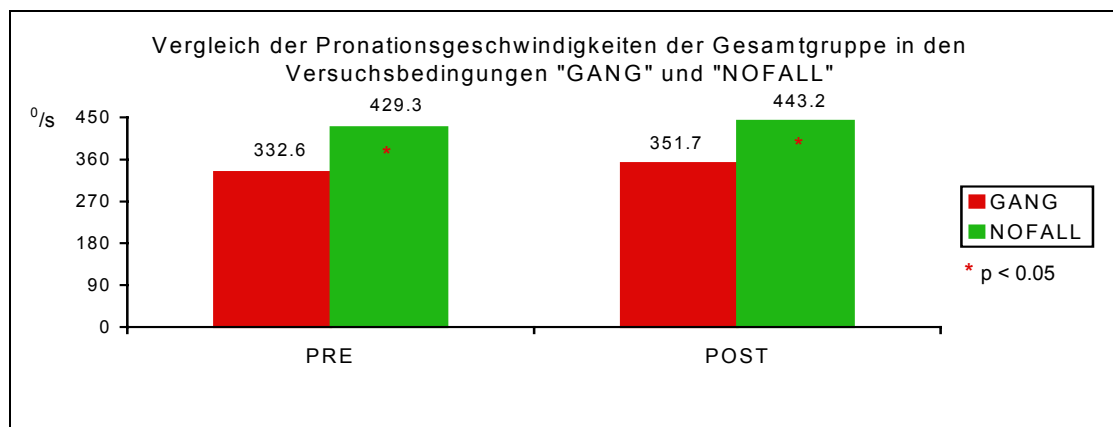


Abb. 6.8 Vergleich der Pronationsgeschwindigkeiten für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“

Mit diesen Ergebnissen wird zum Teil das bestätigt, was sich auch schon durch die Auswertung der Kraftparameter angedeutet hat. Es gibt deutliche Unterschiede in den biomechanischen Parametern zwischen den beiden Versuchsbedingungen, die sich nur durch die Unsicherheit der Probanden, ob die Supinationsplattform aktiviert wird, in der Testbedingung „NOFALL“ unterscheiden. Die Goniometerdaten unterstützen die Vermutung, dass bei Unsicherheit der Probanden in der Versuchsbedingung „NOFALL“ der Fuß versteift aufgesetzt wird, um sich gegen ein mögliches Abkippen auf der Supinationsplattform zu schützen. Bei einem festeren Fersenaufsatz auf die Messplatte und Versteifung des entsprechenden Gelenkes wird gleichzeitig ein

größerer Zug auf die Muskeln ausgeübt, was schließlich auch in einer erhöhten Pronationsgeschwindigkeit resultiert.

Bei einer Versteifung des Fußes würde man darüber hinaus auch reduzierte Pronationsausmaße erwarten. In dieser Studie wurden jedoch signifikant größere Pronationsausmaße in der Versuchsbedingung „NOFALL“ als beim normalen Gehen gemessen (Abbildung 6.7). Die größeren Pronationsausmaße könnten durch ein unterschiedliches Aufsetzen des Fußes bei Bodenkontakt erklärbar sein. Möglicherweise setzt in der Versuchsbedingung „NOFALL“ der Fuß stärker supiniert auf, so dass insgesamt das Pronationsausmaß größer wird. Dies kann jedoch mit den ausgewerteten Goniometer-Daten nicht belegt werden, da in dieser Untersuchung nur das Gesamtpronationsausmaß und nicht die Supinationsstellung des Fußes beim Aufsetzen auf die Supinationsplattform analysiert wurde.

Allerdings können an dieser Stelle EMG-Ergebnisse herangezogen werden, die die aufgestellte Vermutung unterstützen. Für den M. gastrocnemius, der zusammen mit dem M. soleus der stärkste Supinator ist, können in der Versuchsbedingung „NOFALL“ sowohl in der Eingangs- als auch der Abschlussuntersuchung gerade unmittelbar vor Bodenkontakt deutlich erhöhte EMG-Aktivitätswerte von bis zu 93 % gemessen werden (Abbildung 6.9).

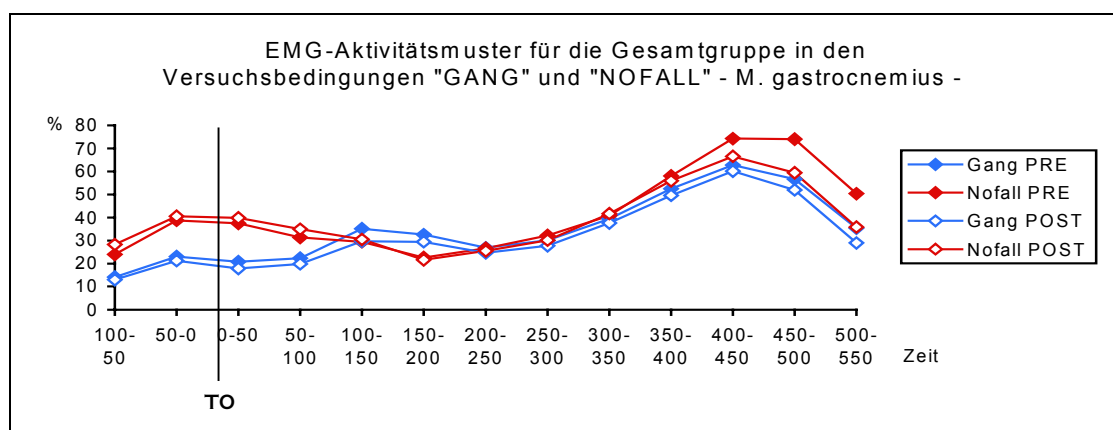


Abb. 6.9 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. gastrocnemius für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“

Eine größere EMG-Aktivität des M. gastrocnemius könnte somit ein stärkeres Aufsetzen des Fußes in Supinationsstellung bewirken, was sich letztendlich in einem größeren Gesamtpronationsausmaß widerspiegeln würde.

Diese aufgeführten Unterschiede sind für alle Trainingsgruppen und auch die Kontroll-Gruppe sowohl in der Eingangs- als auch der Abschlussuntersuchung beobachtbar. Die Unsicherheit der Probanden vor einer möglichen Abkippung der Supinationsplattform scheint also die Ursache für das veränderte Gangbild zu sein.

Auch für die anderen abgeleiteten Muskelgruppen können gravierende Unterschiede in der EMG-Aktivität zwischen beiden Versuchsbedingungen beobachtet werden. Dies gilt wiederum für alle Trainingsgruppen und die Kontroll-Gruppe (siehe Anhang D). In der Abbildung 6.10 ist die Muskelaktivität des M. peroneus longus vorgestellt: Für diesen Muskel können in der Versuchsbedingung „NOFALL“ im Gegensatz zum normalen Gang Aktivitätserhöhungen von bis zu 219,9 % für die Gesamtgruppe festgestellt werden.

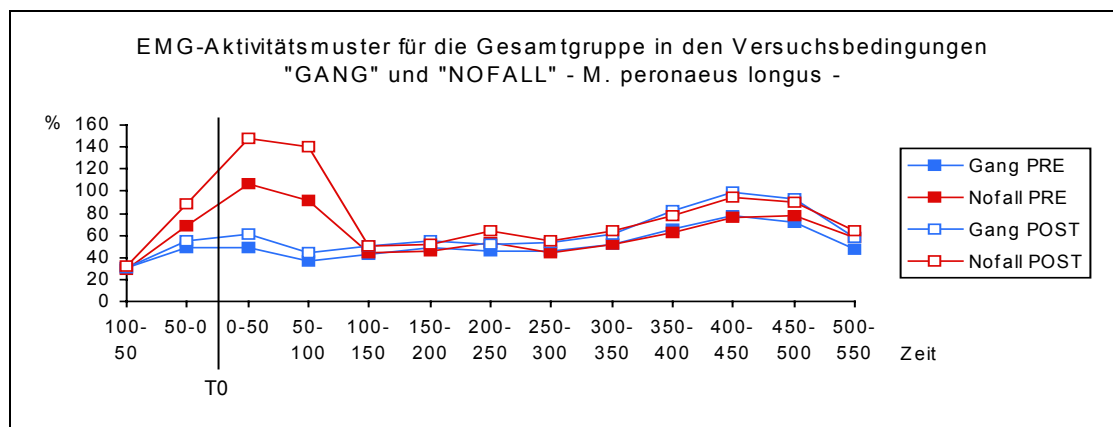


Abb. 6.10 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“

Auch bereits vor Bodenkontakt weist das EMG-Aktivitätsverhalten des M. peroneus longus eine überdurchschnittlich hohe EMG-Voraktivität in der Versuchsbedingung „NOFALL“ auf. Diese ist im Vergleich zum „GANG“ um bis zu 58,9 % gesteigert. Auffällig ist, dass die EMG-Aktivität im „NOFALL“ im Vergleich zum „GANG“ vor und unmittelbar nach Bodenkontakt auch schon während der Eingangsuntersuchung deutlich erhöht ist (vor Bodenkontakt: 42,8 %; nach Bodenkontakt: 154,6 %). Zu diesem Zeitpunkt hatten die Probanden jedoch noch kaum Erfahrungen mit der Supinationsplattform gemacht. Durch verstärkte Aktivierung der Peronealmuskulatur sowie der

bereits erwähnten Muskulatur des M. gastrocnemius (Abbildung 6.9) wird der Fuß möglicherweise so versteift, dass auf diese Art und Weise einer möglichen Supinationsbewegung aktiv entgegengewirkt werden möchte. Die stark erhöhte EMG-Aktivität der Peronealmuskulatur, die den Fuß normalerweise in eine verstärkte Pronation bringen würde, widerspricht dabei nicht der vorher aufgestellten Theorie, dass durch eine starke Muskelaktivität des M. gastrocnemius der Fuß in der Versuchsbedingung „NOFALL“ stärker supiniert aufsetzt. Da der M. gastrocnemius im Vergleich zum M. peroneus longus der weitaus kräftigere Muskel ist, könnte seine Muskelkraft die große Muskelaktivität des M. peroneus longus leicht kompensieren.

In Zusammenhang mit der Peronealaktivität verweisen LOHRER und Mitarbeiter (1993) auf die große Bedeutung der antizipatorischen Aktivierung der gelenkstabilisierenden peronealen Muskelgruppen während der unbelasteten Phasen der Bewegung und vor allem kurz vor Bodenkontakt, um das Sprunggelenk aktiv zu sichern. Die antizipatorische Aktivierung der Peronealmuskulatur kann auch hier beobachtet werden. Die Aktivitätserhöhung könnte wiederum auf die Unsicherheit der Versuchspersonen vor einer eventuellen Aktivierung der Supinationsplattform zurückzuführen sein. Aus diesem Grunde besteht für die Probanden die einzige Möglichkeit, sich aktiv durch Anspannung der Unterschenkelmuskulatur gegen eine mögliche induzierte Supinationsbewegung zu schützen.

Es scheint allerdings ein muskuläres Zusammenspiel zwischen den unterschiedlichen Muskeln zu geben. Vergleicht man die EMG-Aktivitätsmuster des M. tibialis anterior in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“, so zeigt sich im Gegensatz zu den Aktivitätsunterschieden des M. gastrocnemius und der Peronealmuskulatur ein umgekehrtes Aktivitätsverhalten. Während in der Versuchsbedingung „NOFALL“ die eben genannten Muskeln ihre EMG-Aktivität im Vergleich zum „GANG“ unmittelbar vor bis 100 ms nach Bodenkontakt signifikant steigerten, reduzierte der M. tibialis anterior seine EMG-Aktivität unmittelbar vor bis 50 ms nach Bodenkontakt signifikant. Die EMG-Aktivitätsunterschiede für den M. tibialis anterior in den beiden Versuchsbedingungen veranschaulicht noch einmal Abbildung 6.11.

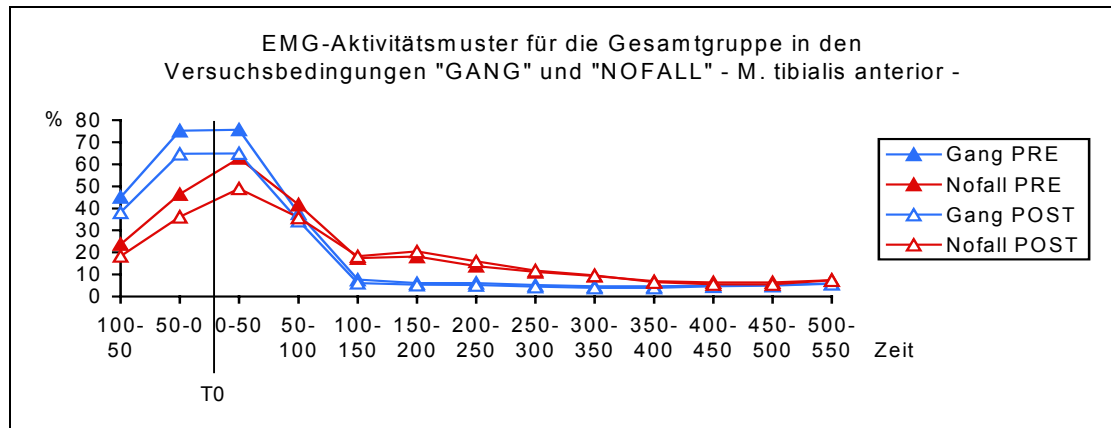


Abb. 6.11 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. tibialis anterior für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“

Sowohl in der Eingangs- als auch in der Abschlussuntersuchung wird von den Versuchspersonen die EMG-Aktivität des M. tibialis anterior unmittelbar vor bis 50 ms nach Bodenkontakt in der Versuchsbedingung „NOFALL“ gegenüber dem „GANG“ deutlich verringert (vor Bodenkontakt: 38,2 % (PRE) und 44,2 % (POST); nach Bodenkontakt: 17,1 % (PRE) und 25,5 % (POST)). Einen ähnlichen Aktivitätsverlauf zeigt der M. vastus medialis, der ebenfalls seine EMG-Aktivität kurz vor Bodenkontakt signifikant reduziert (siehe Anhang D).

Fasst man die Aktivitätsverläufe der vier abgeleiteten Muskelgruppen zusammen, so erhöhen der M. peroneus longus und der M. gastrocnemius ihre EMG-Aktivität in der Versuchsbedingung „NOFALL“ im Gegensatz zum „GANG“ auch schon unmittelbar vor Bodenkontakt, während die Mm. tibialis anterior und vastus medialis gleichzeitig ihre Aktivität senken. Interessanterweise beschränken sich für alle Muskeln die Aktivitätsunterschiede in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“ auf 150 ms des gesamten Gangzyklus, nämlich 50 ms vor bis 100 ms nach Bodenkontakt. In dieser kurzen Zeitspanne wird das Gelenk durch die umliegende Muskulatur maximal stabilisiert, um einer Supinationsbewegung, die in diesem Zeitraum einsetzen würde, entgegenzuwirken. Der menschliche Körper scheint in der Lage zu sein, sich sehr gezielt auf bestimmte Situationen einstellen zu können. Diese charakteristischen Aktivitätsverläufe signalisieren hier ein muskuläres Zusammenspiel im Umgang mit der möglicherweise aktivierten Supinationsplattform. Die hohe Aktivierung der Peronealmuskulatur und des M. gastrocnemius könnte ein Indiz der Vesteifung des Sprunggelenkes

im Hinblick auf eine mögliche Supinationsbewegung sein. Gleichzeitig signalisieren die reduzierten Muskelaktivitäten von den Mm. tibialis anterior und vastus medialis, dass die Fußspitze kurz vor dem Aufsetzen auf dem Boden möglicherweise nicht so stark angezogen wird und der Fuß vermutlich nicht nur auf der Ferse aufsetzt. Da in dieser Versuchsbedingung – wie bereits schon angesprochen – die Kraftanstiegsrate sehr hoch ist, ist zu vermuten, dass der Fuß nicht nur über die Fußspitze, sondern mit der Gesamtfläche auf die Plattform aufsetzt, um so über eine große Kontaktfläche mehr Sicherheit im Umgang mit einer eventuell aktivierten Supinationsplattform zu erlangen. Druckverteilungsdaten hätten an dieser Stelle aussagekräftige Daten hierzu liefern können, sind jedoch nicht aufgezeichnet worden. Inwiefern der erste durchgeführte Versuch bereits ausreichend gewesen sein könnte, die Aktivität verschiedener Muskelgruppen in den nachfolgenden Versuchen der Versuchsbedingung „NOFALL“ auch schon während der Eingangsuntersuchung zu beeinflussen, kann an dieser Stelle nicht geklärt werden. Für weitere Studien wäre in diesem Zusammenhang eine Untersuchung von Interesse, in der das veränderte Aktivitätsverhalten der Peronealmuskulatur bei Probanden, die mit der Supinationsplattform noch nicht vertraut sind, innerhalb von mehreren Versuchswiederholungen analysiert wird.

Insgesamt fordern diese Ergebnisse dazu auf, den methodischen Aufbau dieser Untersuchung kritisch zu hinterfragen. Allein die Unsicherheit der Probanden, ob die Platte aktiviert wird, verursachte Unterschiede in der Kraftanstiegsrate von bis zu 44 % in zwei Versuchsbedingungen, die sich eigentlich sehr ähnlich sind. Dieses Ergebnis, dass das Gangverhalten durch einen derartigen Unsicherheitsfaktor so leicht veränderbar ist, sollte Anlass genug sein, nach der Diskussion der anderen Versuchsbedingungen über das Design zukünftiger Studien nachzudenken.

6.3 Versuchsbedingungen mit induzierten Supinationsbewegungen

Nach Meinung vieler Autoren (BOSIEN, 1955; TROPP, 1986) kann eine kräftigere Peronealmuskulatur, wie sie in dieser Untersuchung für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe in Form von isometrischen Maximalkraftsteigerungen, verbesserten Kraftanstiegsraten und erhöhten EMG-Aktivitätswerten gefunden wurde, einen großen Beitrag dazu leisten, Sprunggelenksverletzungen vorzubeugen. Es bleibt jedoch die Frage, ob sich diese Kraftsteigerungen in der Peronealmuskulatur auch in plötzlich induzierten Supinationsbewegungen positiv auswirken können und die Versuchspersonen dadurch in der Lage sind, im Sinne einer Prophylaxe aktiv der provozierten Bewegung entgegenzuwirken.

Seit 1985 wurden statische Inversions- oder Supinationsplattformen zur Untersuchung von Supinationsbewegungen eingesetzt. Viele Studien (NAWROCZENSKI et al., 1985; ISAKOV et al., 1986; JOHNSON & JOHNSON, 1993; KONRADSEN & BOHSEN RAVN, 1990; THOUMIE & DO, 1992; KARLSSON et al., 1992; LÖFVENBERG et al., 1995, 1996; BECKMAN & BUCHANAN, 1995; LYNCH et al., 1996; EBIG et al., 1997) beschränkten sich auf die Untersuchung der Latenzzeiten für Muskelgruppen, die an der Supinationsbewegung beteiligt sind. LOHRER und Mitarbeiter verwiesen allerdings bereits 1993 auf elektromyographische Studien, die belegen, dass eine reflektorische peroneale Muskelantwort zu spät kommt, wenn ein muskulär ungeschütztes Gelenk die kritische Kippgrenze von 40 bis 50 Grad mit hoher Geschwindigkeit überschreitet. Ihrer Meinung nach lässt sich das Sprunggelenk nur durch antizipatorische Aktivierung der gelenkstabilisierenden peronealen Muskelgruppen während der unbelasteten Phasen der Bewegung und vor allem kurz vor Bodenkontakt aktiv sichern.

Diese Überlegungen waren Anlass, eine Supinationsplattform einzusetzen, mit der diese ausschlaggebenden Phasen genauer untersucht und möglichst realitätsnahe Supinationsbewegungen induziert werden konnten. Aus diesem Anlass wurde von der feinmechanischen Werkstatt der Universität Essen eine Supinationsplattform konstruiert, mit der sowohl statische als auch dynamische Supinationsbewegungen induziert werden konnten. Diese induzierten

Bewegungen wurden in den Versuchsbedingungen „FALL“ und „statisch“ analysiert. Neben EMG-Aktivitäten und Goniometerwerten für beide Versuchsbedingungen wurden in der Versuchsbedingung „FALL“ auch Kraftwerte aufgezeichnet und analysiert.

6.3.1 Versuchsbedingung „FALL“

In der Versuchsbedingung „FALL“ konnte im Vergleich zum „GANG“ bereits in der Eingangsuntersuchung für die Gesamtgruppe eine um durchschnittlich 70,6 ms (10,1 %) verkürzte Bodenkontaktzeit gefunden werden. Dieser Unterschied vergrößerte sich während der Nachuntersuchung sogar auf 90,5 ms (13,2 %). Abbildung 6.12 verdeutlicht die Ergebnisse zwischen den Versuchsbedingungen während der Vor- und Nachuntersuchung.

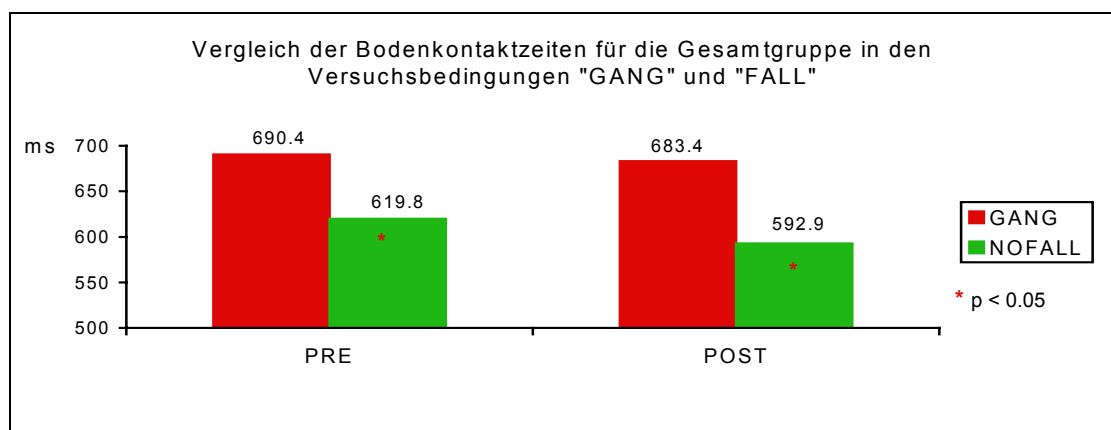


Abb. 6.12 Vergleich der Bodenkontaktzeiten für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „GANG“ und „FALL“

Die Arbeiten von BERGER et al. (1984) und GOLLHOFER et al. (1986) haben gezeigt, dass eine Störung im Gangzyklus die Kontaktzeit beim Gehen verändern kann. Dabei ist es ganz entscheidend, wann die Störung im Gangzyklus induziert wird. Eine frühe Störung verlängert die Kontaktzeit, während eine späte die Kontaktzeit reduziert (BERGER et al., 1984). In dieser Studie wird die Störung zwar früh induziert, jedoch auch gleichzeitig die Kontaktzeit reduziert. Im Gegensatz zu der Studie von BERGER et al., in der die Störungen im Gangzyklus beim Gehen auf dem Laufband induziert wurden, führt die hier induzierte Störung durch Abkippen der Supinationsplattform nicht zu einer Verkürzung der Kontaktzeit. Durch das Abkippen der

Supinationsplattform nach vorn-unten scheint der normale Gangzyklus in dieser Studie auch bei früh induzierter Störung trotzdem verkürzt zu werden.

1997 haben PODZIELNY & HENNIG nachgewiesen, dass sich unter prophylaktischen Gesichtspunkten verschiedene Orthesen als effektiv in der Reduzierung verletzungsprovozierender biomechanischer Parameter wie Supinationswinkel und Supinationsgeschwindigkeit erwiesen haben. Mit den Versuchsbedingungen „FALL“ und „statisch“ wurde hier untersucht, ob auch durch präventive Trainingsprogramme eine Reduzierung von Supinationswinkel und Supinationsgeschwindigkeit erfolgt, um so in kritischen Situationen einer Supinationsbewegung entgegenwirken zu können. Mit der Supinationsplattform wurden unerwartete Supinationsbewegungen simuliert, die entweder aus dem Gehen - also dynamisch - oder aus einer statischen Ausgangsposition heraus induziert wurden.

Die Supinationsbewegung, die aus dem Gehen heraus hervorgerufen wurde, veränderte sich im Vergleich zur Eingangsuntersuchung während der Nachuntersuchung signifikant. Alle Trainingsgruppen und auch die Kontroll-Gruppe reduzierten ihr Supinationsausmaß um durchschnittlich 9,6 %. Die Veränderungen für die einzelnen Gruppen sind der Abbildung 6.13 zu entnehmen.

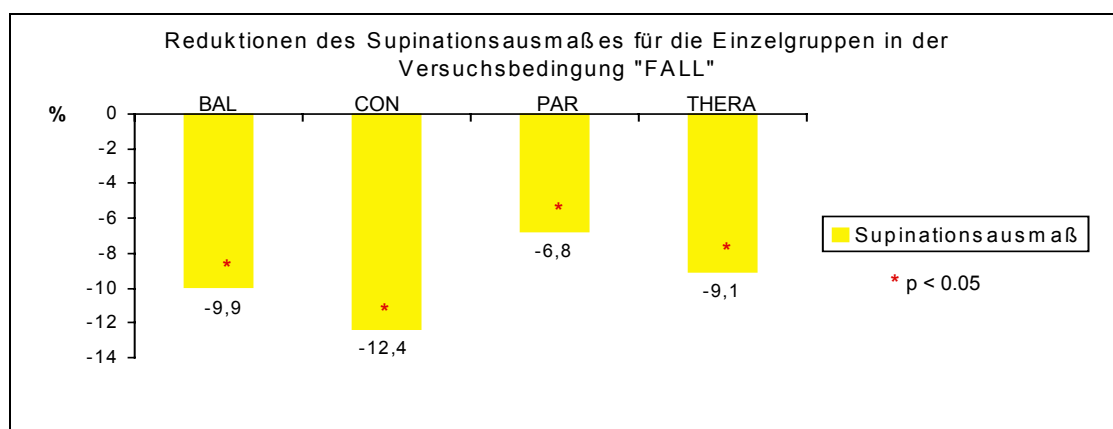


Abb. 6.13 Reduktionen des Supinationsausmaßes für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“

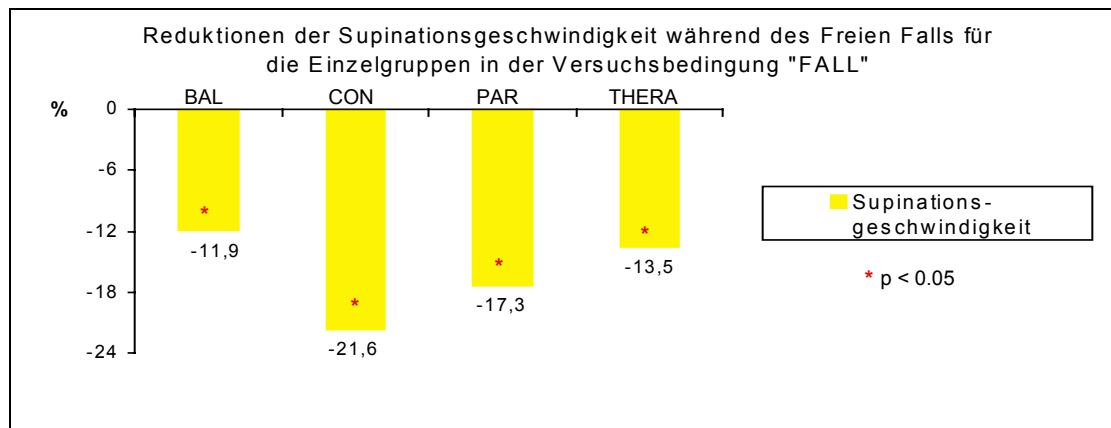


Abb. 6.14 Reduktionen der Supinationsgeschwindigkeit während des Freien Falls für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“

Wie die Abbildung 6.14 verdeutlicht, wurden gleichzeitig auch signifikante Reduktionen der Supinationsgeschwindigkeit während der Fall-Phase gemessen. Die langsamere Supinationsgeschwindigkeit während des freien Falls und die gleichzeitig signifikante Reduktion des Supinationsausmaßes von durchschnittlich $2,8^\circ$ deuten darauf hin, dass der Calcaneus im freien Fall nicht so stark in die Inversion gebracht wird und der Fuß damit zu einem Zeitpunkt, in dem er auf den Boden auftrifft, ebenfalls nicht so stark invertiert aufsetzt. Damit wird das Gefahrenmoment einer solchen Supinationsbewegung erheblich reduziert. Diese Ergebnisse werden von ANDERSON et al. (1995) bestätigt, die beim Anlegen von Bandagen signifikante Reduktionen des Supinationsausmaßes messen konnten. Die Autoren zogen aus ihren Untersuchungen den Schluss, dass in Situationen, in denen der Calcaneus eine geringere Inversion erfährt, eine geringere Verletzungsgefahr durch ein günstigeres Aufsetzen des Fußes besteht.

Da diese Reduktionen im Supinationsausmaß und der Supinationsgeschwindigkeit für alle Gruppen während der Nachuntersuchung beobachtet werden können, müssen die Faktoren, die diesen Veränderungen für die unterschiedlichen Gruppen zugrunde liegen, näher betrachtet werden. Wie schon aus der Diskussion der isometrischen Kraftmessung für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe hervorging, konnte für diese beiden Gruppen eine isometrische Maximalkraftsteigerung in der Peronealmuskulatur gemessen werden. Dieser Kraftzuwachs könnte sich für diese beiden Gruppen in der Art und Weise ausgewirkt haben, dass während der

Supinationsbewegung durch einen kräftigeren Einsatz der Peronealmuskulatur die biomechanischen Parameter Supinationsausmaß und Supinationsgeschwindigkeit reduziert werden.

Für die Parcour-Gruppe konnten zwar keine Maximalkraftsteigerungen beobachtet werden, allerdings zeigte das EMG-Aktivitätsmuster der Peronealmuskulatur in der Versuchsbedingung „NOFALL“ bereits, dass diese Gruppe durch ihr Training einen Kompensationsmechanismus für die ausbleibende erhöhte EMG-Aktivität entwickelt haben könnte. Eine bereits angesprochene eventuelle Körperschwerpunktverschiebung beim Aufsetzen des Fußes könnte sich auch in dieser Versuchsbedingung auf die induzierte Supinationsbewegung ausgewirkt haben und das Supinationsausmaß und die Supinationsgeschwindigkeit signifikant reduzieren.

Zu Überdenken ist die veränderte Supinationsbewegung für die Kontroll-Gruppe. Auch diese Gruppe reduzierte die biomechanischen Parameter Supinationsausmaß und Supinationsgeschwindigkeit signifikant. Da diese Gruppe nur an der Eingangs- und Abschlussuntersuchung teilnahm und kein spezifisches Training durchführte, scheinen hier Lernerfahrungen beim Gehen über die Supinationsplattform während der Eingangsuntersuchung eine entscheidene Rolle im Umgang mit der induzierten Supinationsbewegung während der Nachuntersuchung gespielt zu haben. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass auch die anderen Gruppen – zumindest die Balance- und die Thera-Band-Gruppe – aufgrund der Erfahrungen mit induzierten Supinationsbewegungen während der Voruntersuchung das Supinationsausmaß in der Abschlussuntersuchung reduzierten.

Möglicherweise helfen auch hier die gesammelten EMG-Daten, diese Reduktionen im Supinationsausmaß zu erklären. In den Versuchsbedingung „FALL“ konnten signifikante Unterschiede im EMG-Aktivitätsverhalten der Peronealmuskulatur während der Nachuntersuchung beobachtet werden. Es wurden im Vergleich zur Voruntersuchung signifikante Aktivitätserhöhungen festgestellt, die sich jedoch nur für die Balance-, die Thera-Band- und die Kontroll-Gruppe als signifikant erwiesen. Bereits vor Bodenkontakt wurde für diese drei Gruppen eine Aktivitätssteigerung von 40,1 % bis 43,6 % gemessen (Abbildung 6.15).

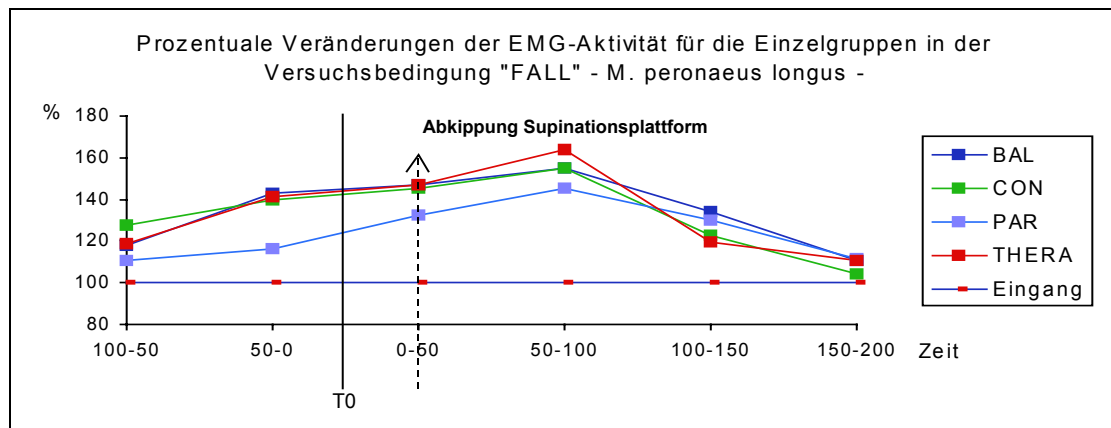


Abb. 6.15 Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität in der Peronealmuskulatur für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“

Was sich bereits in der Versuchsbedingung „NOFALL“ gezeigt hat, wird auch durch diese Versuchsbedingung bestätigt: die Parcours-Gruppe steigert zwar auch ihre EMG-Aktivität in der Peronealmuskulatur, jedoch sind diese Veränderungen nicht signifikant. Der Unterschied zwischen der Parcours- und den anderen drei Gruppen wird besonders unmittelbar vor Bodenkontakt deutlich.

Die Ergebnisse in dieser Versuchsbedingung deuten ebenso wie die Ergebnisse aus der Versuchsbedingung „NOFALL“ darauf hin, dass die Parcours-Gruppe nach ihrem Training auf dem Geländeparcour sicherer als die anderen drei Gruppen mit einer möglichen oder plötzlich induzierten Supinationsbewegung umzugehen scheint. Anders als die Balance-, die Thera-Band- und die Kontroll-Gruppe aktiviert diese Gruppe kurz vor Bodenkontakt nicht zusätzlich ihre Peronealmuskulatur, um einer „unerwartet“ aktivierten Plattform entgegenzuwirken. Da diese Gruppe jedoch auch das Supinationsausmaß bei einer plötzlich induzierten Supinationsbewegung während der Nachuntersuchung signifikant reduziert, scheint diese Gruppe eine andere Strategie als die anderen Gruppen anzuwenden. Das Training auf dem Geländeparcour, bei dem viele plötzlich auftretende Reize induziert wurden, scheint die Parcours-Gruppe in der Art und Weise trainiert zu haben, dass sie mit plötzlich induzierten Reizen „relaxter“ umgehen kann. Dies kann aus der ausbleibenden Aktivitätserhöhung der Peronealmuskulatur, wie sie für die anderen Gruppen beobachtet werden kann, geschlossen werden. Stattdessen arbeitet die Parcours-Gruppe vermutlich mit

Kompensationsmechanismen wie z. B. Körperschwerpunktsverschiebungen. Für die Parcour-Gruppe können jedoch EMG-Aktivitätserhöhungen in der Größenordnung der anderen drei Gruppen für den Zeitraum 50 – 100 ms nach Bodenkontakt beobachtet werden. Möglicherweise ist diese Aktivitätserhöhung als Reaktion auf die abgekippte Supinationsplattform zu sehen.

Im Gegensatz zur Parcour-Gruppe erhöhen die Balance-, die Thera-Band- und die Kontroll-Gruppe bereits vor Bodenkontakt deutlich ihre EMG-Aktivität der Peronealmuskulatur und handeln dabei im Sinne der von LOHRER et al. (1993) vertretenen Meinung, dass in plötzlichen Umknicksituationen nur mit antizipatorischer Aktivierung der Peronealmuskulatur vor allem kurz vor Bodenkontakt das Sprunggelenk aktiv gesichert werden kann. Folge dieser verstärkten EMG-Muskelaktivierung ist möglicherweise die veränderte Supinationsbewegung mit reduziertem Supinationsausmaß und reduzierter Supinationsgeschwindigkeit während der Nachuntersuchung. Als Erklärungen der erhöhten Muskelaktivität können wiederum die Auswirkungen der Trainingsprogramme mit dem Airex[®] Balance-Pad und dem Thera-Band[®] herangezogen werden. Inwiefern auch hier Lernerfahrungen der Kontroll-Gruppe eine Rolle spielen, kann nicht eindeutig geklärt werden.

Auch für den M. tibialis anterior konnten in dieser Versuchsbedingung signifikante Veränderungen festgestellt werden. Während die Peronealmuskulatur mit einer Aktivitätssteigerung auf die zu erwartende Induzierung einer Supinationsplattform reagierte, wird die EMG-Aktivität des M. tibialis anterior wie auch schon in der Versuchsbedingung „NOFALL“ für alle Gruppen signifikant reduziert. Die folgende Abbildung 6.16 verdeutlicht noch einmal die Aktivitätsveränderungen beider Muskeln unmittelbar vor Bodenkontakt.

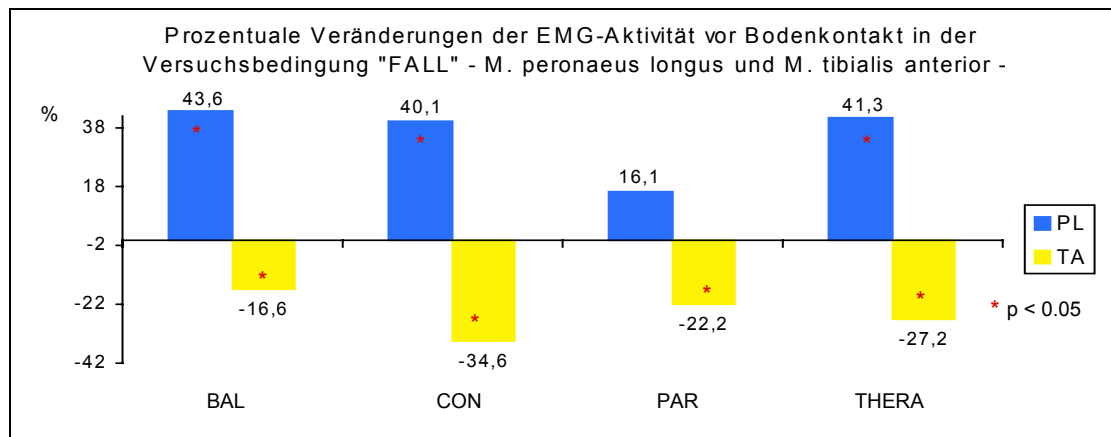


Abb. 6.16 Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivitäten des M. peroneus longus und M. tibialis anterior vor Bodenkontakt für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „FALL“

Die Ergebnisse aus den verschiedenen Versuchsbedingungen deuten darauf hin, dass es ein muskuläres Zusammenspiel zwischen der Peronealmuskulatur und der vorderen Schienbeinmuskulatur gibt. Steigert die Peronealmuskulatur ihre EMG-Aktivität, so wird in gleichem Zuge die Muskelaktivität des M. tibialis anterior reduziert. Anatomisch gesehen handelt es sich wohl um ein Zusammenspiel dieser beiden Muskeln, die - koordinativ aufeinander abgestimmt - der plötzlich induzierten Supinationsbewegung entgegenwirken wollen.

6.3.2 Versuchsbedingung „statisch“

Wie bereits zu Beginn dieses Kapitels erwähnt wurde, wurden nicht nur dynamische, sondern auch statische Supinationsbewegungen in einer weiteren Versuchsbedingung induziert. In dieser Testbedingung zeigten sich allerdings während der Nachuntersuchung im Vergleich zur Voruntersuchung keine signifikanten Veränderungen für die Supinationsbewegung, weder im Supinationsausmaß noch in der Supinationsgeschwindigkeit. Die Versuchsbedingung „statisch“ scheint in dieser Untersuchung nicht dazu geeignet zu sein, mögliche Trainingseffekte, die bereits in der Versuchsbedingung „FALL“ nachgewiesen worden sind, zu bestätigen. Zwar konnte in anderen Studien (SCHEUFFELEN et al., 1993; PODZIELNY & HENNIG, 1997) die Effektivität unterschiedlicher Orthesen unter prophylaktischen Gesichtspunkten belegt werden, mit der statischen

Versuchsbedingung können jedoch nicht auf biomechanischer Ebene Trainingseffekte anhand von Supinationsausmaßen und Supinationsgeschwindigkeiten aufgezeigt werden. Die gefundenen Ergebnissen in diesen Supinationsversuchen verwundern nicht, zumal während der Versuchsdurchführung die Probanden - durch die statische Ausgangsposition bedingt – nicht in der Lage sind, durch einen aktiven Muskeleinsatz auf die induzierte Supinationsbewegung Einfluss nehmen zu können.

Die sich nicht verändernde Supinationsbewegung von Vor- zu Nachuntersuchung deutet auch darauf hin, dass keine Abnutzungserscheinungen der Supinationsplattform, die insgesamt rund 5500 mal ausgelöst wurde, zu verzeichnen sind. Die gemessenen Supinationsausmaße von durchschnittlich $-32,1^\circ$ entsprechen in etwa den Werten, die bereits für statisch induzierte Supinationsbewegungen bei gleicher Plattformeinstellung gemessen wurden (PODZIELNY & HENNIG, 1997). Die geringen Abweichungen ergeben sich durch das unterschiedliche Schuhwerk, das während der Studien auf der Supinationsplattform getragen wurde.

Obwohl sich für alle Gruppen die Supinationsbewegung in der statischen Versuchsbedingung nicht veränderte, wurden deutliche Unterschiede sowohl zwischen den Untersuchungstagen als auch zwischen den Gruppen im EMG-Aktivitätsmuster der Peronealmuskulatur während der statisch induzierten Supinationsbewegung festgestellt.

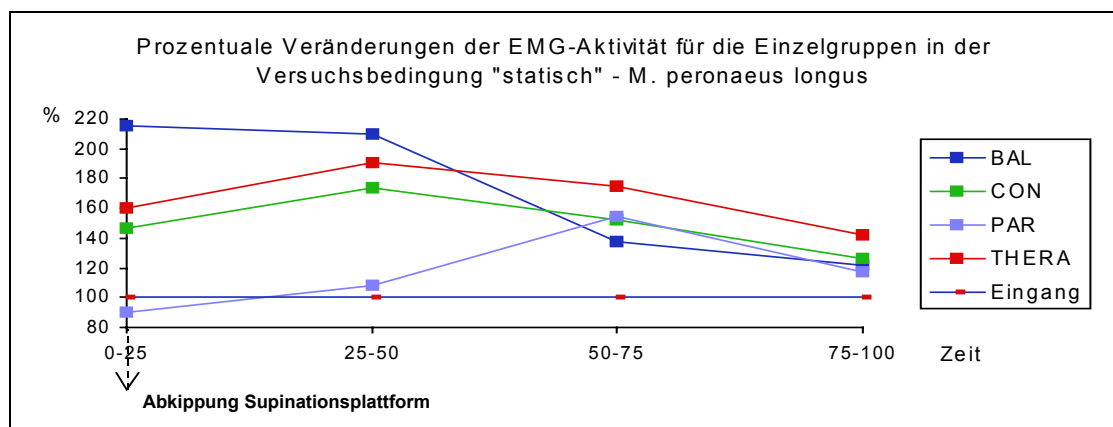


Abb. 6.17 Prozentuale Veränderungen der EMG-Aktivität der Peronealmuskulatur für die einzelnen Gruppen in der Versuchsbedingung „statisch“

Wie die Abbildung 6.17 verdeutlicht, gibt es große Unterschiede im EMG-Aktivitätsverhalten zwischen den Gruppen während der ersten 50 ms nach Abkippen der Supinationsplattform. Für die Parcour-Gruppe konnten wie auch schon in den Versuchsbedingungen „NOFALL“ und „FALL“ zwischen Eingangs- und Abschlussuntersuchung keine signifikanten EMG-Aktivitätsveränderungen der Peronealmuskulatur festgestellt werden. Im Gegensatz dazu zeigen die anderen drei Gruppen im Vergleich zur Voruntersuchung deutliche Unterschiede im Aktivitätsmuster. Es konnten signifikante Aktivitätserhöhungen in der Peronealmuskulatur beobachtet werden, und zwar bereits unmittelbar nach Abkippen der Supinationsplattform. Dies ist umso erstaunlicher, da die Probanden zu Beginn der Messung ganz ruhig auf der Supinationsplattform stehen mussten, bevor diese aktiviert wurde. Die Aktivitätssteigerungen, die in den ersten 50 ms zu erkennen sind, können daher auf keinen Fall als reflektorische Antwort auf das Abkippen der Supinationsplattform gewertet werden.

Die gefundenen Ergebnisse der Balance- und der Thera-Band-Gruppe werden unter Umständen durch eine erhöhte elektrische Grundaktivität der Muskulatur verursacht, die Folge des durchgeführten Trainings sein könnte. Auffällig ist hier die stark erhöhte Muskelaktivität der Balance-Gruppe. Das Training auf dem Balance-Pad könnte durch eine isometrische Maximalkraftsteigerung und verbesserte Kraftanstiegsrate in der Peronealmuskulatur auch deren Muskeltonus in Ruhe beeinflusst haben. Da die Kontroll-Gruppe ebenfalls bereits in den ersten 50 ms eine signifikant erhöhte Peronealaktivität zeigte, könnte möglicherweise auch ein verkrampftes Stehen auf der Supinationsplattform in Erwartung der induzierten Supinationsbewegung zu derartigen Aktivitätssteigerungen geführt haben.

Die Parcour-Gruppe unterscheidet sich wie auch schon in den erwähnten Versuchsbedingungen zuvor von den anderen drei Gruppen und steht entsprechend lockerer auf der Plattform. Dies ist möglicherweise das Ergebnis der Erfahrung aus ihrem Training auf dem Geländeparcour, dass ihnen bei der Aktivierung der Plattform nichts passieren kann. Erst zu einem Zeitpunkt, an dem mit einer reflektorischen Antwort der Peronealmuskulatur auf die induzierte Supinationsbewegung gerechnet werden kann (IEMG-Paket von

50 – 75 ms), wird auch für die Parcour-Gruppe eine höhere, wenn auch nicht signifikant gesteigerte EMG-Aktivität deutlich.

COX und Mitarbeiter (1993) geben für die in ihrer Studie gefundenen Ergebnisse ein Erklärungsmodell, welches möglicherweise auch auf die Ergebnisse der Parcour-Gruppe in dieser Studie zutreffen könnte. Die Autoren untersuchten bei gesunden Probanden die Auswirkungen eines einseitig durchgeführten Balancetrainings auf unterschiedlich harten Oberflächen auf die Haltungskontrolle. Vor- und Nachuntersuchungen auf dem Chattecx Dynamic Balance Systems (CDB) ergaben zwar keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Trainingsgruppen. Ein deutlich zu beobachtender Trend zeigte allerdings, dass die Trainingsgruppe, die auf der harten Oberfläche trainierte, in allen Testbedingungen (trainiertes Bein, untrainiertes Bein, geöffnete Augen, geschlossene Augen) eine Verbesserung erzielen konnte. Die Autoren führen die Verbesserungen auf die ähnliche Oberfläche beim Training und den anschließenden Tests zurück und sind der Auffassung, dass ein Training auch dann wirksam sein wird, wenn man die Trainingsgruppe an immer weicher werdende Oberflächen heranzuführen würde.

Dieses Phänomen könnte auch in dieser Untersuchung auf die Parcour-Gruppe zutreffen. Der Geländeparcour, auf dem diese Gruppe 16 Trainingseinheiten absolvierte, beinhaltete 35 Kistenelemente, die eine abkippbare Oberfläche hatten, wodurch beim Gehen über den Parcour neben Eversions-, Dorsalextensions- und Plantarflexionsbewegungen auch Inversionsbewegungen im Sprunggelenk induziert wurden. Die Vor- und Nachuntersuchungen wurden ebenfalls auf einer Plattform durchgeführt, die kombinierte Plantarflexions-Inversionsbewegungen induzierte. Möglicherweise hat das Training auf der ähnlich gestalteten Oberfläche dazu geführt, dass die Probanden mit dem Abkippen der Oberfläche vertraut waren und daher in den Versuchsbedingungen „NOFALL“, „FALL“ und „statisch“ gelassener mit der Supinationsplattform umgehen konnten als die anderen beiden Trainingsgruppen und die Kontroll-Gruppe. Dieses Erklärungsmodell kommt auch bei COX et al. (1993) zur Anwendung, die Verbesserungen der Balance auf die ähnlich gestaltete Oberfläche beim Training und den Testmessungen zurückführen.

MAKI & WHITELOW (1992) stellen dazu die vorherige Testerfahrung als Besonderheit heraus. Anlässlich ihrer Studien vermuten die Autoren, dass Testerfahrung einen großen Einfluß auf die Haltungskontrolle in ihren Studien hatte. Auch wenn allen Probanden die dynamische Supinationsplattform vor dieser Untersuchung nicht bekannt war, so hatte für die Parcour-Gruppe das Training auf dem Geländeparcour einen möglicherweise ähnlichen Effekt, so dass die Versuchspersonen dieser Gruppe größere Erfahrungen im Umgang mit plötzlich induzierten Supinationsbewegungen sammeln konnten.

Die gefundenen Ergebnisse müssen in weiteren Studien unbedingt berücksichtigt werden. Oftmals werden vor Beginn solcher Supinationsversuche einige Probeversuche durchgeführt, um die Versuchspersonen mit der Plattform vertraut zu machen. Diese Ergebnisse zeigen jedoch, dass einige wenige Versuche nicht ausreichen, sondern möglicherweise sogar Aktivitätssteigerungen bewirken und damit andeuten, dass die Supinationsversuche verkrampft „erwartet“ werden. Lediglich die Parcour-Gruppe, die beim Training auf dem Geländeparcour oftmals diesen unerwarteten Supinationsbewegungen ausgesetzt war, zeigt einen Adaptationsprozess dahingehend, dass sie bei den statischen Versuchen ganz entspannt ohne zusätzliche Muskelaktivierung auf der Plattform steht.

Diese Studie kann allerdings nicht beantworten, ob es zur Vermeidung von Sprunggelenksverletzungen überhaupt sinnvoll ist, ein Training wie das der Parcour-Gruppe durchzuführen, das zum Ziel hat, bei plötzlichen Supinationsbewegungen auf eine erhöhte Muskelaktivität verzichten zu können. Nach LOHRER (1993) ist gerade die antizipatorische Aktivierung der gelenkstabilisierenden peronealen Muskelgruppen, die für die Balance- und die Thera-Band-Gruppe gefunden wurde, zur Vermeidung von Sprunggelenksverletzungen von besonderer Bedeutung. In diesem Zusammenhang wurde bereits von BALL (1997) ein Training entwickelt, bei dem eine zur Inversionsvermeidung notwendige Muskelaktivierung erreicht wird, ohne dass eine schnelle Inversionsbewegung mit hoher Geschwindigkeit vorlag. Ein Balancierbrett wurde mit einem integrierten Sensor ausgestattet, so dass bei Verlust des Gleichgewichts auf dem Brett der Sensor den Fehler

registriert und ihn ohne Verzögerung mit einer elektrischen Stimulation der „versagenden“ Muskulatur beantwortet. Bei einem vierwöchigen Training mit diesem Trainingsgerät zeichnete sich ab, dass die Probanden ein höheres Stabilisierungsvermögen des Sprunggelenkes aufwiesen. Hier wurde also extra ein Training konzipiert, das zum Ziel hat, eine zur Inversionsvermeidung hohe Muskelaktivität auch bei geringeren Inversionsgeschwindigkeiten zu erreichen.

6.3.3 Vergleich der Versuchsbedingungen „FALL“ und „statisch“

Betrachtet man in den Versuchsbedingungen „FALL“ und „statisch“ die Aktivitätsmuster der verschiedenen Muskelgruppen (Abbildungen 5.29 und 5.34 aus der Ergebnisdarstellung), so wird deutlich, dass die Peronealmuskulatur im Vergleich zu den anderen abgeleiteten Muskeln die größten EMG-Aktivitäten aufwies. Die hohe EMG-Aktivität des M. peroneus longus bei induzierten Supinationsbewegungen war auch zu erwarten und spricht für die optimale Voreinstellung des Supinationswinkels an der Supinationsplattform. Der Winkel von 30° Inversion und 15° Plantarflexion garantierte, dass während induzierter Supinationsbewegungen die Peronealmuskulatur ganz gezielt angesprochen wurde. Der voreingestellte Supinationswinkel hat sich auch bereits in anderen Studien (SCHEUFFELEN et al., 1993; GOLLHOFER et al., 1997) zur Untersuchung von Supinationsbewegungen bewährt.

Wie bereits in dem vorherigen Kapitel erwähnt, wurden in der dynamischen Versuchsbedingung Reduktionen im Supinationsausmaß und in der Supinationsgeschwindigkeit festgestellt, die in der statischen Messbedingung nicht nachweisbar sind. Beim Vergleich der Supinationsbewegungen in der dynamischen und der statischen Versuchsbedingung sind signifikante Unterschiede zu erkennen, auf die an dieser Stelle eingegangen werden soll. In der statischen Versuchsbedingung werden signifikant größere Supinationsausmaße als in der dynamischen Testbedingung erzielt ($2,5^\circ = 8,6\%$) (Abbildung 6.18). Der Unterschied zwischen diesen Versuchsbedingungen wird dabei in der Abschlussuntersuchung noch deutlicher ($6,0^\circ = 22,7\%$).

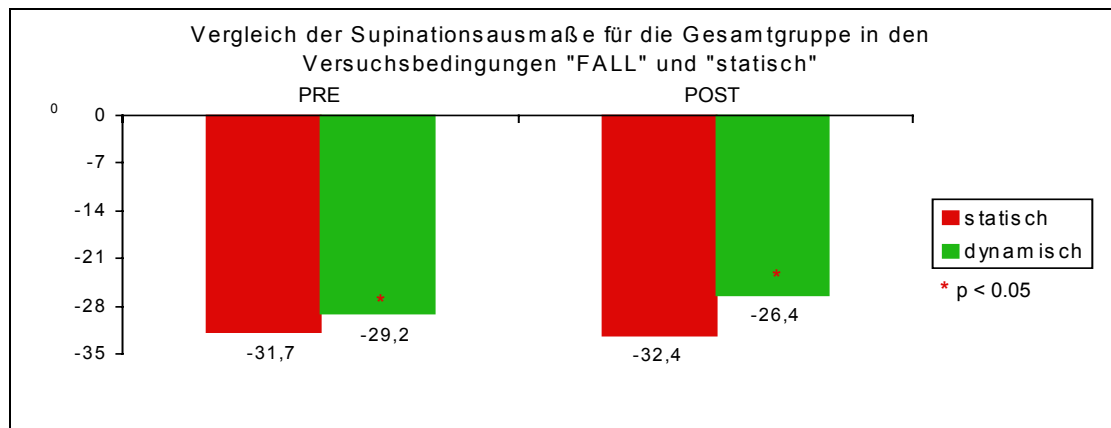


Abb. 6.18 Vergleich der Supinationsausmaße für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „statisch“ und „FALL“

Es ist zu vermuten, dass in der statischen Versuchsbedingung keine Voraktivität in den Muskeln zu verzeichnen ist, da die Supinationsbewegung erst ausgelöst wurde, wenn keine erhöhte EMG-Aktivität zu erkennen war. In der dynamischen Versuchsbedingung besteht jedoch die Möglichkeit, vor Beginn der induzierten Supinationsbewegung die beteiligte Muskulatur vorzuaktivieren und damit ein größeres Supinationsausmaß „aktiv“ zu verhindern.

Auch die Supinationsgeschwindigkeit entwickelte sich in den statischen und dynamischen Supinationsversuchen unterschiedlich. Während in der statischen Versuchsbedingung die Supinationsgeschwindigkeit während des freien Falls signifikant größer ($46,2 \text{ }^\circ/\text{s} = 17,1 \text{ } \%$ (PRE) bzw. $97,4 \text{ }^\circ/\text{s} = 43,1 \text{ } \%$ (POST)) ist, ist sie in der Support-Phase dagegen im Vergleich zur dynamischen Versuchsbedingung signifikant geringerer ($137,9 \text{ }^\circ/\text{s} = 20,6 \text{ } \%$ (PRE) bzw. $123,1 \text{ }^\circ/\text{s} = 18,3 \text{ } \%$ (POST)). Die Supinationsgeschwindigkeiten in den statischen und dynamischen Versuchsbedingungen sind in Abbildung 6.19 graphisch dargestellt.

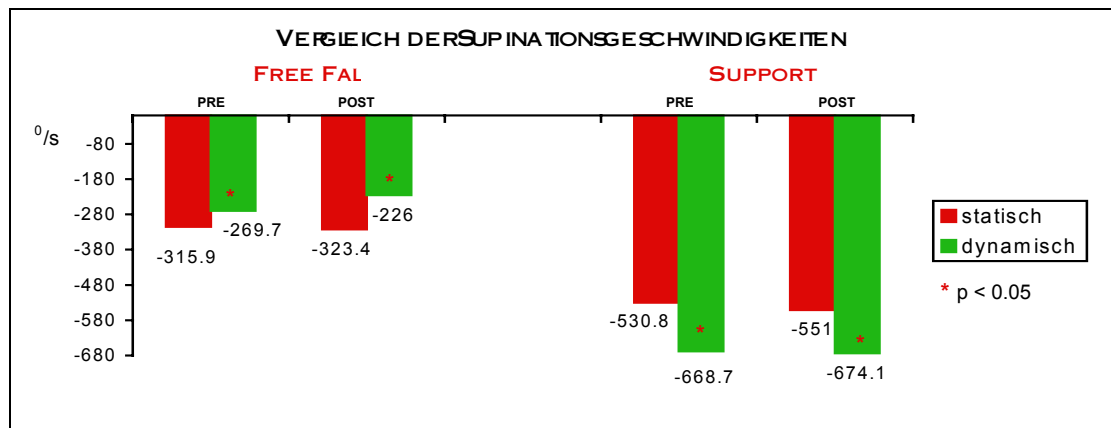


Abb. 6.19 Vergleich der Supinationsgeschwindigkeiten für die Gesamtgruppe in den Versuchsbedingungen „statisch“ und „FALL“

Die größere Geschwindigkeit im freien Fall in der statischen Bedingung bedeutet wiederum, dass hier keine Voraktivität vorhanden war, die die Geschwindigkeit hätte reduzieren können. Gleichzeitig erhöht sich jedoch während der Support-Phase die Supinationsgeschwindigkeit in der dynamischen Versuchsbedingung im Vergleich zur Statik signifikant, da hier durch die Dynamik eine wesentlich größere Gewichtskraft beim Aufkommen des Fußes auf den Boden wirkt. Auffällig ist, dass auch hier wiederum die Unterschiede in der Supinationsgeschwindigkeit während des freien Falls in der Abschlussuntersuchung besonders groß sind. Die größeren Unterschiede für die Parameter Supinationsausmaß und Supinationsgeschwindigkeit während der Nachuntersuchung deuten ebenso darauf hin, dass entweder die aufgezeigten Trainingseffekte oder die während der Eingangsuntersuchung beim Gehen über die Supinationsplattform gesammelten Erfahrungen Auswirkungen auf das Gehen während der Ausgangsuntersuchung gehabt haben müssen.

Die Ergebnisse der statischen und dynamischen Supinationsbedingungen verdeutlichen, dass beide Messsituationen noch problembehaftet sind und in Bezug auf die Methodik an dieser Stelle noch einmal reflektiert werden sollten. Auf der einen Seite hat man mit der statischen Versuchsbedingung eine Messsituation, die auch an unterschiedlichen Versuchstagen vergleichbare Ergebnisse liefert und somit ein standardisiertes Verfahren darstellt. Allerdings können aufgrund der statischen Ausgangsposition der Versuchspersonen nicht

unbedingt Trainingseffekte auf mechanischer Ebene nachgewiesen werden. Eine Alternative stellt hier die dynamische Versuchsbedingung dar, mit der Unterschiede sowohl auf mechanischer als auch neuromuskulärer Basis erfasst werden können. Darüberhinaus handelt es sich bei der Supinationsbewegung, die in dieser Versuchsbedingung induziert wird, um eine realitätsnähere Bewegung. Allerdings werden auch mit diesem Messinstrumentarium Veränderungen registriert, die möglicherweise nicht durch Trainingsprogramme verursacht werden, sondern Folge der gesammelten Erfahrungen bei der Induzierung von Supinationsbewegungen aus der Dynamik sind. Wie auch die Analyse der EMG-Parameter in der statischen Versuchsbedingung gezeigt hat, werden keine der beiden getesteten Plattformen den Forderungen nach wirklich „unerwarteten“ Supinationsbewegungen gerecht. Vermutlich ist lediglich der erste Versuch, zu dem der Proband noch nicht weiss, was geschieht, wirklich unerwartet, ehe danach bereits erste Adaptationen an die Versuchsbedingung einsetzen. Diese Überlegungen sollten auch beim Design zukünftiger Studien über plötzlich induzierte Supinationsbewegungen eine Rolle spielen.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass auch die statische Versuchsbedingung durchaus in der Lage ist, veränderte Muskelaktivitäten bei statisch induzierten Supinationsbewegungen nachzuweisen. Auch wenn die dynamische Fallsituation nach den Ergebnissen dieser Studie besser geeignet zu sein scheint, Supinationsbewegungen allgemein und Einflüsse von Trainingsprogrammen auf induzierte Supinationsbewegungen zu registrieren, so muss an dieser Stelle deutlich festgehalten werden, dass keine der beiden Untersuchungsmethoden vollständig die realen Gegebenheiten reflektiert.

Als Konsequenz ist in künftigen Studien darauf zu achten, dass zusätzlich kinematische Analysen in viel größerem Umfang durchgeführt werden müssen, um alle Trainingseffekte nachweisen zu können. Das eingesetzte Instrumentarium war in dieser Studie nicht in der Lage, alle möglichen Trainingseffekte aufzuzeigen. Auch wenn die Veränderungen für die Parcour-Gruppe ansatzweise registriert wurden, bleibt doch der Beweis für Kompensationsmechanismen wie z. B. Körperschwerpunktverschiebungen oder Ausgleichsbewegungen aus.

6.4 Zusammenfassung der Diskussion

Wie die Ergebnisse aus der isometrischen Kraftmessung verdeutlichen, haben die Balance- und die Thera-Band-Gruppe durch ihr Training mit dem Airex® Balance-Pad und dem Thera-Band® eine Maximalkraftsteigerung der Peronealmuskulatur erzielt. Diese Kraftsteigerungen gehen mit erhöhten Kraftanstiegsraten und EMG-Aktivitäten der Peronealmuskulatur einher und können damit die Funktion erfüllen, eine peroneale Muskelschwäche auszugleichen. Nach Meinung anderer Autoren (BOSIEN et al., 1955; TROPP, 1985) kann eine kräftigere Muskulatur entscheidend dazu beitragen, Sprunggelenksverletzungen zu vermeiden.

Diese Kraftveränderungen haben möglicherweise auch das EMG-Aktivitätsverhalten der beiden Gruppen in plötzlich induzierten Supinationsbewegungen beeinflusst. Für beide Kraftgruppen wurden EMG-Aktivitätssteigerungen der Peronealmuskulatur in allen Versuchsbedingungen während der Nachuntersuchung vor allem kurz vor Bodenkontakt beobachtet. Diese erhöhte Aktivität kam besonders dann zum Vorschein, wenn die Probanden von einer Unsicherheit begleitet wurden, ob die Supinationsplattform aktiviert wird oder nicht. Ähnliche Aktivitätssteigerungen wurden auch für die Kontroll-Gruppe nachgewiesen. Da diese Gruppe kein spezifisches Training durchführte, müssen entweder Lernerfahrungen aus den Versuchen während der Eingangsuntersuchung oder eine größere „Verkrampfung“ in Erwartung der plötzlich induzierten Supinationsbewegungen zu den erhöhten EMG-Aktivitäten in den unterschiedlichen Muskelgruppen geführt haben. Inwiefern diese Aspekte auch für die Aktivitätsveränderungen in der Balance- und der Thera-Band-Gruppe eine Rolle gespielt haben, kann mit dieser Untersuchung nicht eindeutig geklärt werden.

Die einzige Gruppe, die während der Nachuntersuchung auf diese EMG-Aktivitätssteigerungen zum Schutz vor der abklipbaren Supinationsplattform verzichtet, ist die Parcour-Gruppe.

Die Analyse der Goniometer-Daten hat jedoch gezeigt, dass alle Trainingsgruppen und die Kontroll-Gruppe in der Dynamik das Supinationsausmaß in der Nachuntersuchung signifikant reduzierten. Möglicherweise werden von den verschiedenen Gruppen zwei unterschiedliche

Strategien angewandt, um den unter verletzungs-minderndem Aspekt wichtigen biomechanischen Parameter Supinationswinkel zu reduzieren. Auf der einen Seite könnten Balance-, Thera-Band- und Kontroll-Gruppe ihre erhöhte Peronealaktivität dazu nutzen, durch Versteifung des Fußgelenks jede Reizform mechanisch zu kompensieren und damit den Supinationswinkel bei plötzlich induzierten Supinationsbewegungen zu verkleinern.

Diese Strategie kann die Parcour-Gruppe jedoch nicht angewendet haben, da für diese Gruppe entsprechende Aktivitätssteigerungen ausbleiben. Da jedoch auch von der Parcour-Gruppe der Supinationswinkel in der dynamischen Versuchsbedingung signifikant reduziert wird, muss diese Gruppe eine andere Strategie befolgen. Wie die Diskussion der Ergebnisse gezeigt hat, ging diese Gruppe mit ankommenden Reizen wie plötzlichen Supinationsbewegungen gelassen um und entwickelte möglicherweise durch ihr Training auf dem Geländeparcour andere Kompensationsmechanismen wie z. B. Körperschwerpunktverschiebungen, Ausgleichsbewegungen oder aktiviert andere, nicht abgeleitete Muskelgruppen, eventuell auch die Beinmuskulatur der kontralateralen Seite. Solange diese genauen Mechanismen nicht nachgewiesen wurden, bleibt die Frage offen, ob wirklich andere Kompensationsmechanismen existieren und ob es das Ziel einer Sprunggelenksprophylaxe sein kann, ein Training durchzuführen, wodurch der menschliche Organismus in kritischen Umknicksituationen auf die antizipatorische Muskelaktivität zu Beginn einer Supinationsbewegung verzichten kann.

Diese Untersuchung kann nur Hinweise auf vermutlich existierende Kompensationsmechanismen geben, diese aber mit dem gewählten Messinstrumentarium nicht hinreichend belegen. Innerhalb dieser Untersuchung wurden statische und dynamische Messsituationen angewendet, um Trainingseffekte nachzuweisen. Wie sich gezeigt hat, haben beide Versuchsbedingungen Vor- und Nachteile. Es sei nochmals ausdrücklich darauf hingewiesen, dass keine der beiden Versuchsbedingungen die realen Gegebenheiten vollständig reflektiert. Aus diesem Grunde müssen in künftigen Untersuchungen verstärkt kinematische Analysen durchgeführt werden, insbesondere dann, wenn als wichtige Strategie im Umgang mit plötzlich

induzierten Supinationsbewegungen eine Körperschwerpunktsverlagerung als Kompensationsmechanismus in Frage kommen könnte.

7 Literaturverzeichnis

- Anderson, D. L., Sanderson, D. J., & Hennig, E. M. (1995). The role of external nonrigid ankle bracing in limiting ankle inversion. Clinical Journal of Sports Medicine, 5, 18-24.
- Ball, S. (1997). Propriozeptives Training mit Elektrostimulation. Krankengymnastik, 49(8), 1281-1296.
- Basmajian, J. V., & Bentzon, J. W. (1984). An electromyographic study of certain muscles of the leg and foot in the standing position. Surgery, gynecology and obstetrics, 662-666.
- Beckman, S. M., & Buchanan, T. S. (1995). Ankle inversion injury and hypermobility: effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. Archives of Physical and Medical Rehabilitation, 76(12), 1138-1143.
- Bigland-Ritchie, B. (1981). EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. Exercise and Sport Science Reviews, 9, 75-117.
- Bosien, W. R., Staples, S., & Russell, S. W. (1955). Residual disability following acute ankle sprains. Journal of Bone and Joint Surgery, 37-A(6), 1237-1243.
- Brunt, D., Andersen, J. C., Huntsman, B., Reinhert, L. B., Thorell, A. C., & Sterling, J. C. (1992). Postural responses to lateral perturbation in healthy subjects and ankle sprain patients. Medicine and Science in Sports and Exercise, 24(2), 171-176.
- Bullock-Saxton, J. E. (1994). Local sensation changes and altered hip muscle function following severe ankle sprain. Physical Therapy, 74(1), 17-31.

- Burton, A. K. (1986). Trunk muscle activity induced by three sizes of wobble (balance) boards. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 8(1), 27-29.
- Calmels, P., Escafit, M., Domenach, M., & Minaire, P. (1991). Posturographic evaluation of the proprioceptive effect of ankle orthoses in healthy volunteers. International Disability Studies, 13(2), 42-45.
- Case, W. S. (1990). Ankle injuries. In B. Sanders (Eds.), Sports Physical Therapy (pp. 451-464). Norwalk, Connecticut/San Mateo, California: Appleton & Lange.
- Cooper, D., & Fair, J. (1978). Ankle rehabilitation using the ankle disk. Physician and Sportsmedicine, 6(6), 141.
- Cox, E. D., Lephart, S. M., & Irrgang, J. J. (1993). Unilateral balance training of noninjured individuals and the effects on postural sway. Journal of Sport Rehabilitation, 2(2), 87-96.
- De Carlo, M. S., & Talbot, R. W. (1986). Evaluation of ankle joint proprioception following injection of the anterior talofibular ligament. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 8(2), 70-76.
- Debrunner, H. U. (1985). Biomechanik des Fußes. Stuttgart: Enke-Verlag.
- Dietz, V., Quintern, J., & Sellem, M. (1987). Stumbling reactions in man: Significance of proprioceptive and pre-programmed mechanisms. Journal of Physiology, 386, 149-163.
- 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. Journal of Sports Physical Therapy, 26(2), 73-77.

- Edington, C. J., Frederick, E. C., & Cavanagh, P. R. (1990). Rearfoot motion in distance running. In P. R. Cavanagh (Eds.), Biomechanics of distance running (pp. 135-164). Champaign, Il.: Human Kinetics Publishers.
- Firer, P. (1990). Effectiveness of taping for the prevention of ankle ligament sprains. British Journal of Sports Medicine, 24(1), 47-50.
- Freeman, M. A. R. (1965). Co-ordination exercises in the treatment of functional instability of the foot. Physiotherapy, 51, 393-395.
- Freeman, M. A. R., & Wyke, B. (1967). Articular reflexes at the ankle joint: an electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. British Journal of Surgery, 54(12), 990-1001.
- Garrick, J. G. (1977). The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. The American Journal of Sports Medicine, 5(6), 241-242.
- Gauffin, H., Tropp, H., & Odenrick, P. (1988). Effect of ankle disc training on postural control in patients with functional instability of the ankle joint. International Journal of Sports Medicine, 9, 141-144.
- Gebel, R. (1989). Funktionelles musculäres Aufbautraining nach Sprunggelenksverletzungen. In L. Götzen & F. Baumgaertel (Eds.), Hefte zur Unfallheilkunde (pp. 109-115). Berlin - Heidelberg: Springer-Verlag.
- Gleitz, M., Rupp, S., T., H., & Hopf, T. (1992). Einfluß des Reflexttrainings auf die Stabilisierung chronisch instabiler Sprunggelenke. Orthopädische Praxis, 7, 498-501.
- Glick, J. M., Gordon, R. b., & Nishimoto, D. (1976). The prevention and treatment of ankle injuries. The American Journal of Sports Medicine, 4(4), 136-141.

- Goldie, P. A., Evans, O. M., & Bach, T. M. (1994). Postural Control following inversion injuries of the ankle. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 75(9), 969-975.
- Gollhofer, A., Alt, W., & Lohrer, H. (1997). Prävention und Rehabilitation von Sprunggelenksverletzungen. In V. Zschorlich, (Ed.). DVS-Symposium, Oldenburg.
- Gollhofer, A., Scheuffelen, C., & Lohrer, H. (1993). Neuromuskuläre Stabilisation im oberen Sprunggelenk nach Immobilisation. Sportverletzung Sportschaden, 7, 23-28.
- Gollhofer, A., Scheuffelen, C., & Lohrer, H. (1997). Neuromuskuläre Trainingsformen und ihre funktionelle Auswirkung auf die Stabilisierung im Sprunggelenk. In L. Zichner, M. Englhardt, & J. Freiwald (Eds.), Novartis (pp. 109-122).
- Gollhofer, A., Schmidtbleicher, D., Quintern, J., Dietz, V. (1986). Compensatory movements following gait perturbations: Changes in cinematic and muscular activation patterns. International Journal of Sports Medicine, 7, 325-329.
- Grana, W. A. (1997). Akute Verletzungen des Sprunggelenks. In P.A.F.H. Renström (Ed.), Sportverletzungen und Überlastungsschäden – Prävention, Therapie, Rehabilitation (pp. 202-212). Deutscher Ärzte-Verlag Köln.
- Greenwood, R., & Hopkins, A. (1976). Muscle responses during sudden falls in man. Journal of Physiology, 254, 507-518.
- Hintermann, B. (1996). Biomechanik der Bänder des instabilen Sprunggelenks. Sportverletzung Sportschaden, 10, 48-54.

- Hintermann, B. (1999). Biomechanics of the unstable ankle joint and clinical implications. Medicine and Science in Sports and Exercise, 31 (7), 459-467.
- Hennig, E. M., & Valiant, G. A. (1992). The influence of run-up distance on ground reaction force and pressure distribution parameters. In L. Draganich, R. Wells, & J. Bechtold (Eds.). NACOB II: 2nd North American Congress on Biomechanics, Chicago (pp. 163-164).
- Hoerner, E. F., & Langer, S. (1986). Foot and ankle injuries. In P. F. Vinger (Eds.), Sports injuries (pp. 250-272). Littleton, Mass.
- Inman, V. T. (1976). The joints of the ankle. Baltimore: Williams & Wilkins-Verlag.
- Irrgang, J. J., Whitney, S. L., & Cox, E. D. (1994). Balance and proprioceptive training for rehabilitation of the lower extremity. Journal of Sport Rehabilitation, 3, 68-83.
- Isakov, E., Mizrahi, J., Solzi, P., Susak, Z., & Lotem, M. (1986). Response of the peroneal muscles to sudden inversion of the ankle during standing. International Journal of Sport Biomechanics, 2(2), 100-109.
- ISEK (1987). Units, terms and standards in the reporting of EMG research. In D. A. Dainty & R. W. Norman (Eds.), Standardizing biomechanical testing in sport (pp. 109-130). Champaign: Human Kinetics Publishers.
- Jerosch, J., & Bischof, M. (1994). Der Einfluß der Propriozeptivität auf die funktionelle Stabilität des oberen Sprunggelenkes unter besonderer Berücksichtigung von Stabilisierungshilfen. Sportverletzung Sportschaden, 8(3), 111-121.

- Johnson, M. B., & Johnson, C. L. (1993). Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. Journal of Sports Physical Therapy, 18(3), 497-501.
- Kapandji, I. A. (1985). Funktionelle Anatomie der Gelenke. Stuttgart: Enke Verlag.
- Karlsson, J., & Faxen, E. (1997). Chronische Verletzungen und Überlastungsschäden im Knöchelbereich. In P.A.F.H. Renström (Ed.), Sportverletzungen und Überlastungsschäden – Prävention, Therapie, Rehabilitation (pp. 213-229). Deutscher Ärzte-Verlag Köln.
- Karlsson, J., Peterson, L., Andreasson, G., & Högfors, C. (1992). The unstable ankle: a combined EMG and biomechanical modeling study. International Journal of Sport Biomechanics, 8(1), 129-144.
- Kaumeier, G., & Malone, T. (1980). Ankle injuries: anatomical and biomechanical considerations necessary for the development of an injury prevention program. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 1, 171-177.
- Knaepler, H., Pöhlmann, J., & Schnabel, M. (1989). Zur Epidemiologie von Sportverletzungen unter besonderer Berücksichtigung der Bandverletzungen am Sprunggelenk. Hefte zur Unfallheilkunde, 204, 1-8.
- Komi, P. V. (1986). Training of muscle strength and power: Interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors. International Journal of Sports Medicine, 7, 10-15.
- Komi, P. V., Viitasalo, J. T., Rauramaa, R., & Vikko, V. (1978). Effect of isometric strength training on mechanical, electrical and metabolic aspects of muscle function. European Journal of Applied Physiology, 40, 45-55.

- Konradsen, L., & Bohsen Ravn, J. (1990). Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. Acta Orthopaedica Scandinavica, 61(5), 388-390.
- Konradsen, L., & Bohsen Ravn, J. (1991). Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. International Journal of Sports Medicine, 12(3), 290-292.
- Konradsen, L., Ravn, J. B., & Sorensen, A. I. (1993). Proprioception at the ankle: The effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. Journal of Bone and Joint Surgery, 75-B, 433-436.
- Lee, D. N., & Lishman, J. R. (1975). Visual proprioceptive control of stance. Journal of Human Movement Studies, 1, 87-95.
- Lentell, G. L., Katzman, L. L., & Walters, M. R. (1990). The relationship between muscle function and ankle stability. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 11, 605-611.
- Löfvenberg, R., Kärrholm, J., & Sundelin, G. (1996). Die propriozeptive Reaktion beim gesunden und beim chronisch instabilen Sprunggelenk. Sportverletzung Sportschaden, 10, 79-83.
- Löfvenberg, R., Kärrholm, J., Sundelin, G., & Ahlgren, O. (1995). Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. American Journal of Sports Medicine, 23(4), 414-417.
- Lohrer, H., Scheuffelen, C., & Gollhofer, A. (1993). Wesentliche Aspekte zur Kapselbandverletzung am oberen Sprunggelenk. Leistungssport, 3, 5-8.
- Lynch, S. A., Eklund, U., Gottlieb, D., Renstrom, P. A. F. H., & Beynon, B. (1996). Electromyographic latency changes in the ankle musculature during inversion moments. American Journal of Sports Medicine, 24(3), 362-369.

- Mack, R. P. (1982). Ankle injuries in athletics. In Clinics in Sports Medicine (pp. 71-84).
- Maki, B. E., & Whitelaw, R. S. (1992). Influence of experience, expectation and arousal on posture control strategy and performance. In M. Woollacott & F. Horak (Eds.), Posture and gait: control mechanisms (pp. 123-126). University of Oregon.
- Mann, R. A. (1986). Principles of examination of the foot and ankle. In R. A. Mann (Eds.), Surgery of the foot (pp. 31-49).
- Martin, D. F. (1997). Akute Fußverletzungen und chronische Fußprobleme. In P.A.F.H. Renström (Ed.), Sportverletzungen und Überlastungsschäden – Prävention, Therapie, Rehabilitation (pp. 230-239). Deutscher Ärzte-Verlag Köln.
- Melvill Jones, G., & Watt, D. G. D. (1971). Muscular control of landing from unexpected falls in man. Journal of Physiology, 219, 729-737.
- Milani, T. L., Hennig, E. M., & Lafortune, M. A. (1997). Perceptual and biomechanical variables for running in identical shoe constructions with varying midsole hardness. Clinical Biomechanics, 12(5), 294-300.
- Moritani, T., & de Vries, H. (1979). Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. American Journal of Physical Medicine, 58, 115-130.
- Moritani, T., & Muro (1987). Motor unit activity and surface elektromyogram power spectrum during increasing force of contraction. European Journal of Applied Physiology, 56, 260-265.

- Morscher, E., Baumann, J. U., & Hefti, F. (1981). Die Calcaneusosteotomie nach Dwyer, kombiniert mit lateraler Bandplastik bei rezidivierender Distorsio pedis. Zeitschrift für Unfallmedizin und Berufskrankheiten, 74, 85.
- Mutschler, W., & Rübenacker, S. (1989). Verletzungsmechanik und Verletzungsmorphologie der Bandverletzungen am Sprunggelenk. Hefte zur Unfallheilkunde, 204, 23-27.
- Nawoczenski, D. A., Owen, M. G., Ecker, M. L., Altman, B., & Epler, M. (1985). Objective evaluation of peroneal response to sudden inversion stress. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 7, 107-109.
- Nepper, H.-U. (1993). Propriozeptive Ansätze in der Bewegungstherapie. ZAT Journal, 1, 19-23.
- Nigg, B. (1986). Biomechanics of running shoes. Human Kinetics Publishers, Champaign, IL.
- Nigg, B. (1989). Ursachen von Sportverletzungen. In A. Dirix, H. G. Knuttgen, & K. Tittel, (Eds.), Olympia-Buch der Sportmedizin (pp. 307-316). Deutscher Ärzte-Verlag Köln.
- Ohman, D., & Gray, G. (1989). Injury prevention program for the ankle. Sports Aider, 6(3), 1-3.
- Pincivero, D., Gieck, J. H., & Saliba, E. N. (1993). Rehabilitation of a lateral ankle sprain with cryokinetics and functional progressive exercise. Journal of Sport Rehabilitation, 2, 200-207.
- Podzielnny, S., & Hennig, E. M. (1995). Restriction of foot supination by ankle braces in sudden fall situations. In P. Brüggemann (Ed.), Second Symposium on footwear biomechanics 29. – 30.06.1995 (pp. 46-47).

- Podzielnny, S., & Hennig, E. M. (1997). Restriction of foot supination by ankle braces in sudden fall situations. Clinical Biomechanics, 12(4), 253-258.
- Raschka, C., Gläser, H., & de Marées, H. (1995). Unfallhergangstypen im Volleyball und Vorschläge zu ihrer Prävention. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 46(7/8), 366-371.
- Rasmussen, O., & Tovborg-Jensen, I. (1981). Anterolateral rotational instability in the ankle joint. Acta Orthopaedica Scandinavica, 52, 99-102.
- Reimann, R., Anderhuber, F., & Gerold, J. (1986). Über die Geometrie der menschlichen Sprunggelenke. Acta Anatomica (Basel), 127, 271-278.
- Renström, P., & Theis, M. (1993). Die Biomechanik der Verletzungen der Sprunggelenksbänder. Sportverletzung Sportschaden, 7, 29-35.
- Sauer, H. D., Jungfer, E., & Jungbluth, K. H. (1978). Experimentelle Untersuchungen zur Reißfestigkeit des Bandapparates am menschlichen Sprunggelenk. Hefte zur Unfallheilkunde, 131, 37-44.
- Scheuffelen, C., Gollhofer, A., & Lohrer, H. (1993). Knicktestgerät für Orthesen. Orthopädie-Schuhtechnik, 2, 14-17.
- Scheuffelen, C., Gollhofer, A., & Lohrer, H. (1995). Co-ordination and/or strength training in prevention of acute ankle sprain in healthy subjects. International Society of Biomechanics - Congress, Jyväskylä, Finland:
- Schmidt, H.-M. (1989). Funktionelle Anatomie und Biomechanik der Sprunggelenke. Hefte zur Unfallheilkunde, 204, 9-21.
- Schmidtbleicher, D., & Bührle, M. (1987). Neuronal adaptation and increase of cross-sectional area studying different strength training methods. In B. Jonsson (Ed.), Biomechanics XB (pp. 615-620). Human Kinetics, Champaign, Illinois.

- Seiler, H. (1986). Biomechanik des oberen Sprunggelenkes. Orthopäde, 15, 415-422.
- Sommer, H. M. (1983). Disposition zur Sprunggelenksverletzung beim Basketballspiel. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 8, 254-257.
- Sprigings, E. J., Pelton, J. D., & Brandell, B. R. (1981). An EMG analysis of the effectiveness of external ankle support during sudden ankle inversion. Canadian Journal of applied Sport Sciences, 6, 72-75.
- Stacoff, A., Steger, J., & Stüssi, E. (1993). Die Kontrolle des Rückfußes bei Seitwärtsbewegungen im Sport. Sportverletzung Sportschaden, 7, 22-29.
- Staples, O. S. (1975). Ruptures of the fibular collateral ligaments of the ankle: results study of immediate surgical repair. Journal of Bone and Joint Surgery, 57, 101.
- Staubesand, J. (1985). Untere Gliedmaßen. In K. Fleischhauer, J. Staubesand, & W. Zenker (Eds.), Benninghoff - Anatomie (pp. 387-397). München-Wien-Baltimore: Urban und Schwarzenberg-Verlag.
- Thoumie, P., & Do, M. C. (1992). Rapid responses of pronator muscles to foot inversion. In M. Woollacott & F. Horak (Eds.), Posture and gait: control mechanisms (pp. 75-78). University of Oregon.
- Tittel, K. (1985). Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag.
- Tomaszewski, D. (1992). "T-band kicks" ankle proprioception programme. Physiotherapy in Sport, 15(3), 9-10.
- Tropp, H. (1986). Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. International Journal of Sports Medicine, 7, 291-294.

- Tropp, H., Alaranta, H., & Renström, P. A. F. H. (1993). Proprioception and coordination training in injury prevention. In P. A. F. H. Renström (Eds.), Sport injuries - Basic principles of prevention and care (pp. 277-290). Oxford: Blackwell Scientific Publications.
- Tropp, H., Askling, C., & Gillquist, J. (1985). Prevention of ankle sprains. American Journal of Sports Medicine, 13(4), 259-262.
- Tropp, H., Ekstrand, J., & Gillquist, J. (1984). Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. Medicine and Science in Sports and Exercise, 16(1), 64-66.
- van Linge, B. (1988). Activity of the peroneal muscles, the maintenance of balance, and prevention of inversion injury of the ankle: An electromyographic and kinematic study. Acta Orthopaedica Scandinavica, 59(5), 67-68.
- Weineck, J. (1990). Optimales Training. Erlangen: Perimed-Verlag.
- Weineck, J. (1994). Sportanatomie. Erlangen: Perimed-Verlag.
- Wester, J. U., Jespersen, S. M., Nielsen, K. D., & Neumann, L. (1996). Wobble board training after partial sprains of the lateral ligaments of the ankle: a prospective randomized study. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 23(5), 332-336.
- Wirth, C. J., Küsswetter, W., & Jäger, M. (1978). Biomechanik und Pathomechanik des oberen Sprunggelenkes. Hefte zur Unfallheilkunde, 131, 10-22.
- Zipp, P. (1982). Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 50, 41-54.

Zwipp, H., Hoffmann, R., Thermann, H., & Tscherne, H. (1989). 2-Jahresergebnisse zur primär funktionellen Behandlung der fibularen Bandruptur am OSG. Hefte zur Unfallheilkunde, 204, 67-72.

Anhang

Anhang A:
Einverständniserklärung

Biomechanik Labor
Universität Essen



Wittekindstr. 62
45131 Essen

Einverständniserklärung

zum Projekt
„Einfluss eines Koordinationstrainings auf die
Prävention von Sprunggelenksverletzungen“

Name: _____ Vorname: _____ Code: _____

Ich bin über die Vorgehensweise in diesem Projekt und die von mir erwartete Beteiligung an dieser Untersuchung informiert worden. Ich wurde weiterhin über die Risiken und Unbequemlichkeiten der Studie unterrichtet und hatte Gelegenheit, eventuelle Fragen im Detail zu diskutieren.

Ich stelle mich freiwillig als Versuchsperson zur Verfügung und erkläre mich - auf eigene Verantwortung - zur Teilnahme an den Untersuchungen bereit. Ich erkläre mich weiterhin bereit, bei eventuellen Verletzungen, Unfällen oder körperlichen Schäden während der Teilnahme an dieser Studie keine Haftungsansprüche zu erheben.

Ich bestätige nach bestem Wissen, dass ich unter keiner geistigen oder körperlichen Krankheit leide, die das Risiko für diese Untersuchung erhöhen könnte.

Mir ist weiterhin bekannt, dass alle Angaben zu meiner Person vertraulich behandelt werden. Ich habe jederzeit das Recht, meine Teilnahme an dieser Studie zurückzuziehen.

Datum: _____ Unterschrift: _____

Anhang B:
Vorbereitungsprotokoll

Vorbereitungsprotokoll

Persönliches (bitte in Druckbuchstaben ausfüllen!)

Name: _____ Vorname: _____ Code

Straße: _____ Wohnort : _____

Telefon: dienstl.: _____ privat: _____

Alter : _____ Jahre

Größe: _____ cm Gewicht : _____ kg

Sportliche Aktivitäten

Sportarten bzw. Disziplinen

_____ Stunden pro Woche

_____ Stunden pro Woche

Sind Sie schon mal an einer Sprunggelenksverletzung erkrankt?

Nein _____ Einmal _____ Mehrmals _____ (..... mal)

Wie lange liegt Ihre letzte Sprunggelenksverletzung zurück?

_____ Monate _____ Jahre

Art der Sprunggelenksverletzung (Mehrfachnennungen möglich)

Bänderdehnung _____ Bänderriß _____

Kapselverletzung _____ Knochenbruch _____

Prellung _____ andere _____

welche? _____

Länge der Trainingspause _____Tage _____Wochen _____ Monate

Wobei sind die Verletzungen entstanden (Mehrfachnennungen möglich)?

Fußball _____ Basketball _____
 Laufen _____ Volleyball _____
 Squash _____ andere Sportart _____
 welche? _____

An welchem Bein traten die Sprunggelenksverletzungen auf?

Links _____ Rechts _____ Beidseitig _____

Wie wurde die Sprunggelenksverletzung behandelt?

Operativ _____ Konservativ _____ kein Arztbesuch _____

Wenn konservativ behandelt wurde, mit welcher Methode?

Gips _____ Stabilschuh _____ äußere Stabilisierungshilfe _____
 welche? _____

Wurde ein spezielles konservatives Trainingsprogramm (z.B. spezielles Krafttraining, Koordinationstraining) empfohlen?

Ja _____ Nein _____

Wenn ja, welches? _____

Tragen Sie bei sportlichen Aktivitäten Sprunggelenksstabilisatoren?

Nie _____ Selten _____ Häufiger _____ Immer _____

Welches Bein ist Ihr Sprungbein?

Links _____ Rechts _____

Alle Angaben werden selbstverständlich vertraulich behandelt!

Anhang C:

Erklärungen zum Training mit den
Trainingsgeräten:

Thera-Band[®]
Airex[®] Balance-Pad

Koordinationstraining mit dem Theraband



Grundposition:

- auf dem Boden sitzend
- Theraband ist an einem Tischbein festgeknotet und wird in Vorspannung gezogen
- rechtes Bein ist gestreckt, linkes Bein ist angewinkelt und unterstützt mit dem Fuß das rechte Bein auf der Knieinnenseite

Ausgangsposition:

- rechter Fuß wird nur im Sprunggelenk einwärts gedreht, das Bein bleibt ansonsten gerade liegen
- es ist darauf zu achten, daß dabei die Zehen gestreckt werden (Plantarflexion)

Endposition:

- rechter Fuß wird über eine Mittelstellung nach auswärts gedreht
- dabei werden jetzt die Zehen angezogen (Dorsalextension)

Trainingsintensitäten:

1. Woche: 4 Serien à 10 Wiederholungen mit 1 Minute Pause zw. den Serien
2. Woche: 4 Serien à 15 Wiederholungen mit 1 Minute Pause zw. den Serien
3. Woche: 4 Serien à 20 Wiederholungen mit 1 Minute Pause zw. den Serien
4. Woche: 5 Serien à 20 Wiederholungen mit 1 Minute Pause zw. den Serien

Training 4 mal pro Woche durchführen!

Koordinationstraining mit dem Airex® Balance-Pad



Grundposition:

1. Aufrecht auf der Matte stehen
2. Linkes Bein vom Boden lösen; auf rechts ausbalancieren
3. Arme bitte locker am Körper herunterhängen lassen

Trainingsintensitäten:

1. Woche: 4 Übungen à 1,5 Minuten mit 30 Sek. Pause zw. den Übungen
2. Woche: 5 Übungen à 1,5 Minuten mit 30 Sek. Pause zw. den Übungen
3. Woche: 5 Übungen à 2 Minuten mit 30 Sek. Pause zw. den Übungen
4. Woche: 6 Übungen à 2 Minuten mit 30 Sek. Pause zw. den Übungen
von diesen 6 Übungen sollten jeweils die letzten 2 Übungen mit geschlossenen Augen durchgeführt werden!

Training 4 mal pro Woche durchführen!

Anhang D:

Mittelwerte und Standard-
abweichungen aller ausgewerteten
Parameter in den verschiedenen
Versuchsbedingungen

Parameter der Versuchsbedingungen „GANG“, „NOFALL“, „FALL“ und „STATISCH“

Parameter	Einheit	Gruppe	Gang		NoFall		Fall		Statisch		Statisch			
			per	SD	per	SD	per	SD	per	SD	per	SD		
Contact time	ms	Gesamt	690,4	33,9	683,4	33,4	689,4	41,1	678,0	38,5	619,8	51,5	592,9	49,0
		BAL	693,9	30,2	684,2	33,2	691,7	41,0	682,4	38,8	631,1	54,5	598,6	59,9
		CON	694,8	32,6	690,6	29,2	701,6	38,0	688,4	36,8	621,1	53,2	594,0	45,6
		PAR	687,6	29,0	678,0	32,6	680,2	33,4	671,1	32,6	619,0	50,8	597,3	36,8
		THERA	684,6	42,7	679,5	38,8	682,2	48,8	668,4	43,1	604,4	46,7	581,6	50,0
FRIS	kN/s	Gesamt	22,2	7,0	23,5	5,4	28,8	13,7	33,8	14,1	18,0	4,3	19,8	5,7
		BAL	20,1	6,7	23,1	6,8	26,8	8,6	32,6	13,4	17,2	4,8	20,4	6,5
		CON	23,2	6,0	23,2	4,4	31,5	19,0	34,7	16,0	18,7	5,0	19,7	6,5
		PAR	22,4	5,8	23,5	5,2	27,5	9,2	30,6	9,7	18,2	2,9	17,9	3,8
		THERA	23,2	9,0	24,1	5,4	31,5	14,5	36,5	16,1	18,2	6,3	20,7	5,3
Press Ret	°	Gesamt	10,3	2,9	10,6	3,0	13,4	4,2	14,0	4,0	9,4	3,1	9,0	2,8
		BAL	11,1	3,4	11,3	3,5	13,7	5,0	14,1	4,1	9,5	3,7	9,2	3,2
		CON	10,1	2,6	10,7	3,3	15,2	4,3	15,7	3,9	10,4	2,9	10,1	3,1
		PAR	9,8	2,3	9,6	2,7	12,5	3,8	12,5	3,7	9,0	3,3	8,5	2,2
		THERA	10,2	2,8	10,6	3,3	12,2	2,8	13,3	4,0	8,4	2,2	8,1	2,7
Press Vel	%/s	Gesamt	332,6	34,2	341,7	72,1	429,3	112,6	443,2	99,2	396,5	106,3	409,9	92,3
		BAL	333,8	83,8	340,4	83,7	415,7	120,7	438,5	114,7	391,9	130,0	415,5	115,3
		CON	336,8	69,9	355,2	79,5	482,3	116,9	486,0	92,0	437,5	96,9	437,3	86,5
		PAR	316,8	72,3	325,3	65,0	413,3	104,9	422,3	87,7	373,4	96,8	394,0	78,7
		THERA	317,6	36,7	340,3	55,0	403,4	94,7	422,2	90,7	377,9	88,8	388,4	77,9
Sup Ret	°	Gesamt									-29,2	4,7	-26,4	5,3
		BAL									-28,4	4,4	-25,6	4,8
		CON									-31,5	4,9	-27,8	4,7
		PAR									-28,0	3,6	-26,1	5,2
		THERA									-28,7	5,2	-28,1	6,4
Sup Vel Free Fall	%/s	Gesamt									-269,7	87,1	-226,8	88,8
		BAL									-267,5	89,1	-235,8	100,1
		CON									-306,3	93,8	-240,2	110,0
		PAR									-249,7	77,0	-206,5	67,4
		THERA									-290,2	78,5	-218,5	66,7
Sup Vel Support	%/s	Gesamt									-648,7	146,3	-674,1	160,1
		BAL									-699,9	149,2	-607,0	169,0
		CON									-671,2	162,8	-691,5	141,4
		PAR									-658,4	150,7	-637,6	152,5
		THERA									-685,3	130,5	-677,7	184,3
Free Fall	ms	Gesamt									56,4	6,0	56,6	4,4
		BAL									56,1	5,3	55,9	3,7
		CON									55,5	4,7	58,1	3,2
		PAR									58,6	7,4	57,4	3,2
		THERA									53,7	6,4	55,3	4,7
Support	ms	Gesamt									84,8	18,4	90,3	25,3
		BAL									84,3	21,5	90,0	24,3
		CON									80,2	16,5	84,8	18,9
		PAR									91,5	16,4	100,7	25,0
		THERA									81,3	17,7	86,9	31,0

EMG-Aktivität in den Versuchsbedingungen „GANG“, „NOFALL“, „FALL“ und „STATISCH“

M. gastrocnemius

EMG-Paket	Einheit	Gruppe	Gang pro	SD	Gang post	SD	NoFall pro	SD	NoFall post	SD	Fall pro	SD	Fall post	SD	statisch pro	SD	statisch post	SD
100-50	%	Gesamt	14,3	12,6	13,6	11,3	23,9	22,8	18,7	31,8	17,8	33,2	35,3	37,9				
		BAL	18,9	8,7	11,9	8,7	19,4	14,8	23,9	23,4	20,1	17,4	26,8	26,5				
		CON	18,0	8,6	12,0	9,1	23,9	23,1	23,8	32,4	21,7	18,9	32,5	38,2				
		PAR	23,9	21,7	19,4	18,1	31,3	23,1	33,9	38,1	48,2	62,0	46,5	45,8				
		THERA	17,7	8,4	10,0	6,6	23,0	27,2	16,0	24,7	25,6	28,4	20,7	41,2				
50-0	%	Gesamt	23,9	23,2	21,2	19,4	34,8	32,2	48,5	35,7	39,3	32,2	42,6	37,4				
		BAL	15,9	9,9	16,4	8,1	30,9	26,7	36,9	31,3	31,2	27,1	40,1	36,8				
		CON	16,4	9,0	20,6	17,1	35,5	32,1	40,3	51,1	35,4	34,4	44,7	48,2				
		PAR	43,6	39,8	35,2	31,2	60,3	38,3	50,3	29,4	103,0	32,8	87,6	33,8				
		THERA	20,1	15,0	15,6	11,7	24,5	28,2	32,3	23,7	25,6	29,4	35,9	31,4				
0-50 (0-25)	%	Gesamt	28,8	16,9	17,9	9,8	37,5	28,4	39,8	24,1	36,6	26,9	39,2	24,2	9,8	5,9	8,1	6,1
		BAL	15,8	10,8	17,0	10,5	39,4	33,5	40,4	26,4	38,8	20,9	38,9	27,1	7,5	3,3	4,2	4,9
		CON	16,2	6,2	18,7	8,3	29,7	18,6	39,1	24,9	28,0	17,5	36,8	21,1	6,8	4,1	7,2	3,9
		PAR	38,5	27,2	34,2	11,5	60,3	38,8	52,1	24,2	62,6	38,2	54,6	28,2	13,2	8,9	11,3	10,0
		THERA	18,5	12,7	12,8	5,0	38,0	24,2	30,6	17,3	30,4	17,8	29,9	14,8	9,1	4,8	6,8	4,8
50-100 (25-50)	%	Gesamt	22,3	18,8	19,8	14,8	31,3	24,7	34,9	23,5	39,8	27,9	48,4	31,5 *	9,7	7,2	8,7	5,8
		BAL	16,8	8,2	18,3	12,3	24,3	16,7	38,8	30,0	29,5	15,3	48,5	32,1 *	7,6	3,4	6,9	4,7
		CON	16,4	8,4	20,7	15,7	28,6	28,4	36,8	24,3	33,0	21,3	45,7	25,5 *	7,3	4,5	7,6	3,3
		PAR	37,3	25,6	26,8	19,9	48,4	29,3	37,7	19,9	61,3	38,8	60,3	37,6	14,3	14,3	18,9	8,7
		THERA	23,3	22,6	14,9	9,8	28,1	18,9	27,2	16,7	41,1	25,5	40,9	30,7	10,9	7,0	7,8	5,8
100-150 (50-75)	%	Gesamt	33,2	25,9	29,7	24,9 *	29,4	20,6	30,8	20,9	43,2	43,9	49,4	44,3 *	16,1	11,4	14,1	11,6
		BAL	28,6	15,4	24,4	15,4	21,0	11,2	27,7	18,4	47,7	36,7	62,0	32,1	13,0	7,6	14,8	7,7
		CON	31,9	20,4	37,8	39,5	29,3	19,7	35,7	27,3	47,5	32,3	70,3	39,2	11,9	6,0	13,0	6,4
		PAR	51,7	34,6	35,0	17,0 *	40,4	25,5	37,9	17,8	103,4	44,0	82,4	31,8	22,5	16,7	21,6	16,3
		THERA	34,6	27,9	21,5	14,5 *	29,8	23,8	22,7	14,6	100,5	61,7	66,8	64,9 *	19,2	11,0	16,2	13,9
150-200 (75-100)	%	Gesamt	52,6	20,1	29,4	18,7	22,7	15,7	21,6	14,0	76,5	54,7	59,3	51,7 *	39,7	27,2	37,2	27,5
		BAL	27,0	13,9	26,2	14,0	18,3	9,0	21,8	13,6	59,2	42,4	57,0	36,9	32,4	26,3	35,6	26,5
		CON	32,4	17,5	36,9	24,5	22,4	16,3	23,4	15,6	66,7	37,9	59,1	26,2	28,3	14,9	29,0	10,5
		PAR	44,7	27,5	32,3	14,5	28,2	18,7	23,3	13,2	115,8	80,5	75,1	47,7 *	51,1	28,9	46,1	32,6
		THERA	29,3	19,2	22,4	13,9	33,2	18,0	18,3	15,9	74,8	45,6	48,6	23,8 *	46,3	30,0	47,0	35,5
200-250 (100-125)	%	Gesamt	24,9	18,8	24,8	14,3	26,8	19,8	25,5	18,1	46,8	31,3	37,8	25,0 *	62,0	38,1	46,4	32,8 *
		BAL	20,7	10,9	21,4	10,8	20,2	15,0	21,6	14,5	35,3	21,8	31,4	10,7	45,6	33,1	42,7	32,1
		CON	24,0	14,2	28,8	16,4	24,4	18,4	29,5	23,7	38,4	18,2	37,7	18,8	56,1	43,3	41,6	28,0 *
		PAR	45,0	28,2	28,7	17,6	38,8	24,7	30,2	17,1	74,1	45,0	53,3	25,6 *	75,6	41,4	48,1	33,1 *
		THERA	27,1	11,1	21,8	12,6	28,1	20,3	22,1	15,2	46,0	27,1	32,9	29,8 *	36,6	28,3	52,8	47,3 *
250-300 (125-150)	%	Gesamt	39,1	20,5	37,7	19,6	32,1	28,6	36,1	20,2	45,9	31,4	42,9	25,7	78,1	56,7	64,3	38,1 *
		BAL	24,9	15,5	24,3	16,8	23,9	16,0	28,7	14,8	33,9	21,1	38,8	21,3	48,9	40,3	56,4	32,3
		CON	35,0	13,3	38,9	19,3	29,9	17,0	39,2	17,0	48,2	35,7	53,1	30,3	69,5	40,0	61,5	33,7
		PAR	48,2	30,8	35,6	26,6	41,6	26,0	33,7	17,8	66,1	42,5	55,9	27,3	95,6	63,8	65,8	37,1
		THERA	28,6	13,3	23,9	15,7	37,7	44,7	28,7	28,1	59,0	18,2	37,1	13,7	88,0	59,7	69,1	40,0
300-350 (150-175)	%	Gesamt	39,3	18,7	37,6	20,9	48,9	39,1	41,7	34,1	46,9	38,3	58,3	32,7	38,8	30,0	31,4	16,0 *
		BAL	31,7	12,3	32,3	25,1	35,3	23,5	40,3	27,7	48,1	29,6	43,5	28,7	33,3	25,2	28,0	16,8
		CON	34,3	22,1	36,8	24,4	28,0	18,7	38,9	24,3	51,5	35,0	51,9	34,7	32,7	19,8	33,9	14,0
		PAR	60,4	39,4	47,0	38,2	56,0	48,7	43,0	31,5	89,6	46,2	77,7	39,6	43,6	33,8	29,3	18,1
		THERA	34,0	24,8	36,4	11,1	50,7	35,5	43,0	40,6	49,8	36,5	35,1	20,8	49,6	29,5	34,1	18,9
350-400 (175-200)	%	Gesamt	42,8	37,3	49,6	33,4	58,8	33,4	55,9	41,2	61,8	41,7	57,4	40,3	27,3	19,4	21,2	17,5 *
		BAL	44,9	31,1	45,8	33,8	45,8	32,3	53,0	39,6	54,4	32,5	59,2	39,4	24,0	19,1	18,8	14,6
		CON	47,3	23,6	48,8	34,1	44,0	23,0	50,7	30,4	59,5	36,3	51,0	33,8	20,1	11,1	18,3	9,8
		PAR	76,5	37,9	59,8	34,4	77,8	46,7	65,8	33,0	91,0	57,3	82,0	46,1	69,0	26,3	25,6	23,5 *
		THERA	52,1	47,6	46,5	32,5	68,3	44,4	56,6	36,6	51,4	33,8	43,3	36,6	28,9	16,8	14,0	21,1
400-450	%	Gesamt	43,7	41,6	49,3	34,7	74,3	37,8	66,4	44,0 *	62,5	49,6	53,2	39,0				
		BAL	43,2	28,9	43,0	32,4	51,1	30,0	55,8	43,2	58,0	40,5	49,9	38,0				
		CON	58,9	38,3	63,3	38,4	62,1	36,3	61,2	40,0	60,9	48,1	48,0	37,3				
		PAR	80,0	43,8	70,3	28,0	101,6	35,7	81,8	32,8 *	91,6	67,2	68,7	47,3				
		THERA	58,2	46,2	51,7	30,3	82,9	51,1	64,7	32,7 *	45,1	33,7	38,4	23,2				
450-500	%	Gesamt	56,6	41,9	52,8	34,3	74,1	44,0	59,4	46,1 *	54,1	43,0	47,6	37,4				
		BAL	43,2	28,9	43,0	32,4	51,1	30,0	55,8	43,2	58,0	40,5	49,9	38,0				
		CON	57,4	46,8	58,8	36,8	73,3	45,6	58,4	40,8	49,0	34,8	44,3	34,0				
		PAR	80,0	42,9	62,9	36,9	101,8	42,9	69,3	50,3 *	73,5	51,3	50,9	32,2				
		THERA	51,3	44,0	42,3	30,4	77,2	39,1	36,6	51,6 *	39,7	26,0	45,9	30,4				
500-550	%	Gesamt	55,4	30,3	29,8	21,3 *	58,3	48,8	35,9	31,3 *								
		BAL	26,1	21,3	24,8	20,1	31,3	26,1	31,6	28,1								
		CON	38,0	35,9	32,7	23,2	54,4	55,1	39,1	35,7								
		PAR	47,4	32,2	34,7	24,4 *	63,4	45,1	43,2	43,6 *								
		THERA	32,8	29,0	24,9	18,2	35,9	39,2	31,6	27,3 *								
Mean Aktivität vor TD	%	Gesamt	18,6	6,1	17,1	5,8	31,8	10,5	34,4	8,6	33,6	8,1	38,9	6,6				
		BAL	13,4	2,6	14,1	3,2	25,1	8,3	32,6	9,2	22,7	7,8	33,3	9,3				
		CON	11,3	4,6	16,3	4,0	29,7	8,2	36,6	12,3	28,8	8,7	38,6	8,8				
		PAR	31,7	14,0	27,3	11,1	45,8	26,5	44,1	8,8	78,6	40,2	67,1	29,1				
		THERA	16,9	4,5	12,8	4,0	29,7	8,1	29,1	4,5	30,6	7,1	33,1	4,0				
Mean Aktivität nach TD	%	Gesamt	37,7	13,9	34,3	11,8	43,4	18,4	48,2	14,6	54,4	15,2	58,6	9,7	35,1	24,9	24,2	19,6

EMG-Aktivität in den Versuchsbedingungen „GANG“, „NOFALL“, „FALL“ und „STATISCH“ M. peroneus longus

EMG-Paket	Einheit	Gruppe	Gang pr	SD	Gang post	SD	NoFall pr	SD	NoFall post	Fall pr	SD	Fall post	statisch pr	SD	statisch post	SD		
100-50	%	Gesamt	31,1	24,1	38,8	16,7	38,1	22,1	36,3	26,0	29,9	24,9	32,4	31,0				
		BAL	33,7	14,7	25,4	13,8	33,8	19,3	33,6	16,1	22,8	18,0	34,8	17,2				
		CON	25,1	18,3	26,3	13,9	35,0	23,2	30,2	16,9	27,8	28,3	35,5	41,5				
		PAR	47,8	36,7	45,8	21,4	42,4	23,5	47,0	27,6	45,5	30,3	50,2	33,5				
		THERA	51,9	20,0	31,3	14,0	37,0	16,8	33,6	23,2	27,0	18,5	33,0	25,3				
50-0	%	Gesamt	48,4	38,7	58,2	30,3	69,1	31,8	67,7	38,5	72,4	32,1	114,1	69,0				
		BAL	53,9	16,7	47,3	19,9	37,7	35,1	74,0	33,4	63,6	34,3	91,3	66,4				
		CON	39,4	24,2	44,7	22,1	32,1	30,6	74,0	50,5	55,1	34,5	77,2	52,1				
		PAR	79,1	62,9	81,4	39,0	108,6	75,8	114,3	57,1	109,6	79,1	127,3	70,3				
		THERA	48,9	31,4	51,7	28,6	66,4	46,8	94,5	79,9	69,1	44,0	97,0	68,6				
0-50 (0-25)	%	Gesamt	48,4	33,6	61,7	32,5	104,8	52,4	147,5	71,3	111,4	56,5	158,8	80,7	12,3	11,9	17,9	16,0
		BAL	36,9	19,2	33,5	25,7	99,7	42,2	166,8	59,7	105,6	44,5	155,1	63,0	9,8	8,3	13,3	15,0
		CON	42,5	23,8	51,9	24,5	84,9	40,0	126,1	62,1	85,0	50,1	137,9	73,4	10,2	8,9	14,9	13,4
		PAR	80,4	48,2	93,4	41,6	146,1	59,0	170,5	87,4	149,0	58,1	197,1	109,8	20,4	18,5	18,4	9,4
		THERA	41,3	23,9	53,0	22,8	106,7	56,1	151,8	79,6	106,8	62,8	156,1	71,0	11,8	11,3	18,9	21,1
50-100 (25-50)	%	Gesamt	36,3	21,9	43,7	24,3	61,9	47,8	139,8	77,7	113,7	64,7	175,6	95,2	18,8	18,3	31,2	25,1
		BAL	28,0	12,0	46,3	36,1	67,1	38,6	140,6	61,9	112,8	56,8	174,8	70,6	19,2	18,4	18,4	13,1
		CON	32,1	17,5	36,9	14,6	72,3	33,2	121,9	71,2	85,2	46,3	147,2	73,9	22,9	7,2	22,3	16,5
		PAR	38,6	24,0	51,0	14,8	116,7	62,7	140,3	81,4	143,5	88,8	208,1	127,1	27,8	24,8	18,1	31,3
		THERA	30,5	19,6	41,7	22,4	69,3	31,3	157,4	92,2	110,4	83,6	181,0	96,9	16,6	19,0	31,4	39,3
100-150 (50-75)	%	Gesamt	42,7	32,1	50,6	36,3	43,9	23,0	50,2	28,1	103,6	61,0	234,5	108,4	46,9	32,4	63,0	42,8
		BAL	37,9	29,0	51,8	46,3	44,5	22,0	54,3	28,0	159,7	61,9	214,5	89,9	43,7	43,2	60,2	39,8
		CON	34,6	17,0	45,1	31,3	35,8	18,1	49,3	30,5	174,9	107,4	214,4	108,3	33,5	24,2	21,0	33,6
		PAR	61,0	40,5	58,1	27,0	48,8	16,8	31,8	28,8	223,0	99,0	290,0	130,3	49,8	26,6	7,1	61,8
		THERA	39,7	34,8	48,8	36,4	48,3	27,3	55,3	32,4	105,2	64,9	233,0	99,8	41,0	30,0	71,8	40,6
150-200 (75-100)	%	Gesamt	48,3	38,7	54,8	35,2	48,8	27,7	51,3	28,8	126,6	106,1	257,9	128,8	130,8	90,4	164,4	81,7
		BAL	42,7	24,7	36,8	40,5	50,0	25,8	38,3	31,8	301,3	86,5	223,4	78,0	131,8	124,1	164,6	80,1
		CON	46,7	26,8	48,1	26,9	38,9	21,3	41,3	21,0	223,8	106,9	233,3	96,9	111,3	80,2	143,7	50,2
		PAR	64,3	30,6	63,9	26,7	50,3	31,2	50,5	28,8	285,5	135,1	326,8	188,9	145,6	85,3	170,9	130,6
		THERA	43,3	32,2	33,3	47,7	47,4	37,2	54,1	31,8	240,5	90,7	266,1	136,6	132,0	70,2	157,8	105,4
200-250 (100-125)	%	Gesamt	46,3	27,8	52,8	32,9	52,9	35,0	44,8	46,1	123,9	76,1	139,4	84,9	229,3	143,8	210,2	126,2
		BAL	41,2	24,7	54,8	37,9	58,6	41,3	71,4	52,1	85,5	55,5	128,0	61,0	213,8	122,0	226,7	142,0
		CON	43,0	28,8	44,3	22,9	43,3	26,4	49,7	23,1	108,1	79,9	118,9	59,4	198,0	122,1	178,2	99,8
		PAR	33,4	23,8	36,3	31,9	34,2	27,0	37,9	31,0	109,0	99,8	182,0	127,4	294,0	218,8	214,3	142,3
		THERA	48,2	38,1	51,1	42,3	55,2	49,4	77,5	61,6	126,5	55,3	149,5	81,0	224,0	100,9	210,7	123,9
250-300 (125-150)	%	Gesamt	44,3	28,4	54,1	33,9	44,4	29,0	54,6	33,7	118,6	64,9	144,6	82,6	222,1	108,9	238,9	135,0
		BAL	41,9	23,1	57,0	38,9	50,8	34,3	68,0	43,1	96,5	45,4	134,2	66,6	213,9	126,9	218,6	118,1
		CON	46,3	23,2	49,1	23,1	37,7	24,6	44,6	21,5	119,2	36,2	129,4	69,5	201,1	96,4	210,9	106,3
		PAR	35,9	23,0	59,8	33,4	45,8	32,4	51,5	24,0	148,2	68,9	189,3	104,0	245,4	120,6	268,5	170,2
		THERA	43,3	35,7	50,8	42,7	43,4	31,6	38,6	37,3	124,6	84,0	144,2	86,5	235,0	92,1	207,1	108,7
300-350 (150-175)	%	Gesamt	53,1	28,4	61,6	36,2	62,3	35,9	63,4	38,6	118,3	71,9	151,8	85,1	225,5	80,9	223,3	78,5
		BAL	45,3	25,9	62,0	41,7	64,8	47,3	71,3	48,2	112,7	57,8	134,0	65,0	89,0	55,9	96,7	57,7
		CON	47,9	22,8	52,8	23,3	40,8	24,6	54,4	23,0	113,3	44,7	178,0	72,4	130,8	80,2	108,9	56,1
		PAR	65,1	25,5	69,0	27,3	52,4	28,8	55,5	27,2	142,4	83,8	193,3	99,2	229,4	101,1	125,7	85,6
		THERA	49,5	35,7	64,8	35,1	51,0	34,2	70,1	45,8	107,6	36,2	152,7	99,4	179,9	76,1	155,4	81,5
350-400 (175-200)	%	Gesamt	65,0	37,9	82,3	52,7	61,9	40,1	78,1	41,9	123,0	69,2	138,7	86,3	70,9	56,8	67,1	99,2
		BAL	55,7	29,5	78,3	49,4	72,1	35,1	87,6	53,0	111,3	51,1	131,9	72,4	62,8	37,0	60,8	64,5
		CON	61,4	27,3	72,7	33,8	49,3	26,2	67,7	33,9	111,9	74,2	123,2	78,5	65,8	49,6	66,1	38,2
		PAR	81,0	38,5	95,5	42,1	64,1	28,7	74,8	28,0	159,5	80,6	184,3	108,6	88,3	68,2	49,8	78,3
		THERA	65,7	33,4	83,9	24,8	61,9	39,1	81,0	45,4	109,0	51,1	125,3	84,2	87,0	44,8	40,8	63,1
400-450	%	Gesamt	78,1	45,3	99,1	59,4	74,0	46,0	94,3	51,5	112,1	78,5	114,9	79,7				
		BAL	82,4	36,6	91,6	55,0	79,9	39,9	93,7	54,6	105,1	62,2	110,3	74,1				
		CON	74,3	32,2	88,2	48,1	67,7	33,0	87,2	42,0	113,9	89,1	102,8	66,3				
		PAR	104,6	48,3	126,6	64,8	83,2	36,3	97,5	44,3	144,8	97,5	151,6	93,6				
		THERA	72,0	68,7	96,0	67,2	75,2	48,5	100,3	63,7	51,3	80,4	103,0	85,3				
450-500	%	Gesamt	71,2	43,3	92,6	36,9	77,9	42,9	98,4	31,9	82,2	60,3	78,9	59,7				
		BAL	39,3	36,3	80,8	48,4	88,5	47,8	82,3	43,8	80,0	59,4	82,6	67,0				
		CON	72,2	38,7	90,2	46,2	78,5	40,5	85,3	30,1	87,0	30,2	73,4	46,4				
		PAR	96,0	40,3	128,4	79,8	103,3	54,6	108,4	58,4	97,5	45,4	88,8	67,9				
		THERA	61,2	43,5	79,0	44,7	71,3	47,0	99,3	38,1	66,8	43,8	73,0	52,5				
500-550	%	Gesamt	47,6	34,1	57,4	42,8	67,4	38,8	63,3	45,5								
		BAL	38,5	27,9	51,2	42,3	51,7	42,7	61,4	48,9								
		CON	49,0	27,5	55,2	26,1	39,6	36,4	62,9	43,7								
		PAR	65,4	47,0	77,1	59,2	71,8	34,4	73,9	48,1								
		THERA	41,8	30,9	51,4	40,1	50,7	39,6	58,1	46,3								
Mean Aktivität vor TO	%	Gesamt	39,8	12,2	43,9	17,3	48,8	26,7	59,6	40,6	51,2	30,1	73,4	37,6				
		BAL	28,8	7,2	34,4	13,3	40,2	24,6	48,8	19,6	41,2	28,9	59,0	43,6				
		CON	32,3	10,2	34,5	14,4	38,5	19,2	52,1	31,0	41,5	19,2	56,3	29,4				
		PAR	63,5	22,1	63,6	25,1	75,5	46,9	80,7	47,6	77,6	45,3	89,7	54,4				
		THERA	40,8	12,0	42,8	15,8	46,7	27,8	62,6	45,3	48,1	29,9	64,9	46,7				
Mean Aktivität nach TO	%	Gesamt	52,8	22,9	64,6													

EMG-Aktivität in den Versuchsbedingungen „GANG“, „NOFALL“, „FALL“ und „STATISCH“ M. tibialis anterior

EMG-Paket	Ein- heit	Gruppe	Lang µV	SD	Ganz µV	SD	Initial µV	SD	Initial post	SD	Fall µV	SD	Fall post	SD	ausnach µV	SD	ausnach post	SD
100-30	%	Gesamt	43,1	18,8	38,1	17,5 *	23,7	13,0	18,4	12,3 *	24,4	14,8	17,3	12,3 *				
		BAL	38,8	10,7	34,3	12,9	20,9	8,7	17,5	8,6	21,4	10,3	17,3	10,1 *				
		CON	35,8	13,6	32,3	19,8	16,7	11,5	14,1	12,0	20,4	16,0	13,0	10,6 *				
		PAR	58,7	17,4	42,0	13,1 *	31,9	14,1	21,0	12,4 *	31,4	16,0	21,9	11,2 *				
50-0	%	THERA	52,1	21,6	43,0	21,1 *	26,5	13,7	21,2	15,9 *	25,8	13,2	18,1	15,2 *				
		Gesamt	75,2	28,3	64,7	25,0 *	46,5	21,0	36,5	21,5 *	47,0	23,8	35,3	21,8 *				
		BAL	60,7	15,5	59,7	19,1	40,6	12,1	35,2	14,9 *	40,3	14,4	33,6	17,3 *				
		CON	66,4	18,4	58,8	18,8	34,5	16,5	27,8	20,9	41,9	26,3	27,4	21,9 *				
0-30 (0-25)	%	PAR	98,3	32,3	71,5	23,8 *	60,0	21,9	47,4	21,7 *	62,5	23,2	48,6	18,3 *				
		THERA	82,7	24,0	70,4	28,3 *	48,1	19,5	36,1	20,0 *	47,0	23,1	34,7	20,9 *				
		Gesamt	75,8	28,3	64,9	32,7 *	62,8	30,3	49,0	23,3 *	59,8	27,0	46,8	23,6 *	3,3	2,7	3,4	4,4
		BAL	62,0	22,2	57,5	17,2	33,4	16,9	46,4	18,3 *	32,0	18,1	44,9	17,3 *	2,3	1,9	2,7	2,7
20-100 (25-50)	%	CON	75,4	24,1	67,0	24,2	50,8	24,3	43,0	23,5	50,3	22,6	42,3	28,4	2,7	2,5	2,8	1,9
		PAR	94,4	31,9	78,4	29,1 *	67,0	29,9	61,9	24,3 *	82,2	34,0	60,5	23,6 *	4,7	5,4	5,5	2,2
		THERA	72,5	20,5	64,1	22,2 *	64,5	27,8	47,2	21,4 *	59,2	24,8	42,6	24,3 *	3,8	3,8	5,8	2,8
		Gesamt	67,7	21,0	34,3	15,3 *	41,8	18,3	35,8	13,8 *	37,8	18,0	31,9	14,9 *	3,7	3,3	4,2	4,8
100-150 (50-75)	%	BAL	29,3	10,7	31,8	11,4	16,4	11,7	16,0	11,2	14,7	12,4	12,8	15,5	2,8	2,8	3,3	2,8
		CON	37,9	14,2	40,2	13,4	26,3	13,1	22,0	12,7	34,4	12,8	28,3	10,5 *	3,9	2,7	3,4	4,7
		PAR	46,8	31,0	35,5	21,7 *	35,1	24,9	44,5	16,6	49,7	18,7	32,8	17,4	3,0	3,0	4,4	4,4
		THERA	39,1	20,8	39,4	15,8 *	61,4	19,2	34,3	18,1 *	35,2	18,8	30,3	15,4	4,2	4,5	6,1	8,4
150-200 (75-100)	%	Gesamt	7,6	9,1	6,1	5,1	17,3	14,0	18,2	16,1	19,2	13,8	48,3	25,1 *	19,1	21,3	22,3	22,3 *
		BAL	4,6	2,3	6,6	7,8	15,6	12,0	16,9	13,0	46,8	19,3	45,0	20,9	13,7	13,8	21,1	19,2 *
		CON	3,1	3,4	4,6	2,2	13,4	9,5	14,3	12,6	43,6	20,6	41,4	23,9	17,4	20,4	21,4	25,4
		PAR	9,7	3,9	7,4	3,5	19,3	17,6	15,3	19,4	49,1	48,6	36,8	34,0	26,1	27,0	24,8	20,9
200-250 (100-125)	%	THERA	11,5	16,2	5,9	4,4	21,2	16,1	23,2	18,0	65,1	30,5	51,8	22,3 *	21,0	24,1	23,7	25,1
		Gesamt	6,0	4,2	5,2	3,4 *	18,1	17,9	20,4	18,4	19,5	30,9	38,0	18,6 *	72,2	48,3	61,5	40,8 *
		BAL	3,8	0,8	4,1	1,6	14,2	11,8	16,1	13,7	34,4	16,8	31,3	17,8	62,2	32,9	64,5	32,6
		CON	3,3	4,1	4,2	1,7	16,1	13,3	18,8	14,1	36,3	17,9	37,3	20,2	54,0	36,2	47,7	34,1
250-300 (125-150)	%	PAR	4,3	3,7	6,8	4,6	20,8	24,4	23,6	22,7	82,6	42,9	46,6	17,7 *	97,0	66,2	72,0	51,3
		THERA	7,1	5,6	6,3	4,7	22,3	24,4	23,9	14,8	54,2	24,0	29,2	16,0 *	80,8	48,3	64,0	43,9
		Gesamt	6,1	5,1	8,1	3,8 *	13,8	12,7	18,9	13,6	19,1	22,7	26,7	16,7 *	104,3	59,9	82,8	43,9 *
		BAL	3,5	1,5	4,0	1,9	10,8	7,9	15,7	13,0	24,1	15,3	27,2	20,9	86,8	54,3	65,9	37,7
300-350 (150-175)	%	CON	6,7	7,0	4,7	3,7	11,8	9,7	10,0	7,6	31,1	15,5	23,4	14,1	83,6	59,9	67,6	39,2 *
		PAR	7,7	4,8	8,3	5,0	17,3	13,4	19,6	18,9	48,2	34,7	26,8	15,9 *	155,9	83,3	100,3	48,2 *
		THERA	7,0	4,9	5,7	4,1	16,3	17,7	20,2	19,5	40,9	18,6	29,6	15,0 *	106,3	55,2	82,0	49,1 *
		Gesamt	5,1	3,8	4,4	2,6 *	11,1	11,3	11,8	11,8	25,3	18,1	18,3	11,7 *	89,4	44,6	71,8	32,7 *
350-400 (175-200)	%	BAL	5,2	1,5	3,5	1,5	8,2	7,0	8,7	7,7	16,8	10,8	17,7	11,0	77,7	26,9	73,9	31,3
		CON	4,7	2,9	3,6	1,7	9,0	8,4	7,4	5,9	21,9	11,1	15,4	9,0 *	77,5	37,6	67,6	31,0
		PAR	7,9	4,9	5,4	2,5	12,9	9,9	14,4	15,3	34,4	29,0	21,0	12,1	128,1	57,1	82,7	27,3 *
		THERA	5,2	3,3	5,3	3,8	16,8	16,6	16,9	18,2	38,0	15,0	19,0	10,0 *	85,4	43,2	68,8	38,5 *
400-450	%	Gesamt	4,8	3,4	3,9	2,2 *	9,2	9,9	9,5	9,7	18,9	14,7	18,0	12,8	62,4	38,8	50,1	26,2 *
		BAL	3,0	1,2	3,1	1,2	5,8	3,4	6,6	4,2	12,8	7,0	16,5	13,3	45,8	21,7	42,1	20,3
		CON	4,8	4,1	3,5	1,7	7,4	6,3	5,9	3,4	17,9	12,8	17,0	11,1	58,4	33,3	52,0	24,5
		PAR	7,0	4,2	5,2	2,7 *	12,0	9,3	11,7	12,4	36,7	21,9	20,2	13,6	84,8	49,0	59,9	27,6 *
450-500	%	THERA	4,0	3,1	4,3	2,4	12,3	13,4	14,1	13,0	39,9	13,6	19,0	11,7	69,7	41,8	53,8	27,8 *
		Gesamt	4,5	2,2	3,9	1,6 *	6,9	6,2	6,5	4,8	17,9	16,2	18,6	16,8	33,8	23,9	31,4	25,3
		BAL	3,3	0,9	3,4	1,1	4,8	3,7	4,9	2,3	13,1	9,3	17,6	17,7	31,9	24,8	28,9	23,7
		CON	4,6	2,0	3,7	1,3 *	3,3	2,2	4,8	3,9	13,9	9,8	19,7	16,8	30,2	14,9	32,0	19,7
500-550	%	PAR	6,7	2,8	3,3	2,0 *	8,8	4,9	7,5	5,9	28,9	28,4	21,6	22,7	39,8	23,8	20,4	14,8
		THERA	3,8	1,6	3,8	1,4	5,1	10,4	9,1	6,7	18,7	11,7	16,3	9,8	27,7	28,8	4,1	13,4
		Gesamt	4,9	2,3	4,3	1,9 *	6,4	4,7	5,5	2,6	26,4	19,9	17,6	18,8				
		BAL	3,8	0,9	3,9	1,2	4,9	2,0	4,5	1,5	13,7	14,1	15,7	13,1				
Mess Aktivität vor TO	%	CON	5,0	1,8	4,4	1,6	5,8	2,6	5,0	2,2	17,2	10,9	16,5	12,4				
		PAR	7,3	2,8	3,9	2,9 *	8,2	5,1	6,2	3,3	33,1	31,2	22,7	28,5				
		THERA	4,0	1,7	3,9	1,2	7,4	7,8	8,3	3,8	28,9	17,7	16,7	13,0				
		Gesamt	5,1	2,6	4,8	2,8	6,4	4,5	5,9	2,8	19,4	13,8	14,7	14,9				
Mess Aktivität nach TO	%	BAL	3,7	1,0	3,9	1,2	4,5	1,4	4,7	2,1	14,4	9,4	12,5	7,2				
		CON	5,2	2,0	4,6	1,8	5,7	2,4	5,0	2,1	16,8	10,8	15,9	15,1				
		PAR	7,3	2,4	6,6	3,2	9,9	7,5	6,8	3,3	29,6	25,9	23,4	23,3				
		THERA	4,5	1,7	4,6	1,1	6,2	3,6	5,8	1,1	19,6	12,7	17,1	11,0				
Mess Aktivität vor TO	%	Gesamt	4,9	2,9	5,9	4,4	7,3	8,7	7,3	9,2								
		BAL	3,6	1,6	4,9	3,8	4,6	2,1	6,7	2,8								
		CON	4,6	1,9	4,4	2,3	5,7	2,8	4,5	3,3								
		PAR	7,1	3,7	8,7	6,1	11,3	14,2	7,8	8,1								
Mess Aktivität nach TO	%	THERA	3,0	1,3	4,2	4,7	8,8	10,7	8,4	13,3								
		Gesamt	68,2	21,3	61,4	18,8	35,1	16,1	27,3	12,5	35,7	18,0	26,4	12,6				
		BAL	49,8	13,5	47,9	16,7	30,8	14,0	28,4	12,6	30,8	13,1	23,3	11,7				
		CON	50,1	23,1	43,5	18,8	23,6	12,6	20,8	9,5	31,1	19,2	20,2	10,2				
Mess Aktivität nach TO	%	PAR	77,8	23,8	56,7	20,8	48,9	24,1	34,2	18,6	46,9	22,0	35,3	18,8				
		THERA	87,8	23,8	56,7	25,8	37,6	15,4	28,6	18,3	38,4	13,0	38,6	18,6				
		Gesamt	14,8	22,5	12,9	19,4	18,3	17,9	14,9	13,9	34,6	18,2	28,1	12,5	48,8	39,5	41,3	30,4
		BAL	11,2	18,3	11,5	17,4	14,8	15,8	14,8	13,6	28,3	15,0	26,1					

EMG-Aktivität in den Versuchsbedingungen „GANG“, „NOFALL“, „FALL“ und „STATISCH“ M. vastus medialis

EMG-Paar	Einheit	Gruppe	Gang per	SD	Gang post	SD	NOFALL per	SD	NOFALL post	SD	FALL per	SD	FALL post	SD	STATISCH per	SD	STATISCH post	SD
100-50	%	Gesamt	34,5	25,2	39,5	19,9	32,3	23,5	32,9	25,1	33,3	26,3	36,8	34,3				
		BAL	26,4	18,7	25,9	12,4	25,6	16,4	26,1	13,9	25,8	15,9	29,0	13,0				
		CON	32,3	29,3	31,3	34,0	28,4	30,5	30,5	27,6	28,6	21,4	38,0	38,2				
		PAR	37,4	34,7	28,5	12,5	32,3	19,1	26,7	12,8	35,5	25,8	30,7	15,2				
		THERA	47,8	35,8	36,4	33,4	45,7	33,4	38,7	27,0	43,0	32,5	30,8	37,8				
50-0	%	Gesamt	50,6	32,8	47,5	31,0	44,8	33,6	46,9	27,1	46,3	34,1	44,8	37,7				
		BAL	36,5	24,9	40,2	22,7	34,7	23,8	35,1	22,7	34,3	22,4	45,3	30,3				
		CON	48,8	33,4	45,7	36,3	39,4	33,0	43,0	34,1	43,0	38,0	43,5	36,6				
		PAR	35,5	28,4	49,3	23,7	47,8	36,5	41,1	17,1	49,6	32,6	38,7	18,7				
		THERA	63,0	39,3	55,7	37,8	60,9	44,3	43,8	28,8	62,7	39,0	47,4	38,0				
0-50 (4-23)	%	Gesamt	74,8	51,3	72,4	43,2	74,1	49,1	74,5	51,2	68,7	43,3	65,9	40,2	12,8	12,9	12,4	10,7
		BAL	62,7	37,4	68,8	40,6	56,1	32,8	67,1	34,3	58,0	34,0	65,4	36,7	48,3	4,2	9,2	7,4
		CON	68,7	36,2	68,3	34,7	72,5	41,8	60,5	36,3	66,7	44,1	68,0	46,7	49,3	6,8	12,5	19,7
		PAR	99,3	65,4	84,2	58,5	88,2	56,1	73,0	32,1	78,9	49,0	70,8	33,1	11,5	11,3	14,4	11,4
		THERA	82,0	61,9	68,4	48,1	86,7	61,1	65,7	48,8	76,8	55,1	59,1	46,1	19,3	22,7	17,6	13,0
30-100 (25-50)	%	Gesamt	82,4	46,7	81,9	46,8	101,9	59,2	103,7	36,8	88,6	54,3	79,4	43,4	14,8	13,2	18,8	13,8
		BAL	72,2	39,0	81,5	46,4	97,1	54,7	110,3	34,5	75,8	49,2	83,0	44,2	10,5	8,1	9,9	5,3
		CON	69,9	37,1	70,8	32,8	87,6	45,0	103,4	44,7	86,9	34,8	73,1	44,2	12,0	8,8	14,8	13,4
		PAR	102,9	50,4	93,4	50,6	121,7	64,1	106,7	51,8	88,6	49,1	76,5	31,8	11,7	11,2	17,7	16,3
		THERA	89,5	48,5	83,6	39,3	106,7	74,6	88,9	57,7	86,3	60,4	65,7	51,2	22,2	22,0	20,4	18,1
100-150 (50-73)	%	Gesamt	47,8	25,8	44,4	27,9	53,8	32,1	58,1	47,2	107,0	60,6	98,8	60,1	37,4	38,8	47,1	40,1
		BAL	41,3	23,7	43,4	26,0	31,2	29,5	38,9	38,6	93,1	47,7	98,2	61,1	25,6	18,1	13,3	22,5
		CON	41,9	21,2	41,7	28,1	33,8	30,4	40,3	37,0	84,6	41,2	97,7	64,7	31,1	21,3	50,4	47,8
		PAR	52,2	22,7	45,3	25,0	51,4	28,2	47,5	36,2	112,5	65,9	102,9	52,8	38,5	31,3	19,4	24,8
		THERA	58,4	33,0	47,9	34,3	60,2	42,3	58,5	36,1	149,5	75,6	96,8	65,7	62,9	67,0	91,6	76,2
150-200 (75-100)	%	Gesamt	22,5	14,3	21,3	14,9	34,2	21,3	37,3	27,3	98,3	61,0	101,3	73,9	88,3	63,1	81,9	73,9
		BAL	18,6	8,6	20,2	13,6	32,8	20,4	37,7	26,1	87,1	46,8	108,6	79,8	70,2	56,3	73,4	80,4
		CON	23,5	17,2	21,6	14,5	32,4	17,8	41,8	32,7	75,6	56,8	86,1	68,2	66,7	46,7	49,6	113,4
		PAR	22,0	11,5	17,6	8,0	33,5	26,2	31,6	19,6	125,7	52,7	115,9	56,2	97,1	84,9	84,2	51,0
		THERA	27,0	18,7	26,1	22,7	48,1	22,3	37,0	29,1	115,1	87,5	94,2	87,4	86,6	85,1	71,8	48,9
200-250 (100-123)	%	Gesamt	11,8	8,3	11,9	8,8	21,8	14,6	23,3	10,0	163,8	81,8	101,6	69,2	135,4	97,8	138,2	103,2
		BAL	9,8	4,7	9,7	5,4	20,5	9,5	22,2	11,5	92,4	69,8	112,8	73,0	121,4	77,9	139,5	103,0
		CON	12,3	8,4	11,3	8,6	20,0	13,3	28,8	22,8	79,8	37,2	84,8	61,0	127,5	85,5	154,1	100,2
		PAR	12,8	8,0	10,1	6,8	22,4	18,4	19,0	12,7	118,4	71,3	109,1	64,2	170,1	119,6	164,3	96,5
		THERA	13,4	12,3	13,5	13,5	25,8	18,1	22,4	13,0	130,4	80,2	97,9	78,3	130,6	104,0	47,9	91,9
250-300 (125-150)	%	Gesamt	9,3	9,6	8,7	7,3	18,4	14,4	16,2	15,6	61,7	48,3	49,7	29,9	116,1	85,5	123,1	100,2
		BAL	7,5	3,4	7,9	4,8	14,0	7,0	13,9	7,3	52,2	30,2	55,3	26,8	100,2	72,7	113,8	104,7
		CON	9,6	5,8	8,8	6,3	16,0	8,8	21,0	20,5	51,2	32,7	40,2	18,9	115,3	96,7	131,5	141,7
		PAR	9,0	5,9	7,4	4,8	13,5	11,4	12,0	8,2	72,2	47,8	38,7	39,0	118,9	81,9	123,5	70,1
		THERA	11,7	18,0	10,8	11,8	18,4	26,1	17,6	21,3	75,1	39,5	44,1	23,0	132,7	128,5	98,2	106,6
300-350 (150-175)	%	Gesamt	9,9	11,1	8,7	8,3	12,7	13,2	12,9	13,8	44,7	37,7	43,3	30,3	111,6	100,9	118,8	123,9
		BAL	7,2	4,8	6,8	5,4	10,3	5,4	10,1	6,6	40,9	30,1	47,0	23,6	103,9	83,3	122,2	92,0
		CON	8,1	5,7	8,5	8,0	11,8	7,4	16,5	18,0	37,9	24,3	41,7	30,7	107,8	94,7	148,5	202,7
		PAR	11,4	11,0	8,7	7,4	12,9	11,9	10,1	7,8	46,4	30,2	40,4	20,8	98,4	71,5	91,5	52,3
		THERA	14,1	18,6	11,8	17,0	17,7	25,1	14,5	18,8	66,5	59,0	49,5	45,5	147,6	167,0	98,1	77,7
350-400 (175-200)	%	Gesamt	12,2	14,7	9,9	11,2	13,8	18,4	11,5	11,8	47,7	53,2	42,3	30,0	173,2	139,9	165,8	127,9
		BAL	7,7	4,5	7,9	6,1	8,8	6,1	10,2	9,1	40,7	24,7	45,4	25,1	157,1	116,8	192,1	139,9
		CON	9,9	8,0	8,9	7,3	11,3	10,2	13,8	16,1	39,6	32,6	39,6	34,0	177,2	157,8	184,1	151,6
		PAR	14,7	17,2	8,7	6,3	13,1	12,3	9,3	5,5	51,5	27,5	37,8	26,0	197,4	147,0	141,6	75,3
		THERA	15,1	23,1	14,9	19,9	24,5	34,9	17,6	13,7	84,4	57,6	45,6	39,5	165,5	171,3	171,6	101,1
400-450	%	Gesamt	13,3	17,0	11,9	12,7	12,7	13,6	12,2	14,0	44,1	41,3	36,8	27,5				
		BAL	8,6	7,2	8,7	9,5	8,7	7,2	9,8	11,9	38,4	26,8	37,5	24,7				
		CON	12,5	18,9	10,1	9,6	11,7	11,4	13,6	18,7	38,5	24,0	36,1	32,4				
		PAR	14,7	19,8	10,8	11,1	14,0	16,8	9,3	6,0	37,2	24,4	35,1	22,7				
		THERA	17,8	23,4	17,1	21,8	18,4	18,0	14,3	13,4	66,2	33,9	38,5	37,2				
450-500	%	Gesamt	18,8	21,8	14,5	20,1	13,5	14,8	14,2	19,0	33,1	24,3	29,7	23,8				
		BAL	11,1	11,0	9,9	8,5	9,8	9,8	9,6	9,5	29,5	23,8	33,5	28,3				
		CON	17,0	28,2	13,8	23,4	14,4	13,1	20,6	29,7	30,7	18,9	29,0	34,7				
		PAR	22,7	32,4	13,3	14,6	14,8	13,1	10,8	7,2	32,8	17,4	23,4	13,8				
		THERA	33,8	41,3	20,2	29,8	18,1	18,4	15,9	18,4	41,8	35,0	34,1	38,8				
500-550	%	Gesamt	15,7	19,9	14,8	23,1	14,5	18,2	14,1	19,8								
		BAL	9,4	8,1	9,3	8,8	9,8	8,7	8,6	8,8								
		CON	14,8	18,9	13,0	18,9	17,0	25,4	23,0	34,2								
		PAR	25,2	32,3	15,3	14,4	19,3	21,2	13,0	18,7								
		THERA	33,2	41,3	21,8	7,4	14,0	11,4	11,0	8,0								
Mean Aktivität vor TD	%	Gesamt	42,6	11,4	39,9	13,0	38,6	8,8	34,9	5,7	39,8	9,2	40,4	3,1				
		BAL	31,5	7,1	33,1	10,1	30,2	6,4	32,1	5,7	30,0	5,5	31,1	11,4				
		CON	40,6	11,7	38,4	10,2	33,9	7,8	39,7	4,7	36,3	9,5	40,8	7,8				
		PAR	46,7	13,1	38,9	14,7	40,0	11,0	34,8	8,8	42,5	9,9	31,2	6,4				
		THERA	52,9	14,3	49,0	13,0	51,7	10,8	41,2	3,8	53,6	12,7	64,5	19,4				
Mean Aktivität nach TD	%	Gesamt	29,9	27,3	27,2	26,8	33,5	30,3	34,4	31,2	69,1							

Versuchsbedingungen „isometrische Kraftmessung“

EMG-Aktivität und Kraft

EMG-Paket	Einheit	Gruppe	EMG pre	SD	EMG post	SD	Fz	Einheit	Gruppe	Fz pre	SD	Fz post	SD	FRIS	Einheit	Gruppe	FRIS pre	SD	FRIS post	SD		
100-50	%	Gesamt	27,5	24,5	24,0	24,2																
		BAL	21,4	12,8	18,6	14,8																
		CON	25,0	13,1	21,1	17,6																
		PAR	38,5	45,0	43,5	41,5																
		THERA	28,0	19,6	18,2	12,0																
50-0	%	Gesamt	171,2	92,1	178,5	113,7																
		BAL	191,0	98,1	180,3	114,5																
		CON	146,3	67,0	156,2	85,8																
		PAR	182,7	128,4	245,1	163,7																
		THERA	166,9	72,9	150,2	75,4																
0-50	%	Gesamt	235,7	105,2	277,5	165,8	50	N	Gesamt	89,6	26,7	87,7	29,7 *	0-20	kN/s	Gesamt	1,31	0,26	1,19	0,43 *		
		BAL	239,6	108,5	293,2	187,1			BAL	86,8	29,8	90,2	31,8			BAL	1,34	0,5	1,28	0,48		
		CON	207,9	82,9	246,6	125,8			CON	94,6	28,6	88,5	28,1			CON	1,31	0,28	1,16	0,43		
		PAR	265,7	143,0	307,3	200,0			PAR	92,7	26,3	92,6	31,1			PAR	1,36	0,28	1,31	0,43		
		THERA	236,0	89,9	269,4	157,3			THERA	85,8	23,2	81,2	29,4			THERA	1,26	0,2	1,03	0,38 *		
50-100	%	Gesamt	255,7	127,0	285,3	158,7 *	100	N	Gesamt	188,1	51,5	197,1	57,4 *	20-40	kN/s	Gesamt	1,88	0,2	1,85	0,72		
		BAL	253,3	103,9	287,1	166,3			BAL	177,3	60,6	199,8	63,7			BAL	1,79	0,6	1,89	0,75		
		CON	222,4	84,0	252,0	131,8			CON	202,7	55,9	204,6	54,9			CON	2,04	0,6	1,88	0,70		
		PAR	298,0	198,9	328,9	203,1			PAR	194,3	49,8	196,6	54,8			PAR	1,91	0,5	1,95	0,75		
		THERA	258,5	115,9	282,9	142,6			THERA	181,0	37,6	188,3	58,2			THERA	1,80	0,5	1,71	0,71		
100-150	%	Gesamt	208,8	96,6	246,1	149,2 *	150	N	Gesamt	265,0	67,7	282,0	75,2 *	40-60	kN/s	Gesamt	2,08	0,6	2,22	0,79		
		BAL	212,7	83,4	255,7	151,6			BAL	251,6	83,2	286,7	86,0 *			BAL	1,91	0,7	2,19	0,82		
		CON	191,1	93,5	218,9	88,1			CON	280,9	66,8	296,2	69,1			CON	2,28	0,6	2,31	0,72		
		PAR	225,4	139,7	269,6	228,4			PAR	275,7	73,1	270,0	67,0			PAR	2,19	0,6	2,21	0,84		
		THERA	209,4	78,0	245,1	128,2			THERA	255,9	45,5	273,1	77,9			THERA	1,97	0,4	2,17	0,84		
150-200	%	Gesamt	192,7	90,6	230,9	118,2 *	200	N	Gesamt	303,6	75,7	332,3	85,8 *	60-80	kN/s	Gesamt	1,99	0,6	2,23	0,68 *		
		BAL	196,3	79,9	244,7	135,5			BAL	295,4	97,4	339,4	101,9 *			BAL	1,81	0,7	2,22	0,80 *		
		CON	167,6	90,8	210,5	88,5			CON	318,2	70,0	348,3	73,6 *			CON	2,15	0,6	2,34	0,61		
		PAR	226,2	131,7	228,6	141,9			PAR	310,0	72,2	309,8	71,1			PAR	2,09	0,5	2,15	0,64		
		THERA	188,4	59,1	237,7	112,5			THERA	293,9	61,4	327,1	90,9 *			THERA	1,93	0,4	2,20	0,69 *		
200-250	%	Gesamt	165,9	90,7	213,1	120,8 *	250	N	Gesamt	315,4	83,8	358,0	92,7 *	80-100	kN/s	Gesamt	1,89	0,5	2,11	0,62 *		
		BAL	177,3	85,3	228,9	123,3 *			BAL	307,1	101,6	370,4	110,0 *			BAL	1,76	0,7	2,15	0,73 *		
		CON	158,5	86,5	186,3	63,4			CON	329,5	73,6	372,4	70,2 *			CON	2,09	0,6	2,28	0,58		
		PAR	174,7	119,7	218,1	154,8			PAR	324,8	70,4	320,1	81,8			PAR	1,91	0,4	1,95	0,54		
		THERA	155,5	80,8	218,7	135,6 *			THERA	303,9	86,2	359,8	99,0 *			THERA	1,83	0,3	2,05	0,60		
250-300	%	Gesamt	131,1	95,5	187,8	104,6 *	300	N	Gesamt	305,4	99,4	367,8	101,8 *	100-120	kN/s	Gesamt	1,77	0,5	1,90	0,58 *		
		BAL	125,3	86,4	212,3	105,0 *			BAL	297,2	103,9	368,7	111,1 *			BAL	1,64	0,6	1,93	0,64 *		
		CON	127,7	83,0	167,2	48,9			CON	314,7	99,7	383,4	66,8 *			CON	1,86	0,4	2,05	0,50		
		PAR	156,5	153,5	149,8	85,6			PAR	318,3	88,7	313,9	109,0			PAR	1,89	0,8	1,67	0,49		
		THERA	122,0	60,3	209,8	141,8 *			THERA	295,9	107,5	373,5	107,6 *			THERA	1,73	0,3	1,89	0,62		
300-350	%	Gesamt	100,7	85,0	152,3	90,0 *	350	N	Gesamt	271,1	122,2	358,2	115,0 *	120-140	kN/s	Gesamt	1,46	0,5	1,64	0,52 *		
		BAL	106,6	80,3	167,5	73,5 *			BAL	256,9	123,0	387,3	107,0 *			BAL	1,45	0,5	1,68	0,53 *		
		CON	102,5	81,0	143,5	51,7			CON	282,6	134,0	370,9	59,5 *			CON	1,46	0,5	1,79	0,39 *		
		PAR	105,1	126,2	131,7	108,0			PAR	286,0	114,5	287,1	149,0			PAR	1,53	0,7	1,41	0,54		
		THERA	40,2	59,7	160,3	116,9 *			THERA	263,9	122,9	369,0	121,1 *			THERA	1,44	0,5	1,64	0,57		
350-400	%	Gesamt	81,0	74,4	130,8	89,9 *	400	N	Gesamt	221,9	132,3	329,5	129,3 *	140-160	kN/s	Gesamt	1,13	0,5	1,33	0,49 *		
		BAL	86,1	81,9	154,0	81,4 *			BAL	209,3	133,5	360,7	108,6 *			BAL	1,20	0,5	1,37	0,50		
		CON	82,8	69,3	114,1	66,4			CON	242,0	150,0	334,6	69,2 *			CON	1,09	0,6	1,41	0,45		
		PAR	83,6	99,0	108,8	81,6			PAR	221,1	127,3	257,2	174,1			PAR	1,18	0,5	1,14	0,49		
		THERA	72,7	56,8	139,2	120,9 *			THERA	216,1	125,8	346,0	142,5 *			THERA	1,06	0,4	1,35	0,52 *		
400-450	%	Gesamt	63,8	70,3	110,0	85,2 *	450	N	Gesamt	173,5	138,1	293,0	147,0 *	160-180	kN/s	Gesamt	0,82	0,5	1,07	0,50 *		
		BAL	69,0	75,1	127,3	77,0 *			BAL	163,7	128,6	327,8	126,2 *			BAL	0,93	0,5	1,11	0,44		
		CON	58,4	62,3	103,7	70,7			CON	200,8	150,4	289,7	108,2			CON	0,79	0,7	1,11	0,53 *		
		PAR	78,2	98,6	91,3	68,5			PAR	163,5	147,9	229,8	178,9			PAR	0,73	0,4	0,88	0,47		
		THERA	53,5	49,3	112,3	113,3 *			THERA	165,3	135,8	307,1	166,5 *			THERA	0,82	0,5	1,13	0,55 *		
450-500	%	Gesamt	53,3	61,9	89,3	87,8 *	500	N	Gesamt	135,4	140,7	254,2	160,1 *	180-200	kN/s	Gesamt	0,58	0,5	0,82	0,53 *		
		BAL	55,6	58,1	92,2	82,4			BAL	134,9	122,3	291,1	144,1 *			BAL	0,69	0,5	0,88	0,38		
		CON	47,5	50,3	86,5	60,3 *			CON	151,0	148,6	251,8	143,5 *			CON	0,57	0,5	0,83	0,51 *		
		PAR	67,8	100,1	62,8	69,0			PAR	133,2	159,6	192,0	168,0			PAR	0,45	0,5	0,57	0,69		
		THERA	46,3	39,4	107,4	120,8 *			THERA	123,3	145,7	264,9	180,7 *			THERA	0,59	0,6	0,92	0,52 *		
Mean Aktivität vor T0	%	Gesamt	99,4	101,6	101,3	109,2																
		BAL	106,2	120,0	99,4	114,3																
		CON	85,6	85,8	88,7	95,6																
		PAR	110,6	102,0	144,3	142,5																
		THERA	97,4	98,2	84,2	93,3																
Mean Aktivität nach T0	%	Gesamt	148,9	73,3	192,3	69,5	Fz Max.	N	Gesamt	345,5	86,1	394,3	98,7 *	Mean FRIS	kN/s	Gesamt	1,49	0,5	1,64	0,51		
		BAL	152,2	72,7	206,3	68,3			BAL	337,2	104,0	408,6	111,2 *			BAL	1,45	0,4	1,67	0,48		
		CON	136,6	62,4	172,9	59,6			CON	363,0	87,7	407,3	64,6 *			CON	1,56	0,6	1,72	0,55		
		PAR	168,1	83,8	189,7	93,9			PAR	352,5	75,2	356,0	92,0			PAR	1,52	0,5	1,52	0,56		
		THERA	138,3	82,8																		

Anhang E:

Technische Daten:

Einkolbenkompressor

Einkolbenkompressor

Kesselvolumen: 20 l

Druckbereich: 0 – 10 bar

Fördervolumen: 200 l/min

Vita

NAME: Podzielny
VORNAME: Sandra
GEBOREN AM: 16. Februar 1969
GEBURTSORT: Gelsenkirchen
STAATSANG.: deutsch
FAMILIENSTAND: ledig, keine Kinder
WOHNORT: Essen

Sandra Podzielny, geboren am 16. Februar 1969 in Gelsenkirchen, als Tochter des Paul Podzielny, Zentralheizungs- und Lüftungsbaumeister, und Doris Luise Podzielny, geb. Totzek, Sekretärin

08/1975 – 06/1979 Besuch der Käthe-Kollwitz-Grundschule, Gladbeck

08/1979 – 06/1988 Besuch des Ratsgymnasiums Gladbeck,
Allgemeine Hochschulreife

10/1988 – 05/1994 Lehramtsstudium für die Sekundarstufe II + I
(Sport und Biologie), Universität Ghs Essen
I. Staatsexamen

11/1994 – 12/1996 Promotionsstipendium nach dem Graduierten-
förderungsgesetz des Landes Nordrhein-Westfalen,
Universität Ghs Essen

12/1994 – 09/1998 Wissenschaftliche Hilfskraft, Fach Sport,
Fachrichtung Biomechanik
Leitung: Prof. E. M. Hennig, Ph. D.,
Universität Ghs Essen

02/1999 Referendariat
Lore-Lorentz-Berufskolleg, Düsseldorf

Erklärung

Ich versichere, dass ich die Dissertation selbstständig verfasst habe, keine anderen Quellen und Hilfsmittel als die angegebenen benutzt und die Stellen der Dissertation, die anderen Werken dem Wortlaut oder Sinn nach entnommen sind, in jedem einzelnen Fall unter Angabe der Quelle als Entlehnung kenntlich gemacht habe. Dies gilt auch für Abbildungen und Tabellen.

Essen, 12. Oktober 1999