Aus der Medizinischen Universitätsklinik und Poliklinik Tübingen

Abteilung Innere Medizin V Sportmedizin

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. Nieß

Vergleichende Untersuchung zum Stabilitätsverhalten des Fußes auf einem Prototyp des Stability Trainers gegenüber anderen instabilen Unterlagen unter dynamometrischen und elektromyographischen Gesichtspunkten

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der Eberhard-Karls-Universität

zu Tübingen

vorgelegt von

Thomas Wolburg

aus Tübingen

2007

Dekan:	Professor Dr. I. B. Autenrieth
1. Berichterstatter:	Professor Dr. T. Horstmann
2. Berichterstatter:	Privatdozent Dr. M. Giese

Inhaltsübersicht

1. Einleitung 1

2. Theoretische Grundlagen und Forschungsstand 4

2.1 Posturale Steuerung und Mechanismen der Gleichgewichts-Regulation . 4

2.1.1 Funktion und Aufbau des ZNS 5

2.1.2 Propriozeption – Wahrnehmung der Körperstellung und -bewegung . 7

2.1.3 Koordinative Fähigkeiten – Gleichgewichtsfähigkeit..... 11

2.2 Trainingsmöglichkeiten der Koordination bzw. des Balancevermögens . 16

2.2.1 Grundsätze, Wirkung und Ziel des Koordinationstrainings..... 16

2.2.2 Praktische Inhalte und Methoden des Koordinationstrainings..... 20

2.2.3 Untersuchungen zur Wirksamkeit von Propriozeptions- und Koordinationstraining 24

2.2.4 Einflussfaktoren auf die Gleichgewichtsfähigkeit..... 26

2.3 Messsysteme..... 28

2.3.1 Elektromyographie (EMG)..... 28

2.3.2 Einflussfaktoren auf die EMG-Messtechnik..... 34

2.3.3 Signal- und Datenverarbeitung für das EMG..... 36

2.3.4 Kinematik 38

2.3.5 Kraftmessplatte 39

2.3.5.1 Kraftsensoren – Messen und Analysieren..... 39

2.3.5.2 Piezoelektrizität 41

2.3.5.3 Fehler in der Messkette der Kraftmessplatte..... 42

3. Fragestellung 44

4. Methodik..... 45

4.1 Erfassung und Analyse der EMG- und Goniometer-Daten 45

4.2 Signal- und Datenerfassung für die Kraftmessplatte..... 48

5. Studiendesign..... 51

6. Übersicht der eingesetzten Trainingssysteme 54

7. Messablauf..... 57

7.1 Messvorbereitungen 57
7.2 Messdurchführung 60
7.3 Messnachbereitung 61
7.4 Messprobleme und Gütekriterien 62
8. Statistik 66
9. Ergebnisse 67
9.1 Ergebnisse EMG/Goniometer-Messungen 67
9.1.2 Vergleich der muskulären Aktivität auf den verschiedenen instabilen Unterlagen 67
9.1.3 Auswertung der Gelenkstellung 76
9.1.4 Koordinationsmuster 81
9.1.5 Vergleich der muskulären Aktivität zu Beginn und Ende eines Standversuchs 86
9.2 Ergebnisse der Messungen auf der Kraftmessplatte 87
9.2.1 Vergleich der Kraftverhältnisse auf den verschiedenen instabilen Unterlagen 87
10. Diskussion 92
10.1 Diskussion der Ergebnisse 92
10.2 Methodenkritik 103
10.3 Schlussfolgerungen und Ausblick 105
Literaturverzeichnis 108
Abbildungsverzeichnis 120
Tabellenverzeichnis 123
Anhang 124
Informationsblatt zur Studie 124
Einverständniserklärung 127
Messprotokol 128
Danksagung 131
Lebenslauf 132

1. Einleitung

Der Einsatz instabiler Medien als gelenkstabilisierendes, propriozeptives Trainingsmittel ist mittlerweile zu einem festen Bestandteil der trainingstherapeutischen Praxis geworden, um die neuromuskuläre Funktionsfähigkeit und posturale Kontrolle zu erhalten oder wiederzuerlangen.
Grundsätzlich können dabei zwei Mechanismen diskutiert werden, welche die Gelenke der unteren Extremität stabilisieren und so vor Verletzungen schützen können. Zum Einen handelt es sich hierbei um die passive, mechanische Stabilisierung, die durch die anatomisch bedingte Kongruenz innerhalb der anatomischen Grenzen durch den Gelenkschluss erfolgt und v.a. bei hohen axialen Lasten wirksam ist. Unterstützt und geführt wird dieses kongruente System durch das jeweilige Kapselbandsystem (SCHEUFFELEN et al., 1993; HINTERMANN, 1996). Zum Anderen spielt die aktive Gelenkstabilisierung, die im Wesentlichen durch die Muskulatur und die zugehörigen Sehnen bedingt ist, einen wichtige Rolle. So können durch agonistisch-antagonistische Wirkung der einzelnen Muskeln Gelenke sowohl willkürlich als auch unwillkürlich stabilisiert werden (GOLLHOFER, 1998/99).
Die gemeinhin unbestrittene zentrale Bedeutung der propriozeptiven Fähigkeiten und deren Trainingsmöglichkeiten geht überwiegend auf medizinisch-therapeutische Studien zurück, welche insgesamt einen kausalen Zusammenhang zwischen propriozeptiven Defiziten und funktionellen Störungen, muskulären Dysbalancen oder typischen (Sport-) Verletzungen aufzeigen konnten (LEPART et al., 1997; JEROSCH et al., 1998; QUANTE und HILLE, 1999; REBEL, 2000).
Dementsprechend umfangreich ist die Angebotspalette unterschiedlichster therapeutischer Trainingsgeräte – wie u. a. instabile Matten, luftgefüllte Balance-Pads, Kreisel, Bälle, schwingend aufgehängte Standsysteme oder speziell oszillierende Geräte – die sowohl in der Trainingstherapie als auch im sportlich-präventiven Training ihre Anwendung finden. Unter anderem stehen die den biomechanischen Betrachtungen gut zugänglichen schwingenden Standsysteme im Blickpunkt medizinischen und biomechanischen Interesses.

Zu nennen ist in diesem Zusammenhang beispielsweise das in den Physiotherapiepraxen weit verbreitete Posturomed. Grundlegende Arbeiten zum Balanceverhalten und der posturalen Kontrolle im einbeinigen- und beidbeinigen aufrechten Stand sowie Untersuchungen zur neuromuskulären Funktionsfähigkeit nach externen Störungen des stabilen Gleichgewichtszustandes auf diesem Gerät wurden hierzu durchgeführt (GOLLHOFER, 1989; SCHLUMBERGER und SCHMIDTBLEICHER, 1998; NAKAMURA et al., 2001; MÜLLER et al., 2004). Allerdings fehlt zu dem vorhandenen praktischen Erfahrungswissen der sogenannten Schaumstoff-Pads oder luftgepolsterten Unterlagen zumeist noch die entsprechende wissenschaftliche Fundierung.

Ein von der Firma Thera-Band neuentwickeltes luftgepolstertes Balance-Pad aus der Stability-Trainer-Serie gibt Anlass, sich diesen Trainingsgeräten detailliert zuzuwenden.

Ziel der Studie soll sein, charakteristische Geräteeigenschaften eines luftgepolsterten Instabilitätssystem mit den daraus resultierenden Trainingsanforderungen gegenüber herkömmlichen Matten- und Kreiselsystemen aufzuzeigen, welche sich aus der Stabilisationsaufgabe des auszubalancierenden Einbeinstandes ergeben. Von Interesse ist ebenfalls, inwieweit bestimmte Muskeln bzw. Muskelgruppen eventuell unterschiedlich stark durch die verschiedenen therapeutischen Trainingsgeräte angesprochen werden.

Zur Klärung dieser Fragen wurde ein medizinisch-biomechanischer Untersuchungsansatz gewählt, für den 25 Probanden mit gesundem Bewegungsapparat zur Verfügung standen. Mit Hilfe von Elektromyographie, Goniometern und einer Kraftmessplatte wurden Muskelaktivität, Gelenkstellung und Balanceverhalten auf den unterschiedlichen Therapiegeräten registriert und ausgewertet.

Letztlich werden aus den resultierenden Trainingsanforderungen bzw. Einschätzungen dieser Trainingsgeräte, Schlussfolgerungen und Empfehlungen für Anwendungen in der trainingstherapeutischen Praxis und im präventiven Training getroffen. Ein den situativen und personellen Anforderungen

angepasster und zielorientierter Einsatz dieser Geräte könnte dann das therapeutische bzw. präventive Training insgesamt noch effizienter und sicherer gestalten. Neben Aussagen zum gerätespezifischen Stabilitätsverhalten der unteren Extremität soll die Studie auch weitere Erkenntnisse zur intermuskulären Koordination unter Berücksichtigung eventuell existierender charakteristischer Lösungsstrategien, zur generellen muskulären Aktivität und zur Fußstatik/Beinachsenausrichtung in der Bewältigung der Stabilisationsaufgabe „Einbeinstand“ liefern.

Um die Fragen nach der Auswirkung der unterschiedlichen Trainingsgeräte auf die verschiedenen Muskeln und das Gleichgewichtsverhalten beantworten zu können, werden im anschließenden Kapitel zunächst einige theoretische Grundlagen behandelt. Dabei handelt es sich insbesondere um Aspekte, die für das grundlegende Verständnis dieser Thematik notwendig sind. Dies beinhaltet neben der Gleichgewichtsfähigkeit und der posturalen Steuerung und Regulationsmechanismen des Gleichgewichts auch die Trainierbarkeit des Balancevermögens. Des Weiteren werden in diesem Kapitel auch die verschiedenen Messsysteme genauer vorgestellt.

Die in dieser Studie wichtigen Fragestellungen werden in Kapitel 3 subsummiert.

Im nächsten Schritt werden unter dem Kapitel Methodik die Erfassung und Bearbeitung der gemessenen Daten erörtert.

Angaben zum Studiendesign finden sich unter Kapitel 5, die verwendeten Therapiegeräte sind unter Kapitel 6 aufgeführt. Der Messablauf und die Probleme, die währenddessen auftraten, werden in Kapitel 7 bebannt. Das 8. Kapitel befasst sich mit den statistischen Fragestellungen. Die Ergebnisdarstellung der Messdaten mit anschließender Dateninterpretation werden unter Kapitel 9 näher betrachtet. Das letzte Kapitel fasst noch einmal die erzielten Ergebnisse im Hinblick der Eingangs formulierten Fragestellung zusammen.

2. Theoretische Grundlagen und Forschungsstand

2.1 Posturale Steuerung und Mechanismen der Gleichgewichts-Regulation

„Der Mensch ist das einzige zweifüßige Wesen ohne Federn“, lehrte schon Platon im antiken Griechenland und seine Schüler nickten eifrig mit dem Kopf. Denn wie kaum ein anderes Lebewesen in der Evolutionsgeschichte hat sich der Mensch den aufrechten Gang zu Eigen gemacht. Mit dem Verlassen des relativ stabilen Vierfüßler-Stands hin zum aufrechten Zweibeinstand wurden natürlich enorme Anforderungen hinsichtlich Gleichgewichtsfähigkeit und Koordination an den menschlichen Körper gestellt. Denn unser Körper hat nur eine kleine Standfläche mit einem relativ hoch über dem Boden gelegenen Schwerpunkt. Darum handelt es sich beim Menschen in mechanischer Hinsicht auch um ein sehr wackeliges Konstrukt. Nicht zu letzt deswegen ist eine ständige Kontrolle und Regulation der Körperhaltung durch das zentrale und periphere Nervensystem sowie des Bewegungsapparates von Nöten.
Generell unterscheidet man zwei Formen der motorischen Kontrolle: Regelung und Steuerung.
Unter Regelung werden hierbei Kontrollsignale verstanden, die als sensorische Rückmeldung entweder während der Bewegungsausführung (on-line) oder nach der Bewegungsausführung (off-line) verarbeitet werden. Bei der Steuerung handelt es sich hingegen um eine Form der Kontrolle, die auf den Rückkopplungsmechanismus eines Bewegungsablaufs basiert. Beide Prozesse sind im menschlichen Nervensystem anzutreffen und können dabei zeitgleich ablaufen (MECHLING und MUNZERT, 2003).
Des weiteren findet auch eine Unterscheidung in Willkürmotorik und unwillkürlicher Motorik statt. Die einfachste motorische Aktion ist dabei der Reflex, eine physiologische Reaktion eines Erfolgsorgans auf einen adäquaten Reiz. Im Gegensatz dazu erfordern Automatismen, die angeborene oder erworbene Bewegungsabläufe darstellen, keinen äußeren Reiz. Die sogenannte Willkürmotorik bedient sich dabei einzelner Automatismen, die aber

dennoch einem motorischen Plan untergeordnet sind, der bewusst entworfen wird (LANG, 2000).
Um den Sachverhalt noch weiter zu verdeutlichen, wird im Folgenden noch näher auf die neurophysiologischen Grundlagen der Bewegungssteuerung sowie Funktion und Aufbau des ZNS eingegangen.

2.1.1 Funktion und Aufbau des ZNS

Die funktionelle Einheit des Nervengewebes stellt das Neuron dar. Dieses ist für das Erzeugen, Weiterleiten, Verarbeiten und Speichern von Informationen bzw. von Erregungen zuständig. Die Nervenzellfortsätze können die Erregung jedoch nur in eine Richtung weiterleiten, wonach man zwei Haupttypen von Fortsätzen unterscheidet:

- Dendriten leiten die Erregung zum Zellkörper hin und dienen so der Informationsaufnahme,
- Axone leiten die Erregung vom Zellkörper weg.

Außerhalb des Gehirns und Rückenmarks bilden diese Axone zu Bündeln zusammengefasst schließlich den peripheren Nerv. Gegliedert werden diese Nervenfasern in motorische Nerven, die weit überwiegend efferent sind und in sensorische Nerven, die weit überwiegend afferent sind. Außerdem lassen sich die Nervenfasern noch in anderer Hinsicht unterteilen, und zwar in myelinisierte Nervenfasern (mit Markscheide) und in unmyelinisierte Nervenfasern (ohne Markscheide). Gebildet werden diese Markscheiden im peripheren Nervensystem von sogenannten Schwann-Zellen, im zentralen Nervensystem von Oligodendrozyten. Funktionell besteht der Unterschied darin, dass die myelinisierten Nervenfasern eine höhere Leitungsgeschwindigkeit haben. Den Kontakt zwischen zwei Neuronen bezeichnet man als Synapse. Ebenfalls als Synapse wird der Kontakt zwischen Nerv und Erfolgsorgan bezeichnet. Handelt es sich um einen Kontakt zwischen Nervenfaser und Muskelfaser, spricht man auch von motorischer Endplatte. Es handelt sich um eine Synapse, an der die Erregung durch eine Transmittersubstanz (beim Muskel Acetylcholin)

übertragen wird (de MAREES, 2002). Als motorische Einheit (Abbildung 1) wird eine weitere anatomische Struktur bezeichnet, die die Muskelkontraktionen reguliert. Zu einer motorischen Einheit gehört die motorische Vorderhornzelle mit Axon und dessen terminalen Verzweigungen sowie die daran angeschlossenen Muskelfasern. Die Kraft eines Muskels wird dadurch reguliert, dass sich eine unterschiedliche Zahl von motorischen Einheiten kontrahiert (LIDDELL/ SHERRINGTON, 1925).

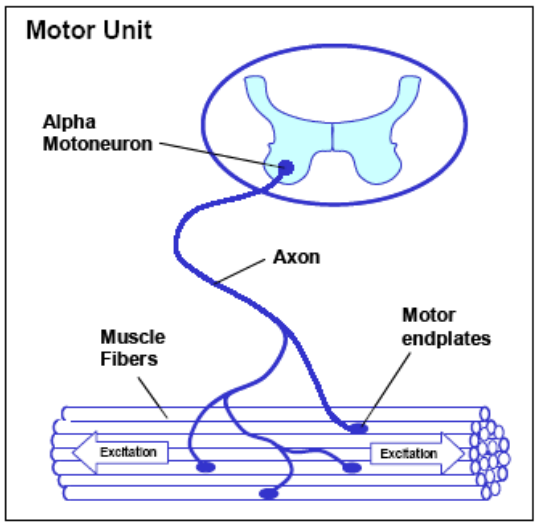


Abbildung 1 Motorische Einheit (aus EMG-Fibel von Peter Konrad)

Durch das Rückenmark, die absteigenden Bahnen aus dem Hirnstamm und die motorischen Gebiete in der Großhirnrinde unterliegen die verschiedenen Bewegungsmuster einer dreifachen Kontrolle. Das Rückenmark repräsentiert hierbei die unterste Stufe der Hierarchie und sorgt für die Vermittlung einfach koordinierter Bewegungen und Reflexe, wie beispielsweise einfache Gehbewegungen. Bei der nächsten Instanz in der motorischen Hierarchie spielt der Hirnstamm bei der Stützmotorik und bei der Durchführung programmgesteuerter Automatismen eine wesentliche Rolle. Zudem kontrollieren bestimmte Kerngebiete im Hirnstamm Augen- und Kopfbewegungen. Die höchste motorische Kontrollinstanz verkörpern aber die motorischen Kortexareale. Die sekundäre somatomotorische Großhirnrinde, die vornehmlich für die Bewegungsentwürfe und die Handlungsantriebe

verantwortlich ist, lässt sich in den prämotorischen Kortex mit Beziehung zum Kleinhirn und die supplementärmotorische Area mit Verbindung zu den Basalganglien untergliedern. In der primär motorischen Großhirnrinde werden dann die konkreten Befehle an die Peripherie weitergegeben. Das Kleinhirn ist das wesentliche Steuerzentrum der Motorik. Sowohl bei zielmotorischen Bewegungsabläufen als auch bei der Kontrolle der Stützmotorik kommt ihm eine entscheidende Rolle zu. Die Basalganglien sollen vor allem für den programmierten Ablauf langsamer Bewegungen verantwortlich sein, für die sie präzise räumlich-zeitlich angepasste Erregungsmuster an die motorische Rinde liefern (KANDEL et al., 1996)

2.1.2 Propriozeption – Wahrnehmung der Körperstellung und -bewegung

Die instabilen Medien, mit denen sich diese Studie eingehend beschäftigt, werden insbesondere zur Verbesserung der propriozeptiven bzw. neuromuskulär-koordinativen Leistungsfähigkeit eingesetzt. Aber was genau versteht man denn nun eigentlich unter Propriozeption? Ganz genau lässt sich diese Frage nicht beantworten. Denn QUANTE und HILLE (1999) zufolge existiert eine endgültige Definition der Propriozeption nach wie vor nicht. Eine begriffliche Annäherung an eine Definition kann daher aber folgendermaßen lauten:

„Propriozeption ist ein Sinnsystem, das die bewusste und unbewusste Verarbeitung afferenter Information über Gelenkstellung, -bewegung und –kraft durch das Zentralnervensystem darstellt.“ (QUANTE und HILLE, 1999)

Die Rezeptoren dieser Sinneswahrnehmung werden als Propriozeptoren bezeichnet, die Informationen über Muskelspannung, Muskellänge und Gelenkstellung bzw. –bewegung registrieren. Synonym für Propriozeption wird auch das Wort Tiefensensibilität verwendet, das die extrakutane Lokalisation dieser Rezeptoren in Muskeln, Sehnen und Gelenken vielleicht noch ein bisschen besser wiedergibt.

Nach WEINECK (2000) lässt sich die Propriozeption, die auch als kinästhetisches Sinnsystem bezeichnet wird, aus drei unterschiedlichen Faktoren zusammensetzen:

- Stellungssinn; ermöglicht die Orientierung über Winkelstellung der Gelenke bzw. die Stellung unserer Gelenke zueinander (entspricht Kinästhetik)
- Bewegungssinn; gibt Hinweise auf Richtung und Geschwindigkeit einer Bewegung.
- Kraft- oder Widerstandssinn; schätzt ab, wie viel Muskelkraft notwendig ist, um eine Bewegung durchzuführen oder eine Gelenkstellung zu halten.

Zwar sind die neuroanatomischen Strukturen der Propriozeption am Menschen bisher ganz gut untersucht, die funktionellen Abläufe auf verschiedenen Ebenen der Proprozeption aber dennoch noch nicht ganz verstanden. Man unterscheidet mehrere verschiedenartige Rezeptortypen, deren Aufgabe es ist, für den Organismus wichtige Informationen aus der Umwelt zu verarbeiten. Man unterscheidet schnell adaptierende Mechanorezeptoren, welche die Beschleunigungen am Anfang und Ende der Bewegung identifizieren, von langsam adaptierenden Mechanorezptoren, die die Bewegung sowie Position und Winkel von Rotationen identifizieren (LANG, 2000). Im einzelnen sind folgende Mechanorezeptoren von Bedeutung:

- Muskelspindel:
  Die Muskelspindeln weisen kontraktile Elemente auf, die von Nervenendigungen aus den motorischen Vorderhornzellen des Rückenmarks kommend umschlungen werden. Die parallel zu den extrafusalen Muskelfasern angeordneten Muskelspindeln werden bei Dehnung des Muskels mitgedehnt, erregt und messen somit die Muskellänge. Damit dienen die Muskelspindeln als eine Art Bewegungsdektoren, die außerdem auch noch die Vorspannung des Muskels regulieren.

- Golgi-Sehnenspindel:
  Die Golgi-Rezeptoren liegen innerhalb der Sehne an der Grenze zum Skelettmuskel und verlaufen parallel zu den Sehnenfasern. Es wird angenommen, dass die Kollagenfasern bei Spannung gestrafft werden und dabei einen Druck auf die Nervenfasern ausüben. Dadurch entsteht ein Impuls, der über die Nervenfaser und die Hinterwurzel zum Rückenmark gelangt, wo er schließlich hemmend auf die Motoneuronen wirkt und somit eine übermäßige Dehnung oder Kontraktion des Muskels abbremst. Die Sehnenspindeln sind somit Dehnungsrezeptoren, die bei der Muskelkontraktion gedehnt und damit erregt werden. Außerdem liefern sie Informationen über Gelenkwinkelstellungen und Bewegungsrichtungen der Extremitäten.

- Ruffini-Körperchen:
  Die Ruffini-Rezeptoren besitzen sich langsam adaptierende Nervenendigungen mit niedriger Reizschwelle. Ihre Nervenendigungen werden am stärksten bei Einwirken von Scherkräften gereizt. Sie vermitteln die Empfindung von Spannung, Berührung und Druck.

- Pacini-Körperchen:
  Die Pacini`schen Lamellenkörperchen bestehen aus mehreren Schichten von äußeren Bindegewebszellen und inneren Schwann´schen Zellen und kommen im besonderen Maße in der Subkutis des Handtellers und der Fußsohle vor. Ihre Nervenendigungen adaptieren extrem schnell und sprechen daher auf hochfrequente Vibrationen und Beschleunigungsbewegungen am besten an. Sie vermitteln die Empfindung von Berührung und Vibration.

- Freie Nervenendigungen:
  Die freien, sensiblen Nervenendigungen kommen in der Kutis und der Subkutis vor. Sie dienen als Rezeptoren für mechanische und thermische Reize sowie für Schmerzempfindungen. Sie sind schnell adaptierend und vermitteln grobe Berührungsempfindungen. Eine Erregung dieser Rezeptoren findet erst bei einem gewebeschädigenden oder

gewebsbelastenden Reiz statt. Eine Folge der Reizung dieser Rezeptoren können Schmerz, Schonhaltung oder unphysiologische Bewegungsabläufe sein (WILKE und FROBÖSE, 1998).

Wichtig zu erwähnen ist, dass Propriozeption ein rein afferentes System ist, das sowohl unbewusst als auch bewusst afferente Informationen verarbeitet, jedoch nicht die motorische efferente Regulation des Gleichgewichts mit einbezieht. Der Begriff sensomotorische Regulation kann die Verarbeitung der sensorischen Informationen im ZNS und die efferente Ansteuerung der Muskulatur darum exakter erfassen (LEPHART und FU, 2000).

So gelangt das Signal der Rezeptoren über afferente Bahnen in das Zentralnervensystem (Abbildung 2), wo Großhirnrinde, der Thalamus und das Kleinhirn zu nennen sind. Diese, das Kleinhirn ansteuernde, Information erlaubt nun den Abgleich zwischen Soll- und Istwerten von Bewegungen.

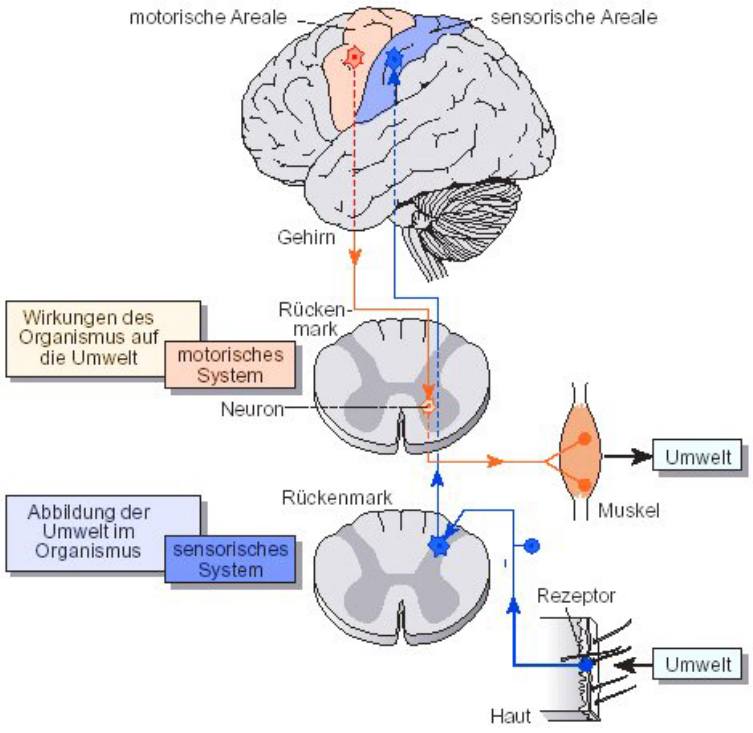


Abbildung 2 Prinzipieller Aufbau des sensorischen und motorischen Systems

Letztendlich kann also von einer zentralen Bedeutung der Propriozeption hinsichtlich der motorischen Koordination und der Bewegungskontrolle ausgegangen werden. Darum ist auch die Funktionsfähigkeit dieses Systems für die Ausführung statischer und dynamischer Bewegungen so eminent wichtig. Patienten bzw. verletzte Sportler mit vermindertem propriozeptiven Feedback haben deshalb beispielsweise Schwierigkeiten, sich auf externe Belastungen einzustellen und können aus diesem Grund zielgerichtete Bewegungen ohne visuelle Kontrolle nur schwer ausführen. Deswegen ist die Bedeutung eines propriozeptiven bzw. neuromuskulären Trainings bei Verletzungen dieser Art absolut indiziert und auch ein prophylaktischer Effekt des propriozeptiven Trainings konnte bereits aufgezeigt werden (QUANTE und HILLE 1999).

2.1.3 Koordinative Fähigkeiten – Gleichgewichtsfähigkeit

Nicht nur eine alleinige sensomotorische Trainingswirkung lässt sich durch eine Vielzahl der instabilen Medien aufzeigen, auch die koordinativen Fähigkeiten können auf diese Weise trainiert werden. Was nun aber genau unter koordinativen Fähigkeiten überhaupt zu verstehen ist, definiert MARTIN et al. (1993) folgendermaßen:

> *"Koordinative Fähigkeiten umfassen das Vermögen, Bewegungen relativ schnell zu erlernen und motorische Handlungen in vorhersehbaren sowie unvorhersehbaren Situationen sicher und effektiv zu beherrschen."* (MARTIN et al., 1993)

Die Koordination selbst kann man aber auch als eine Sammelbezeichnung vieler verschiedener koordinativer Fähigkeiten bezeichnen. Dabei unterscheidet HIRTZ und NIEBER (2005) folgende koordinativen Fähigkeiten:

Reaktionsfähigkeit ist die Fähigkeit zur schnellen Einleitung und Ausführung zweckmäßiger motorischer Aktionen auf mehr oder weniger komplizierte Signale.

Rhythmusfähigkeit ermöglicht es dem Menschen, einen von Außen durch akustische und visuelle Mittel vorgegebenen Rhythmus motorisch zu reproduzieren.

Räumliche Orientierungsfähigkeit ermöglicht dem Menschen, sich im freien Raum zielorientiert zu bewegen und bei willkürlichen sowie unwillkürlichen Bewegungen die Orientierung zu behalten. Die Orientierungsfähigkeit hat besondere Bedeutung im alltäglichen „Zurechtfinden“, da die Stellung des Körpers ständig und vielgestaltig verändert werden muss.

Differenzierungsmöglichkeit ermöglicht dem Menschen ein zweckgebundene Feinabstimmung einzelner Bewegungsphasen und Teilkörperbewegungen.

Gleichgewichtsfähigkeit ist die Fähigkeit, den gesamten Körper im Gleichgewichtzustand zu halten oder während und nach umfangreichen Körperverlagerungen diesen Zustand beizubehalten oder wieder herzustellen.

Da die Gleichgewichtsfähigkeit für diese Arbeit mit der Untersuchung auf instabilen Medien einen besonderen Stellenwert einnimmt, soll dieser Aspekt der Koordination noch ein wenig näher beleuchtet werden.
Man kann zwischen zwei Seiten dieser Fähigkeit unterscheiden: einerseits der Fähigkeit, das Gleichgewicht in relativer Ruhestellung zu erhalten (**statisches Gleichgewicht**) und andererseits das Gleichgewicht bei umfangreichen und schnellen Lageveränderungen zu erhalten und wiederherzustellen (**dynamisches Gleichgewicht**).
KLEIN-VOGELBACH (2000) unterscheidet dagegen in stabiles, labiles und indifferentes Gleichgewicht. Von einem **stabilen Gleichgewicht** spricht man, wenn sich der Körperschwerpunkt über der Mitte einer Unterstützungsfläche befindet, die durch mindestens drei Auflagepunkte bestimmt ist. Je näher der Körperschwerpunkt der Unterstützungsfläche liegt, desto stabiler ist die Gleichgewichtssituation. Ein Körper mit nur zwei Auflagepunkten befindet sich in einem **labilen Gleichgewicht**. Die Körpergewichte darüber sind zwar gut ausbalanciert, aber schon die geringste Bewegung kann den Körperschwerpunkt an den Rand der Unterstützungsfläche und somit aus dem Gleichgewicht bringen. Beim **indifferenten Gleichgewicht** bleibt die Lage des

Schwerpunkts zur Unterstützungsfläche immer gleich. Diese Form des Gleichgewichts kann der menschliche Körper jedoch nicht erreichen, da er durch Bewegung eine ständige Änderung der Lage seines Körperschwerpunkts erfährt.

Dennoch hat dieses klassische Fähigkeitskonzept, das sich seit langem auch in der Praxis durchgesetzt hat, in letzter Zeit auch Kritiker auf den Plan gerufen. Ihr Einwand ist die experimentell bestätigte Tatsache, dass es situations- bzw. aufgabenspezifisches Verhalten gibt, was hier im absoluten Gegensatz zum Fähigkeitskonzept gesehen wird. Ein weiteres Problem, das sich im Zusammenhang mit den theoretischen Grundlagen der Koordination auftut, ist das Fehlen eines eindeutigen Belegs dafür, dass fertigkeitsübergreifende, generalisierbare koordinative Fähigkeiten existieren.

„Es bleibt also festzuhalten, dass die klassischen koordinativen Fähigkeiten derzeit den Status empirisch nicht eindeutig belegbarer, heuristischer Konzepte besitzt.“ (HOHMANN et al., 2002)

Mittlerweile gibt es ganz unterschiedliche Ansätze, sich dem Problemkreis Koordination zu nähern. So wird beispielsweise zwischen den folgenden zwei Analysekategorien unterschieden, die im weiteren näher beleuchtet werden sollen: Druckbedingungen und Informationsanforderung.

Die Druckbedingung lassen sich wie folgt untereilen:

Wegen des **Zeitdrucks** können die Auswahl und Entscheidung für eine bestimmte Bewegungsvariante zu einem limitierenden Faktor werden, wenn nur eine eng begrenzte Zeit hinsichtlich Bewegungszeit, Geschwindigkeit, Reaktionsschnelligkeit oder Entscheidungsschnelligkeit zur Verfügung steht.

Durch den **Präzisionsdruck** werden an den menschlichen Körper Anforderungen hinsichtlich Genauigkeit z.B. beim Laufen mit räumlichen Vorgaben wie auf Markierungen oder zu einem Zielpunkt gestellt.

Der **Komplexitätsdruck** stellt Anforderungen an die Koordination gleichzeitig ablaufender Bewegungsabläufe verschiedener Bewegungsteile und der dabei beteiligten Muskulatur (Simultankoordination, Muskelauswahl (rechts/links), Sukzessivkoordination).

Beim **Situationsdruck** handelt es sich um die Anforderung, sich an verschiedenen Umgebungs- und Situationsbedingungen anzupassen, wie z.B. das Laufen auf unterschiedlichem Untergrund.

Unter **Belastungsdruck** werden die Anforderungen bei psychischen bzw. physischen Belastungssituationen verstanden.

Nach NEUMAIER (1999) *„betrachtet das vorgeschlagene Strukturmodell zu koordinativen Anforderungen nicht die personenbezogenen koordinativen Leistungsvoraussetzungen, sondern die zu bewältigende motorische Aufgaben näher. Damit ist es gelungen, der bislang letztlich noch ungelösten Frage nach der Allgemeingültigkeit von Fähigkeiten zu entgehen und das Problem von Spezifität vs. Übertragbarkeit von kooridinativen Leistungsvoraussetzungen nicht lösen zu müssen und doch ein für die Praxis des Koordinationstrainings hinreichendes Ordnungs- und Planungsraster zu liefern."*

Die Informationsaufnahme hingegen wird durch mehrere sogenannte Analysatoren gewährleistet. Sie beeinflussen ganz wesentlich die Güte eines Bewegungsablaufs und wirken dabei meist eng zusammen. Zu den Analysatoren gehören:

Der optische Analysator:
Mit Hilfe dieses Analysators erhält der Einzelne nicht nur Informationen über den eigenen Bewegungsablauf, sondern auch über die Bewegungen anderer Menschen. Oft erfolgt die Wahrnehmung von Fremdbewegungen dabei in Verbindung mit lokomotorischen Eigenbewegungen. Durch Sensoren der Netzhaut können Bewegungen registriert und über den Nervus opticus zu den entsprechenden Hirnzentren weiter geleitet werden. Sollen Details bewegter Objekte identifiziert werden, muss durch koordinierte Augen- und

Kopfbewegungen die Fovea als Ort des schärfsten Sehens mit den bewegten Objekten mitgeführt werden. Auch beim Erlernen von Bewegungen spielt der optische Analysator eine wichtige Rolle, weil u.a. erst durch sein Vorliegen Nachahmen von Bewegungsabläufen möglich ist (MECHLING und MUNZERT, 2003).

Der statico-dynamische Analystor:

Das Gleichgewichtsorgan besteht aus knöchernen Hohlräumen im Felsenbein, den beiden Vorhofsäckchen (Sacculus und Utriculus), dem Ductus endolymphaticus und den jeweils senkrecht aufeinander stehenden Bogengängen. Sacculus und Utriculus fällt dabei die Aufgabe der Wahrnehmung von Linearbeschleunigungen wie die Schwerkraft zu, wohingegen die Bogengänge auf die Wahrnehmung von Drehbewegungen spezialisiert sind. Im Sacculus und Utriculus liegt ein als Macula statica bezeichnetes Sinnesfeld, das aus Stütz- und Sinneszellen besteht, die wiederum von einer Deckschicht, der sogenannten Otolithenmembran, überzogen werden. Diese Otolithenmembran des Sacculus steht bei aufrechtem Kopf senkrecht und wird durch die Schwerkraft nach unten gezogen, wodurch die Rezeptoren erregt werden. Erst beim Neigen des Kopfes werden durch die entstehenden Scherkräfte die Sinneszellen des Utriculus erregt. Ebenfalls Stütz-und Sinneszellen befinden sich zur Cupula ampullaris zusammengefasst in den Bogengängen. Bei Drehbewegungen des Kopfes wird die in den Bogengängen befindliche Endolymphe bewegt, drückt auf die Mechanorezeptoren der Cupula, die die Erregung über den N. vestibulocochlearis ans Gehirn weiterleiten. Reflektorisch werden dann bestimmte Muskeln aktiviert, um das Gleichgewicht wieder herzustellen (LIPPERT, 2000).

Der akustische Analysator:

Im Allgemeinen spielt dieser Analysator nur eine untergeordnete Rolle, da der Informationsgehalt bei einer Bewegung aufgenommener akustischer Signale relativ begrenzt ist. Störende Geräusche können jedoch durchaus die Wahrnehmung und Konzentration beeinflussen. Bedeutsam ist allerdings bei einer Reihe von Ballspielen das akustische Signal des aufspringenden Balls.

Hierbei sind offensichtlich mit dem akustischen Signal auch Informationen über die Dynamik des Balles verbunden.

Der kinästhetische Analysator:
Hierbei handelt es sich um die Muskel- und Sehnenspindeln, die bereits im Kapitel 2.1.2 über Propriozeption besprochen worden sind.

Die taktilen Analysatoren:
Ebenso wie die kinästhetischen Analysatoren sind diese Rezeptoren schon in Kapitel 2.1.2 über Proprozeption behandelt worden.

Letztlich bewirken aber alle diese wechselseitigen Einflüsse und interaktiven Abläufe der Informationssysteme sowie das Zusammenwirken aller an der Gleichgewichtsregulation beteiligter Funktionseinheiten das motorische Verhalten.

2.2 Trainingsmöglichkeiten der Koordination bzw. des Balancevermögens

2.2.1 Grundsätze, Wirkung und Ziel des Koordinationstrainings

Begonnen hat alles mit den Verwundeten des Ersten Weltkrieges und der Absicht, medizinische Behandlungen durch sportliche Aktivitäten zu fördern und zu unterstützen. Durch die vielfältigen Verletzungsformen und Bewegungsbeeinträchtigungen, durch den Krieg verursacht, stieg die Zahl derjenigen, die eine physiotherapeutische Behandlung brauchten, stark an. In Ermangelung geschulten Personals wurden vielfach Turn- und Gymnastiklehrer mit der Durchführung eines Bewegungstrainings betraut. Wurden den Patienten anfangs noch Turnübungen für Gesunde abverlangt, passte man diese mit der Zeit den veränderten Bedingungen an und entwickelte daraus langsam verschiedene Therapie- und Behandlungskonzepte. Zwar sind viele Verfahren der Physiotherapie der Menschheit schon sehr lange bekannt – vor 4000 Jahren bereits wussten die Chinesen um die heilende Wirkung von

Schwitzbädern und Massagen – Einzug in die moderne Medizin als völlig neuer Beruf mit immer größerer Eigenständigkeit erhielten sie aber erst in jüngerer Zeit. Die Bedeutung von Prävention sowie Rehabilitation und dabei insbesondere der koordinativen Grundlagen als komplexe Leistungsvoraussetzung für das Erlernen und Realisieren von sportlichen Techniken ist heute ein unumstrittener Bestandteil der Therapie geworden (http://www.almeda.de).

Im Folgenden sollen deswegen die verschiedenen Grundlagen und Auswirkungen des Koordinationstrainings näher besprochen werden.

Grundsätzlich gilt, dass durch das Koordinationstraining eine Verbesserung bzw. der Erhalt der Bewegungsqualität sowie die Verbesserung der Bewegungsvielfalt durch Anwendung bekannter Programme in variablen Situationen und Erlernen neuer Programme und Modifikationen erreicht werden soll. Dabei spielt auch die Schulung der oben bereits erwähnten koordinativen Fähigkeiten eine wichtige Rolle. Von großer Wichtigkeit ist zudem vor allem die Verbesserung oder auch Neuentwicklung der Tiefensensibilität des Patienten. Durch traumatische Ereignisse oder degenerative Prozesse kommt es zu Ausfällen von Rezeptoren in den zerstörten Strukturen, was wiederum direkten Einfluss auf die Bewegungsausführung hat, die dann nicht mehr korrekt erfolgen kann. Diese automatisierten Abläufe in den Steuerungs- und Regelungsprozessen motorischer Handlungen sind Voraussetzung für die Ausführung einer adäquaten Bewegung.

Damit ist eine „gute“ Koordination gebunden an ein intaktes Nervensystem, eine funktionstüchtige Wahrnehmung und eine leistungsfähige Skelettmuskulatur (WILKE und FROBÖSE, 1998).

HOLLMAN und HETTINGER (1990) definieren eine gute Koordination darum folgendermaßen:

„Bewegungskoordination ist das Zusammenwirken von Zentralnervensystem und Skelettmuskulatur innerhalb eines gezielten Bewegungsablaufs.“

WILKE und FROBÖSE (1998) definieren Koordination weiterhin aber auch noch wie folgt:

„Fähigkeit des Einzelnen, schnelle und unbewusste Bewegungsänderungen ohne Verlust der Gelenkstabilität oder Körperbalance zielgerichtet und sicher auszuführen.“

Bei der Koordination geht es um Qualitäten der Bewegungssteuerung. Denn durch die bewussten Bewegungsausführung während einer Übungseinheit wird auch im Alltag eine verbesserte, das heißt unbewusste, automatisierte Bewegung erreicht. Somit spielen sowohl die Selbstkontrolle als auch die Schulung der Selbstwahrnehmung eine nicht unerhebliche Rolle. Es geht in der Gestaltung des Koordinationstrainings besonders darum, dass der Trainierende an die Grenze der Leistungsfähigkeit seiner Informationsverarbeitung geführt wird. Dies soll geschehen, damit die Selbstorganisationsprozesse des Trainierenden, die zu einer Qualitätsverbesserung der Bewegungssteuerung führen, induziert werden (HOHMANN et al., 2002). Für das Erreichen höherer Grade der Koordinationsschwierigkeit wurden verschiedene methodische Maßnahmen angewandt, mit deren Hilfe die Übungen beziehungsweise Übungsbedingungen gezielt variiert werden konnten. Ein ständiger Trainingseffekt kann nur erreicht werden, wenn durch die Anwendung verschiedener methodischer Maßnahmen die Koordinationsschwierigkeiten der Trainingsmittel systematisch gesteigert werden und der Übende die koordinativ beanspruchende Übungen realisiert. Im Allgemeinen sind diese Übungen zwar immer speziell auf die verschiedenen Sportarten zugeschnitten, das prinzipielle Vorgehen ist aber im Wesentlichen Dasselbe.
MEINEL und SCHNABEL (1998) nennen in diesem Zusammenhang folgende methodischen Maßnahmen zur gezielten Ausbildung der koordinativen Fähigkeiten:

Bei der **Variation der Bewegungsausführung** liegt die Beanspruchung vor allem darin, dass möglichst alle Parameter einer Bewegung wie Amplitude, Geschwindigkeit, Frequenz, usw. variiert werden.

Die Veränderung der äußeren Bedingungen stellt in sofern eine Schwierigkeitssteigerung dar, dass sich der Übende auf die Veränderungen des Umfelds, der Geräte, der Aktivität des Gegners oder Partners einstellen muss.

Eine weitere Anforderung stellt **die Kombination von Bewegungsfertigkeiten** dar, bei der die Übungen sowohl gleichzeitig als auch nacheinander ausgeführt werden können. Beispielsweise Horizontalsprünge oder Vertikalsprungreihen mit Zusatzelementen wie Drehungen, Hocke, Grätsche, usw. sind für die Vervollkommnung koordinativer Fähigkeiten von nicht unerheblicher Bedeutung.

Beim **Üben unter erhöhten Genauigkeitsanforderungen** handelt es sich um Übungen, die die Präzision in den Bewegungsabläufen fördern, bzw. um Übungen, bei denen durch zunehmenden Zeitdruck oder Kraftaufwand Bewegungen mit der gleichen Präzision ausgeführt werden sollen.

Durch **das Üben unter Zeitdruck** mit erhöhten Geschwindigkeitsanforderungen wird vor allem die Bewegungssteuerung gefördert und beansprucht.

Durch **Variation der Informationsaufnahme** können verschiedenen Informationsaufnahmemöglichkeiten wie Sehen, Hören, Fühlen, etc. ausgeschaltet bzw. eingeschränkt werden und somit zu vermehrter koordinativen Belastung führen.

Wegen erschwerter Ausführungsbedingungen der Bewegung durch Ermüdungserscheinungen kann **das Üben nach Vorbelastung** zu erhöhten koordinativen Anforderungen führen.

Letztendlich müssen also zwei Grundsätze beachtet werden, um eine Leistungssteigerung beim Koordinationstraining erreichen zu können. Erstens ist es nur möglich, mit koordinativ anspruchsvollen Übungen die entsprechenden Fähigkeiten auszuprägen und zu vervollkommnen. Zweitens führt nur der Einsatz von vielfältigen Variationen und Kombinationen sowie zielgerichteter Veränderungen der Übungsbedingungen zu der notwendigen Reizschwellenüberschreitung (SCHNABEL, 1997).

Wenn gute Koordination für das motorische Lernen tatsächlich so wichtig ist, stellt sich die Frage, ab welchem Alter mit einer entsprechenden Schulung begonnen werden sollte. Grundsätzlich gilt wohl die Regel „je eher, desto besser“; sinnvoll ist dies wohl aber erst mit einem bestimmten Grad der Ausreifung des Funktionssystems der Bewegungsregulation, der Analysatoren und des zentralen Nervensystems. Somit stellt das vorpuberale Alter die Zeitspanne dar, in der die koordinativen Fähigkeiten besonders ausgeprägt werden können. Gerade das 10. Lebensjahr scheint nach SCHNABEL (1997) besonders geeignet zu sein, den Erwerb motorischer Fähigkeiten, die Verbesserung der Koordination und die Erweiterung des Bewegungsschatzes bei Kindern voranzutreiben. Die nachfolgenden Entwicklungsphasen bringen dagegen eher eine Abnahme der koordinativen Leistungsfähigkeit mit sich, wenngleich Versäumnisse auf diesem Gebiet auch noch später ausgeglichen werden können. Ein Ziel im Kinder- und Jugendtraining ist es, eine vieldimensionale Handlungsfähigkeit zu entwickeln, um motorische Aufgaben adäquat und zielgerecht lösen zu können sowie situationsgerecht handeln zu können. Gerade bei den Jüngeren sollte dies durch eine spielerische Vermittlung der Inhalte und eine eben möglichst breit angelegte Bewegungserfahrung genutzt werden. Grundsätzlich gilt aber, dass ein Vielseitigkeitstraining mit freude-bezogenem, emotionalen Charakter nicht nur auf das Kinder- und Jugendalter beschränkt bleiben sollte.

2.2.2 Praktische Inhalte und Methoden des Koordinationstrainings

Mittlerweile haben sich verschiedene Ansätze und Konzepte des Koordinationstrainings entwickelt und auch etablieren können. Grundsätzlich lässt sich das Koordinationstraining aber in ein allgemeines und in ein speziell auf eine bestimmte Sportart abgestimmtes Training unterscheiden. SCHNABEL (1997) hat sogar eine Gliederung in vier Teile vorgenommen, nämlich das allgemeine, das sportartgerichtete, das sportartspezifische

Koordinationstraining und das koordinative Spezialtraining. Danach sind die koordinativen Anforderungen von Bewegungsaufgaben im Sport einerseits durch charakteristische Anforderungen an die Informationssysteme (über die verschiedenen Analysatoren) und andererseits durch die bestimmten Druckbedingungen gekennzeichnet.

Das allgemeine Koordinationstraining sollte natürlich als eine Art Grundausbildung am Anfang in dieser Reihe stehen und bietet in erster Linie einen sinnvollen und notwendigen Einstieg bei der koordinativen Förderung im Kinder- und Jugendalter. Das Herausbilden von verschiedenen umfangreichen Bewegungserfahrungen sollte der Hauptinhalt einer zielgerichteten Koordinationsförderung sein. Die Kinder sollen durch sportübergreifende Bewegungsvielfalt vorrangig koordinative Grundmuster erlernen und umfangreiche allgemeine Bewegungserfahrungen sammeln und sichern. Erst dies bietet dann die Voraussetzung und den Einstieg in ein sportartgerichtetes bzw. sportartspezifisches Training.

In einem darauffolgendem Grundlagentraining kommt der sportartgerichtete Charakter zur Geltung, wenngleich eine allgemeine Koordinationsschulung mit sportartunspezifischen Mitteln weiterhin zum Trainingsprogramm gehört. Es besteht also eine Art Symbiose zwischen dem Erlernen von Sporttechniken und der weiteren Ausbildung koordinativer Fähigkeiten. Es wird nämlich einerseits an den technikbestimmenden sportartspezifischen koordinativen Fähigkeiten gearbeitet, aber andererseits weiterhin ein eher allgemeines Koordinationstraining betrieben, wo auch Übungen anderer Sportarten zum Einsatz kommen.

Eine Steigerung des Anteils sportartspezifischer Elemente führt dann in den nächsten Anwendungsbereich, dem Aufbau- und Anschlusstraining. In diesem dritten Teil, dem sportartspezifischem Spezialtraining, kommt in erster Linie die Vervollkommnung sportartspezifischer Fähigkeiten zur Geltung. Mit zusätzlichen Schwerpunkten, wie der Ausprägung charakteristischer Fähigkeitskopplung und der Aneignung spezifischer koordinativer Kompetenzen, findet dieser Teil des Koordinationstrainings auf einer ganz anderen Ebene statt. Mit diesen Spezialisierungen und

Individualisierungstendenzen entfernt man sich damit allerdings vom Anspruch der Generalität und Transferabilität koordinativer Fähigkeiten, auch wenn allgemeine sportartunspezifische Mittel und Übungsformen weiterhin in geringem Maße genutzt werden.
Das koordinative Spezialtraining kommt ausschließlich nur im Hochleistungsbereich zur Anwendung. Dabei wird gezielt auf spezifische Anforderungssituationen hingearbeitet. Die Vervollkommnung sportartspezifischer Kompetenzen und koordinativer Expertisen, sowie die Perfektionierung sich selbst organisierender Bewegungsstrategien sind hier die angestrebten Ziele. Übungsformen und Mittel mit allgemeinem sportartunspezifischen Charakter spielen keine wichtige Rolle mehr, auch wenn sie noch sehr geringfügig in den Trainingsaufbau mit aufgenommen werden (SCHNABEL, 1997).
Dieses Vierstufenmodell stellt somit unterschiedlichste Anforderungen und Ansprüche an das Koordinationstraining und bietet für jeden Trainierenden in der Wahl der Trainingsinhalte einen in sich schlüssigen Ansatz zur Leistungs- und Anspruchssteigerung.

Fähigkeiten entwickelt man aber nur in der Tätigkeit, heißt ein vielleicht etwas trivial klingender, aber durchaus zutreffender Leitsatz. Denn Kern dieser Aussage ist, dass die Entwicklung koordinativer Fähigkeiten von Umfang, Intensität sowie Art und Weise der motorischen Tätigkeit abhängig ist. Um eine Leistungssteigerung beim Koordinationstraining erreichen zu können, müssen zum Einen durch koordinativ anspruchsvolle Übungen die entsprechenden Fähigkeiten so ausgeprägt und vervollkommnet werden, dass es zur Sicherung von Generalität und Transferabilität kommt, und zum Anderen der Einsatz von vielfältigen Variationen und Kombinationen für eine notwendige Reizschwellenüberschreitung sorgt.
Solche Übungsformen finden sich vorwiegend in Sportspielen, kommen aber auch im gymnastisch-tänzerischen Bereich zur Anwendung. Da die einzelnen koordinativen Fähigkeiten in engem Zusammenhang miteinander stehen,

können die angeführten Übungsformen zum Teil auch mehrere Fähigkeiten betreffen.
Im Folgenden sollen nun einige Trainingsinhalte für das schon zuvor beschriebene Fähigkeitskonzept erläutert werden (HIRTZ und NIEBER, 2005).

Übungen und Bewegungsaufgaben, bei denen schnell und zweckmäßig auf verschiedene, variierte Signale mit ganzkörperlichen Bewegungshandlungen reagiert werden muss, fordern die **Reaktionsfähigkeit**.

Die **Rhythmusfähigkeit** wird vor allem durch Übungen und Bewegungsaufgaben gestärkt, bei denen die eigenen Bewegungen einem bestimmten vorgegebenen Rhythmus angepasst sind oder deren zeitlich-dynamische Gliederung zu erfassen und wieder zu geben ist.

Orientierungsfähigkeit ist bei Übungen und Bewegungsaufgaben gefragt, bei denen der Erfolg von der Aufnahme und Verarbeitung optischer Informationen über die Stellung des Körpers im Raum, über räumliche Bedingungen und Veränderungen, über die Bewegungen der Mit- und Gegenspieler und des Balls abhängig ist.

Übungen und Bewegungsaufgaben, für deren Lösung es erforderlich ist, Informationen über die räumlichen und zeitlichen Parameter der eigenen Bewegungstätigkeit, über Winkelstellungen in den Gelenken und über den Grad der Muskelan- und -entspannung genau zu unterscheiden und richtig zu verarbeiten, stellen in erster Linie Anforderungen an die **Differenzierungsfähigkeit**.

Die **Gleichgewichtsfähigkeit** wird insbesondere bei Übungen und Bewegungsaufgaben trainiert, die durch Anforderungen an die Erhaltung und besonders an die Wiederherstellung des Körpergleichgewichts gekennzeichnet sind.

Ein solches Koordinationstraining, das die koordinativen Fähigkeiten trainiert, sollte in den meisten Fällen am Beginn einer Therapieeinheit nach dem Aufwärmen und noch vor dem Muskelaufbautraining stehen. In der Therapie der unteren Extremitäten können dabei verschiedenste Geräte wie Therapiekreisel, Wackelbretter, Weichböden, Matten, Bälle und Seile zur

Anwendung kommen. Gerade der Einbeinstand oder oft auch schon der beidfüssige Stand auf diesen Gerätschaften stellt die Patienten nach einer Verletzung der unteren Extremitäten vor enorme Schwierigkeiten. Der Einbeinstand dient nicht zuletzt deswegen als guter Indikator für die Koordinations- und Gleichgewichtsfähigkeit des Patienten. Mehrere Übungen, gerade auch auf instabilen Medien, zur Verbesserung der Standfestigkeit und des Balancevermögens haben sich deshalb mittlerweile in der Therapie etabliert. Generell ist bei allen Übungen darauf zu achten, dass alle Übungen gelenkachsengerecht ausgeführt werden (WILKE und FROBÖSE, 1998).

2.2.3 Untersuchungen zur Wirksamkeit von Propriozeptions- und Koordinationstraining

Etliche Aussagen über die Wirkungsweise von Trainingsübungen müssen wohl als rein spekulativ betrachtet werden, da sie wissenschaftlich nicht belegt wurden. Dennoch ist nach Meinung etlicher Autoren ein rehabilitatives Training nach Verletzungen, seien die Ursachen nun muskuläre Schwäche oder propriozeptive Defizite, von großer Wichtigkeit (KAUMEYER und MALONE, 1980). So wurden in den vergangenen Jahren zunehmend Untersuchungen durchgeführt, um die Effektivität von Trainingsprogrammen, die in der Rehabilitation eingesetzt werden, an Probanden zu überprüfen. So untersuchten beispielsweise GAUFFIN et al. (1988) an Patienten mit funktioneller Instabilität des Sprunggelenks den Einfluss eines Ankle Disc-Trainings auf die Wiederherstellung der Balance. Aufgrund von Stabilometrie-Messungen, mit der die Standstabilität überprüft wurde, war nach einem 8-wöchigen sogenannten Ankle Disk-Training die Balance als verbessert anzusehen.

Auch BADKE et al. (2004) konnten mit ihren Studien die Effektivität von Rehabilitationsprogrammen untermauern. Für Patienten mit Gleichgewichtstörungen entwickelten sie ein speziell auf jeden einzelnen abgestimmtes Gang- und Balancetraining. Nach einem Jahr Training zeigte sich

bei den Patienten eine signifikante Verbesserung der Balance und der Gangstabilität.

EILS und ROSENBAUM (2001) konnten bereits nach einer Trainingszeit von sechs Wochen bei einer Gruppe von Probanden mit chronischer Instabilität des Sprunggelenks eine Verbesserung der propriozeptiven bzw. neuromuskulär-koordinativen Leistungsfähigkeit aufzeigen. Das Trainingsprogramm hatte aus einem Parcours mehrerer instabiler Medien, wie Balance-Pads, Therapiekreiseln, Aerobic Steps und Minitrampolins bestanden und kam lediglich nur einmal die Woche über eine Dauer von 20 Minuten zur Anwendung.

In einer Studie von HOLM et al. (2004), bei der eine Profi-Frauenhandballmannschaft als Probandenkollektiv diente, wurde ein ganz ähnliches Trainingskonzept vorgelegt. Das Programm umfasste verschiedene Übungen auf dem einfachen Fußboden, einem Trainings-Pad und einem Wackelbrett. Angewendet wurde es drei mal die Woche über fünf bis sieben Wochen in der Vorbereitungsphase auf die Saisonspiele und einmal die Woche während der Saison; ein Trainingsdurchlauf dauerte 15 Minuten. Zwar konnte am Ende der Studie eine Verbesserung des dynamischen Gleichgewichts, nicht aber des statischen Gleichgewichts beobachtet werden.

BORK et al. (2002) konnten in ihrer Studie zwar aufzeigen, dass sensomotorische Defizite nach endoprothetischem Gelenkersatz durch geeignetes Rehabilitationstraining deutlich gebessert werden konnten. Ein sicherer Einfluss eines zusätzlich durchgeführten Koordinationstrainings auf Therapiekreiseln, Kippbrettern, Airex-Balance-Pads, Minitrampolinen und dem Posturomed war aber aufgrund der zeitlichen Limitierung der Studie nicht nachweisbar.

Nichtsdestotrotz scheinen koordinative Trainingsübungen also einen durchaus positiven Effekt zu besitzen. Aber nicht nur in der Rehabilitation kommen Propriozeptions- und Koordinationstraining zur Anwendung, da diese Form des Trainings durchaus auch einen präventiven Schutz vor Verletzungen bietet. So kann ein gezieltes koordinatives Training zur Gelenkstabilität letztlich auch

einen Beitrag in der Sturzprävention leisten (RENTELEN-KRUSE, 2004; GRANACHER, 2003).

Der Einfluss eines Koordinations- und Krafttrainings auf die Prävention von Sprunggelenksverletzungen bei gesunden Versuchspersonen wurde von SCHEUFFELEN et al. (1995) untersucht. Nach einem kombinierten Ankle Disc- und Krafttraining konnte nachgewiesen werden, dass auch bei Gesunden ein solches Training in der Phase der schnellen Kraftentwicklung zu einer Verbesserung führt.

Einen Rückgang schwerer Sportverletzungen durch präventives Koordinationstraining zeigte auch die Studie von PETERSEN et al. (2002), der seine Koordinationsübungen über den Zeitraum eines Jahres in das Trainingsprogramm einer Handballbundesligamannschaft (2. Liga) einfließen ließ.

2.2.4 Einflussfaktoren auf die Gleichgewichtsfähigkeit

Natürlich spielt, wie zuvor bereits schon angesprochen, das Alter eine wichtige Rolle für das Erlernen bzw. Erhalten der Gleichgewichtsfähigkeit. So ist es allgemein bekannt, dass Älteren das Lernen, kognitiv wie auch motorisch, schwerer fällt als jungen Menschen (ETNIER und LANDERS,1998). Ursache dafür dürften unter anderem altersbedingte strukturelle wie auch chemische Veränderungen im Gehirn sein, die eine Verschlechterung der Informationsaufnahme und Informationsverarbeitung bedingen (WEINECK, 2002). Auf der anderen Seite gibt es aber auch viele Menschen, die trotz ihres vorangeschrittenen Alters noch hochpräzise und variable motorische Leistungen erbringen können. Denn die Trainierbarkeit der Gleichgewichtsfähigkeit bleibt auch noch bis ins hohe Alter erhalten, wenngleich sie im Alter wesentlich geringer ausgeprägt ist als in jungen Jahren. RYBASH et al. (1986) bieten dazu ein sogenanntes „Einkapselungs-Modell“ an, dass davon ausgeht, dass gerade altersbezogene Einbußen im Bereich Verarbeitung durch Gewinne und Weiterentwicklungen in den Bereichen Wissen und Denken kompensiert werden können.

Neben Alterungsprozessen gibt es eine Vielzahl von Faktoren, die die Gleichgewichtsfähigkeit beeinflussen. So weisen nicht nur ältere Menschen, die einem Koordinationstrainingsprogramm unterzogen wurden, ihren untrainierten Altersgenossen gegenüber eine deutliche Verbesserung hinsichtlich Gleichgewichtsfähigkeit und Beweglichkeit auf (KRONHED et al., 2001), sondern regelmäßig sportlich aktive Alte verfügen auch über bessere Koordinationsleistungen als untrainierte junge Menschen (TEIPEL, 1988).

Somit ist neben dem Alter also auch der Trainingszustand ein wichtiger Faktor für die Gleichgewichtsfähigkeit. Personen, die regelmäßig sportlich aktiv sind und über eine vielseitige Bewegungskompetenz verfügen, schneiden bei Gleichgewichtstests denn auch viel besser ab, als untrainierte Personen.

Für Störungen des Gleichgewichts sorgen aber auch insbesondere degenerative Veränderungen, Verletzungen oder Erkrankungen.

Veränderungen des Knorpels bei Arthrose gehen beispielsweise häufig mit einer Degeneration der Muskulatur einher. Minderungen der Kraft, aber auch Veränderungen der motorischen Eigenschaften führen somit zu Störungen der Koordinationsfähigkeit. In diesem Zusammenhang kann aber auch der durch die Arthrose ausgelöste Schmerz die Gleichgewichtsfähigkeit beeinflussen. So kann der Schmerz einen lokal erhöhten Muskeltonus verursachen, welcher wiederum zu einer muskulären Dysbalance führt (MENKE, 2000).

Verletzungen der unteren Extremitäten, wie sie z.B. nach einem Inversionstrauma auftreten, beeinträchtigen die Gleichgewichtsfähigkeit in höchstem Maße. GOLDIE et al. (1994) konnten nachweisen, dass sich die Standfestigkeit im Balancetraining auf dem verletzten Bein als signifikant schlechter erwies im Vergleich zu den Messungen auf dem gesunden Bein.

Einen gravierenden Eingriff in die Gleichgewichtsfähigkeit stellt zudem die ganze Palette an neurologischen Syndromen wie der Morbus Parkinson dar. Unter anderem NALLEGOWDA et al. (2004) beleuchteten durch ihre Studien den Einfluss dieser Krankheit auf die verschiedenen koordinativen Fähigkeiten.

Über den Einfluss des Geschlechts auf die Gleichgewichtsfähigkeit liegen in der Literatur unterschiedliche Ergebnisse vor. Während Mädchen im Alter zwischen fünf und sieben Jahren koordinativ signifikant geschickter sind als Jungen im

gleichen Alter (VALKANOVER, 2003), ergaben Gleichgewichtsmessungen von OTT (1999) auf dem Posturomed keinen relevanten Unterschied der Messergebisse zwischen Männern und Frauen.
Von Bedeutung scheint außerdem auch die Aufmerksamkeitskontrolle auf das Gleichgewichtsverhalten zu sein (WULF und PRINZ, 2000). So ändern Ermüdungszustände bedingt durch Alkohol, Nikotin, Schlafmangel und eine Vielzahl von Medikamenten das Erregungsniveau im Zentralnervensystem und beeinflussen auf diese Weise die Leistungsfähigkeit des neuromuskulären Systems (WEINECK, 2002).
Um solche Einflüsse festhalten und auch die Effektivität und Wirkungsweise der verschiedenen funktionellen Treatments nachweisen zu können, stehen unterschiedliche Methoden der Messung zur Verfügung. Diese sollen darum im folgenden Kapitel ein wenig näher beleuchtet werden.

2.3 Messsysteme

2.3.1 Elektromyographie (EMG)

Definition und neuromuskuläre Grundlagen:

„Die Elektromyographie (EMG) ist eine Untersuchungstechnik, die sich mit der Entstehung, der Aufzeichnung und der Analyse von myoelektrischen Signalen befasst. Myoelektrische Signale werden durch physiologische Zustandsänderungen an Muskelfasermembranen erzeugt.“ (BASMAJAN und DELUCA, 1985)

Mittels der Elektromyographie können die bei einer Muskelkontraktion entstehenden elektrischen Ströme registriert und aufgezeichnet werden und somit Rückschlüsse über den Innervationszustand des bzw. der betrachteten Muskeln gezogen werden.
Anders als beim klassischen, neurologischen EMG, wo über in den Muskel eingestochene Nadelelektroden durch externe, elektrische Stimulation eine künstliche Muskelreaktion hervorgerufen wird, liegt der Fokus in dieser Studie

auf der für sportspezifische Fragestellungen vorrangig angewandten kinesiologischen Elektromyographie. Diese Messmethode ermöglicht, über nichtinvasiv an der Hautoberfläche angebrachte Elektroden, das Studium der Funktion und Koordination von Muskeln in verschiedenen Bewegungen und Haltungen (JONSSON, 1973). Das so oberflächlich abgeleitete Roh-EMG-Signal, auch Elektromyogramm genannt, gibt so den zeitlichen Summenpotentialverlauf aller Aktionspotentiale wieder, die infolge De- und Repolarisationsvorgänge am Muskel entstehen.

Zwar gewann die Elektromyographie erst Ende der 70er Jahre an Bedeutung für die Trainings- und Bewegungslehre an Bedeutung, ihre Anwendung reicht allerdings bis ins 18. jahrhundert zurück. Bereits 1791 entdeckte Luggiano Galvani in einem epochemachenden Experiment, bei dem er einen Froschschenkel durch Berührung mit einem Metallstab zur Kontraktion brachte, den Zusammenhang zwischen Muskeln und Elektrizität. 1849 gelang es Du Bois-Reymond durch willkürliche Muskelkontraktion, ein Galvanometer, das über Drähte mit der Haut verbunden war, ausschlagen zu lassen. Ein wirklicher Meilenstein der Oberflächenmyographie war dann 1907 die Entwicklung der Metalloberflächenelektrode von Piper. Seit 1930 wurde die Elektromyographie bereits in der Medizin zur Beurteilung von Muskelerkrankungen eingesetzt (NOTH, 1989). Heutzutage ist die Elektromyographie aus der Motorikforschung nicht mehr wegzudenken. Im therapeutischen Einsatz besitzt sie besondere Bedeutung in der Bewegungstherapie und ergonomischen Physiotherapie bei der optimalen Durchführung von Behandlungsmethoden, aber auch in deren Erforschung (JANDA, 1994).

Um die Physiologie des Elektromyogramms verstehen zu können, ist es notwendig, die biologischen bzw. anatomisch-histologischen Zusammenhänge darzustellen. Am einfachsten lässt sich die Entstehung des EMG-Signals über das Modell der Motorischen Einheit erklären.

Eine solche Motorische Einheit besteht aus einer motorischen Vorderhornzelle mit ihren efferenten Nervenfasern und allen durch diese versorgten Muskelfasern. Über Aktivierung der Vorderhornzellen kommt es zur Weiterleitung der Erregung, was dazu führt, dass an den Endstücken der

efferenten Nerven, den sogenannten motorischen Endplatten, Transmitterstoffe freigesetzt werden. Dabei ändert sich für kurze Zeit die Diffusionseigenschaft der Muskelmembran und es kommt zum Na^+-Einstrom. Dies hat wiederum zur Folge, dass bei Erreichen eines gewissen Schwellenwertes nach dem „Alles oder Nichts“-Prinzip ein Aktionspotential ausgelöst wird. Über weitere elektromechanische Koppelungen folgt schließlich der eigentliche Kontraktionsprozess, der dann als bioelektrisches EMG-Signal abgeleitet werden kann (ZWICK und KONRAD, 1994). Die dem Signal zugrundeliegenden einzelnen Aktionspotentiale können als sich entlang der Oberfläche der Muskelfasern wandernde Dipole aufgefasst werden. Mit Hilfe dieses Erklärungsansatzes lassen sich die biphasische Wellencharakteristik und die weiteren Eigenschaften des Signals besser verstehen. Die genaue Form, Dauer oder Amplitude eines Aktionspotential lassen sich aber nie genau vorhersagen, da sie von vielen Faktoren wie Dicke der Muskelfaser, Fasertyp Anzahl der Fasern, Fortleitungsgeschwindigkeit, Elektrodenoberfläche, deren Abstand zueinander, Temperatur und noch einigen Parametern mehr, abhängen. Somit wird das EMG ebenso durch unterschiedliche Abläufe und Phänomene im Körper, als auch durch Gegebenheiten außerhalb der Haut sowie messtechnische Bedingungen beeinflusst (GREZIOS, 1997). Nicht zuletzt deswegen gilt die Elektromyographie als eine komplexe und störanfällige Messtechnik, was vor allem das quantitative Aussagevermögen erheblich einschränkt.

Untersuchungen haben zudem ergeben, dass es zwischen dem EMG-Signal und der Kraftentwicklung des Muskels nur dann einen linearen Zusammenhang gibt, wenn dieser Muskel isometrisch kontrahiert. Wenn allerdings Bewegungen stattfinden, kann lediglich nur ein qualitativer Zusammenhang festgestellt werden (SCHAFF und SENNER, 1999).

Nach all diesen Gesichtspunkten gesehen besitzt die Elektromyographie angesichts des relativ großen Messaufwandes eine verhältnismäßig geringe Aussagekraft. Für ZWICK und KONRAD (1994) ist diese mit ein Grund, weshalb sich *„zahlreiche, zunächst begeisterte „Elektromyographen“ wieder von dem Medium Elektromyographie abgewendet haben. Meist scheitert das*

Unternehmen EMG aber an mangelndem Verständnis der Anwendungsvoraussetzungen und -möglichkeiten. So wird der Aufwand der Messmethoden und/oder der Informationsgehalt des Signals oft nicht richtig eingeschätzt, wodurch ein sinnvoller Einsatz der Methode erschwert wird“

Das Messsystem der Elektromyographie

Wie bei den meisten Messsystemen sind auch in diesem Fall mehrere Messglieder in einer bestimmten Anordnung miteinander verknüpft (Abbildung 3). Zu Beginn einer solchen Messkette steht die Messgrößenaufnahme, d.h. die Erfassung des Signals mittels geeigneter Sensoren. Anschließend wird das erfasste Signal in darstellbare Messwerte umgewandelt und zur weiteren Bearbeitung geeigneten Computerprogrammen zugeführt. Auf die einzelnen Komponenten der elektromyographischen Messkette soll im Folgendem noch genauer eingegangen werden.

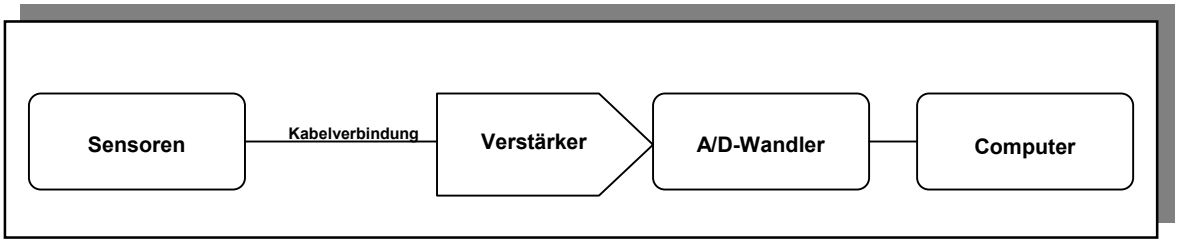


Abbildung 3 Aufbau einer EMG-Messkette

Oberflächenelektroden

Wie bereits im Vorfeld schon angesprochen stehen der Elektromyographie verschiedene Typen von Sensoren zur Verfügung. Wie in kinesiologischen Studien üblich, wurden auch in diesem Fall nichtinvasive Oberflächenelektroden verwendet. Dabei handelte es sich um Klebe-Gel-Elektroden vom Typ P-00-S der Firma Ambu die einen Durchmesser von 33 mm aufweisen.
Verbreitet sind zu meist Silber- bzw. Silberchlorid-Elektroden. Generell ist zu beachten, dass kleine Elektroden zwar die Selektivität der Messung erhöhen, gleichzeitig damit aber auch die Impedanz ansteigt. Die Erfassung der auftretenden elektrischen Ströme kann monopolar oder wie in dieser Studie

bipolar erfolgen. In beiden Fällen jedoch erfolgt die Ableitung gegen eine Referenzelektrode, die über einem an der untersuchten Bewegung nicht beteiligtem Areal der Körperoberfläche angebracht ist. Dies hat zum Ziel, dass sich das weiter zu verarbeitende Signal immer in einem Bereich befindet, in dem der nachgeschaltete Verstärker optimal arbeiten kann (KNAFLITZ, 1992).

Kabelverbindungen

Die Kabelverbindungen der Weiterleitung der Signale von einer Gerätekomponente in der Messkette zur nächsten. Besonders störanfällig reagieren dabei die Elektrodenkabel. Durch Verbiegen oder Anschlagen an einem Gegenstand oder an einem Körperteil dieser Kabel können Störsignale und Artefakte entstehen. Darum ist auf eine ausreichende Abschirmung der Leitungen zu beachten. Auch eine ausreichende Flexibilität der Kabel ist von Vorteil, da die Kabelverbindungen so an der Körperoberfläche fixiert werden können, dass unerwünschte Störsignale auf ein Minimum reduziert werden.

Messverstärker

Messverstärker werden in erster Linie als Differenzverstärker eingesetzt, die die Differenz zweier Signale berechnen und diese verstärken. Bei der bipolaren Ableitung sind dies die abgeleiteten Elektrodenpotentiale bezogen auf die Referenzelektrode (WINTER und YACK, 1987). Externe Störsignale, die die beiden Elektroden ohne Phasenverschiebung erreichen, liegen in der Regel als gleichgetaktete Information an und werden als sogenannte „common mode“-Signale bezeichnet. Der Ausdruck „common mode gain“ bezeichnet das Verhältnis von Eingangs- zu Ausgangsspannung bei „common mode“-Signalen. Als „differential gain“ versteht man dem gegenüber das Verhältnis von Eingangs- zu Ausgangsspannung von differentiellen Signalen. Die „common mode rejection ratio“ (CMRR) steht für das Verhältnis zwischen differentieller und „common mode“-Verstärkung und ist somit ein Gütekriterium der gewählten Verstärkertechnik. Die CMRR sollte so hoch wie möglich sein, da die Eliminierung der Störsignale ein wesentliches Qualitätsmerkmal darstellt.

Das unverstärkte EMG-Signal auf der Haut erreicht üblicherweise Spannungswerte von wenigen Mikrovolt bis hin zu 2-3 Millivolt. Dieses Signal wird dann 500-1000fach verstärkt.
Weiter sollte einer großen Eigenimpedanz des Verstärkers eine möglichst geringe Impedanz an den Elektroden gegenüberstehen (KONRAD, 2005).
Natürlich muss ein Messverstärker für den EMG-Einsatz über eine ausreichende Frequenzbandbreite verfügen. In Abhängigkeit vom Muskeltyp liegen in der Literatur allerdings ganz unterschiedliche Aussagen über das Frequenzspektrum vor. Laut WINTER et al. (1980) befindet sich der Frequenzbereich des aufzuzeichnenden EMG-Signals in einem Bereich von 5-2000 Hz.

Analog/Digital-Wandler

Das Signal, das mit dem Verstärker bereits bearbeitet wurde, weist eine analoge Charakteristik auf. Damit besitz es einen kontinuierlichen Verlauf, der mit Hilfe analoger Anzeigegeräte wie beispielsweise einem Oszilloskop sichtbar gemacht werden kann. Um das Signal aber auf einem Computer darstellen und analysieren zu können, muss es in die digitale Form umgewandelt werden. Diese Aufgabe fällt somit also dem sogenannten A/D-Wandler in dieser Messkette zu, der das zeit- und wertkontinuierliche Messsignal in ein zeit- und wertdiskretes Signal überführt. HEYNE (1999) beschreibt diesen Prozess als „*die Umwandlung einer analogen Spannung in ein digitales Wort*“. Genauer gesagt unterteilt der A/D-Wandler zunächst den Spannungsbereich des Signals in eine konstante Anzahl von Intervallen. Dabei wird jedem Spannungswert eines kontinuierlichen Signals der Wert des korrespondierenden Intervalls zugeordnet. Um eine gute Auflösung zu erreichen, sollte der Bereich eines A/D-Wandlers zu 2/3 ausgenutzt werden (ZWICK und KONRAD, 1994).
Ein anderer wichtiger Gesichtspunkt ist die zeitliche Auflösung des Signals. Um das Messsignal in seinem gesamten Frequenzspektrum richtig zu übersetzen, wird das Signal in bestimmten zeitlichen Abständen „abgetastet“ und die erfassten Amplituden weiter quantifiziert. Ziel muss dabei sein, das analoge Signal zeitlich so zu erfassen, dass der digitale Signalverlauf dem analogen

entspricht. Dies ist aber nur möglich wenn die „Abtastfrequenz“ mindestens den zweifachen Wert der maximal zu erwartenden Signalfrequenz erreicht. Wäre dies nicht gewährleistet, käme es zu sog. Aliasing-Effekten, die mit einer deutlich schlechteren und fehlerhaften Erfassung der Frequenzen einhergehen. Empfohlen wird darum eine Abtastfrequenz von 1000 Hz, wobei man davon ausgehen muss, dass die meisten Signalleistungen im Bereich von 20 – 500 Hz liegen (ZWICK und KONRAD, 1994).

Ausgabegeräte/Computer

Am Ende der Messkette stehen die Ausgabegeräte, die der Darstellung und Analyse der Messwerte dienen. Neben Drehspulinstrumenten oder Digitalanzeigegeräten sind in erster Linie die Computersysteme zu nennen, mit deren Hilfe nicht nur die graphische Darstellung der Messwerte zur Anwendung kommt, sondern die auch eine Verarbeitung und Speicherung der Daten erlauben. So ist die Elektromyographie auf grund der immensen Anhäufung von Daten ganz besonders auf die Möglichkeiten leistungsfähiger Rechnersysteme angewiesen. Gerade die rasante Entwicklung in der Computertechnologie ermöglicht es einem darum, bereits nach relativ kurzer Einarbeitungszeit qualitativ ansprechende Ergebnisse zu erzielen. Dies ist unter anderem wohl auch der Grund dafür, dass der Einsatz der Elektromyographie vor allem auch bei sportwissenschaftlichen und –medizinischen Fragestellungen mehr und mehr an Bedeutung gewonnen hat.

2.3.2 Einflussfaktoren auf die EMG-Messtechnik

Wie bereits ersichtlich geworden ist, handelt es sich bei der Elektromyographie um ein sehr sensibles und störanfälliges Konstrukt. Auf dem Weg von der Entstehung, über die Ableitung mittels Elektrode bis zur Erfassung und Bearbeitung am Ausgabegerät wird das Signal von vielen unterschiedlichen Faktoren beeinflusst. Zu vorderst sind hier die verschiedenen Ableitbedingungen zu nennen.

So verhält sich das an der Elektrode abgeleitete Potential umgekehrt proportional zu seiner geometrischen Weglänge. Somit ist das abgeleitete Elektrodenpotential von der Entfernung von der Elektrode zur entsprechenden Muskelfaser abhängig.

Auch das subkutane Fettgewebe beeinflusst die Signalableitung entsprechend und wirkt durch seinen Isolationseffekt signaldämpfend.

Der Hautwiderstand stellt nach ZSCHORLICH (1987) allerdings das problematischste Signalübertragungsglied in der Messkette dar. Bedingt durch die Konsistenz- und Leitfähigkeitsänderungen z.B. durch Schweiß oder Temperaturschwankungen, sind Impedanzänderungen vorprogrammiert.

Neben diesen wenig beeinflussbaren Ableitbedingungen können aber auch noch Störsignale bzw. Artefakte die Messungen empfindlich beeinflussen.

Als „Crosstalk“ wird in der Fachliteratur das Einstreuen benachbarter Muskeln in das abzuleitende Muskelpotential bezeichnet. Dabei ist dann eine eindeutige Zuordnung zu einem Muskel häufig nicht mehr gegeben und es kommt zu einer Vermischung der Signale. Grundsätzlich scheint sich dieses Problem aber eher bei kleinen, parallel zueinander verlaufenden Muskeln zu ergeben (GOLLHOFER, 1989). Vielmehr ist das Phänomen Cross-Talk Thema bei dynamischen Bewegungen, da sich der Muskel dabei relativ zu der auf der Hautoberfläche befindlichen Elektrode verschiebt. Unter diesem Vorgang können sich motorische Punkte verschieben, abschwächen oder ganz unter einem anderen Muskel verschwinden.

Neben diesen so genannten biologischen Störgrößen gibt es aber auch noch Fehlerquellen externen Ursprungs. Bewegungsbedingte Störspannungen haben hierbei einen großen Anteil bei der Entstehung von Störartefakten. Bereits auf Grund von spannungsinduzierten Effekten bewegter Kabel im Raum aber auch durch das Anschlagen des Kabels an den Körper oder umliegende Gegenstände hat die Entstehung von Artefakten zur Folge. Eine entsprechende Abschirmung und Befestigung der Kabel am Körper reduzieren eine solche Störbildung aber bereits enorm. Des Weiteren können auch schon minimale Hautverschiebungen über dem abzuleitenden Muskel für das Entstehen von Bewegungsartefakten sorgen.

Gravierende Auswirkungen auf das EMG-Signal können Interferenzen der Netzspannung oder anderer Frequenzquellen wie Computer oder Neonröhren im 50 Hz-Bereich haben, da sie sich mitten im EMG-Bereich (Spektralbereich: 10-250 Hz nach ZWICK und KONRAD, 1994) befinden.
Da es sich sehr schwierig gestaltet, das Messsignal nachträglich zu bereinigen, ohne es wesentlich zu verfälschen, kommt der Verhinderung solcher Störeinflüsse eine besondere Bedeutung zu.

2.3.3 Signal- und Datenverarbeitung für das EMG

Bevor man überhaupt Aussagen über die erfassten Messdaten tätigen kann, ist zunächst eine entsprechende Aufbereitung der elektromyographischen Messsignale notwendig. Zwar enthält bereits das Roh-EMG wichtige Informationen, die durchaus schon einen gewissen Aufschluss über die Muskelinnervation geben können, für die Berechnung verschiedener quantitativer Amplitudenwerte ist eine weitere Manipulation des EMG-Signals allerdings dringend erforderlich. Nach KONRAD und FREIWALD (1997) bedarf es, um zu einer reproduzierbaren, validen und interpretierbaren Aussage zu kommen, in der Regel einen Signalverarbeitungsablauf mit den Schritten Vollgleichrichtung, Glättung und Amplitudennormalisierung. Das exakte Verfahren der Auswertung von EMG-Signalen soll nun im Folgenden näher betrachtet werden.
Der Ablauf der Signalbearbeitung erfolgt im Einzelnen in den folgenden Schritten:

1. **Gleichrichtung des EMG:**
   Durch Betragsbildung der Amplitudenwerte werden alle negativen Signalanteile um die „Nulllinie“ hochgeklappt und somit positiviert. Trotzdem erhält das so aufbereitete Signal immer noch die gleiche Information wie das Roh-EMG. Der Vorteil liegt aber darin, dass das Signal jetzt mit einer besseren Lesbarkeit insbesondere zur qualitativen Abschätzung der Innervationhöhe vorliegt (Abbildung 4).

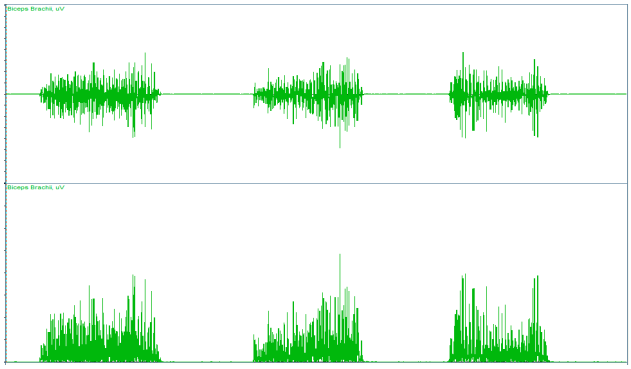


Abbildung 4 Roh-EMG vor (oben) und nach (unten) Gleichrichtung (aus EMG-Fibel)

2. Glättung und Filtern des EMG:

Um das Signal besser lesbar zu machen, wird durch die Berechnung des gleitenden Mittelwertes („moving average“) eine sogenannte Hüllkurve über das gleichgerichtete Signal und somit eine Signalglättung erzeugt (Abbildung 5). Ein Problem ist allerdings, dass es dabei zu starken Veränderung des Signals in seiner Amplitude und in seinen zeitlichen Eigenschaften kommt. Für koordinative oder gar reflexbezogenen Fragestellung, die nun einmal eine exakte Zeitangabe benötigen, ist von diesem Verfahren gänzlich abzuraten (ZWICK und KONRAD, 1994).

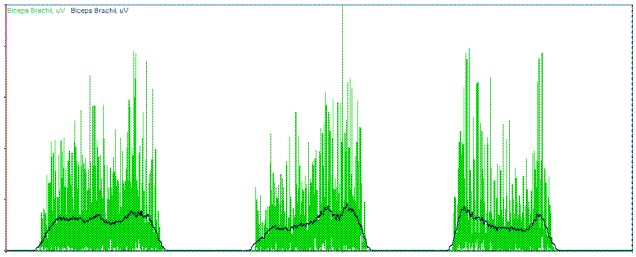


Abbildung 5 Glättung des EMG (aus EMG-Fibel)

3. Mittlere Amplitude

Hierbei wird in dem gleichgerichteten Signal über einen definierten Zeitraum der Mittelwert gebildet. Das Resultat ist die so genannte „mittlere Amplitude“ bzw. „mean EMG“ mit der Einheit Volt. Dieser Wert spiegelt somit das mittlere Erregungsausmaß über den gemessenen Zeitraum wieder.

4. **Normalisierung des EMG-Signals:**
   Dieser Vorgang wird später noch in Kapitel 7.4 ausführlich dargestellt und braucht hier deswegen noch nicht näher erläutert werden.

2.3.4 Kinematik

Gegenstand der Kinematik ist die Untersuchung und Beschreibung von Bewegungen der Körper ohne Berücksichtigung der sie verursachenden Kräfte. Man spricht daher auch von der „Geometrie der Bewegung“. Im Unterschied zu morphologischen und qualitativen Beschreibungen basiert die Kinematik in der Biomechanik auf der Messung von Zeit bzw. Position im Raum. Zeitmerkmale sind an Ereignisse gebunden, wie beispielsweise Laufzeit, Stützzeit, Flugzeit, Amortisationszeit, Startzeit, Reaktionszeit. Positions- oder Wegmerkmale werden bezogen auf ein geeignetes Referenzsystem beschrieben, welches Schrittlänge, Schrittbreite, Segmentlänge, Flughöhe mit beinhaltet.
Gemessen werden können all diese Merkmale mittels verschiedener Messsysteme, wie Videoanalyse, Beschleunigungssensoren, Goniometer, etc.
Gerade für die Erfassung der Gelenkstellung werden solche Goniometer verwendet, die sich ideal für eine schnelle und genaue Messung in mehreren Ebenen eignen.
Aufgebaut sind diese Sensoren aus zwei flachen Kunststoffblöcken, die jeweils mit der Unterseite auf der Haut fixiert werden. Dabei sollte das Goniometer so angelegt werden, dass die beiden Blöcke über das Gelenk hinausreichen und an einer Stelle mit möglichst geringer Verschieblichkeit der Haut auf der darunter befindlichen Skelettstruktur angebracht wird. Verbunden sind diese beiden Blöcke mit einer flexiblen Federspirale, in deren Inneren sich mehrere elektrisch leitende Drähte befinden. Ausgehend von einem gestreckten Winkel von 180 Grad entsteht bei einer Bewegung im Gelenk eine Biegung der Feder und der Drähte. Die Drähte auf der Außenseite werden länger, die auf der Innenseite des Bogens im Vergleich dazu kürzer. Durch die unterschiedliche Drahtlänge und der daraus entstandenen Widerstandsveränderung kann so nun der resultierende Winkel zwischen den beiden Endböcken ermittelt werden. Die

über die Winkelstellung erhaltenen Signale werden dann über zwei separate Ausgänge an einem der Goniometerblöcke an ein Messgerät weitergeleitet (HANSMANN, 2005). Im Folgenden werden nun noch die genauen Größenverhältnisse der Sensoren beschrieben.

2.3.5 Kraftmessplatte

2.3.5.1 Kraftsensoren – Messen und Analysieren

Um das Stabilitäts- und Balanceverhalten der Probanden genauestens zu messen, wurde eine Messplattform der Firma Kistler vom Typ Z 15577 verwendet.
Bereits im Jahr 1969 entwickelte Kistler die seiner Zeit weltweit erste im Handel erhältliche Messplatte. Damals wie heute ist man mit Hilfe dieser Messtechnik in der Lage, präzise Informationen über die Größe und den Verlauf von auf den Körper wirkende Kräfte zu erfassen – sei es zur Verbesserung der Leistungsfähigkeit oder zur medizinischen Diagnostik.

Zum Einsatz kommen die Kistler Messplattformen vor allem auf drei Gebieten:

- **Ganganalyse:**
  Über kleinste erfassbare Veränderungen und Asymmetrien im Kraftverlauf liefert die Platte exakte, quantifizierbare Informationen, die für die Diagnosestellung bzw. Therapieplanung benötigt werden.
- **Gleichgewicht:**
  Mit Hilfe hochempfindlicher Sensoren in der Kraftmessplatte werden kleinste Änderungen der Kräfte und Verlagerungen der Kraftangriffspunkte erfasst, was wiederum das Erkennen und Quantifizieren verschiedener Pathologien in der Neurologie und Orthopädie erlaubt.

- **Leistungsfähigkeit:**

  Mit der Kistler Plattform können Athleten im Training und im Wettkampf ihre Belastungsgrenzen kontrolliert erreichen. Außerdem ermöglicht sie ein gezieltes, kontrolliertes Training, z. B. der Kraftausdauer und der Explosivkraft.

Wie die meisten Kraftsensoren verfügt auch die Kistler Kraftmessplatte über ein Federelement, das sich unter Last verformt. In diesem Fall dient ein aus Quarz bestehender Sensor als Federelement und Messwandler zugleich, der sich des Effekts der Piezoelektrizität bedient. Die piezoelektrische Materialien geben dabei eine elektrische Ladung ab, die proportional der mechanischen Belastung ist. Das piezoelektrische Messprinzip eignet sich damit hervorragend für den Bau von sogenannten Mehrfachkomponenten-Kraftsensoren, wie sie sich in dem verwendeten Messtypen finden. Ein für den Longitudinaleffekt geschnittenes Quarzringpaar misst die Normalkomponente F_z, je ein für den Schubeffekt geschnittenes Quarzringpaar misst die beiden Schubkomponenten F_x und F_y. Das Ausgangssignal der in Gruppen zu drei oder vier Stück in der Messplatte angeordneten Kraftsensoren entspricht dabei der Summe aller Einzelkräfte. Auf grund ihrer außerordentlichen robusten Beschaffenheit und mechanischen Steifheit eignen sich die Quarzsensoren ganz besonders für hoch empfindliche Messungen (Abbildung 6).

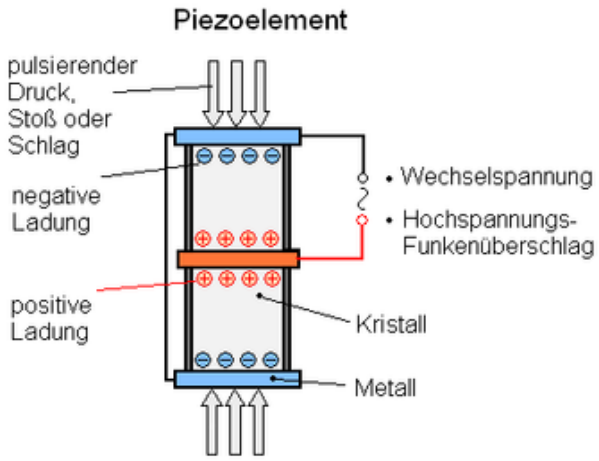


Abbildung 6 Pizoelemente (aus Wikipedia-Homepage)

Beim Messen der Kraftausbreitung kommt der Signalaufbereitung eine besondere Bedeutung zu. Die von den Sensoren ausgehende Ladung wird von den Ladungsverstärkern in normierte Spannungs- und Stromsignale konvertiert, die dann von der nachgeschalteten Signalverarbeitung ausgewertet werden können (KISTLER, 2003).

2.3.5.2 Piezoelektrizität

1880 wurde der piezoelektrische Effekt durch die Gebrüder Jacques und Pierre Curie erstmals entdeckt. Bei Versuchen mit Turmalinkristallen fanden sie heraus, dass auf bestimmten Kristallen bei mechanischer Beanspruchung Ladungen entstehen, die sich proportional zur Beanspruchung verhalten (http://www.thch.uni-bonn.de). Durch die gerichtete Verformung einer Materialprobe bilden sich mikroskopische Dipole innerhalb der Elementarzellen. Die Aufsummierung über alle Elementarzellen des Kristalls führt somit zu einer messbaren elektrischen Spannung. Gerichtete Verformung bedeutet, dass der angelegte Druck nicht von allen Seiten auf die Probe wirkt, sondern beispielsweise nur von gegenüberliegenden Seiten aus. Umgekehrt ist es außerdem möglich, durch das Anlegen einer elektrischen Spannung den Kristall zu verformen. Prinzipiell ist jeder Kristalltyp, dessen Punktgruppe (Kristallklasse) kein Symmetriezentrum aufweist, in der Lage, elektrische Ladung abzugeben. Wenn der frei deformierbare Körper einer mechanischen Spannung wie Druck oder Zug ausgesetzt ist, verschieben sich die Ionen in jeder Einheitszelle und verursachen damit eine Verschiebung der Ladungsschwerpunkte von negativer und positiver Ladung relativ zueinander. Dieser Prozess führt so zu einer elektrischen Polarisation:

$$P_j = d_{ij} * T_i ;$$

wobei d_{ij} den piezoelektrischen Koeffizienten und T_i die mechanische Spannung angibt. Wichtig für den piezoelektrischen Effekt ist ein permanentes elektrisches Dipolmoment, das bei einer polaren Achse in einem Kristall auftritt und die somit keine Spiegelsymmetrie besitzen.

Das bekannteste Material mit piezoelektrischer Eigenschaften ist das in der Kistler-Messplatte verwendete Quarz (SiO_2). Die Molekülstruktur des Quarz zeigt das Modell eines Tetraeders bestehend aus vier Sauerstoff-Atomen mit einem Si-Atom in der Mitte liegend. Eine in Richtung Grundfläche-Spitze wirkende Kraft verformt nun diese Tetraeder derart, dass die zusammengedrückten Tetraeder elektrisch polarisiert sind und auf den Oberflächen des Kristalls eine Spannung auftritt.

2.3.5.3 Fehler in der Messkette der Kraftmessplatte

Zahlreiche mechanische, elektrische und klimatische Parameter beeinflussen die Genauigkeit einer Messkette und damit die exakten Messergebnisse. Auf grund ihrer enormen Empfindlichkeit ist daher darauf zu achten, die Messplatte von Zeit zu Zeit immer wieder neu zu kalibrieren und die Plattform möglichst fest stehend im Lot auszurichten. Mechanische Störeinflüsse durch Lage- oder Formveränderung beeinflussen die Kalibrierung und damit das Messergebnis deshalb in höchstem Maße.

Eine weitere Fehlerquelle ist, dass sich das Gesamtverhalten der elektrischen Geräte oftmals nicht ganz linear zueinander verhält. So weisen auch Kraftsensoren eine gewisse unlineare Charakteristik auf, was somit in Messunsicherheitsbetrachtungen mit aufgenommen werden muss.

Wenn Kraftsensoren einer zunehmenden oder einer abnehmenden Belastung ausgesetzt sind, kann dies dazu führen, dass bei gleicher Krafteinwirkung unterschiedliche Messwerte angezeigt werden. Dieser Vorgang wird auch als Hysterese bezeichnet.

Ebenso spielt der Einfluss von Temperaturveränderungen und Luftfeuchtigkeit eine Rolle für die Messgenauigkeit. Beides beeinflusst das Verhalten elektronischer Bauteile und mechanische Komponenten unterliegen einer Wärmeausdehnung (KISTLER, 2006).

Einen nicht unerheblichen Einfluss auf die Messgenauigkeit besitzt die sogenannte Drift. Die Drift eines Ladungsverstärkers bezeichnet das Abwandern des Signalnullpunkts, hauptsächlich verursacht durch

Ladungsverluste am Gegenkopplungskondensator und Leckströme am Verstärkereingang. Vor Beginn einer jeden Messung wurde daher versucht, die Drift mit einem Reset-Abgleich auf einem Minimum zu halten.
Im weiteren können Digitalisierungsfehler auftauchen, die dadurch entstehen, dass der sich im Mess-Computer befindliche A/D–Wandler einem analogen Messsignale nur diskrete digitale Werte zuordnen kann. Durch den Wandler wird das analoge Signal somit sozusagen auf den nächsten digitalen Wert auf- bzw. abgerundet (DETTWYLER, 2005).

3. Fragestellung

Wie bereits berichtet, stellt der Einsatz instabiler Medien mittlerweile eine gängige Form der Trainings- bzw. Rehabilitationskonzeption dar. Dennoch basieren die immensen Erfahrungswerte teilweise immer noch nicht oder aber nur sehr wenig auf wissenschaftlich belegten Grundlagen.
Zielsetzung dieser Arbeit ist es darum, das muskuläre und koordinative Beanspruchungsverhalten der instabilen Medien zu erfassen und zu klassifizieren. Weiter soll der Prototyp aus der Stability-Reihe gegenüber bestehenden instabilen Trainingssystemen unter Berücksichtigung folgender Fragestellungen evaluiert werden:

1. Welche sprunggelenks- und kniestabilisierenden Muskelgruppen sind dabei aktiv und welche Unterschiede im Aktivitätsausmaß sind zwischen den einzelnen Unterlagen feststellbar?
2. Welche muskulären Koordinationsmuster lassen sich feststellen? Gibt es Aktivitätsunterschiede im Zeitverlauf?
3. Inwiefern unterscheidet sich das Stabilisationsverhalten des Fußes im Einbeinstand in Bezug auf die jeweiligen Trainingsunterlagen – luftgepolsterter Prototyp gegenüber Stability Trainer (grün, blau), Airexmatte, Therapiekreisel?
4. Wie verhält sich das Fußgewölbe/die Beinachse während der Stabilisationsaufgabe?
5. Werden eventuell unterschiedliche Lösungsstrategien zur Fußstabilisierung angewandt?

4. Methodik

4.1 Erfassung und Analyse der EMG- und Goniometer-Daten

Wie bereits in Kapitel 2.3.1 erwähnt, dienen Messverstärker zur Erfassung der EMG-Signale. Bei dem in dieser Studie verwendeten Messverstärker handelt es sich um das MyoSystem 2000. Es ist in der Lage über 12 EMG-Messanschlüsse (8 wurden belegt) die gemessene Muskelaktivität zu registrieren. Zudem wurden über dieses Gerät auch die Signale der Goniometer, der Kraftmessplatte und eines Triggers weiterverarbeitet. Im Folgenden sind die technischen Kennwerte des MyoSystem 2000 aufgelistet:

- EMG-Messbereich: Bipolar ± 5 Millivolt
- Analoge Eingänge: wahlweise ± 2/5/10 Volt
- Bandbreite: 10-500 Hz bei Impedanz < 30 KOhm
- Flankencharakteristik: High pass –12 dB/oct
  Low pass –30 dB/oct
- Eingangsimpedanz: >20 MOhm
- Verstärkung: 1000/10.000 (Jumper)
- CMRR: >110 dB
- Empfindlichkeit: 2µV
- Eingangsrauschen: 0,7 µVrms

Mit Hilfe der Noraxon-Software MyoResearch98 erfolgte dann die komplette Signalauswertung. Zur weiteren Datenverarbeitung sowie zur Darstellung von Diagrammen und Grafiken standen Tabellenkalkulations- und Grafikprogramme wie das Microsoft Excel-Programm oder das SPSS-Statistik-und Grafikprogramm zur Verfügung.
Zunächst wurde aber ebenfalls mittels der Noraxon-Software der Messvorgang aufgezeichnet. Danach erfolgte die Bearbeitung der Signale. Weil die Glättung der EMG-Signale mit einem Informationsverlust einhergeht, wurde in dieser

Studie auf eine Glättung der EMG-Signale verzichtet. Einzig für die Auswertung der Kniegoniometersignale musste auf eine Signalglättung mittels „moving average“ mit einem Zeitfenster von 25 msec zurückgegriffen werden. Wie für das Kniegoniometer wurde auch für alle anderen Goniometerkanäle auf Grund zu hoher Störgeräusche ein Filter im 50 Hz-Bereich verwendet (Abbildung 7).

Um die gewonnenen Daten weiter bearbeiten zu können, wurde mit Hilfe der Noraxon-Software ein „Analysis Report“ zur Berechnung der Signalparameter Amplitudenmittelwert und –maximalwert programmiert. Diese Daten können dann als Excel-Daten zur weiteren Verarbeitung gespeichert werden. Da der vorgegebene „Analysis Report“ keine Minimalwerte ausgibt, musste die Minimalwertsuche aller Datenpunkte mittels Microsoft Excel durchgeführt werden. Zuvor waren alle Datenwerte einer 15-sekündigen Messung über den Menupunkt „Edit“ in das Microsoft-Programm Excel importiert worden.

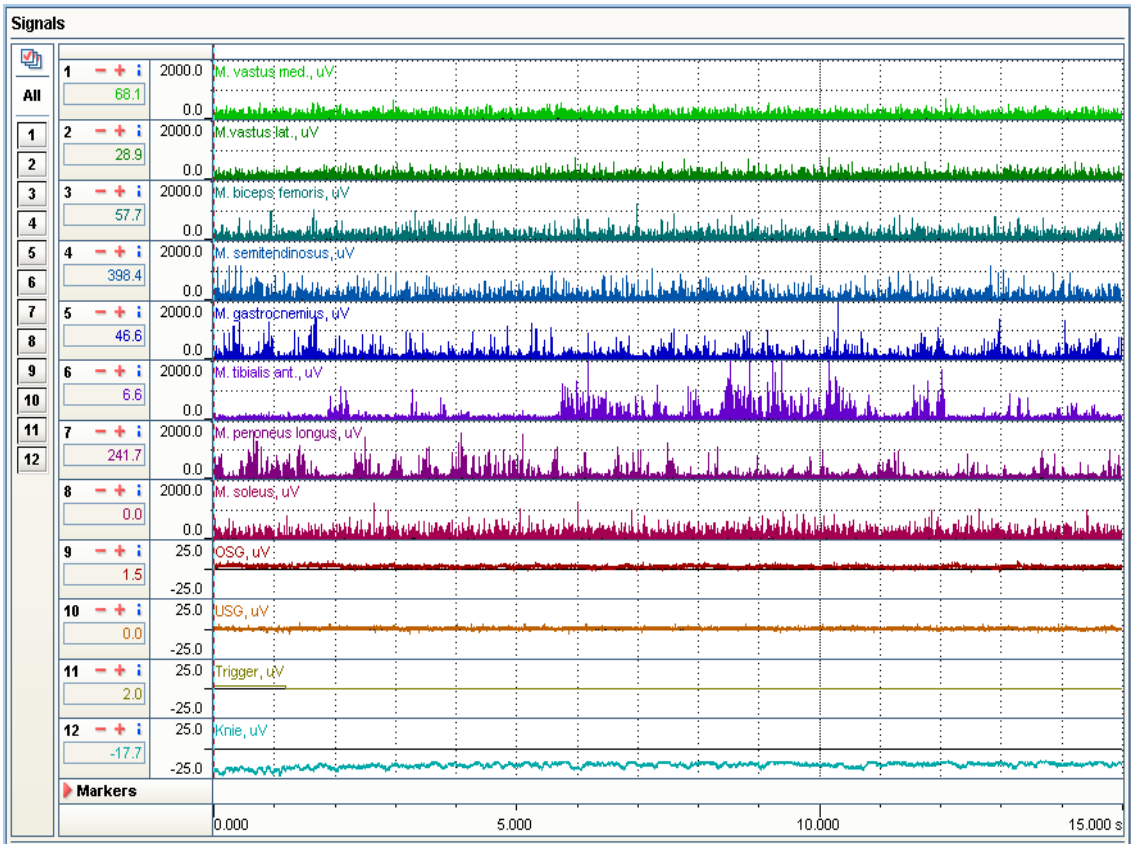


Abbildung 7 Bearbeitete Signale des normalen Einbeinstands

Für die Messungen der Winkelstellung in Knie- und Sprunggelenk wurden zwei Goniometer der Firma Biometrics (Penny and Giles Biometrics Limited, Gwent, United Kingdom) (Abbildung 8) verwendet. Dabei handelt es sich um so genannte „Twin Axis Goniometer“, die in der Lage sind, Winkel gleichzeitig in zwei Ebenen zu messen. Die Messung einer Rotationsbewegung ist dabei allerdings nicht möglich. Nach Angabe der Herstellerfirma gibt es keine exakt vorgeschriebenen Regeln, welcher Typ bzw. Größe eines Sensors für ein bestimmtes Gelenk vorgeschrieben ist, da dies vor allem abhängig von der Körpergröße der zu messenden Person ist. Dennoch gibt es von Penny & Giles eine Empfehlung welcher Goniometertyp am Besten für welches Gelenk passend ist. Das Modell SG 110 eignet sich daher insbesondere für die Messungen am Sprunggelenk, das etwas größere Modell SG 150 für die Messungen am Knie.

Goniometer SG 110 (Sprunggelenksgoniometer):

Die Länge des Goniometerblocks mit dem Signalausgang beträgt 54 mm, die Breite 18 mm und die Höhe ebenfalls 18 mm. Der andere Goniometerblock hat eine Länge von 55 mm, eine Breite von 18 mm und eine Höhe von 18 mm. Die die beiden Blöcke verbindende Spirale hat eine Länge von 75 mm und misst bei maximal möglichem Zug 110 mm.

Mit Hilfe dieses Goniometers lassen sich hervorragend die Winkelgrade in Dorsal- und Plantarflexion sowie in Inversion und Eversion messen.

Goniometer SG 150:

Die Länge des Goniometerblocks mit dem Signalausgang beträgt 54 mm, die Breite 18 mm und die Höhe ebenfalls 18 mm. Der andere Goniometerblock hat eine Länge von 70 mm, eine Breite von 18 mm und eine Höhe von 18 mm. Die die beiden Blöcke verbindende Spirale hat eine Länge von 130 mm und misst bei maximal möglichem Zug 150 mm.

Mit Hilfe dieses Goniometers wurden die Winkelgrade in Flexion und Extension am Kniegelenk messen.

Die durch die Winkelstellung erhaltenen Signale werden mittels einer Verstärkereinheit registriert und zum Myosoft EMG-Verstärker weitergeleitet.

Bei der K100 Verstärkereinheit (Abbildung 8) handelt es sich um einen 4-Kanal-Verstärker, speziell konstruiert für dynamische Bewegungen. Der Verstärker besteht aus einer kleinen Einheit, die am Körper getragen wird und mit der die Ausgangskabel der Goniometer verbunden sind. Verbunden ist diese Einheit mit einer größeren Basisstation, die die Winkelmessungen aller belegten Kanäle simultan registriert und an ein angeschlossenes Aufnahmegerät weiterleitet. Die Anschließende Bearbeitung der Signale wurde bereits vorher in diesem Kapitel besprochen.

Abbildung 8 Verstärkereinheit mit Goniometern

4.2 Signal- und Datenerfassung für die Kraftmessplatte

Das hier verwendete Baumuster der Kistler-Kraftmessplatte weist eine Länge von 600 mm, eine Breite von 400 mm, eine Dicke von 35mm auf und ist auf vier Säulenfüssen gelagert. Die Deckplatte dieser mobilen Messeinheit ist aus Aluminium gefertigt (Abbildung 9).

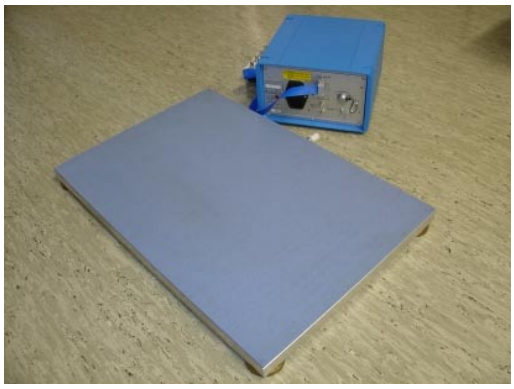


Abbildung 9 Kraftmessplatte

Ein Ladungsverstärker der Firma KIAG SWISS (Typ: 5001Y13) wandelt die von den piezoelektrischen Sensoren abgegebene Ladung dann in eine proportionale Spannung um. Um dann überhaupt Aussagen über die erfassten Messdaten tätigen zu können, ist zunächst eine entsprechende Aufbereitung der Messsignale notwendig. Unter zu Hilfenahme des Programms Analog Edit erfolgte die komplette Auswertung der mit jeweils einer Frequenz von 1000 Hz gemessenen Signale, die weitere Datenverarbeitung mittels Microsoft Excel-Programm. Zunächst werden die von der Kraftmessplatte mittels AnalogIn Tuebingen 2.0-Programm erfassten mai-Dateien mit Hilfe des Programms Analog Edit in xla-Format gebracht. Diese xla-Daten geben nun, in Excel importiert, die Kraftveränderungen aller drei Dimensionen bezogen auf die Zeit wieder. Mit einem selbstgeschriebenen Programm auf DOS-Ebene wurden dann Startpunkt (Beginn des Triggersignals), Integralberechnung und Pendelfrequenz im unteren Sprunggelenk (Supination - Pronation) der 15 sekündigen Messung ausgewertet.

Abbildung 10 zeigt den Verlauf der Kraftverteilung in allen drei Dimensionen auf der Kraftmessplatte. In die Berechnungen miteinbezogen wurden nur die Daten, die mit Beginn des Triggersignals innerhalb des 15-Sekunden Zeitfensters lagen.

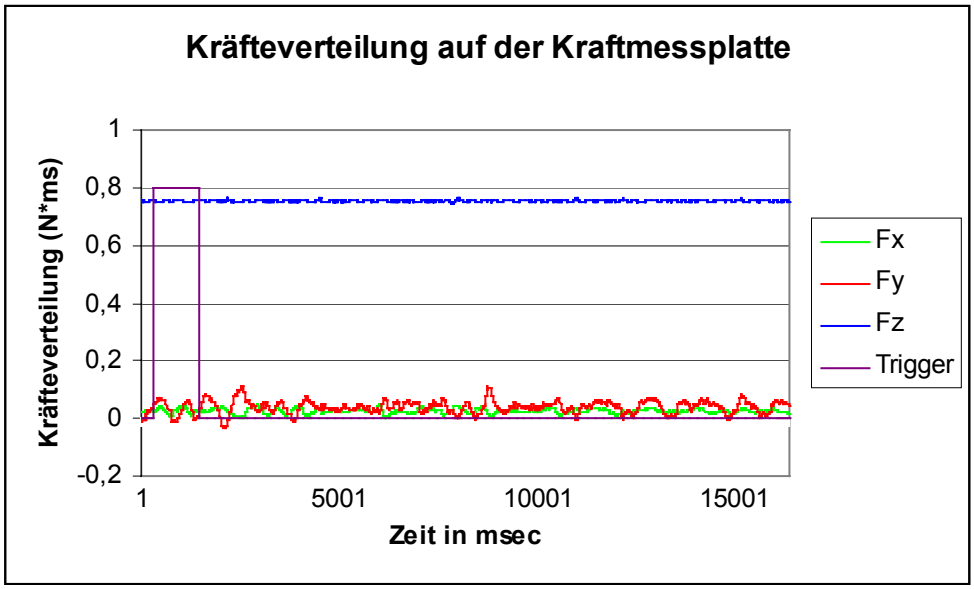


Abbildung 10 Verlauf der Kraftverteilung in allen drei Dimensionen im normalen Einbeinstand, wobei Fx die Kraftverhältnisse in der Rechts-Links-Ausrichtung, Fy die Kraftverhältnisse in der Anterior-Posterior-Auslenkung und Fz die Kraftverhältnisse in der Oben-Unten-Ausrichtung angeben.

5. Studiendesign

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine kombinierte dynamometrisch-elektromyographische Querschnittsstudie, bei der insgesamt 25 gesunde Versuchpersonen (22 Männer, 3 Frauen) im Alter zwischen 20 und 35 Jahren teilnahmen. Die sportliche Leistungsfähigkeit und Bewegungsfertigkeit des Probandenkollektivs lässt sich wohl am ehesten dem oberen Breitensportspektrum zuordnen. Alle Probanden betreiben regelmäßig Sport, dabei überwiegend Ballsportarten, aber auch Individualsportarten wie Laufen oder Radfahren. Das Durchschnittsalter der Versuchpersonen lag bei 25,2±4,5 Jahren, das mittlere Gewicht betrug 75,3±9,9 kg und die durchschnittliche Körpergröße 178,4±6,9. Unter den Probanden waren 15 Personen, die die Standpositionen im rechtseitigen Einbeinstand und 10 Personen im linksseitigen Einbeinstand durchführten.

Hinsichtlich der Frage, ob Frauen und Männer gemeinsam in ein und der selben Studie ausgewertet werden können, haben verschiedene Untersuchungen gezeigt, dass es im Bereich der koordinativen Fähigkeiten keine wesentlichen Unterschiede zwischen Frau und Mann gibt (WEINECK, 2002).

Aufgenommen in die wissenschaftliche Studie wurden nur Personen, die anamnestisch vollkommen gesund waren. Folgende Probanden kamen für die Studie nicht in Frage bzw. wurden in der Studienpopulation nicht berücksichtigt:

- Probanden mit cerebralen und neurologischen Affektionen (z.B.: Gehirnerschütterungen) bzw. generellen Gleichgewichtsstörungen (pos. Romburg-Zeichen)
- Probanden mit funktionellen gelenksbezogenen Einschränkungen des Standbeins (Gelenkhypermobilität mit subjektivem Instabilitätsgefühl, Funktionseinschränkungen resultierend aus operativen Eingriffen oder sonstiger Art)
- Probanden mit funktionellen Einschränkungen muskulärer Art des Standbeins (Muskelzerrungen, Mukelläsionen in den letzten 3 Monaten, Muskeldystrophie)

- Probanden, die sich in den letzten 12 Monaten in physiotherapeutischer Behandlung bzw. ambulanter Rehabilitation der unteren Extremität befanden oder in diesem Zeitraum am Bein operativ versorgt wurden.
- Probanden, welche am Versuchstag deutlich vorhandene muskuläre Regenerationsdefizite (z.B. nach intensiven sportlichen Belastungen) oder generellen Ermüdungserscheinungen aufweisen.

Im Anschluss daran wurde bei jedem Probanden dann das dominierende Bein, sprich das Standbein, ermittelt. Damit sollte eine koordinativ bessere und zuverlässigere Bewegungsausführung gewährleistet werden.
Zur Ableitung wurden insbesondere Muskeln ausgewählt, die bei Beanspruchung in Knie- und Sprunggelenk aktiviert werden. Angesicht des ansonsten messtechnisch zu großen Aufwands beschränkt sich die Erfassung auf jeweils vier Muskeln des Oberschenkels und des Unterschenkels (Abbildung 11). Im Näheren sind dies folgende Muskeln:

- M. quadriceps femoris – vastus medialis	(Vast. med.)
- M. quadriceps femoris – vastus lateralis	(Vast. lat.)
- M. ischiocrurale – biceps femoris	(Biceps)
- M. ischiocrurale – semitendinosus/semimembranosus	(Semiten)
- M. gastrocnemius	(Gastro)
- M. tibialis anterior	(Tibialis)
- M. peroneus longus	(Peroneus)
- M. soleus	(Soleus)

Die Auswahl richtet sich nach gelenkstabilisierenden Funktionskriterien für das Knie- und Sprunggelenk und entspricht der bei ähnlichen Studientypen in der medizinischen Literatur anzutreffenden, gängigen Muskelauswahl (PARAGH, 1997; ALT et al., 1998).

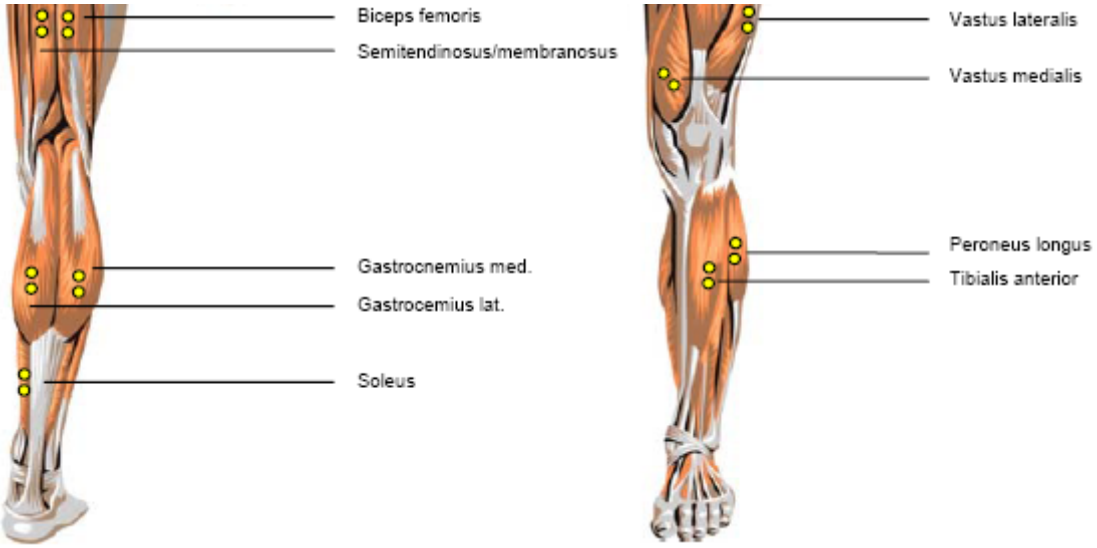


Abbildung 11 Übersicht der ausgewählten Muskeln

Um das Stabilisationsverhalten der Beinachse nachzuvollziehen, wurden die in Kapitel 2.3.4 beschriebenen Goniometer eingesetzt. Zwar wurden in dieser Studie auch die Winkeleinstellungen von Knie und oberem Sprunggelenk erfasst, auf Grund der enormen Datenmenge und der Schwerpunktsetzung auf das untere Sprunggelenk, jedoch nur dieses weiter analysiert. Der maximale Bewegungsumfang im unteren Sprunggelenk eines gesunden Probanden erstreckt sich von 10° in Pronation bis 20° in Supination. Durch Bewegung in den Nebengelenken kann allerdings ein Gesamtbewegungsumfang von 30° in Pronation und 60° in Supination entstehen (LIPPERT, 2000). Andere Quellen sprechen von einem Bewegungsausmaß von 20° in Pronation und 30° bis 40° in Supination (Abbildung 12).

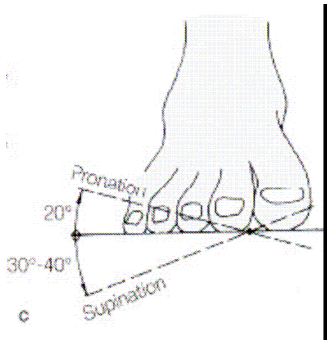


Abbildung 12 Bewegungsausmaß im Unteren Sprunggelenk

6. Übersicht der eingesetzten Trainingssysteme

Die einzelnen Messungen wurden auf fünf verschiedenen, in der physiotherapeutischen Praxis häufig eingesetzten Trainingsgeräten durchgeführt. Auf grund ihrer destabilisierenden Eigenschaften kommt diese Art der Hilfsmittel vor allem in der Knie-, Rücken- und Fußgelenksrehabilitation zur Verbesserung der propriozeptiven Leistungsfähigkeit zur Anwendung. Dadurch, dass die Patienten beim Stand auf allen verschiedenen Fitnessgeräten das Gleichgewicht in allen Ebenen halten müssen, wird ganz automatisch die neuromuskuläre Reaktionsbereitschaft aller Muskelpartien, die uns aufrecht halten, aktiviert und verbessert. Da das Training auf einer weichen instabilen bzw. wankend instabilen Fläche ausgeführt wird, muss sich der Körper permanent anstrengen, um die Instabilität der Unterlage auszugleichen. Ein Vorteil gegenüber weiteren Geräten, die im Balance-Training eingesetzt werden, ist unter anderem die einfache und vielseitige Verwendung in therapeutischen Einrichtungen oder aber auch zu Hause.
Mit der Airex-Matte und einem Vertreter der Therapiekreisel wurden zwei Trainingssysteme in die Studie mit aufgenommen, die mittlerweile in den meisten krankengymnastischen Einrichtungen Einlass gefunden haben dürften. Um Unterschiede zwischen weichen instabilen Unterlagen herauszuarbeiten, schien die Reihe der Thera-Band Stability-Trainer als geeignet zu sein.
Im Folgenden werden die verschiedenen Trainingssysteme genauer vorgestellt und ihre Eigenschaften näher erläutert.

Der schwarze, luftgefüllte Stability-Trainer (extrem verformbar):

Aus PVC gefertigt, besitzt das neueste Modell aus der Stability-Trainer-Serie die Möglichkeit, über ein Ventil den Luftdruck und somit die Stabilität des Trainingsgeräts zu regulieren. Das ovalgeschnittene Luftkammerpolster fällt im Vergleich zu den anderen beiden Modellen der Reihe durch eine insgesamt erhöhte Verformbarkeit auf. Zusätzlich bietet das neue Modell den Vorteil, dass es auf grund der unterschiedlichen Beschaffenheit der beiden Oberflächen enorm vielfältig einsetzbar ist. Die eine Seite setzt mit ihrem

Gumminoppenbesatz vor allem auch taktile Reize und ist darum besonders gut für das sensomotorische Training geeignet. Die andere Seite verfügt über eine glatte Oberfläche, die mit Anti-Rutsch-Querstreifen behaftet ist.
Für die Messungen dieser Studie wurde ausschließlich die Seite mit Gumminoppenbesatz verwendet und die Luftkammer soweit aufgefüllt, dass im Zentrum eine Dicke von ca. 10 cm zu messen war.

Der grüne und der blaue Stability-Trainer:

Wie das Luftkissen-Pad aus dieser Reihe, weisen auch diese beiden Unterlagen eine ovalgeschnittene Form auf. Während der grüne Stability-Trainer aus hartem Schaumstoff gefertigt und damit als weniger labile Unterlage vor allem für den Einstieg ins Rehabilitationstraining genutzt wird, ermöglicht das blaue Pad aus weichem Schaumstoff auf grund seines instabileren Verhaltens ein fortgeschritteneres Training. Im Gegensatz zur Luftkammervariante besitzen beide Varianten keine genoppte, sondern nur eine glatte Oberfläche, die mit Anti-Rutsch-Querstreifen behaftet ist

Airexmatte:

Diese rechteckige Matte besteht aus noch weicherem Schaumstoff als der blaue Stability-Trainer, was einen noch instabileren Stand zur Folge hat. Die Oberfläche der Airexmatte hat eine völlig glatte Struktur.

GYM-Therapiekreisel:

Ein wenig von den anderen Trainingssystemen hebt sich der aus Kunststoff gefertigte Therapiekreisel ab, da er keinen verformbaren Untergrund darstellt. Daher ist mit dem drehbaren Therapiekreisel auch vielmehr ein Training zur Rotationsstabilisierung möglich.

Tabelle 1 fasst alle instabilen Unterlagen noch einmal mit Abbildung zusammen. Die Einteilung nach dem Grad des Instabilitätsverhalten erfolgte nach den Beurteilungen der Herstellern bzw. aus der subjektiven Empfindung der einzelnen Probanden.

Unterlage	**Schwarz**	**Grün**	**Blau**	**Matte**	**Kreisel**
Eigenschaft	**Sehr instabil**	**Wenig instabil**	**instabil**	**instabil**	**Wenig instabil**
Länge	**44 cm**	**36,5 cm**	**40,5 cm**	**50 cm**	**-**
Breite	**25,5 cm**	**20 cm**	**23 cm**	**41 cm**	**-**
Höhe	**6,3 cm** (Seitenrand)	**4,5 cm**	**5 cm**	**6 cm**	**9 cm**
Durchmesser	**-**	**-**	**-**	**-**	**40 cm**

Tabelle 1 Übersicht über die fünf instabilen Medien.

7. Messablauf

7.1 Messvorbereitungen

Bevor der eigentliche Messablauf gestartet werden konnte, waren noch einige Vorbereitungen zu treffen. Vor Beginn der Messung wurde jeder Proband zunächst ausführlich über die Ziele, Dauer, Ablauf, Bedeutung, persönlichen Nutzen sowie Risiken und Nebenwirkungen der Studienteilnahme sowohl mündlich als auch schriftlich aufgeklärt. Jeder Proband erhielt zusätzlich ein Informationsblatt über die Studie. Im Anschluss daran wurden die Teilnehmer mit der Handhabung der einzelnen Trainingsgeräte vertraut gemacht, da es bekannt ist, dass Probanden, die zum ersten Mal auf instabilen Medien stehen, mit unangemessen großen Ausgleichsbewegungen reagieren. Dieser Effekt verschwindet nach 1-3 Minuten und ist als Habituation, also als Toleranzsteigerung des Organismus, zu verstehen. Erst dann wurde mit der Lokalisation der Ableitstellen, der Hautpräparation und der Elektrodenapplikation begonnen.

Lokalisation der Ableitstellen („lead placement“)

Entscheidend für die Validität der Messergebnisse ist dabei die exakte Wahl der Ableitstelle über dem interessierenden Muskel, entsprechend sorgfältig muss sie vollzogen werden. Die Lokalisation der richtigen Applikationsareale erfolgt nach Orientierung an markanten anatomischen Strukturen durch Palpation des Muskelbauches in den zu messenden Funktionsstellungen. Einfach zu erkennende, palpierbare anatomische Strukturen wie Knochenvorsprünge bilden anatomische Landmarken, auf die sich die Positionierungsangaben beziehen. Detaillierte Angaben zur korrekten Elektrodenlokalisation wurden Ausführungen FREDERIKS und HERMENS (2000) entnommen. In der nachfolgenden Tabelle 2 ist noch einmal die Leitpositionen („lead placements“) zusammengestellt, nach denen sich die Platzierungen der Elektroden richten.

Muskel	Elektrodenapplikation
M. quadriceps femoris -vastus medialis	80 % von Spina iliaca superior anterior bis zum medialen Gelenkspalt (vor dem medialen Seitenband)
M. quadriceps femoris -vastus lateralis	2/3 von Spina iliaca superior anterior bis zum lateralen Patellarand
M. biceps femoris	Mitte Tuber ischiadicum zur lateralen Tibiacondyle bei gebeugtem Bein
M. semitendinosus / semimembranosus	Mitte Tuber ischiadicum zur medialen Tibiacondyle
M. gastrocnemius (Caput mediale)	Prominenter Muskelbauch
M.tibialis anterior	1/3 vom Apex patellae bis zum Malleolus lateralis
M. peroneus longus	Distal des Caput fibulae – ¼ von Caput fibulae bis zu Malleolus lateralis
M. soleus	2/3 von der medialen Femurcondyle bis zum medialen Malleolus

Tabelle 2 Elektrodenapplikationsstellen nach SENIAM

Hautpräparation und Elektrodenapplikation

Nachdem die Applikationsstellen nun lokalisiert waren, konnte noch vor Anbringen der Elektroden mit der Hautvorbereitung begonnen werden. Bei der Hautvorbereitung werden im wesentlichen Ziele verfolgt. Zum einen natürlich ein gute Haftung der Elektroden auf der Haut und andererseits eine möglichst geringe Hautimpedanz zu erreichen, um eine möglichst einwandfreie EMG-Ableitung zu erhalten. Gleichzeitig dient dies somit auch der Vermeidung von sogenannten D.C. Offsetspannungen bzw. der Minimierung von asymmetrischen Polarisationseffekten. Die Präparation der Haut umfasste folgenden Arbeitsschritte:

1. Die Entfernung vorhandener Behaarung über der Ableitfläche (mittels Rasierklinge)

2. Die Entfernung der obersten Hautschicht mit Schmirgelpapier (Körnung 240)

3. Die Reinigung der präparierten Haut von eventuellen Schmutz- bzw. Fettablagerungen mit Lösungsmittel (Softasept N der Firma Braun).

Nach anschließender Elektrodenapplikation wurde der Hautwiderstand noch mittels eines Green-Multimeter-VC200-Widerstandsmessgerät kontrolliert. Widerstände unter 10 kΩ wurden akzeptiert (WINTER, 1990), bei allen darüber liegenden Werten mussten die Elektrodenkontakte nochmals kontrolliert und gegebenenfalls ausgetauscht werden. Bei der Anbringung der Elektroden selbst sollte darauf geachtet werden, dass die Elektroden immer im Verlauf der Faserrichtung des Muskels angebracht werden. Der Interelektrodenabstand kann dabei von mehreren Faktoren abhängen, sollte im Idealfall aber im Bereich von 1 cm liegen (BASMAJIAN und DELUCA, 1985). Nach erfolgter Elektrodenapplikation erfolgt die Anbringung der Ableitkabel. Um jedes noch so geringe Wackeln oder Schlagen der Kabel nach Möglichkeit zu vermeiden, ist auf eine sichere Fixierung der Kabel am Körper des Probanden unter Zugentlastung der Elektroden zu achten. Die Kabel werden dann an einen Verteilerkasten angeschlossen, den die Versuchsperson an einem Gurt um die Hüfte umgeschnallt bekommt. Von dort führt ein alle Kabel umfassendes untereinander verflochtenes Kabelbündel zum EMG-Verstärker. Anschließend erfolgt die von GOLHOFER (1989) empfohlene Prüfprozedur: *„Klopfen auf die Elektroden und die benachbarten Hautstellen, Wackeln an den Kabeln, passives Schütteln der Extremitäten. Bei diesen Prozeduren dürfen keine Störsignale auftauchen.“* Lassen sich keine Signalartefakte nach diesen Prüfverfahren erkennen und sind die zu erwartenden EMG-Signale nach der entsprechenden Muskelfunktionsprüfung vorhanden, kann zur Anbringung der Goniometer übergegangen werden. Mit Hilfe von Doppelklebestreifen werden die Goniometerblöcke unter minimalem Zug der sie verbindenden Spiralfeder direkt auf der Haut fixiert. Das Sprunggelenksgoniometer wurde so fixiert, dass ein Block am Fersenbein fixiert wurde, die Federspirale sich entlang der Achillessehne zog, auf der dann auch der Block mit den Signalausgängen zum Liegen kam. Das Kniegoniometer wurde mit dem unteren Block oberflächlich

über der Fibula aufgeklebt und der Goniometerblock mit den Signalausgängen lateral auf dem Oberschenkel oberflächlich des Tractus iliotibialis angebracht. Auch die Kabel der Winkelmesser wurden am Probanden fixiert und an der ebenfalls am Hüftgurt getragenen 4-Kanalverstärkereinheit angeschlossen (Abbildung 13).

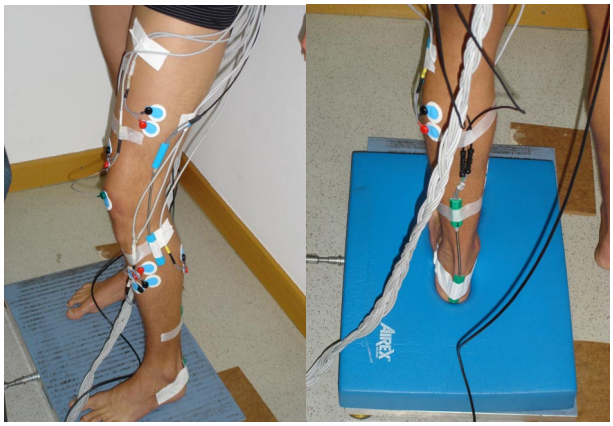


Abbildung 13 Befestigung von Goniometern und Elektroden.

Große Präzision verlangte zu guter Letzt noch die Ausrichtung der Kraftmessplatte. Um eine möglichst genaue Messung zu erhalten, war die Messplatte mittels einer Wasserwaage exakt horizontal ausgerichtet worden. Ein Nachteil blieb aber dennoch. Da die Messplattform nicht geschützt in den Boden eingelassen war, blieb sie weiterhin sich über den Boden ausbreitenden Störschwingungen ausgesetzt. Nach Bestätigung eines korrekten Messaufbaus und Kalibrierung der Geräte, konnte mit den Messungen begonnen werden.

7.2 Messdurchführung

Nach den Messvorbereitungen musste zunächst ein Nullabgleich der Geräte durchgeführt werden. Für die EMG- Kanäle war diese Prozedur einmalig in entspannter Standposition des Probanden nötig; d.h. die Versuchsperson stellte sich mit einem Bein auf eine Stufe und ließ das verkabelte Bein entspannt im freien Raum hängen. Der Nullpunktabgleich der Goniometer wurde ebenfalls einmalig in normalem Zweibeinstand durchgeführt (GOLLHOFER, 1998/99).

Die Messplattform hingegen musste nach jedem Messdurchgang von Neuem abgeglichen werden, wozu der Proband jeweils die Plattform verlassen musste, um keinen falschen Nullabgleich zu verursachen. Während der 15 Sekunden dauernden Messung stellte sich für den Probanden die Aufgabe, ein möglichst stabiles Gleichgewicht auf der jeweiligen Unterlage im Einbeinstand beizubehalten. Die Standposition ist mit gebeugten Sprungbein bei locker hängendem Spielbein und auf dem Rücken verschränkten Armen in mittiger Sohlenbelastung durchzuführen. Es wurden insgesamt 3 Versuche pro Unterlage absolviert. Getestet wurde zunächst der Einbeinstand auf festem Boden (hier werden 5 Versuche durchgeführt) ehe die Messungen auf den instabilen Unterlagen aufgenommen wurden. Für die Messungen wurden die einzelnen Trainingsgeräte jeweils genau zwischen vorher angezeichneten Markierungen auf der Messplatte platziert. Anschließend wurden in zufälliger Reihenfolge die Messungen auf den fünf instabile Trainingsgeräte durchgeführt. Dadurch wurde der Effekt der Ermüdung, der während des Messablaufs nicht zu vermeiden ist, insgesamt auf alle zu testenden Trainingsgeräte verteilt. Der Proband konnte während der Messdurchführung selbst entscheiden, ob er zwischen den einzelnen Standpositionen kleine Verschnaufpausen benötigte. Weiter war für jeden Messdurchgang zu beachten, dass es für die Synchronisation der Signale unabdingbar ist, dass ein reliables Triggersignal zur Verfügung steht. Dieses Signal wurde mit Beginn eines jeden Messdurchgangs per Knopfdruck ausgelöst und von diesem Zeitpunkt aus die 15-sekündige bzw. 2-minütige Messung aufgezeichnet.

7.3 Messnachbereitung

Folgenden Punkte beinhalten die Messnachbereitung:

- Ablösen der Kabelverbindungen, Elektroden und Goniometer von der Hautoberfläche des Probanden.

- Reinigung der Ableitstellen auf der Haut von anhaftenden Elektrodenleitpaste und Einreiben der entsprechenden Hautpartien mit einem Hautpflegeprodukt.
- Nochmalige Reflexion des Messablaufs unter besonderer Berücksichtigung eventuell aufgetretener Probleme oder Besonderheiten.

7.4 Messprobleme und Gütekriterien

Die allgemeinen Probleme messtechnischer Art wurden bereits im vorangegangen Teil bei der Vorstellung der einzelnen Messgeräte erläutert. Darum werden diese grundsätzlichen Ausführungen wie Geräteanforderungen, Geräteparameterwahl, Elektrodenkonfiguration, etc. im Folgenden nicht mehr explizit besprochen. Vielmehr soll in diesem Kapitel mehr auf die messmethodischen Probleme eingegangen werden. Im Speziellen sind dies praktische Probleme, die während der Anwendung auftraten bzw. die Konzeption der einzelnen Messvorrichtungen.

Messmethodische Probleme des EMG:

Zunächst ist festzuhalten, dass die EMG-Aktivitätspotentiale der einzelnen Probanden bezüglich ihrer quantitativen Darstellung als solche wenig aussagekräftig und damit auch nicht intra- bzw. interpersonal vergleichbar sind, da sie den individuellen Ableitbedingungen unterliegen. Darum ist es notwendig, alle Daten auf geeignete Referenzwerte zu beziehen. Einen solchen Referenzwert bietet die gängige Messung der maximalen Willkürkontraktion MVC (= **M**aximum **V**olontary **C**ontraction). Dabei wird unter definierten Testbedingungen eine maximale isometrische Anspannung der Muskulatur für 2 bis 5 Sekunden durchgeführt. Zur besseren Reproduzierbarkeit wird jeder Muskel mehrere Male gemessen und im Anschluss die mittlere Amplitude der Einzelversuche über die Anzahl der Kontraktionen gemittelt. Der dann so erhaltene Mittelwert entspricht dem Maximalwert, der als Referenz zur

Amplitudennormalisierung herangezogen werden kann. Dennoch stellt diese Art der Standardisierung nicht das optimale Verfahren dar, da die Werte hochgradig willkürabhängig und die Entfaltung der Maximalkraft individuell äußerst unterschiedlich ist. Außerdem, und das ist noch entscheidender, wirkt sich wohl auch die jeweilige Test- bzw. Standposition auf die MVC-Werte aus. Das bedeutet, dass sich die maximal erreichten Werte nicht zwingend auf die jeweilige Testposition verteilen, die verschiedenen Muskeln in unterschiedlichen Positionen, also nicht auch immer maximale Kontraktion entwickeln können. CLARYS und CABRI (1993) bestätigen dieses Problem und empfehlen daher, den besten Winkel für den entsprechenden Kontraktionsmodus festzulegen. Auf Grund der aufgeführten Einwände gegen die MVC-Messung als Referenz, wurde eine andere Normalisierungsmethode gewählt. In diesem Fall wurden die Mittelwerte der einzelnen Trainingsübungen auf den Mittelwert des normalstabilen Stands auf festem Boden als Referenzwert bezogen. Der normale einbeinige Stand stellt dabei an den Probanden die geringste Anforderung hinsichtlich Muskelaktivität oder Stabilitätsverhalten; alle weiteren Testpositionen führen bei den Versuchsperson hingegen zu einer vergleichsweise höheren Anforderung, die durch die Referenzmessung in normalen Einbeinstand abgeglichen wird. Zudem werden alle Messungen in der nach Möglichkeit identischen Winkelstellung durchgeführt, womit eine Veränderung der Muskelkontraktion bei veränderter Standposition ausbleibt.

Eine dritte Variante beinhaltet die Normalisierung der Amplitudenwerte zum versuchseigenen Mittelwert. Es hat sich gezeigt, dass die Reproduzierbarkeit des EMG durch diese Methode deutlich erhöht werden konnte (YANG und WINTER, 1984). Diese Form der Normalisierung wurde für die Bearbeitung der Koordinationsmuster angewendet.

Messmethodische Probleme der Kraftmessplatte:

Die Probleme sowohl messtechnischer als auch messmethodischer Art wurden im Wesentlichen bereits in Kapitel 2.3.5.3 angesprochen. Eine mögliche Fehlerquelle konnte bei der Messreihe allerdings nicht vollkommen minimiert werden. Da die Messplattform zwar im Lot ausgerichtet und kalibriert wurde,

aber nicht fest im Boden verankert eingelassen werden konnte, war sie somit anderen äußeren Einflüssen ausgesetzt.

Messgütekriterien von EMG und Kraftmessplatte:

In erster Linie drei Gütekriterien sind für ein Testverfahren von entscheidender Bedeutung. Zu nennen sind dabei Objektivität, Reliabilität und Validität.

Das Gütekriterium der **Objektivität** beschreibt in welchem Ausmaß die Ergebnisse von der Person des Untersuchenden beeinflusst werden kann und fordert daher die absolute Unabhängigkeit von Testdurchführung und Auswertung zur Testperson. Die Objektivität kann in der Regel als vorrausgesetzt betrachtet werden, wenn eine exakte Beschreibung des Messverfahrens und der Messbedingungen vorliegt. In diesem Fall wurde der Forderung nach Objektivität durch die Beschreibung des Messablaufs und der Messeinstellungen Rechnung getragen.

GOLLHOFER (1989) zufolge ist bei elektromygrahischen Messungen von einer relativ guten Reproduzierbarkeit und damit **Reliabilität** auszugehen, selbst sogar noch nach erneuter Elektrodenapplikation. Ein solcher Vorgang wurde allerdings tunlichst vermieden und alle Daten in einer Messsitzung erhoben.
Nach Angaben des Herstellers ist auch bei den Kistler-Kraftmessplatten mit einer hohen Wiederholungsgenauigkeit zurechnen. Generell wird die Reproduzierbarkeit bei biomechanischen Messungen praktisch nicht von den Eigenschaften der Messgeräte beeinflusst, sondern vielmehr durch die unterschiedlichen Messbedingungen.

Eine zentrale Fragestellung in der Elektromyographie betrifft die **Validität** und somit die Frage, ob die Messsignale auch wirklich den abgeleiteten Muskeln zuzuordnen sind. Es ist wie bereits schon erwähnt nämlich möglich, dass benachbarte Muskeln in das abzuleitende Muskelpotential sozusagen von außen miteinstreuen. Dieses Phänomen wird dann Cross-Talk genannt. Für die vorliegende Studie aber sollte der Cross-Talk-Effekt nur eine untergeordnete

Rolle spielen, da es sich zum einen um Messungen in statischer Standposition handelt und eine fehlerhafte Elektrodenapplikation so höchstens durch eine ungenaue Muskelfunktionsprüfung verursacht werden kann. Zum anderen handelt es sich bei den verwendeten Muskelgruppen durchweg um Muskeln größerer Art. Deshalb sollten die Messungen vergleichbare und valide Messwerte liefern können.

Für die Kraftmessplatte gilt wiederum, dass sie mit einer hohen Messgenauigkeit in einem weiten Messbereich bereits schon sehr kleine auftretende Kräfte messen kann.

8. Statistik

Zum statistischen Nachweis von Unterschieden oder Effekten werden häufig Signifikanztests eingesetzt. Das Ergebnis eines solchen Tests wird zumeist als *p*-Wert ausgegeben. Anhand dieses *p*-Werts wird entschieden, ob beobachtete Unterschiede statistisch signifikant sind oder nicht. Die Ergebnisse wurden dann als signifikant bezeichnet, wenn die Wahrscheinlichkeit (p), dass der Unterschied der beiden Gruppen zufallsbedingt ist, $p<0.05$ war.

Der in dieser Studie verwendete Signifikanztest ist der sogenannte Tukey-Kramer-Test. Dieser Test wird vor allem verwendet, um die Signifikanzüberprüfung von paarweise zu vergleichenden Datensätze durchzuführen. Die statistische Auswertung selbst erfolgte mit dem Software-Programm Jump Version 6.0.3, die Erstellung der Diagramme, Schaubilder und Tabellen hingegen mit dem Statistik- und Grafikprogramm SPSS Version 14.0 für Windows und dem Microsoft-Programm Excel.

9. Ergebnisse

9.1 Ergebnisse EMG/Goniometer-Messungen

Wie bereits in Kap. 7.4. erläutert, sind die mittleren EMG-Aktivitätspotentiale der einzelnen Probanden sowohl interpersonal als auch intrapersonal wenig aussagekräftig und wurden darum auf den jeweiligen Mittelwert im normalen Einbeinstand bezogen. Die so für jeden Probanden abgeglichen „mean EMG"-Aktivitäten der einzelnen Muskeln in den verschiedenen Standpositionen wurden nun gemittelt, so dass daraus das durchschnittliche Aktivitätsverhältnis eines Muskels für die jeweilige Trainingsunterlage bzw. Standposition resultierte. Nicht angewendet werden konnte diese Form der Normierung allerdings für die Auswertung des Koordinationsmusters, da hier bei der Bewegung im unteren Sprunggelenk kein sinusförmiger Bewegungsablauf vorliegt der mit den Normalbedingungen hätte abgeglichen werden können.
Im Folgenden werden nun die muskulären Aktivitäten auf den verschiedenen instabilen Unterlagen über die gesamte Messperiode von 15 Sekunden miteinander verglichen und die Muskelaktivität zu Beginn und Ende einer Messung gegenübergestellt. Des Weiteren erfolgt die Auswertung der Gelenkstellung während der Messung und es werden einige typische Koordinationsmuster für den Einbeinstand vorgestellt.

9.1.2 Vergleich der muskulären Aktivität auf den verschiedenen instabilen Unterlagen

Schon durch die Angaben des Herstellers konnte man davon ausgehen, dass die drei Stability-Trainer unterschiedliche Beanspruchungen an den Trainierenden stellen. Das instabilste Verhalten weist dabei nach Herstellerangaben das schwarze Luftkissen-Pad gefolgt von dem blauen und dem grünen Schaumstoff-Pad auf. Eine ähnliche Verformbarkeit wie der blaue Stability-Trainer besitzt die Airex-Matte, die einen weiteren Vertreter der

Schaumstoff-Pads darstellt. Diesen vier Pads wurde mit dem Therapiekreisel für nicht verformbare instabile Medien gegenübergestellt.

In den nun folgenden Tabellen und Schaubildern werden die Trainingsgeräte so angeordnet sein, dass zunächst die Unterschiede zwischen Therapiekreisel und Airexmatte als Stellvertreter für die verformbaren Trainingsunterlagen ersichtlich werden. Daneben folgen die Stability-Trainer geordnet nach ihrem vermeintlichen Beanspruchungsgrad von grün nach schwarz. Abbildung 14 und Tabelle 3 zeigen die auf den normalen Einbeinstand normierten mittleren EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln.

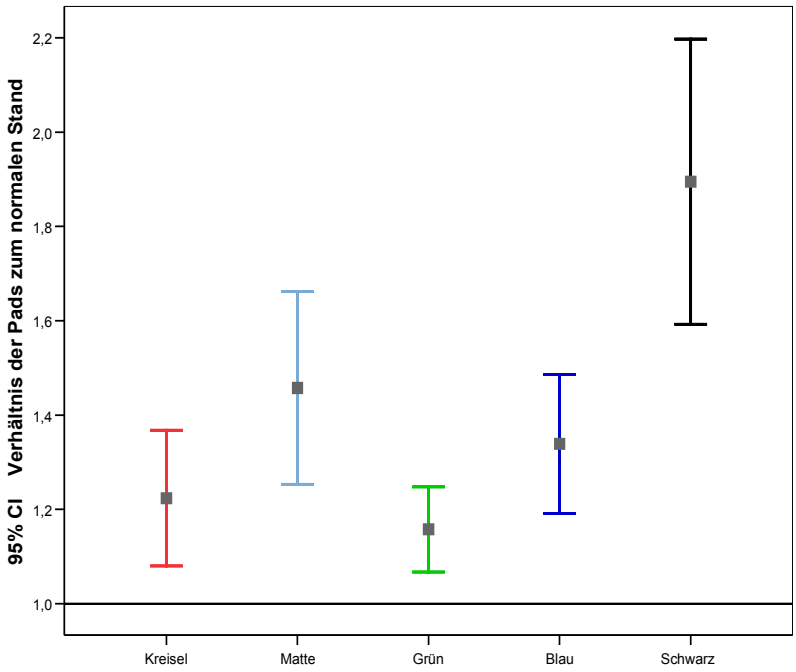


Abbildung 14 Mittlere Aktivität aller Muskeln zusammengenommen auf unterschiedlichen Unterstützungsflächen aller Probanden im Einbeinstand bezogen auf die Standaktivität auf festem Untergrund [EMG Pad/EMG Normalstand] mit 95% Konfidenzintervall.

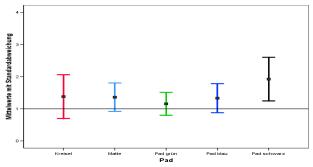
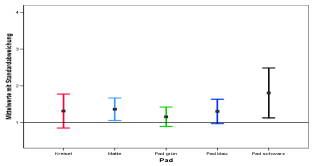
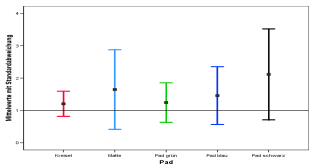
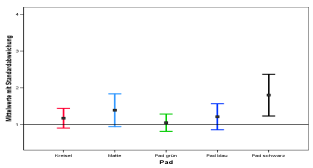
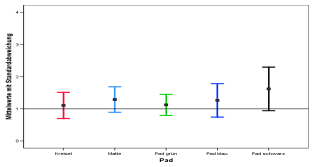
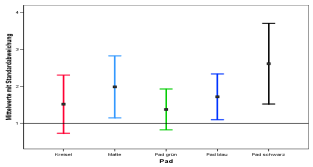
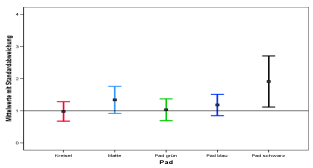
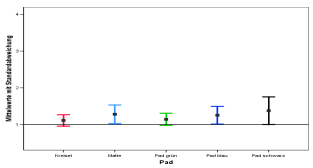
Channels/Muskeln	Kreisel	Matte	Pad grün	Pad blau	Pad schwarz	Diagramme
M. vastus med.	1,38 0,68	1,36 0,44	1,15 0,36	1,33 0,45	1,92 0,68	
M.vastus lat.	1,31 0,46	1,36 0,31	1,16 0,26	1,3 0,33	1,81 0,68	
M. biceps femoris	1,21 0,39	1,65 1,23	1,24 0,61	1,46 0,9	2,11 1,41	
M. semitendinosus	1,17 0,27	1,39 0,45	1,05 0,24	1,21 0,35	1,8 0,57	
M. gastognemicus	1,11 0,41	1,29 0,4	1,12 0,33	1,26 0,52	1,62 0,68	
M. tibialis ant.	1,52 0,79	1,99 0,84	1,37 0,55	1,72 0,62	2,61 1,09	
M. peroneus longus	0,98 0,3	1,34 0,42	1,03 0,34	1,18 0,33	1,91 0,79	
M. soleus	1,11 0,16	1,28 0,25	1,14 0,17	1,25 0,24	1,38 0,38	
Mittelwert (Pad):	**1,22** **0,43**	**1,46** **0,54**	**1,16** **0,36**	**1,34** **0,47**	**1,9** **0,78**	

Tabelle 3 Relative Muskelaktivität auf unterschiedlichen Unterstützungsflächen aller Probanden im Einbeinstand bezogen auf die Standaktivität auf festem Untergrund [EMG Pad/EMG Normalstand]. Kleingedruckt die jeweilige Standardabweichung. Die Werte in den Diagrammen sind ebenfalls mit Standardabweichungen wiedergegeben. Die Anordnung der instabilen Medien in den einzelnen Diagrammen entspricht der in der übrigen Tabelle.

Zu erkennen ist, dass sich das Aktivitätsniveau aller Muskeln für den schwarzen Stability-Trainer signifikant ($p<0,05$) von den Werten für die anderen Therapiegeräten unterscheidet. Einzig die Aktivitätsunterschiede des M. soleus zwischen dem Luftkissen-Pad und der Airex-Matte sind nur von geringer Ausprägung. Als sehr ähnlich von der EMG-Aktivierung her, erweisen sich hingegen die Airex-Matte und der blaue Stability-Trainer. Auch wenn die muskuläre Aktivierung durch die Airex-Matte ein wenig höher als auf dem blauen Schaumstoff-Pad zu sein scheint, so sind doch die Unterschiede für keinen Muskel signifikant. Signifikante Unterschiede in der Beanspruchungscharakteristik zwischen der Airex-Matte gegenüber dem grünen Stability-Trainer und dem Therapiekreisel finden sich hingegen bei allen vier Muskeln des Unterschenkels (M. gastrocnemius, M. tibialis anterior, M. peroneus longus, M. soleus) und beim M. semitendinosus ($p<0,05$). Die Aktivitätsunterschiede für den M. biceps femoris sind nur zwischen der Airexmatte und dem Therapiekreiseln ($p<0,05$), nicht aber gegenüber dem grünen Stability-Trainer signifikant. Nur in der Aktivitätsausbreitung des M. soleus unterscheidet sich auch der blaue Stability-Trainer signifikant vom grünen Stability-Trainer und dem Therapiekreisel ($p<0,05$). Die Beanspruchung der anderen Muskeln auf den beiden Schaumstoff-Pads von Theraband und auf dem Therapiekreisel ist allerdings nicht signifikant unterschiedlich.

Abbildung 15 verdeutlicht noch einmal, wie sich das Aktivitätsausmaß der Oberschenkel- und Unterschenkelmuskulatur auf den verschiedenen instabilen Medien unterscheidet. Zur besseren Übersicht sind die acht Muskeln in Oberschenkelmuskulatur (M. vastus med., M. vastus lat., M. biceps fem., M. semitendinosus) und Unterschenkelmuskulatur (M. gastrocnemius, M. tibialis ant., M. peroneus longus, M. soleus) unterteilt worden.

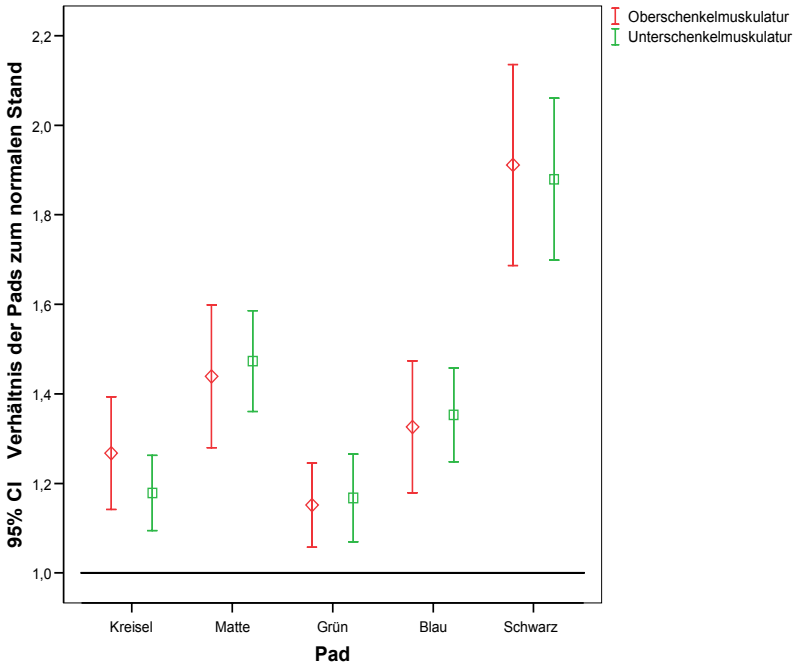


Abbildung 15 Aktivitätsunterschiede mit Konfidenzintervall von Oberschenkel- und Unterschenkelmuskulatur auf den verschiedenen instabilen Medien.

Alle instabilen Medien erhöhen das Aktivitätsniveau der Muskeln gegenüber dem normalen Einbeinstand auf festem Grund, unterscheiden sich aber in ihrem Aktivierungsausmaß nur bedingt. Wohingegen der schwarze Stability-Trainer eine deutliche Aktivitätszunahme der Muskulatur aufweist.

Interessant ist außerdem die Tatsache, dass die Oberschenkelmuskulatur auf dem Therapiekreisel um Einiges besser aktiviert wird als die gegenüber dem normalen Einbeinstand nur unwesentlich mehr beanspruchte Muskulatur des Unterschenkels.

Abbildung 16 zeigt noch einmal genauer das unterschiedliche Aktivitätsausmaß der Unterschenkelmuskulatur auf den verschiedenen instabilen Medien.

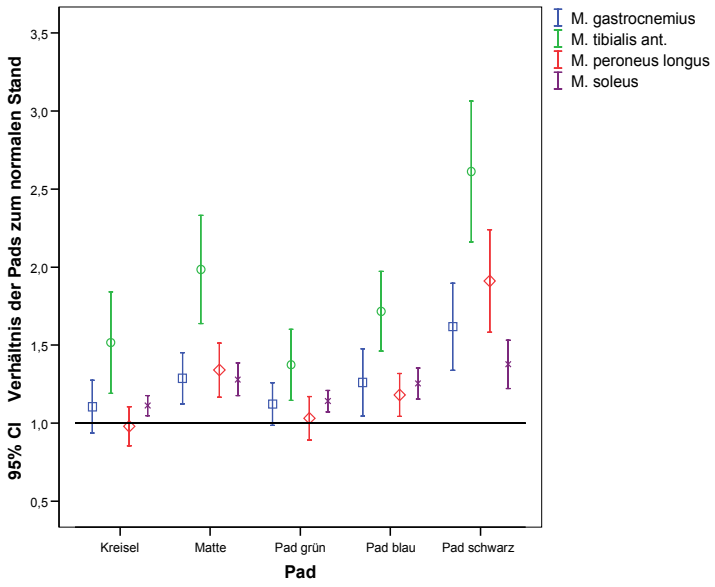


Abbildung 16 Aktivitätsunterschiede der Unterschenkelmuskulatur auf den verschiedenen instabilen Medien.

Wie schon die Werte in Tabelle 3 zeigen, gibt es für den M. peroneus auf den herkömmlichen instabilen Medien kaum eine Aktivitätszunahme im EMG gegenüber dem normalen Einbeinstand zu sehen. Einzig das Aktivitätsverhalten des schwarzen Stability-Trainers hebt sich deutlich ab ($p<0,05$). Dafür ist die Zunahme der Muskelaktivität beim M. tibialis anterior durch die Verwendung der instabilen Medien gegenüber dem Einbeinstand auf festem Grund umso höher ($p<0,05$). Bis auf M. peoneus longus und M. gastrocnemius jeweils beim Stand auf dem Therapiekreisel bzw. auf dem grünen Stability-Trainer weisen alle Muskeln des Unterschenkels auf den jeweiligen Unterlagen eine signifikant ($p<0,05$)höhere Aktivität auf als im normalen Einbeinstand auf festem Boden. In ähnlicher Weise gilt dies auch für die Oberschenkelmuskulatur. Einzig der M. biceps femoris und der M. semitendinosus beim Stand auf dem grünen Stability-Trainer weisen keine signifikant höheren Aktivitätswerte auf wie im normalen Einbeinstand auf festem Grund.

Abbildung 17 und Abbildung 18 verdeutlichen noch einmal das verschiedenartige Ansprechen der beiden Flexoren M. gastrocnemius und M. soleus (Abbildung 17) sowie der Peronealmuskulatur und des Extensors M. tibialis anterior (Abbildung 18).

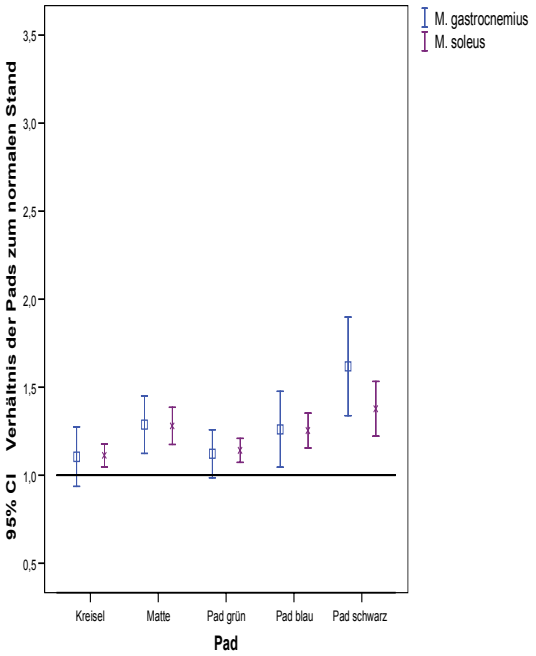


Abbildung 17 Aktivitätsunterschiede von M. gastrocnemius und M. soleus auf den Verschiedenen instabilen Medien mit dem jeweiligen Konfidenzintervall.

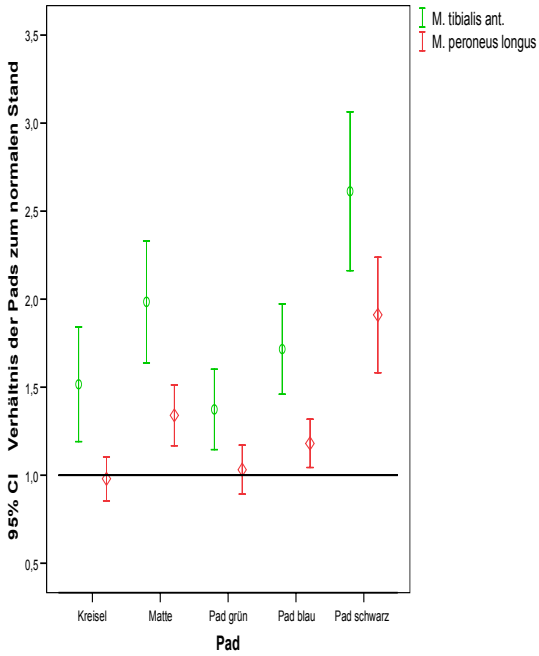


Abbildung 18 Aktivitätsunterschiede von M. tibialis anterior und M.peroneus longus auf den verschiedenen instabilen Medien mit dem jeweiligen Konfidenzintervall.

Generell ist zu sagen, dass die meisten Muskeln durch die Trainingsmittel im Mittel um 30-40 % mehr beansprucht werden, als das im ruhigen Einbeinstand auf festem Grund der Fall ist. Im Folgenden sollen die Muskeln noch einmal etwas genauer unter die Lupe genommen werden. Den Anfang machen die Muskeln des Oberschenkels (Abbildung 19).

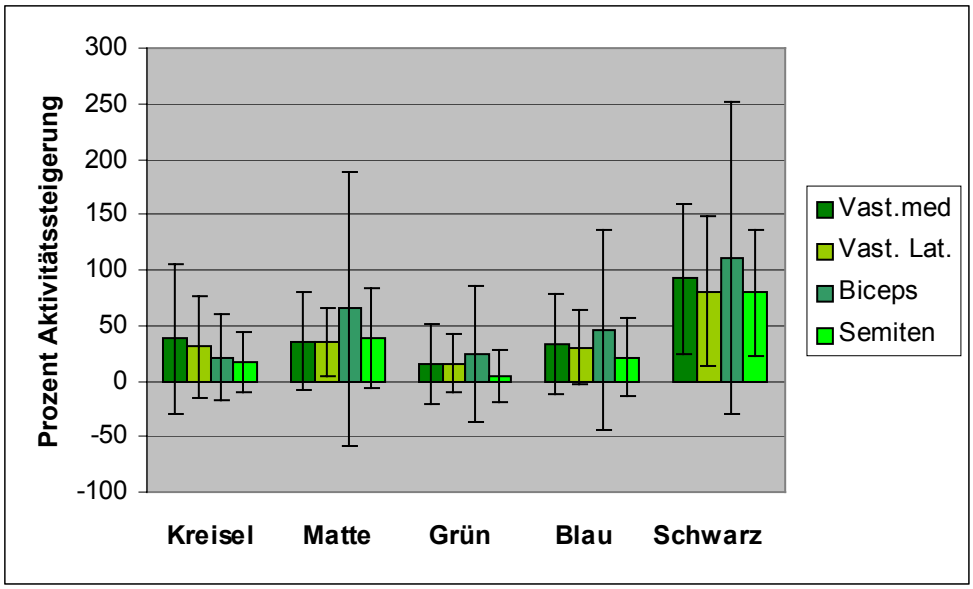


Abbildung 19 Prozentuale Aktivitätsveränderung der Oberschenkelmuskulatur auf den instabilen Medien gegenüber dem normalen Einbeinstand mit der jeweiligen Standardabweichung.

- Der *M. vastus medialis* wies bei den meisten Pads eine Steigerung zum normalen Einbeinstand um ca. 35 % auf. Einzig der schwarze Stability-Trainer mit der fast doppelten Muskelaktivität und der grüne Stability-Trainer mit einer nur geringen Steigerung um 15% wichen davon ab.
- Ganz ähnlich verhält es sich mit dem *M. vastus lateralis*. Bis auf eine nur 80 prozentige Steigerung auf dem schwarzen Pad gegenüber dem normalen Einbeinstand wies der Muskel für die anderen Unterlagen ganz ähnliche Werte auf.
- Weitaus unterschiedlicher fielen die Werte für den *M. biceps femoris* aus. Von einer mehr als 2-fachen muskulären Belastung, über eine 65 prozentige Steigerung auf der Airexmatte bis zu einer Steigerung von 20% auf dem Kreisel wies der Muskel eine weite Streuung auf.
- Der *M. semitendinosus* ergab auf dem grünen Pad mit 5% mehr Muskelaktivität nur sehr geringe Werte. Der schwarze Stability-Trainer mit 80% und die Airexmatte mit 40% Aktivitätssteigerung beanspruchten den Muskel allerdings deutlich mehr.

Es folgt die Betrachtung der Unterschenkelmuskulatur (Abbildung 20).

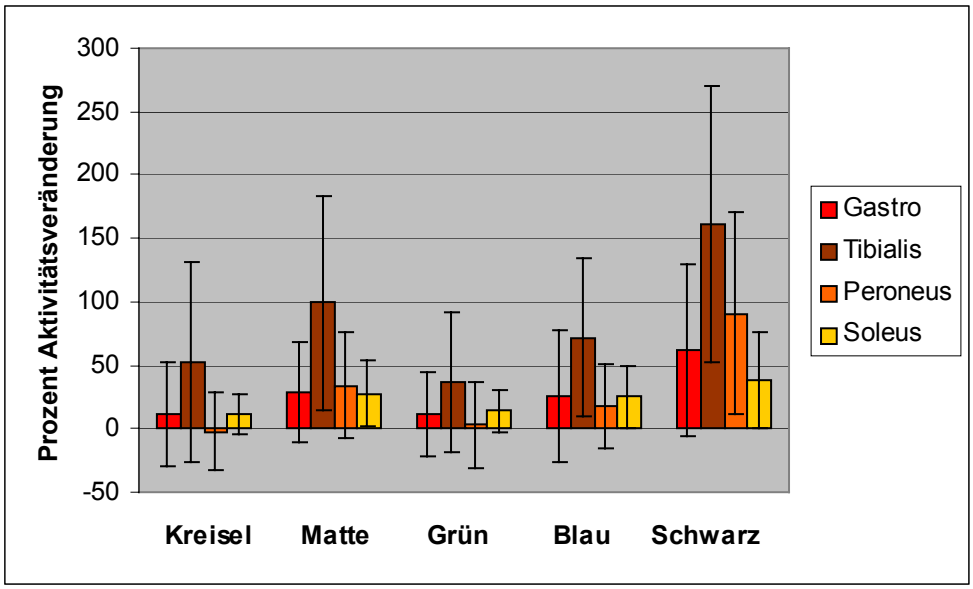


Abbildung 20 Prozentuale Aktivitätsveränderung der Unterschenkelmuskulatur auf den instabilen Medien gegenüber dem normalen Einbeinstand mit der jeweiligen Standardabweichung.

- Der *M. gastrocnemius* wurde durch die instabilen Medien etwas weniger gefordert. Kreisel und grünes Pad mit 10% mehr Belastung und blaues Pad sowie die Airexmatte mit weniger als 30% Steigerung wiesen nur mäßig erhöhte Muskelaktivität auf. Einzig dem schwarzen Pad war mit über 60% Steigerung eine höhere Beanspruchungscharakteristik zuzuordnen.
- Der *M. tibialis anterior* wurde von allen Therapiegeräten gegenüber dem Einbeinstand am meisten gefordert. Mit einer über zweieinhalbfachen Beanspruchung des Muskels ist dabei in erster Linie der schwarze Stability-Trainer zu nennen.
- So gut wie kaum beansprucht wurde der *M. peroneus longus* von den instabilen Medien. Laut Auswertung wurde der Muskel auf dem Kreisel sogar geringfügig weniger beansprucht als im normale Einbeinstand. Schuld daran kann ein eventueller Gewöhnungseffekt sein, da die Standdurchgänge auf den Trainingsgeräten allesamt nach dem normalen Einbeinstand durchgeführt wurden. Ein weiterer Punkt könnte aber auch eine veränderte Beinstellung auf dem Gerät sein, die den Muskel weniger

beansprucht. 90% mehr Beanspruchung erfuhr der Muskel hingegen allerdings auf dem schwarzen Pad.

- Durchgehend weniger intensiv auf allen instabilen Medien, dafür aber für alle Probanden in einer ganz ähnlicher Weise, war die Beanspruchung des M. soleus.

9.1.3 Auswertung der Gelenkstellung

Wie bereits in Kapitel 2.3.4 erwähnt, lassen sich mit Hilfe der Goniometer die verschiedenen Winkelstellungen in den abzuleitenden Gelenken während der Testdurchführung messen.
Um herauszufinden, in welchem Umfang die Probanden während der einbeinigen Standphase auf den verschiedenen instabilen Medien von der normalen Achsstellung abweichen, wurde wieder jeweils der Mittelwert des normalen Einbeinstands auf festem Untergrund als Referenzwert herangezogen. Es stellte sich heraus, dass die Probanden in den meisten Standpositionen wenig bis teilweise deutlich von der normalen Achsstellung abweichen. Die Tabelle 4 und Tabelle 5 geben näheren Aufschluss über die Winkelstellung im Unteren Sprunggelenk auf den verschiedenen Trainingsgeräten.

Proband	Gelenk	Normstand	Kreisel	Matte	grün	blau	schwarz
2	USG	**-1,11**	-2,61	-4,33	-4,2	-4,8	-7,86
		1,05	0,67	0,89	0,56	0,89	3,68
3	USG	**-0,5**	-0,65	-0,91	-0,8	-0,8	-0,77
		0,01	0,04	0,11	0,01	0,02	0,03
4	USG	**8,67**	11,6	9,17	12,5	9,79	9,95
		0,17	0,03	8,64	2,99	0,79	4,34
5	USG	**-5,35**	-6	-6,31	-6	-5,7	-7,18
		0,12	1,51	0,22	2,65	0,35	0,25
7	USG	**-0,11**	-0,73	-0,61	-0,5	-1,2	-2,76
		0,25	0,71	0,19	0,66	0,4	0,7
11	USG	**0,43**	-1,43	-2,06	-0,1	-1,9	-5,21
		0,31	0,9	1,24	1,49	0,46	3,92
12	USG	**2,89**	-1,06	-3,19	1,18	-2,8	-10
		0,35	2,61	0,44	3,49	2,24	3,33
13	USG	**1,7**	2,08	2,97	1,46	2,2	0,19
		0,21	0,72	0,5	0,8	0,41	2,89
22	USG	**-0,06**	-2,61	-1,77	0,96	-0,4	-3,13
		0,03	1,14	0,75	1,3	0,73	0,33
25	USG	**4,34**	7,5	5,39	3,31	5,69	10,21
		0,6	0,7	2,39	0,56	0,75	0,93
Mittelwert:	USG	**1,09**	0,61	-0,17	0,79	0,01	-1,66
		0,32	0,81	1,21	1,63	0,7	2,04

Tabelle 4 Gezeigt werden die Mittelwerte der Probanden im linksseitigem Einbeinstand in den verschiedenen Standpositionen. Die Werte sind als Gradzahlen angegeben. Gradzahlen, die einen negativeren bzw. geringeren Wert als den des normalen Einbeinstand (Normstand) annehmen, stehen für Supination. Gradzahlen, die einen positiveren bzw. höheren Wert als den des normalen Einbeinstands annehmen, stehen für Pronation. Kleingedruckt ist die jeweilige Standardabweichung.

Proband	Gelenk	Normstand	Kreisel	Matte	grün	blau	schwarz
6	USG	**-6,7**	-9,01	-6,55	-6,5	-7,8	-7,55
		0,12	1,51	0,22	2,65	1,71	4,07
8	USG	**-6,75**	-2,69	2,49	-3,1	-0,2	5,63
		0,68	0,65	2,64	1,96	1,14	5,16
9	USG	**-3,28**	-3,11	-6,17	-	-	-
		0,51	0,48	-	-	-	-
10	USG	**-1,66**	0,77	2,04	0,73	1,09	4,78
		0,07	0,71	0,05	0,74	0,51	5,22
14	USG	**-2,51**	-1,03	1,03	-0,2	0,55	1,84
		0,29	1,64	0,83	0,63	0,25	1,12
15	USG	**0,89**	0,66	2,61	3,2	2,83	1,73
		0,28	1,62	1,01	1,87	1,47	0,55
16	USG	**-2,56**	-1,3	2,76	0,03	0,08	-0,77
		0,28	0,52	0,93	0,64	0,61	0,44
17	USG	**-5,1**	-1,34	-1,63	-1,9	-0,2	-1,75
		0,48	0,27	0,81	1,96	1,3	1,29
18	USG	**-4,34**	-4,33	-4,04	-4	-4	-4,47
		0,75	1,26	0,34	1,16	0,85	1,14
19	USG	**-3,87**	-2,36	-3,23	-2,3	-2,2	1,67
		0,26	1,84	1,27	0,82	1,21	0,63
20	USG	**-2,59**	-3,83	-3,53	-4,8	-2,8	-2,4
		0,03	0,31	0,08	0,1	0,27	0,62
21	USG	**-4,44**	-4,59	0	-5	-2,6	0,1
		0,12	0,83	0	0	1,4	1,19
23	USG	**-2,3**	-0,93	-1,03	-1,6	-2,2	-2,26
		0,3	1,32	0,7	1,51	0,6	0,77
24	USG	**-2,47**	-1,36	-1,51	-1,9	-1,9	-1,31
		0,07	0,39	0,45	0,62	0,52	0,15
26	USG	**-0,67**	-0,71	0,11	1,66	-0,2	-0,6
		0,21	1,38	0,7	0,68	0,69	0,54
Mittelwert:	USG	**-3,22**	-2,35	-1,19	-1,8	-1,4	-0,38
		0,3	0,98	1,02	0,67	0,84	1,53

Tabelle 5 Gezeigt werden die Mittelwerte der Probanden im rechtsseitigem Einbeinstand in den verschiedenen Standpositionen. Die Werte sind als Gradzahlen angegeben. Gradzahlen, die einen positiveren bzw. höheren Wert als den des normalen Einbeinstand (Normstand) annehmen, stehen für Supination. Gradzahlen, die einen negativeren bzw. geringeren Wert als den des normalen Einbeinstands annehmen, stehen für Pronation. Kleingedruckt ist die jeweilige Standardabweichung.

Zu sehen ist, dass die meisten Probanden in allen Standpositionen in die Supination abweichen. Nur die Wenigsten weichen im Mittel komplett in die Pronation ab oder haben auf den Pads unterschiedliche Winkelabweichungen in beide Richtungen. Zu erkennen ist außerdem, dass die größten Winkelabweichungen auf dem schwarzen Stability-Trainer zustande kommen

(Abbildung 21). Mehr als neun Grad Achsabweichung wurden aber auch hier im Mittel nicht überschritten.

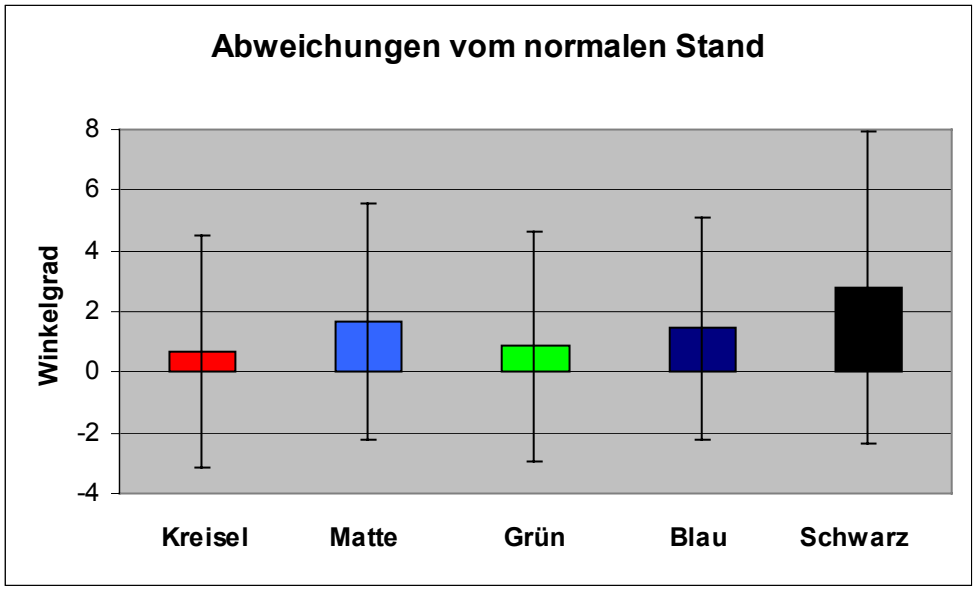


Abbildung 21 Durchschnittliche Winkelabweichung aller Probanden gegenüber dem normalen Einbeinstand im Unteren Sprunggelenk mit der jeweiligen Standardabweichung.

Die Abbildung 22 und Abbildung 23 zeigen die Realkurven während der 15 Sekunden dauernden Messung auf dem schwarzen Stability-Trainer im Unteren Sprunggelenk. In Abbildung 22 Verlauf der Gelenkstellung über den Zeitraum von 15 Sekunden bei einer Messung auf dem schwarzen Pad. Der Proband weicht hauptsächlich während des Stands in die Supination aus. Als Referenz dient der mittlere Wert des normale Einbeinstands, der hier durch die rote Linie gekennzeichnet ist. ist die Standabweichung hauptsächlich in die Supination zu erkennen, wohingegen Abbildung 23 ein Abweichen in beide Gelenkstellungen zeigt.

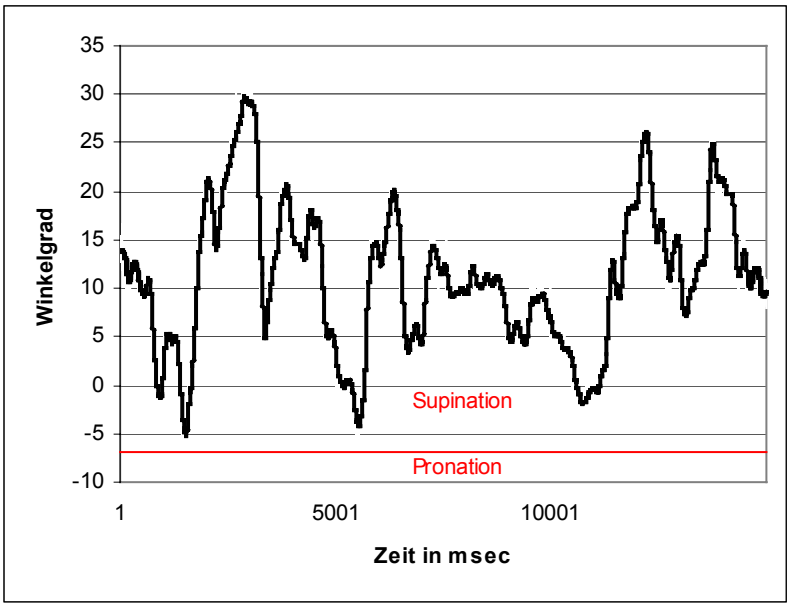


Abbildung 22 Verlauf der Gelenkstellung über den Zeitraum von 15 Sekunden bei einer Messung auf dem schwarzen Pad. Der Proband weicht hauptsächlich während des Stands in die Supination aus. Als Referenz dient der mittlere Wert des normale Einbeinstands, der hier durch die rote Linie gekennzeichnet ist.

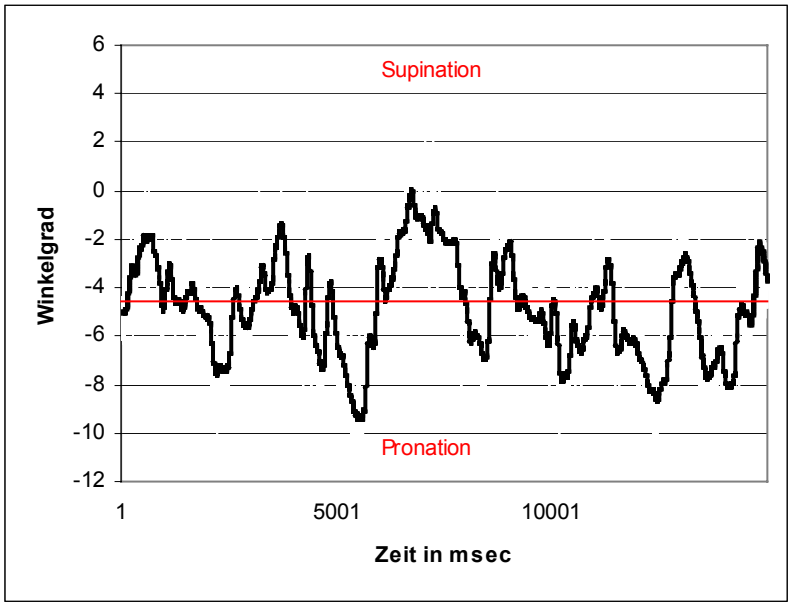


Abbildung 23 Verlauf der Gelenkstellung über den Zeitraum von 15 Sekunden bei einer Messung auf dem schwarzen Pad. Der Proband weicht in beide Gelenkstellungen aus. Als Referenz dient der mittlere Wert des normalen Einbeinstands, der hier durch die rote Linie gekennzeichnet ist.

9.1.4 Koordinationsmuster

Nachdem die muskuläre Aktivierung und das muskuläre Beanspruchungsverhalten auf den verschiedenen instabilen Medien aufgezeigt wurden, soll in diesem Kapitel die Muskelaktivierung in den verschiedenen Bewegungspositionen im unteren Sprunggelenk während einer Standphase näher beleuchtet werden. Es sind dies Koordinationsmuster bzw. Bewegungsabläufe, die unter den Probanden meist häufiger anzutreffen waren. In die Betrachtung mit einbezogen wurde der schwarze Stability-Trainer als Vertreter der extrem instabilen Medien, der blaue Stability-Trainer stellvertretend für mäßig instabile Trainingsgeräte und der Therapie-Kreisel, der wiederum einen der nicht verformbaren Therapiegeräte darstellt. Vergleichend wurde außerdem der normale Einbeinstand auf festem Boden miteinbezogen. Auf Grund der großen Datenmenge wurden nur die Standdurchgänge von vier Probanden untersucht und dabei immer der zweite Standversuch auf den Geräten. Die Probanden waren so ausgesucht worden, dass zwei von ihnen, rein subjektiv gesehen, bei den verschiedenen Übungen in sehr stabilem Einbeinstand waren, die anderen beiden dagegen augenscheinlich um Balance bemüht waren. Ausgewertet wurden die Daten mit Hilfe der Software MyoResearch XP 1.04.02 Master Edition und anschließend mit Microsoft Excel überarbeitet. Somit konnten die Bewegungsabläufe Pronation und Supination im unteren Sprunggelenk sichtbar gemacht werden und mit Zeitmarkern kenntlich gemacht werden. Da die Bewegungsschwankungen im unteren Sprunggelenk nicht kontinuierlich wechselten und so die Form einer Sinuskurve annehmen konnten, sondern teilweise für längere Zeit in einer Bewegungseinstellung verharrten, gestaltete es sich schwierig, eine bzw. mehrere Bewegungsabfolgen als Funktion der Zeit darzustellen und zu untersuchen. Es wurden darum immer jeweils zwei Sprunggelenkspositionierungen in Pronation und Supination pro Standdurchführung markiert. Als Referenz, in welcher Position sich die Probanden tatsächlich befanden, diente wieder der jeweilige Mittelwert des normalen Einbeinstands auf festem Boden. Wie aber bereits in Kap. 9.1.3

erwähnt, verblieben einige Probanden während des Einbeinstands komplett in einer Bewegungsabweichung, meist der Supination. Darum mussten dann Bewegungen, die die Achsenmittelstellung noch nicht überschritten hatten, aber zu einer Positionsänderung im unteren Sprunggelenk tendierten, wie eine Stellungsänderung gewertet werden. Im Folgenden soll nun dargelegt werden, wie sich die Aktivität der einzelnen Muskeln in Pronation bzw. Supination verhält. Die Diagramme Abbildung 24 bis Abbildung 27 zeigen zunächst das unterschiedliche Verhalten der vier Oberschenkelmuskeln in den beiden unterschiedlichen Standphasen bzw. Gelenkstellungen auf den vier besagten Standunterlagen.

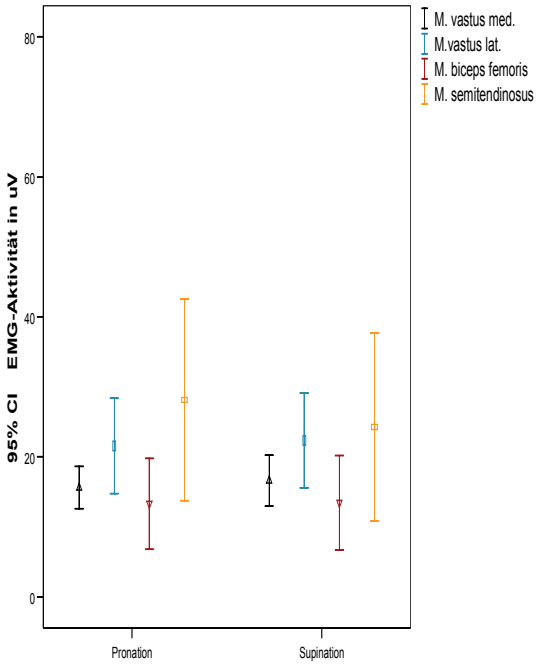


Abbildung 24 EMG-Aktivität der Oberschenkelmuskulatur im normalen Einbeinstand mit jeweiligem Konfidenzintervall

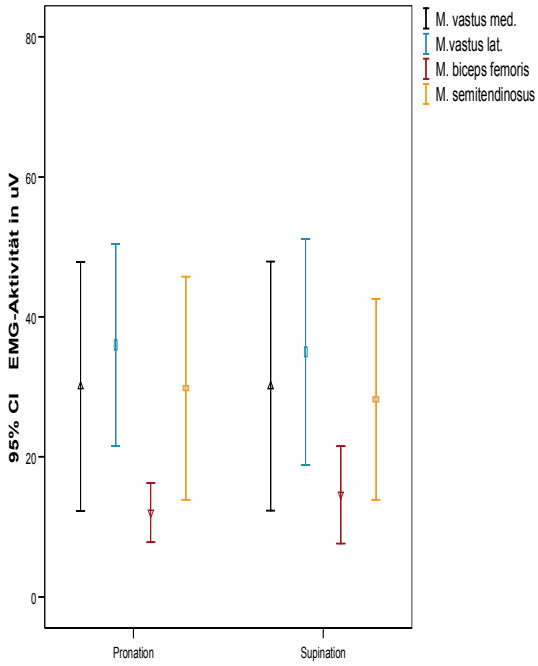


Abbildung 25 EMG-Aktivität der Oberschenkelmuskulatur auf dem Therapiekreisel mit jeweiligem Konfidenzintervall

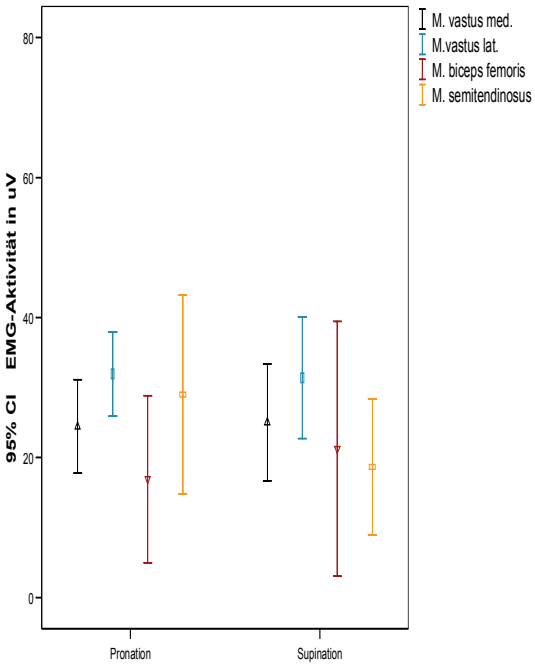


Abbildung 26 EMG-Aktivität der Oberschenkelmuskulatur auf dem blauen Pad mit jeweiligem Konfidenzintervall

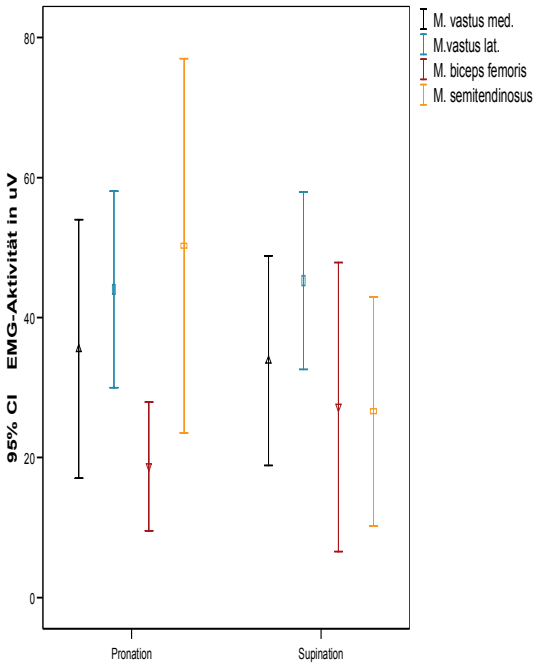


Abbildung 27 EMG-Aktivität der Oberschenkelmuskulatur auf dem schwarzen Pad mit jeweiligem Konfidenzintervall

- **M. quadriceps femoris – vastus medialis:**

  Auf allen drei Trainingsgeräten verhält sich der Muskel während des einbeinigen Stehens gleichbleibend aktiv und wird somit nicht von den Bewegungen im Unteren Sprunggelenk tangiert.

- **M. quadriceps femoris – vastus lateralis:**

  Auch hier scheint der Muskel unabhängig von dem jeweiligen Trainingsgerät nicht von den Bewegungen im Unteren Sprunggelenk beeinflusst zu werden.

- **M. biceps femoris:**

  Findet im normalen Einbeinstand noch weitestgehend keine Aktivitätsbeeinflussung durch die Bewegungen im unteren Sprunggelenk statt, so kommt es mit zunehmendem Instabilitätsverhalten der Unterlage zu einer Aktivitätssteigerung in Supination gegenüber der Pronationsstellung. Die Unterschiede sind allerdings nicht signifikant.

- **M. semitendinosus / semimembranosus:**
  Dieser Muskel wird vor allem verstärkt in der Pronationsstellung auf dem schwarzen Stability-Trainer beansprucht. Weit weniger beeinflusst hingegen die Winkelstellung im Unteren Sprunggelenk diesen Muskel auf den anderen Unterlagen. Ein deutlicher ($p<0,05$) Unterschied ist aber dennoch auch schon durch den Stand auf dem blauen Stability-Trainer ersichtlich.

Die Diagramme Abbildung 28 bis Abbildung 31 zeigen im Weiteren das unterschiedliche Verhalten der vier ausgewählten Unterschenkelmuskeln in den beiden unterschiedlichen Standphasen bzw. Gelenkstellungen auf den vier besagten Standunterlagen.

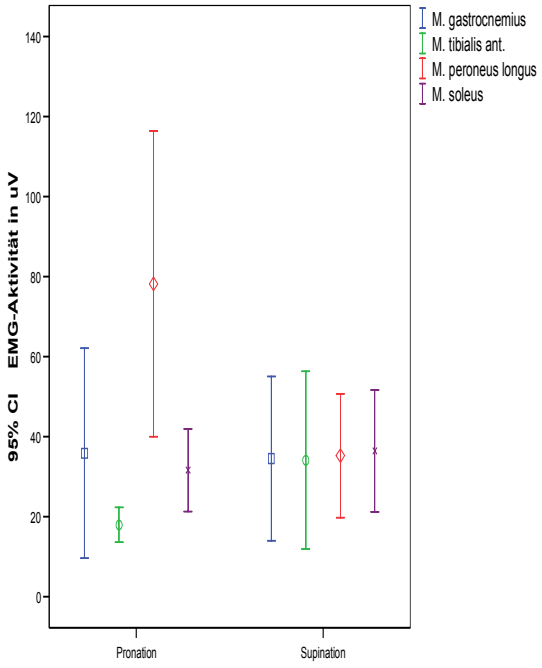


Abbildung 28 EMG-Aktivität der Unterschenkelmuskulatur im normalen Einbeinstand mit jeweiligem Konfidenzintervall

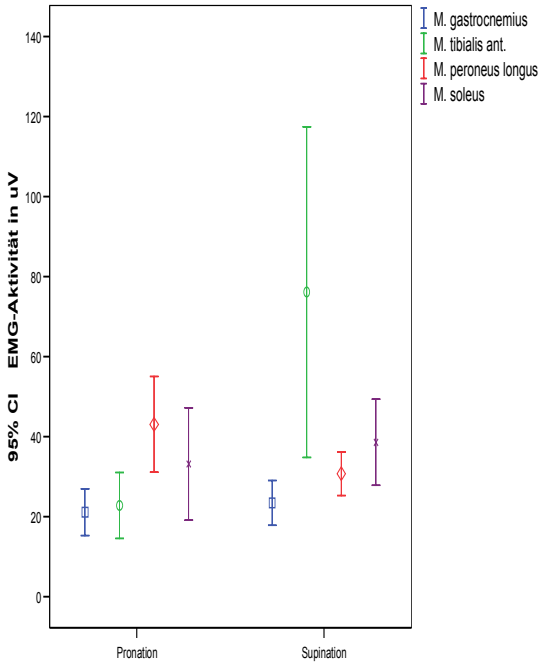


Abbildung 29 EMG-Aktivität der Unterschenkelmuskulatur auf dem Therapiekreisel mit jeweiligem Konfidenzintervall

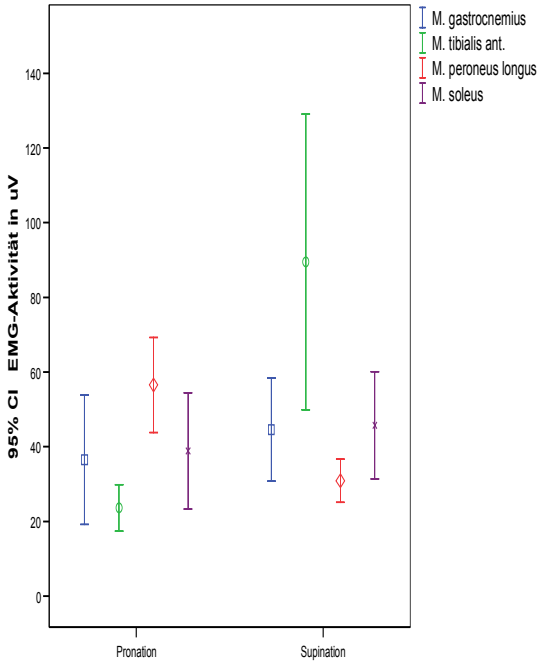


Abbildung 30 EMG-Aktivität der Unterschenkelmuskulatur auf dem blauen Pad mit jeweiligem Konfidenzintervall

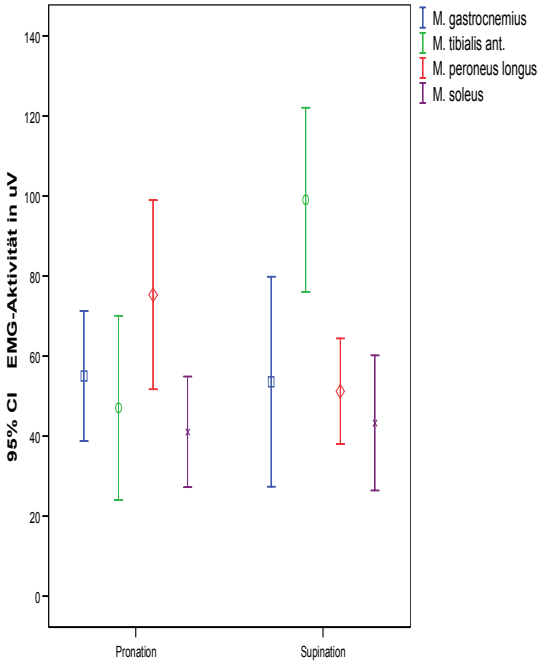


Abbildung 31 EMG-Aktivität der Unterschenkelmuskulatur auf dem schwarzen Pad mit jeweiligem Konfidenzintervall

- **M. gastrocnemius:**

  Dieser Muskel reagiert bei allen Probanden völlig uneinheitlich bei Bewegungen im Unteren Sprunggelenk auf den verschiedenen Pads. Eine Tendenz, in welcher Winkelstellung dieser Muskel nun mehr beansprucht wird, ist darum nicht zu erkennen.

- **M. tibialis anterior:**

  Auf allen drei Trainingsgeräten wird der Muskel v.a. während der Supinationsstellung im Unteren Sprunggelenk angesprochen. Selbst der Unterschied auf festem Boden ist signifikant ($p<0,05$).

- **M. peroneus longus:**

  Auf allen vier Unterlagen wird der Muskel insbesondere während der Pronationsstellung im Unteren Sprunggelenk deutlich stärker angesprochen ($p<0,05$) als in Supination.

- **M. soleus:**
  Dieser Muskel reagiert im Besonderen mit einer Aktivitätszunahme während der Supination ($p<0,05$).

Grundsätzlich lässt sich damit sagen, dass die verschiedenen Therapiegeräte die einzelnen Muskeln nicht unterschiedlich, sondern in ganz und gar ähnlicher Weise aktivieren. Bei allen vier Muskeln, die unmittelbar am Sprunggelenk ansetzen, konnte bis auf den M. biceps femoris je nach Funktionsweise auf allen drei instabilen Medien eine Aktivitätszunahme in der bezüglichen Fußstellung verzeichnet werden. Besonders eindrücklich war dies für den M. tibialis anterior in Supinationsstellung und den M. peroneus longus in Pronationsstellung. Ebenfalls keine erkennbaren Unterschiede in den Koordinationsmuster gab es zwischen den stabil im Einbeinstand stehenden Probanden und den um Balance bemühten Probanden.
Letztlich muss aber noch darauf hingewiesen werden, dass die ausgewählten Beispiele zwar gängigen Koordinationsmustern entsprechen, diese aber angesichts individueller Bewegungsausführungen nicht zwangsläufig sind und damit keine Allgemeingültigkeit besitzen.

9.1.5 Vergleich der muskulären Aktivität zu Beginn und Ende eines Standversuchs

Es stellt sich hier die Frage, ob die Beanspruchung der Muskulatur zu Beginn des Einbeinstands eine andere ist, als am Schluss der Übung und ob es dabei wesentliche Unterschiede zwischen den einzelnen Therapiegeräten gibt.
Mit Hilfe der Software MyoResearch XP 1.04.02 Master Edition wurde jeweils immer der mittlere Standversuch aller 25 Probanden in zwei Sekunden betragende Abschnitte aufgeteilt und dann die ersten bzw. die letzten zwei Sekunden näher betrachtet. Verglichen wurden die Zeitintervalle für den Einbeinstand auf festem Boden, dem Kreisel, dem blauen und dem schwarzen Stability-Trainer (Tabelle 6).

Pad	Periode	Vastus med	Vastus lat	Biceps	Semiten	Gastro	Tibialis	Peroneus	Soleus
Normstand	**Beginn**	21,75	25,62	15,42	21,39	39,84	50,73	62,92	38,03
	Ende	19,67	23,88	13,86	17,33	43,24	36,42	54,73	40,52
Kreisel	**Beginn**	25,12	28,80	14,87	19,42	42,69	45,51	45,20	42,15
	Ende	25,86	29,70	13,86	18,35	42,70	45,18	42,54	41,37
Blau	**Beginn**	35,62	42,58	23,66	29,96	63,88	87,85	89,10	53,36
	Ende	37,41	42,69	25,39	32,48	59,18	71,04	98,17	50,46
Schwarz	**Beginn**	23,50	29,38	17,45	20,64	46,90	52,09	53,78	47,59
	Ende	25,44	31,14	16,92	20,41	42,79	41,47	57,83	45,14

Tabelle 6 Von allen 25 Probanden gemittelte Muskelaktivität in µV zu Beginn und Ende der Messungen im Einbeinstand auf festem Boden, dem Kreisel sowie dem blauen und dem schwarzen Stability-Trainer.

Zu erkennen sind kaum Unterschiede zwischen Beginn und Ende der EMG-Messung. Besonders die Beanspruchung der Mukulatur auf dem Therapiekreisel verläuft sehr gleichmäßig.

Kleine aber keineswegs signifikante Unterschiede im Aktivitätsverlauf finden sich einzig beim M. tibialis. Dieser Muskel erfährt, außer beim Stand auf dem Therapiekreisel, mit zunehmender Standdauer einen gewissen Aktivitätsrückgang, der aber wie gesagt nur sehr gering ausgeprägt ist.

9.2 Ergebnisse der Messungen auf der Kraftmessplatte

9.2.1 Vergleich der Kraftverhältnisse auf den verschiedenen instabilen Unterlagen

Anders als bei der Auswertung der EMG-Messung ist es hierbei nicht notwendig, die ermittelten Daten auf einen Referenzwert zu beziehen, da es sich bei den Daten der Kraftmessplatte um absolute Werte handelt die uneingeschränkt interpersonal und intrapersonal vergleichbar sind.

Für jeden Probanden kann nun also die mittlere Kraftveränderung in allen drei Dimensionen auf den verschiedenen instabilen Trainingsgeräten miteinander

verglichen werden. Dabei geben die x-Werte die Kraftverhältnisse in der Rechts-Links-Ausrichtung, die Y-Werte die Kraftverhältnisse in der Anterior-Posterior-Auslenkung und die Z-Werte Oben-Unten-Ausrichtung an. Für diese Studie waren, vor allem auch aus gründen der enormen Datenflut, im Wesentlichen die Veränderungen der X-Werte, also die Reaktionen des unteren Sprunggelenks, von Interesse. Diese Daten können nun wieder für das gesamte Probandenkollektiv gemittelt werden, so dass sich daraus die durchschnittlichen Impulswerte aller Dimensionen (x-,y-und z-Richtung) bzw. Frequenzen im unteren Sprunggelenk für das jeweilige Trainingsgerät ergeben. Tabelle 7 zeigt die Ergebnisse für das ganze Probandenkollektiv.

	Kreisel	Matte	Pad grün	Pad blau	Pad schwarz
Mittelwert Fx (N*ms)	0,15 0,03	0,22 0,06	0,14 0,04	0,19 0,05	0,31 0,09
Mittelwert Fy (N*ms)	0,28 0,07	0,39 0,09	0,29 0,08	0,33 0,08	0,42 0,09
Mittelwert Fz (N*ms)	0,07 0,02	0,11 0,04	0,07 0,04	0,09 0,04	0,16 0,06
Mittelwert Fx/y	0,53 0,07	0,56 0,13	0,49 0,1	0,59 0,1	0,75 0,18
Frequenz (250 ms)	2,56 0,21	2,64 0,39	2,46 0,34	2,62 0,33	2,75 0,18

Tabelle 7 Gesamtmittelwerte der einzelnen Therapiegeräte aus den individuellen Mittelwerten aller Probanden gemittelt. Kleingedruckt ist die jeweilige Standardabweichung

Es zeigt sich, dass der schwarze Stability-Trainer zu deutlich mehr Kraftveränderungen und -verlagerungen, d.h. zu erhöhter Gleichgewichtsveränderung führt als alle anderen eingesetzten Therapiegeräte. Im Besonderen ist hierbei die verstärkte Balanceaktivität des unteren Sprunggelenks und somit die Supination-Pronation-Ausrichtung zu beurteilen. Dabei wird das untere Sprunggelenk durch den F_x-Wert in der Darstellung repräsentiert. Bei dem schwarzen Luftkammerpolster zeigt sich mit einer deutlichen Signifikanz ($p<0,05$) gegenüber den restlichen Trainingsgeräten, dass v.a. das untere Sprunggelenk mit einer gesteigerten Impulsgebung auf die

Instabilitätsverhältnisse reagiert. Ganz ähnlich verhalten sich die Airexmatte und der blaue Stability-Trainer. Beide fordern das Untere Sprunggelenk in seiner Beweungsausrichtung noch einmal deutlich stärker ($p<0,05$) als der grüne Stability-Trainer bzw. der Therapiekreisel (Abbildung 32).

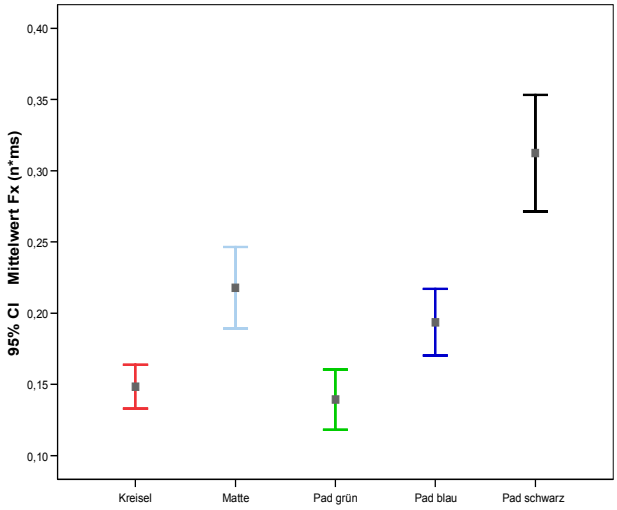


Abbildung 32 Mittlere Kräfteverteilung mit Konfidenzintervallen aller Probanden auf den unterschiedlichen instabilen Medien.

Als ein weiterer wichtiger Wert, die Instabilität des ganzen Fußes über die gesamte Standphase darzustellen, gilt der Stabilitätsquotient F_x/F_y. Je größer dieser Wert, desto instabiler stellt sich der jeweilige Untergrund dar. Auch hier zeigt der schwarze Stability-Trainer deutlich höhere Werte an, als die übrigen Therapiegeräte ($p<0,05$). Ein wenig verwundert dabei allerdings die Tatsache, dass der blaue Stability-Trainer ein größeres Instabilitätsverhalten aufzuweisen scheint, als die etwas weichere Airexmatte (Abbildung 33). Der Unterschied ist allerdings nur minimal und somit nicht signifikant.

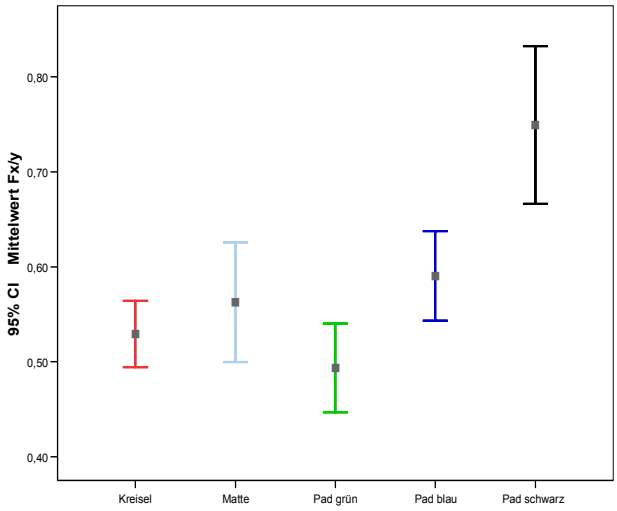


Abbildung 33 Unterschiede im Stabilitätsverhalten auf den verschiedenen instabilen Medien. Die Fehlerbalken geben das jeweilige Konfidenzintervall wieder.

Ein anderes Maß, die Standfestigkeit zu bewerten, besteht in der Zählung der Winkel-0-Durchgänge, wenn im unteren Sprunggelenk die Bewegungsausrichtung von Supination nach Pronation hin und her wechselt. Aus der Anzahl der Nulldurchgänge über die Zeit erhält man so die Frequenz. Man muss dabei allerdings davon ausgehen, dass eine Frequenz, also z.B. ein Durchgang von Pronation in Supination und wieder zurück, mindestens 250 Millisekunden andauert. Auf diese Weise filtert man fälschliche Frequenzen weg, die deutlich unter der angegebenen Zeitspannen liegen und damit kein echtes Bewegungsmuster darstellen (Abbildung 34).

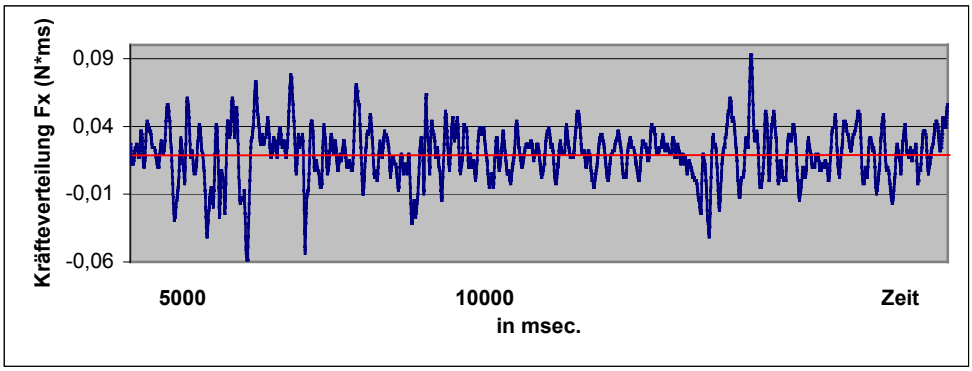


Abbildung 34 Kraftveränderung in Pronation-Supination-Ausrichtung über die Zeit auf einer instabilen Unterlage. Als Referenz dient der normale Einbeinstand, der hier durch die rote Linie gekennzeichnet ist.

Auch bei der Frequenzanalyse zeigte sich, dass das untere Sprunggelenk auf dem luftgefüllten Stability-Trainer eine höhere Anzahl an Nulldurchgängen durchläuft und damit eine stärkere Frequenz aufweist als die anderen instabilen Unterlagen (Abbildung 35). Ein signifikanter Unterschied besteht allerdings nur gegenüber dem grünen Stability-Trainer und dem Therapiekreisel ($p<0,05$), die Unterscheidung gegenüber der Airex-Matte und dem blauen Stability-Trainer ist dagegen nur unwesentlich. Weitere signifikante Unterschiede bestehen bloß noch zwischen der Airex-Matte und dem grünen Stability-Trainer ($p<0,05$), alle anderen Trainngsgeräte ähneln sich in der Frequenzanalyse zum größten Teil.

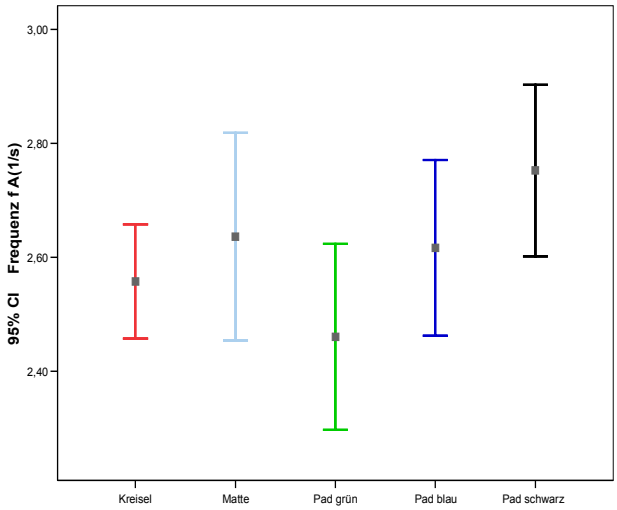


Abbildung 35 Bewegungsfrequenz im Unteren Sprunggelenk von z.B. Supination in Pronation und wieder retour. Die Fehlerbalken geben das jeweilige Konfidenzintervall wieder.

10. Diskussion

Die Studie beschäftigt sich mit der Frage, inwieweit sich die Anforderungen im Stabilitätsverhalten und in der muskulären Aktivität im Gebrauch mit dem neuentwickelten, luftgepolsterten Pad aus der Theraband Stability-Trainer-Reihe von den herkömmlichen instabilen Medien unterscheiden. In diesem letzten Abschnitt wird zunächst noch einmal die Untersuchungsmethode reflektiert, anschließen werden die Ergebnisse diskutiert und zu guter Letzt Schlussfolgerungen aus den gewonnenen Erkenntnissen gezogen.

10.1 Diskussion der Ergebnisse

Vergleich der muskulären Aktivitäten auf den verschiedenen Unterlagen:

Eine der zugrundeliegenden Fragestellungen dieser Studie war es, herauszufinden, welche Sprunggelenks- und Kniestabilisierenden Muskelgruppen während des Einbeinstands aktiv sind und welche Unterschiede im Aktivitätsausmaß zwischen den einzelnen Unterlagen festzustellen sind. Beansprucht werden dabei alle abgeleiteten Muskeln, im Ausmaß allerdings teilweise sehr stark abhängig von der jeweiligen instabilen Unterlage und der Gelenkstellung. Ganz klar zu erkennen ist, dass eine zunehmende Instabilität des Untergrunds eine stärker werdende Aktivität im EMG bei allen in dieser Studie abgeleiteten Muskeln bewirkt. Das heißt, dass das Luftkissen-Pad die höchsten Anforderungen an die Muskulatur stellt. Eine gesteigerte Muskelbeanspruchung gegenüber dem Einbeinstand auf festem Grund trat allerdings bei allen instabilen Medien auf. So war der Aktivierungszuwachs auf einigen Geräten (Kreisel, grünes Pad) allerdings nur gering und im Falle des M. peroneus longus auf dem Therapiekreisel sogar rückläufig. Außerdem ergab diese Studie, dass vor allem die Muskulatur des Unterschenkels durch die Therapiegeräte am meisten beeinflusst wird. Herauszuheben ist dabei das Aktivitätsschema des M. tibialis anterior, das mit zunehmender Instabilität der Unterlage den deutlichsten Anstieg zu verzeichnen hatte. Eine mögliche

Erklärung dafür könnte unter anderem die Tatsache sein, dass die meisten Probanden bei größerer Instabilität des Geräts vermehrt in die Supinationsstellung im Unteren Sprunggelenk auswichen. In dieser Haltung ist der M. tibialis anterior in seiner Funktion als Supinator natürlich am meisten gefordert. Ansonsten förderten die Therapiegeräte den Aktivitätszuwachs der Ober- und Unterschenkelmuskulatur aber in ganz ähnlicher Weise. Einzig der Therapiekreisel vermochte die Oberschenkelmuskulatur etwas stärker als die Unterschenkelmuskulatur zu beanspruchen.

Auch in einigen anderen Studien konnte ebenfalls gezeigt werden, dass das Training mit wackeligen bzw. instabilen Medien die neuromuskuläre Leistungsfähigkeit fördert.

Ganz ähnlich der vorliegenden Studie untersuchten LANZA et al. (2003) die Unterschiede in der Muskelaktivität im Einbeinstand zwischen festen und instabilen Standunterlagen. Sie registrierten dabei signifikante Unterschiede zwischen dem Stehen auf normalen Boden und der Airexmatte ($p<0,05$). Ein weiteres Ergebnis ihrer Arbeit war die Beobachtung, dass der M. peroneus während aller verschiedenen Standbedingungen die höchste Muskelaktivität aufweist. Diese Aussage steht jedoch im krassen Gegensatz zur vorliegenden Studie, bei der der M. peroneus außer durch den schwarzen Stability-Trainer nur vergleichsweise wenig durch die verschiedenen Standpositionen aktiviert wurde.

Auch FAETH et al. (2004) untersuchten die Unterschiede im Stabilitätsverhalten des Einbeinstands auf unterschiedlichen, instabilen Unterlagen. Sie kamen zu der Erkenntnis, dass Schaumstoff-Pads, als instabilste der verwendeten Trainingsgeräte, die Oberschenkelmuskeln am meisten aktivierten. In der vorliegenden Studie konnten allerdings keine signifikanten Unterschiede in der Aktivierung zwischen Oberschenkelmuskulatur und Unterschenkelmuskulatur gemessen werden. Vielmehr gab es eine Tendenz, dass gerade die Schaumstoff-Pads eher die Unterschenkelmuskulatur stärker als die Muskeln des Oberschenkels fordern. Ein signifikanter Unterschied konnte aber nicht erkannt werden.

PODZIELNY (2000) konnte mittels isometrischer Kraftmessung nach einem mehrwöchigen Trainingsprogramm auf dem Airex Balance-Pad eine verbesserte Kraftfähigkeit der Peronealmuskulatur nachweisen. Dies könnte sich wiederum nach BOSIEN et al. (1955) und TROPP (1986) im Hinblick auf die Vermeidung von Sprunggelenksverletzungen positiv auswirken. Beide Untersuchungen sahen in einer peronealen Muskelschwäche eine mögliche Ursache von chronischen Sprunggelenksdefiziten. Zwar zeigte der M. peroneus während der Standphase in der hier vorliegenden Arbeit auf einigen instabilen Unterlagen nur wenig Aktivitätszunahme im Vergleich zum Einbeinstand auf festem Boden, doch gerade auf der Airex-Matte und vor allem dem schwarzen Stability-Trainer als Vertreter der extrem instabilen Unterlagen, konnte ein deutlicher Aktivitätszuwachs verzeichnet werden. Dies unterstreicht noch einmal, dass Trainingsprogramme auf deutlich instabilen Medien zu einer verbesserten Kraftfähigkeit der Peronealmuskulatur führen kann. Für ein Training auf dem grünen Stability-Trainer oder dem Therapiekreisel muss dies allerdings für junge, sportliche Menschen angezweifelt werden.

In einer anderen Studie untersuchten GOLLHOFER et al. (1989) die Wertigkeit neuromuskulärer Funktionen und ihre Trainierbarkeit. Dazu ließen sie 69 Sportstudenten ein 4-wöchiges Experimentaltraining auf Posturomed, Airexmatte und anderen instabilen Medien absolvieren. Als Ergebnis stand am Ende eine deutliche Verbesserung des Kraftanstieges. Darüber hinaus konnte für das Sprunggelenk gezeigt werden, dass isoliertes Maximalkrafttraing nicht in gleichem Maße zur Verbesserung der neuromuskulären Situation beiträgt. Auch diese Aussage kann durch die vorliegende Studie nachvollzogen werden. Fast alle angeleiteten Muskeln zeigen auf den jeweiligen instabilen Unterlagen eine Aktivitätszuwachs im EMG gegenüber dem normalen Einbeinstand auf festem Grund. Demnach dürfte ein mehrwöchiges Training durchaus zu einer Verbesserung des Kraftanstiegs führen.

Diese Aussage wird noch durch die Studie von KULLMANN (2002) gestützt. Er hatte in seinen Arbeiten die Auswirkungen eines Sensomotoriktrainings auf Kippbrettern, Therapiekreisel und Airexmatte mit denen eines Maximalkrafttrainings verglichen. In allen Testbedingungen war es, zumindest

was die Beinextensoren betrifft, ebenfalls zu einer gesteigerten EMG-Aktivität gekommen.
HEITKAMP et al. (2001) wiederum konnten in einer Studie mit jungen Sportlern zeigen, dass durch Balancetraining nicht nur die Maximalkraft im Einbeinstand verbessert werden konnte, sondern auch Differenzen zwischen dem rechten und dem linken Bein reduziert wurden. Durch das Balancetraining können somit muskuläre Dysbalancen ausgeglichen werden.
Zwar konnte in der vorliegenden Studie gezeigt werden, dass der Einbeinstand auf instabilen Medien zu einer zum Teil enormen Aktivitätssteigerung in einigen Muskeln führt, inwieweit ein Training auf diesen Geräten aber das Gleichgewicht verbessern kann, war nicht Gegenstand dieser Arbeit.
GRANACHER (2004) konnte hingegen in seiner Untersuchung die Verbesserung der neuromuskulären Leistungsfähigkeit im Alter durch Training nachweisen und hielt aus diesem Grund sensomotorisches Training als sturzpräventive Maßnahme für ältere Menschen für geeignet.
Balance-Training ist für NITZ und CHOY (2004) nicht nur eine effektive Möglichkeit um das Gleichgewicht und die Reaktionsfähigkeit zu verbessern, auch die Maximalkraft konnte auf diesem Weg gesteigert werden.

Auswertung der Gelenkstellung:

Ein weiterer Punkt, mit dem sich diese Arbeit beschäftigt, ist die Frage wie sich das Fußgewölbe bzw. die Beinachse während der Stabilisationsaufgabe verhält. Hauptaugenmerk lag dabei auf den Lösungsstrategien des Unteren Sprunggelenks. Die meisten Probanden wichen dabei in die Supinationsstellung aus. Nur wenige Probanden verharrten länger in der Pronationsstellung oder wechselten gar ständig um die Winkel-0-Position herum. Da der Wechsel von einer Extremstellung in die andere völlig individuell ohne regelhaftes Muster von statten ging, konnte auch kein sinuskurvenartiger Verlauf in der Goniometeraufzeichnung beobachtet werden. Zu sehen war aber, dass je wackeliger der Untergrund war, desto länger verblieben die Testpersonen in den Abweichpositionen. Im Gegensatz zur Darstellung des „Center of pressure“(COP), Kraft- und Druckveränderung während des Stehens oder des

allgemeinen „Body sway“ gibt es in der Literatur vergleichsweise wenig Arbeiten, die sich mit dem Verhalten des Sprunggelenks und den daraus resultierenden Achsabweichungen direkt beschäftigen.

Die Studienergebnisse von GHARAVI-NOURI (2005) auf dem Posturomed zeigen, dass 14 von 28 Rechtsfüssern im Einbeinstand die rechte Seite stärker gewichten als die linke. Diese 50% Korrelation ließ allerdings nicht den Schluss zu, dass bei Stabilitätsaufgaben der laterale Teil des Fußes stärker belastet wird. Trotzdem stimmt diese Tendenz mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie überein, da auch hier die meisten Probanden in die Supination auswichen. Das Bewegungsverhalten im Unteren Sprunggelenk scheint sich allerdings durch Verletzungen und andersartige Einschränkung durchaus verändern zu können.

GOTZES (2004) beschäftigte sich bei seinen Untersuchungen auf dem Kinesthetic ability trainer (KAT) mit den Unterschieden der Abweichrichtung bei Probanden mit Supinationstraumen und sprunggelenksgesunden Probanden. Er fand heraus, dass sich die beiden Gruppen v.a. in der Pronationsrichtung unterschieden. Er erklärte sich dies damit, dass eine Unsicherheit in Supinationsrichtung bei diesem Test zu einem vermehrten Ausweichen in die Gegenrichtung führte, um die Balance nicht zu gefährden. Des weiteren kam man in dieser Studie zu der Auffassung, dass in bezug auf die Abweichung in Supinationsrichtung ein Tapeverband bei Unverletzen zu signifikanten Verschlechterungen führen würde. Abweichungen mit Tapeverband in Pronationsrichtung waren dagegen prinzipiell geringer ausgeprägt.

VAES et al. (2001) kamen zu dem Ergebnis, dass Probanden mit funktionell instabilen Sprunggelenken signifikant schnellere Supinationsbewegungen bei experimenteller Provokation zeigten. Zudem waren die Reaktionszeiten der Evertoren im Elektromyogramm signifikant langsamer.

Koordinationsmuster:

Mit dem Erstellen verschiedener Koordinationsmuster konnte eruiert werden, inwiefern sich das Stabilisationsverhalten des Fußes und die Aktivität der per EMG abgeleiteten Muskeln im Einbeinstand in Bezug auf die jeweiligen

Trainingsunterlagen unterscheiden. Auf diese Weise konnte sicher gestellt werden, dass besonders die vier Muskeln des Unterschenkels durch Bewegungen im unteren Sprunggelenk in unterschiedlicher Art und Weise betroffen waren. Besonders M. tibialis anterior und M. peroneus longus als Antagonisten wiesen bei Abweichungen der Beinachse eindrückliche Aktivierungsmuster im EMG auf. Dies zeigt wiederum, dass die instabilen Unterlagen auf grund der ständigen Ausweichbewegungen im Unteren Sprunggelenk einen großen Einfluss auf die Beanspruchung der einzelnen Muskeln haben. Weit weniger Einfluss hat die Winkelstellung des Unteren Sprunggelenks hingegen auf die Muskeln des Oberschenkels. Wenngleich auch mit größer werdender Instabilität der Unterlage beim M. semitendinosus ($p<0,05$) und mit Abstrichen auch beim M. biceps femoris ein gewisser Effekt zu beobachten ist.

Zu ganz ähnlichen Ergebnissen kam PODZIELNY (2000) in ihren Studien. Auch sie beobachtete ein muskuläres Zusammenspiel zwischen der Peronealmuskulatur und der vorderen Schienbeinmuskulatur. Steigerte die Peronealmuskulatur ihre EMG-Aktivität, so wurde in gleichem Zuge die Muskelaktivität des M. tibialis anterior reduziert.

Weitere Untersuchungen beschäftigen sich besonders mit der Reflexantwort der Peronealmuskulatur. Nach GLICK et al. (1976) wird dieser als wichtiger Pronator eine bedeutenden Rolle in der Stabilisierung des Fußes, gerade bezüglich plötzlicher Inversionsbewegungen zugesprochen.

SOMMER (1983) geht in seinen Untersuchungen sogar so weit, dass er für Sprunggelenksverletzungen ein muskuläres Ungleichgewicht zwischen der Peronealmuskulatur und dem M. tibialis verantwortlich macht. Die relative Schwäche der Peronealmuskulatur führt demnach bei Ermüdung zu einer verstärkten Supination während des Aufsetzens des Fußes auf den Boden und provoziert somit laterale Sprunggelenksverletzungen. Das eben gerade M. peroneus longus und im Besonderen M. tibialis anterior den stärksten Einfluss auf die Bewegung im Unteren Sprunggelenk haben, zeigt auch die vorliegende Studie. Ein erhöhtes Risiko für Sprunggelenkverletzungen bei einer relativen

Ungleichgewichtung zwischen diesen beiden Muskeln ist darum also durchaus denkbar.

So zeigten sich bei induzierten Supinationsbewegungen in der Studie von SCHEUFFELEN et al. (1993) hohe EMG-Aktivitäten des M. peroneus longus, was ebenso für den antizipatorischen Schutzmechanismus der Peroneus-Gruppe bei Inversionsbewegungen spricht.

Auch LOHRER et al. (1993) verwiesen auf die große Bedeutung der antizipatorischen Aktivierung der gelenkstabilisierenden peronealen Muskelgruppe während der unbelasteten Phase beim Gehen und vor allem kurz vor dem Bodenkontakt, um das Sprunggelenk aktiv zu sichern.

Hinsichtlich der passiven, äußeren Stabilisierung des Sprunggelenks durch Tapen hatte SPRINGINGS (1981) herausgefunden, dass es während eines provozierten Umknickens zu keiner verminderten Feuerungsaktivität der Muskulatur kam. Trotz Stabilisierung und somit vermeintlich geringerer Bewegungsfreiheit in der Beinachse führte der Umknickversuch mit Tape zum gleichen Aktivitätsreflex der Peroneusgruppe wie ohne Tape.

Das besonders M. tibialis anterior und M. peroneus longus durch den Stand auf extrem instabilen Unterlagen angesprochen werden, konnte in der vorliegenden Studie schon dargelegt werden. Und so konnten EILS und ROSENBAUM (2001) bereits nach einem sechswöchigem Training mit Übungen auf Weichbodenmatten, Aerobic Steps, Minitrampolinen, etc. bei ihren Probanden eine deutlich besser auf einander abgestimmte Reaktion zwischen M. tibialis anterior und M. peroneus longus bei plötzlichen Inversionsbewegungen beobachten. Zudem zeigte sich bei den Probanden noch ein Jahr nach diesem Training ein signifikant niedrigeres Umknickrisiko des Fußes nach innen.

Vergleich der muskulären Aktivität zu Beginn und Ende eines Standversuchs:

Auch der Aktivitätsverlauf über die Zeit wurde in dieser Studie beobachtet. Dabei fiel einzig beim M. tibialis anterior ein allerdings nahezu unerheblicher Aktivitätsverlust ins Gewicht. Für alle anderen Muskeln wurden in den verschiedenen Standpositionen keine relevanten Unterschiede der EMG-

Aktivität gemessen. Der Grund dafür ist vor allem die relativ kurze Beanspruchungsdauer, so dass eine Muskelermüdung im eigentlichen Sinn gar nicht zu erwarten ist. Aber auch Aktivitätsunterschiede, die möglicher Weise zu Beginn oder Ende einer Messung hätten auftreten können, wurden nicht beobachtet.

Als Indikatoren für die Muskelermüdung werden im Allgemeinen das Frequenzspektrum und die Signalamplitude des EMG-Signals herangezogen. Eine Verschiebung der im EMG enthaltenen Frequenzen zu niedrigeren Werten mit zunehmender Kontraktionsdauer wurde erstmals von PIPER (1912) beschrieben. COBB/FORBES (1923) zeigten, dass diese Verschiebung der EMG-Frequenzen gegen niedrigere Werte mit Muskelermüdung verbunden ist und konnten einen gleichzeitigen Anstieg in der Signalamplitude nachweisen. Eine Ursache für diese Amplituden-Zunahme im ersten Zeitabschnitt ist die Rekrutierung zusätzlicher motorischer Einheiten (KONRAD/FREIWALD, 1997).

FISCHER (2002) konnte in seinen Studien über das Ermüdungsverhalten der Unterarmmuskulatur durch Wärmeapplikation die Anzahl an zusätzlich rekrutierten motorischen Einheiten zurückfahren. Die niedrigeren Amplitudenwerte können dabei als herabgesetzter Muskeltonus gedeutet werden.

Wohl auch eine Rolle im Verlauf der Muskelermüdung spielt der Einfluss von Schmerzreizen. In schmerzhaften Muskeln wurde unter isometrischen Kontraktionen bei konstantem Kraftniveau eine Abnahme in der Feuerrate aktiver motorischer Einheiten nachgewiesen (FARINA et al., 2003) In anderen Studien wurde gezeigt, dass es bei Muskelschmerz unter Kontraktionen mit maximaler Kraft zu einer Abnahme in der gemessenen Aktivität im Vergleich zu schmerzfreien Kontrollbedingungen kommt (WANG et al., 1999). Eine Reduzierung der Ausdauer bei experimentellem Muskelschmerz wird durch CIUBOTARIU et al. (2003) beschrieben.

Vergleich der Kraftverhältnisse auf den verschiedenen instabilen Unterlagen:

Als letzter, aber keineswegs unbedeutender Punkt soll nun noch einmal das unterschiedliche Stabilisationsverhalten der Probanden auf den verschiedenen instabilen Medien betont werden. Mit Hilfe der Kraftmessplatte und verschiedenen Datenerhebungen bzw. Auswerteverfahren wird ersichtlich, dass das neueste Model der Stability-Trainer-Reihe, das schwarze Luftkissen, die deutlich instabilsten Verhältnisse bietet. Belegt werden kann dies zum Einen durch die verstärkte Kraftaufbietung in x-Richtung, was einer erhöhten Bewegungsanforderung im Unteren Sprunggelenk entspricht. Zum Anderen weist der Stabilitätsquotient Fx/y für das schwarze Luftkissen-Pad ebenfalls die höchsten Werte auf, was wiederum für erhöhte instabile Eigenschaften spricht. Auch die deutlich erhöhte Bewegungsfrequenz des Standbeines auf dem schwarzen Stability-Trainer sprechen für eine erhöhte instabile Voraussetzungen. Dass dadurch die Muskelaktivität während des Einbeinstands am stärksten gefördert wird, konnte bereits dargelegt werden. Ob durch diese extrem instabilen Gegebenheiten Koordination und Balanceverhalten über einen längeren Zeitraum besser trainiert werden können als auf weniger instabilen Therapiegeräten, war nicht Inhalt dieser Studie.
Ein wenig mehr Licht in diese Frage brachte die Arbeit von COX et al. (1993). Die Autoren untersuchten die Auswirkungen eines einseitigen Balancetrainings auf die Haltungskontrolle bei gesunden Versuchspersonen. 27 Probanden wurden in eine Kontrollgruppe ohne Training, eine Gruppe mit Balanceübungen auf einer weichen, schaumstoffähnliche Oberfläche und ein Gruppe mit Training auf einer harten Oberfläche eingeteilt. Mit Hilfe des Chattecx Dynamic Balance Systems (CDB) wurden Vor- bzw. Nachuntersuchungen unter Kombination folgendener Bedingungen durchgeführt: trainiertes Bein, untrainiertes Bein, geöffnete Augen, geschlossene Augen. Zwar konnten keinerlei signifikante Unterschiede zwischen den drei Probandenkollektiven gefunden werden, ein deutlich zu beobachtender Trend zeigte allerdings, dass die Trainingsgruppe, die auf der harten Oberfläche trainiert hatte, in allen vier Testbedingungen eine Verbesserung erzielen konnte. Die Verbesserungen können allerdings auf die

ähnliche Oberfläche beim Training und den anschließenden Tests zurückgeführt werden und darum waren die Autoren der Auffassung, dass ein Training auch dann wirksam sein wird, wenn man die Trainingsgruppe an immer weicher werdende Oberflächen heranführen würde.

WALLS et al. (2005) legten, um den Einbeinstand auf unterschiedlich instabilen Oberflächen zu beurteilen, eine Frequenzanalyse von Bewegung des Fußes in medialer-lateraler Ausrichtung vor. Dabei wurde der Unterschied zwischen dem Einbeistand auf festem Boden, auf der Airex-Matte, einem Therapiekreisel und zwei weiteren Trainingsgeräte untersucht. Das Ergebnis war eine signifikant höhere „mean power frequency“ (MPF) im Einbeinstand auf festem Boden als auf allen anderen instabilen Medien.

RIEMANN et al. (2003) verglichen in ihrer Arbeit Ausgleichsbewegungen in Sprung-, Knie- und Hüfgelenk während des Einbeinstands auf verschiedenen instabilen Medien. Die meisten Ausgleichsbewegungen wurden dabei im Sprunggelenk ausgeführt, das damit von vorderster Wichtigkeit für diese Übungen war. Erst verstärkt instabile Situationen führten zu einer zusätzlichen korrigierenden Bewegung in den proximal gelegenen Gelenken. Dies entspricht genau den Beobachtungen aus Kapitel 9.2.2 der vorliegenden Studie. Dort wurde ebenfalls mit Zunahme der instabilen Gegebenheiten ein höherer Stabilitätsfaktor $F_{x/y}$, als Zeichen einer erhöhten Instabilität im Sprunggelenk gemessen.

Ganz generell muss daher angenommen werden, dass die Therapieübungen auf den verschiedensten instabilen Medien eine Verbesserung hinsichtlich Koordination und Stabilisations- bzw. Balanceverhalten bewirken. Zwar konnte mit den vorliegenden Untersuchungen keine Beeinflussung des Stabilisationsverhalten ermittelt werden, dennoch gibt es einige Trainingsstudien, die eine trainingsabhängige Wirkung auf Balance und Koordination aufzeigen konnten. 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. Das Balanceverhalten wurde mittels Stabilometrie sowie einem optoelektronischen Bewegungsaufnahmesystem

überprüft. Bei Personen mit funktioneller Instabilität waren dabei anfangs noch größere Schwankungen zu beobachten. Anhand der Stabilometrie-Messungen war nach einem 8-wöchigen Ankle Disk-Training die Balance allerdings als verbessert anzusehen.

Zu ganz ähnlichen Erkenntnissen kommt die Studie von EMERY et al. (2005). Eine Trainingsgruppe, die in einem Zeitrahmen von 6 Wochen verschiedene Übungen auf einem „Wobble Board“ ausführt, und eine Kontrollgruppe zu jeweils mehr als 60 Probanden wurden getestet. Das Ergebnis war eine signifikante Verbesserung des statischen und dynamischen Balanceverhaltens in der Trainingsgruppe.

Nur eine Verbesserung des dynamischen aber nicht des statischen Gleichgewichts beobachteten Holm et al. (2004) bei ihren Probanden. Sie ließen eine Frauenhandballmannschaft währen der Saison und verstärkt bereits schon in der Vorbereitungsphase ein Trainingsprogramm auf verschiedenen instabilen Medien absolvieren.

Auch im Alter lassen sich durch Balanceübungen auf Balance-Pads, Minitrampolins, etc. noch signifikante Verbesserungen im Stabilitätsverhalten erreichen. KRONHED et al. (2001) konnten diesen Effekt bei einer Gruppe von 70-75jährigen mit weniger als 20 Trainingseinheiten über einen längeren Zeitraum erzielen.

Dennoch spielt das Alter einen durchaus limitierenden Faktor, denn mit steigendem Alter nimmt die Verzögerung der Reflexantwort deutlich zu (LIPKE et al., 2001).

Stellt sich nun noch die Frage, inwieweit ein solches Balancetraining Vorteile gegenüber anderen Behandlungsmethoden bei der Einschränkung der Stabilisationsfähigkeit besitzt. TROPP et al. (1984/85) belegen im Rahmen zweier Studien, dass ein gezieltes Training der Propriozeption und Koordination ebenso reduzierend auf das Verletzungsrisiko sein kann, wie eine Sprunggelenksorthose als externer Stabilisator. BLACKBURN et al. (2000) fanden anhand verschiedener Trainingsmethoden heraus, dass Krafttraining und Balancetraining die dynamische Gleichgewichtsfähigkeit in gleicher Weise beeinflussen.

Trainingsverbesserungen gehen jedoch nach Trainingsabbruch auch wieder verloren. HAUER et al. (2003) zeigten in einer Langzeitstudie, dass Trainingsverbesserungen von beispielsweise 3 Monaten Balancetraining nicht dauerhaft Bestand haben und nach einem Zeitraum von ungefähr zwei Jahren nicht mehr nachweisbar sind.

Ein klein wenig anders als in den bisher vorgestellten Studien fiel der Untersuchungsansatz für die Arbeit von QUESADA et al. (2005) aus. Hierbei wurde nicht der Unterschied in Instabilität und Verformbarkeit der Therapiegeräte betrachtet, sondern etwaige Unterschiede in der Oberflächenbeschaffenheit und deren Auswirkungen. Ganz ähnlich dem schwarzen Pad von Theraband besaß das eine Wackelbrett eine genoppte, das andere eine glatte Oberfläche. Entgegen früherer Studien, bei denen durch den plantaren Oberflächenreiz ein verbessertes Balancegefühl erzielt wurde, konnten nun keine signifikanten Unterschiede im Stabilitätsverhalten auf den beiden Wackelbrettern gemessen werden.

Inwiefern die genoppte Oberfläche des Stability-Trainers Einfluss auf Stabilität und Balance hat oder ob wirklich nur der Grad der Verformbarkeit des Pads den Stand beeinflusst, bleibt offen, da für die vorliegende Studie keine Messungen auf der glatten Seite vorhanden sind.

Dieser Frage nahmen sich RAPP et al. (2007) an. Sie untersuchten 19 Probanden, die aus dem Zweibeinstand heraus auf eine erhöhte Plattform in den Einbeinstand traten. Als Plattform dienten unterschiedliche Kieselsteinmatten und eine weiche Unterlage. Das EMG zeigte beim Auftreten auf die Kieselsteinmatten im Vergleich zur weichen Matte ein signifikant geringeres Erregungsmuster für alle abgeleiteten Muskeln. Diese Verringerung der EMG-Amplituden wurde als eine sogenannte Schmerzhemmung durch eine lokale Zunahme von Partialdrücken interpretiert.

10.2 Methodenkritik

Wie bereits unter Kapitel 2.3 und Kapitel 7.4 erwähnt, sind die bei den Messungen verwendeten Geräte verschiedensten Störeinflüssen ausgesetzt.

Das hat zur Folge, dass falsche oder ungenaue Werte produziert werden können, die letztendlich ein verfälschtes Ergebnis liefern. Weil die verschiedenen Anforderungen an die Elektromyographie und die Messungen mit der Kraftmessplatte sowie die vielen studienspezifischen Probleme wie beispielsweise Signalartefakte, Crosstalk, Messstandardisierung, etc. bereits ausführlich behandelt worden ist, soll hier nicht mehr im Einzelnen darauf eingegangen werden.

Erwähnt werden muss aber, dass die Messungen des Balanceverhaltens zunächst nicht mittels einer Kistler Kraftmessplattform, sondern mit einer Druckmessplatte durchgeführt werden sollten. Mit Hilfe dieser Messmethode wäre es möglich gewesen, neben der Lokalisation der maximalen Druckbelastung auch den Verlauf des plantaren Druckschwerpunkts COP zu berechnen. Das zur Verfügung stehende Fabrikat vom Typ EMED-SF der Firma Novel war aber hingegen anderslautender Aussagen des Herstellers nicht in der Lage, statische Messdurchführungen über einen Zeitraum von 15 Sekunden zu gewährleisten. Aus Ermangelung anderer zur Verfügung stehender Messdrucksysteme wurde darum auf die Kraftmessplattform von Kistler zurückgegriffen, die zwar in höchstem Masse kleinste Bewegungsänderungen registriert, dabei aber auch enorm anfällig auf Störeinflüsse aus der Umgebung reagieren kann. Mit dem Wegfall der Berechnung des „Center of Pressure“ (COP) fehlt somit eine interessante Methode, das Stabilitätsverhalten über die Zeit zu untersuchen.

Durchführung und Ablauf der Messungen erfolgten nach einem streng standardisierten Schema. Nach einer ausführlichen Aufklärung über Zweck und Ablauf der Studie erfolgte eine kurze Einführung in die Handhabung der Trainingsgeräte. Anschließend wurde das Messsystem appliziert und der Testdurchlauf auf den unterschiedlichen instabilen Medien in randomisierter Reihenfolge gestartet. Lag ein Fehlversuch vor, wurde eine zusätzliche Messung aufgezeichnet, was das Ergebnis insofern verändern hätte können, dass ein Gewöhnungs- bzw. Ermüdungseffekt hätte auftreten können (BÖS und BREHM, 1998).

Bei den Probanden handelte es sich um 25 anamnestisch gesunde Männer und Frauen im Alter zwischen 20 und 35 Jahren. Aufgrund der somit relativ kleinen Stichprobe müssen die erhobenen Daten darum statistisch sehr vorsichtig interpretiert werden. Dennoch sind die Grundaussagen signifikant. Ein größeres Probandenkollektiv wäre daher sicher wünschenswert gewesen, um eine möglicherweise noch signifikantere Aussage machen zu können. Auch andere, vergleichbare Studien arbeiten mit ähnlich großen oder sogar noch kleineren Probandenkollektiven (vgl. EILS und ROSENBAUM, 2001; BADTKE et al., 2004; LANZA et al., 2003; SCHEUFFELEN et al., 1993).
Natürlich unterliegt auch die Leistungsfähigkeit der einzelnen Probanden verschiedenen Bedingungen. So ist die Leistungsfähigkeit unter anderem stark von tagesperiodischen Schwankungen abhängig. Untersuchungen zufolge nimmt die allgemeine Leistungsfähigkeit in den Nachmittagsstunden deutlich ab (HOLLMANN und HETTINGER 1990). Da die Untersuchungen zu unterschiedlichen Tageszeiten stattfanden, muss davon ausgegangen werden, dass dies eine Beeinträchtigung des Leistungsniveaus mit sich bringen kann. Weiter spielen bei den Testpersonen beispielsweise auch psychische Faktoren eine große Rolle. Deshalb lassen sich motivationsbedingte Unterschiede nur schwerlich vermeiden.

10.3 Schlussfolgerungen und Ausblick

Gegenstand dieser Arbeit war es, die eingesetzten Therapiegeräte auf diverse Unterscheidungen hin zu untersuchen und mögliche Stärken und Schwächen eines jeden Geräts aufzuzeigen. Im Mittelpunkt des Interesses steht dabei natürlich das neue Produkt aus der Stability-Trainer-Reihe. Durch seine variablen Eigenschaften unterscheidet es sich schon äußerlich sehr von den beiden herkömmlichen Schaumstoff-Pads. Um Unterschiede in der Eigenschaft der verschiedenen instabilen Medien herauszuarbeiten, stellten sich im Wesentlichen drei Kernfragen:

- Welche Sprunggelenks- und Kniestabilisierenden Muskelgruppen werden angesprochen und welche Unterschiede im Aktivitätsausmaß sind zwischen den einzelnen Unterlagen feststellbar? Welche muskulären Koordinationsmuster lassen sich feststellen?
- Inwiefern unterscheidet sich das Stabilisationsverhalten des Fußes im Einbeinstand in Bezug auf die jeweiligen Trainingsunterlagen?
- Wie verhält sich das die Beinachse während der Stabilisationsaufgabe? Werden eventuell unterschiedliche Lösungsstrategien zur Fußstabilisierung angewandt?

Die Ergebnisse zeigen, dass im Wesentlichen alle Muskeln durch das Stehen auf den instabilen Medien mehr oder weniger deutlich mit Aktivitätszunahmen im EMG gegenüber dem Einbeinstand auf festem Boden reagieren. Besonders auffällig ist jedoch der Aktivitätsunterschied aller Muskeln auf dem schwarzen Stability-Trainer gegenüber den anderen Geräten. Nur wenig zur Aktivitätszunahme im Vergleich zum normalen Einbeinstand auf festem Boden steuerten allerdings der verwendete Therapiekreisel und das grüne Schaumstoff-Pad bei. Um darum ein ausreichendes Stabilisations- und Kräftigungstraining zu gewährleisten, sind diese beiden Geräte nicht ohne Weiteres zu empfehlen. Natürlich muss der Einsatz eines Therapiegeräts aber immer von Fall zu Fall abgewogen werden. Anders als bei den hier eingesetzten, gesunden Probanden, könnten Patienten mit propriozeptiven Defiziten oder typischen (Sport-) Verletzungen bereits auch schon von den weniger instabilen Therapiegeräten profitieren.

Wie auch andere Studien (vgl. PODZIELNY, 2000) festgestellt haben, ist während der Stabilisationsbewegungen im unteren Sprunggelenk vor allem das Zusammenspiel der beiden antagonistisch wirkenden Muskeln M. tibialis anterior und M. peroneus longus zu beobachten.

Deutliche Unterschiede taten sich auch im Stabilisationsverhalten des Fußes im Einbeinstand in Bezug auf die jeweiligen Trainingsunterlagen auf. Die Neuerscheinung aus der Stability-Trainer-Reihe fordert das Balancevermögen

durch seine extrem instabilen Eigenschaften in wesentlich höherem Maße heraus als die übrigen Trainingsgeräte.
Zu erkennen ist außerdem, dass je instabiler die Standverhältnisse werden, die Beinachse im Mittel immer weiter von der Normal-Null-Stellung abweicht. Das Gros der Probanden nutzte dabei die Supination als für sie optimale Lösungsstrategie.
Aus den Ergebnissen der Studie lässt sich somit zusammenfassend sagen, dass das hier vorgestellte Luftkissen-Pad die höchsten Herausforderungen, sowohl an die Muskulatur als auch an die Balancefähigkeit stellt. Erkenntnisse darüber, inwiefern dieser Stability-Trainer eine eventuell bessere Trainingsmöglichkeit gegenüber herkömmlichen Therapiegeräten darstellt, konnten in dieser Arbeit allerdings nicht gewonnen werden. Klar scheint indessen nur, dass das schwarze Luftkissen durch seine variablen Eigenschaften für verschiedene Anforderungen einsetzbar ist. In dieser Studie wurde allerdings nicht die Frage behandelt, wie sich eine erhöhter oder erniedrigter Luftdruck im Luftkissen-Pad auf das Standgeschehen auswirkt. Von Interesse wäre es auch gewesen, die Frage zu klären, ob die genoppte Seite mit ihrer verstärkten taktilen Reizgebung ein anderes Standbild als die flache Seite erzeugt. Aus den Berichten aller Probanden ist zu schließen, dass diese taktilen Inputs durch die Oberflächenbeschaffenheit vor allem bei längeren Standphasen als zum Teil sehr unangenehm empfunden wurden. Grundsätzlich stellt diese Art des Trainingsgeräts aber eine sehr vielfältig verwendbare, im Vergleich zu anderen Geräten kostengünstige Trainingsmethode dar, die besonders auch für den allgemeinen Hausgebrauch geeignet sein dürfte.

Literaturverzeichnis

- ALT, W.; LOHRER ,H.; GOLLHOFER, A.; RAPPE, B.: Klinische und biomechanische Untersuchung des instabilen Sprunggelenks. In: Sportorthopädie – Sporttraumatologie (1998), 14.1, 13-18.
- BADKE, MB.; SHEA, TA.; MIEDANER, JA.; GROVE, CR.: Outcomes after rehabilitation for adults with balance dysfunction. Arch Phys Med Rehabil. (2004);85(2):227-33.
- BASMAJAN, J.V.; DELUCA, C.: Muscles alive. Their funtions revealed by electromyographie. 5ed edition. Baltimore, Williams & Wilkins. (1985).
- BLACKBURN, T.; GUSKIEWICZ, KM.; PEZSCHAUER, MA.; PRENTICE, WE.: Balance and joint stability: The relative contributions of proprioception and muscular strength. Journal of Sport Rehabilitation. 9:315-328. (2000).
- BOECKH-BEHRENS, W.-U.; BUSKES, W.: Fitness-Krafttraining. Die besten Übungen und Methoden für Sport und Gesundheit. Hamburg. (2000).
- BÖS, K. ; BREHM, W.: Zur Konzeption des Handbuchs: Zugänge zum „Gesundheitssport“. In: BÖS, K.; BREHM, W. (Hrsg.): Gesundheitssport: Ein Handbuch. Schorndorf, Hofmann, 7-14. (1998).
- BORK, H.; HAHN, F.; HORSTMANN, T.: Sensomotorische Defizite nach knieprothetischem Gelenkersatz. Osteologie 38-46. (2002).
- BOSIEN, W. R.; STAPLES, S.; RUSSEL, S. W.: Residual disability following acute ankle sprains. Journal of Bone and Joint Surgery, 37-A(6), 1237-1243. (1955).
- CIUBOTARIU, A.; ARENDT-NIELSEN, L. GRAVEN-NIELSEN, T.: The influence of muscle pain and fatigue on the activity of synergistic muscles of the leg. Eur J Appl Physiol, Dez.18 (online) in press. (2003).
- CLARYS, J.P.; CABRI, J.: Electromyographie and the stuy of sports movements. A review. In: Journal of Sport Sciences. (1993). 11, 379-448.

- COBB, S.; FORBES, A.: Electromyographic studies of muscle fatigue in man. Am J Physiol, 65: 234-251. (1923).
- COX, E. D.; LEPHART, S. M.; IRRGANG, J. J.: Unilateral balance training of noninjured individuals and the effects on postural sway. Journal of Sport Rehabilitation, 2(2), 87-96. (1993).
- DETTWYLER, M.T.: Biomechanische Untersuchung und Modellierung am menschlichen oberen Sprunggelenk im Hinblick auf Arthroplastiken. Abhandlung zur Erlangung des Titels Doktor der Technischen Wissenschaften, Zürich, 41-49. (2005).
- EILS, E.; ROSENBAUM, D.: Amulti-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. Medicine and Science in Sports and Exercise. 33(12):1991-1998. (2001)
- EMERY, C.A.; CASSIDY, J.D.; KLASSEN, T.P.; ROSYCHUK, R.J.; ROWE,B.H.: Effectveness of a home-based balance-training program in reducing sportrelated injuries among healthy adolescents: a cluster randomized conrolled trial. Can Med Assoc J. 172 (6) 749-754. (2005).
- ETNIER, J.L.; LANDERS, D.M.: Motor performance and motor learning as a function of age and fitness. Research Quarterly for Exercise and Sport, 69, 136-146, (1998)
- FAETH C.; YOUNG S.; OSBORN, RW.: SEMG analysis of quadriceps and hamstrings percent maximum voluntary isometric contraction during single-leg, weight-bearing stance exercises with perturbations. (Abstract). J Orthop Sports Phys Ther. 34(1):A28. (2004).
- FARINA, D.; SCHULTE, E.; MERLETTI, R.; RAU, G.; DISSELHORST-KLUG, C: Single motor unit analysis from spatially filtered surface EMG signals – Part I: spatial selectivity. Med Biol Eng Comput; 41(3): 330-7. (2003).

- FISCHER, T.: Oberflächen-EMG-Untersuchungen zum Kontraktionsverhalten der Skelettmuskulatur unter lokaler Wärmeanwendung. Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin an der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität zu München. (2002).
- GAUFFIN, H.; TROPP, H.; ODENRICK, P.: 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. (1988).
- GHARAVI-NOURI, H.: Der Tapeverband am Sprunggelenk als technischer Bestandteil zur Leistungssteigerung im Sport am Beispiel des Fosbury Flops – Eine Trainingswissenschaftliche Studie an Hochspringern. Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Sozialwissenschaftlichen Fakultät der Universität Göttingen. (2005).
- GLICK, J. M.; GORDON, R. B.; NISHIMOTO, D.: The Prevention and treatment of ankle injuries. Am. J. Sports Med. 4. 136-141. (1976).
- GOLDIE, P.A.; EVANS, O.M.; BACH, T.M.: Postural Control following inversion injuries of the ankle. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 75(9), 969-975. (1994).
- GOLLHOFER, A.; HORSTMANN, G.A.; BERGER, W.; DIETZ, V.: Compensation of translation and rotational perturbations in human posture: stabilization of the center of gravity. Neuroscience Letters, 105, 73-78. (1989).
- GOLLHOFER, A.; SCHMIDTBLEICHER, D.: Protokoll der Expertendiskusion: Methodische Probleme der Elektromyographie. In: DAUGS, R./LEIST, K.-H./ULMER, H.-V.: Motorikforschung aktuell. DVS-Protokolle Nr. 35. Clausthal-Zellerfeld. 1989, 74-79.

- GOLLHOFER, A.; SCHMIDTBLEICHER, D.; HORSTMANN, G.: Reproduzierbarkeit von neuromuskulären Aktivierungsmustern im Dehnungs-Verkürzungszyklus. In: DAUGS, R.; LEIST, K.-H.; ULMER, H.-V.: Motorikforschung aktuell. DVS-Protokoll Nr.35. Clausthal-Zellerfeld . (1989). 58-67.
- GOLLHOFER, A.: Wertigkeit neuromuskulärer Funktionen und ihre Trainierbarkeit, Stuttgart (1998/99).
- GOLLHOFER, A.; ALT, W; LOHRER, H.; GRUBER, M.: Wertigkeit neuromuskulärer Funktionen und ihre Trainierbarkeit. In: FDSnow 16 des DSV, 16-22. (2000).
- GOTZES, M.M.: Einflüsse von Sprunggelenkorthesen und Tape auf die Stand- und Sprungkoordination bei Sprunggelenkgesunden und bei Probanden mit Sprunggelenkinstabilität nach Supinationstrauma. Inaugural-Dissertation am Institut für Sportmedizin der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster. (2004).
- GRANACHER, U.: Strength training or balance training: what best protects seniors from falls? MMW Fortschr Med., Apr 8;146(15):18. (2004).
- GREZIOS, A.: Über den Einfluss der exzentrisch erzwungenen Kraftwerterhöhungen auf die Leistung von Schlagwurfbewegungen. Dissertation Tübingen. (1997).
- HANSMANN, S: Elektrogoniometrische Messungen der Gelenkkinetik an Kindern mit juveniler idiopathischer Arthritis - Erstellung eines biomechanischen Modells, Vergleich verschiedener Methoden zur Bestimmung der Muskelkraft, Beurteilung der Gelenkfunktion erkrankter Kinder. Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin, Eberhard Karls Universität Tübingen; 90-92, (2005).
- HAUER, K. / PFISTERER, M. / SCHULER, M. / BÄRTSCH, P. / OSTER, P.: Two Years Later: A Prospective Long-Term Follow-Up of a Training Intervention in Geriatric Patients With a History of Severe Falls. Arch Phys Med Rehabil 84, 1426-1431. (2003).

- HEITKAMP, H.C.; HORSTMANN, T.; MAYER, F.; WELLER, J.; DICKHUTH, H.H.: Gain in Strength and Muscular Balance After Balance Training. Int J Sports Med, 285-290. (2001).
- HEYNE, G.: Elektronische Messtechnik: Eine Einführung für angehende Wissenschaftler. Oldenbourg. 1999.
- HINTERMANN, B.: Biomechanik der Bänder des instabilen Sprunggelenks. Sportverletzung Sportschaden, 10, 48-54. (1996).
- HIRTZ, P.; NIEBER, L.: Koordination und Grundlagen des Koordinationstrainings. (2005).
- HOHMANN, A.; LAMES & LETZELTER: Einführungen in die Trainingswissenschaften. Limpert, Wiebelsheim. (2002).
- HOLLMANN, W.; HETTINGER, T.: Sportmedizin, Arbeits- und Trainingsgrundlagen. 3. Aufl. Schattauer Stuttgart – New York. (1990).
- HOLM, I.; FOSDAHL, MA.; FRIIS, A.; RISBERG, MA.; MYKELBUST G.; STTEN, H.: Effect of neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength, and lower limb function in female team handball players. Clinical Journal of Sports Medicine. 14(2):88-94. (2004).
- http://www.almeda.de/home/fokus: Kleiner Ausflug in die Geschichte. Almeda.de-Ihr Gesundheitsportal im Internet. (2005)
- http://www.thch.uni-bonn.de: Auszug aus der Internetseite des Instituts für Physikalische und Theoretische Chemie Bonn. (2002)
- JANDA, V.: Polyelektromyographie, ein wertvolles Hilfsmittel für die rationelle Bewegungstherapie. In: Noraxon-Neurodata EMG-Meeting. Berlin. (1994).
- JEROSCH, J.; PFAFF,G.; THORWESTEN, R.; SCHOPPE, R.: Auswirkungen eines propriozeptiven Trainingprogramms auf die sensomotorischen Fähigkeiten der unteren Extremität bei Patienten mit einer vorderen Kreuzbandinstabilität. Sportverletzung – Sportschaden 12 (1998), 121-130

- JONSSON, B.: Electromyographic kinesiology. New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology. Basel: Karger. Bd. 1, 498-501. (1973).
- KANDEL, E.; SCHWARTZ, J.; JESSEL, T.: Neurowissenschaften – Eine Einführung. Spektrum Akademischer Verlag (1996), 501-511, 542-562
- KAUMEYER, G.; MALONE, T.: 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 (1980).
- KISTLER: Kraft Sensoren. Aus dem Katalog über Produktinformation zur Messung von Kraft (2003).
- KISTLER: Kraft- und Drehmomentsensoren. Aus dem Katalog über die Prozessüberwachung in Fertigung, Montage und Prüftechnik (2006).
- KLEIN-VOGELBACH, S: Funktionelle Bewegungslehre. Bewegung lehren und lernen. Berlin (2000).
- KNAFLITZ, M.: Surface Elektromyography: What´s new?. C.L.U.T. Turin. 1992.
- KONRAD, P.; FREIWALD, J.: Einführung in das kinesiologische EMG. In: BINKOWSKI, H.; HOSTER, M.; NEPPER, H.U.: Medizinische Trainingstherapie in der ambulanten orthopädischen und traumatologischen Rehabilitation. Schriftenreihe Berufskolleg Waldenburg. (1997). 138-161.
- KONRAD, P.: The ABC of EMG. Apractical Introduction to Kinesiological Electromyography. Noraxon Inc. USA. Version 1.0 April 2005. 12.
- KRONHED, A.G.; MOLLER, C.; OLSSON, B.; MOLLER, M.: The effect of short-term balance training on community-dwelling older adults. Journal of Aging and Physical Activity. 9, 19-31. (2001).
- KULLMANN, N.: Sensomotorisches Training versus klassisches Krafttraining – Eine vergleichende Längsschnittstudie. Zulassungsarbeit zum Staatsexamen im Fach Sport am IfSS Freiburg. (2003).

- LANG, F.: Basiswissen Physiologie. Springer-Verlag Berlin. (2000).
- LANZA, D.; DMOWSKI, BE.; MURILLO, PA.; SARRO, CK.; TRIBELHORN, PA.; NORKUS, SA.: Comparison of muscle activity during a single leg stance: stable versus unstable surface (Abstract). J Athl Train. 38. (2003).
- LEPART, S.M. et al.: The Role of Proprioception in the Management and Rehabilitation of athletic injuries. The American Journal of Sports Medicin 25 (1997), 1, 130-137
- LEPHART, S.M.; FU, F.H.: Proprioception and neuromuscular control in joint stability. Champaign: Human Kinetics. (2000).
- LIDDELL, E.G.T; SHERRINGTON, C.S.: Recruitment and some other features of reflex inhibition. In: Proceedings of the Royal Society of London, 97, 488-519. (1925).
- LIPKE, K.; TANNHEIMER, M.; BENESCH, S.; GERNGROSS, H.; BECKER, H.P.; SCHMIDT, R.: Peroneal reaction time: study of a normal sample. Unfallchirurg (104) 1157-1161. (2001).
- LIPPERT, H.: Lehrbuch Anatomie. Urban & Fischer Verlag München (2000), 5, 520-522
- LOHRER, H.; SCHEUFFELEN, C.; GOLLHOFER, A.: Wesentliche Aspekte zur Kapselbandverletzung am oberen Sprunggelenk. Leistungssport, 3, 5-8. (1993).
- MAREES, H. de: Sportphysiologie. Sport und Buch (2002), 49-51
- MARTIN,D.; CARL, K.; LEHNERTZ, K.: Handbuch Trainingslehre. Schorndorf 1993.
- MECHLING, H.; MUNZERT, J.: Handbuch Bewegungswissenschaft – Bewegungslehre. Verlag Karl Hofmann, Schorndorf. 82-83, 175-183. (2003).
- MEINEL, K. / SCHNABEL, G.: Bewegungslehre – Sportmotorik. Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt. Berlin, Sportverlag (1998), 230ff.
- MENKE, W.: Spezielle Sportorthopädie und Sporttraumatologie. Wiebelsheim, Limpert. (2000).

- MÜLLER, O.; GÜNTHER, M.; KRAUß, I.; HORSTMANN, TH.: Physikalische Charakterisierung des Therapiegerätes Posturomed als Messgerät – Vorstellung eines Verfahrens zur Quantifizierung des Balancevermögens. Biomedizinische Technik 49 (2004), 3, 56-60
- NAKAMURA, H.; TSUCHIDA, T.; MANO, Y.: The assessment of posture in the elderly using the displacement of the center of pressure after forward platform translation. Electromyography and Kinesiology 11 (2001), 395-403
- NALLEGOWDA, M.; SINGH, U.; HANDA, G.; KHANNA, M.; WADHWA, S.; YADAV, SL.; KUMAR, G.; BEHARI, M: Role of sensory input and muscle strength in maintenance of balance, gait, and posture in Parkinson's disease: A pilot study American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 83(12):898-908, (2004).
- NEUMAIER, A.: Koordinatives Anforderungsprofil und Koordinationstraining. Köln: Sport & Buch Strauß. 135. (1999).
- NITZ, J.C. ; CHOY, N.L.: The efficacy of a specific balance-strategy training programme for preventing falls among older people: a pilot randomised controlled trial. Age Ageing 33, 1, 52-58. (2004).
- NOTH, J.: Physiologische Grundlagen der Entstehung elektromyographisch ableitbarer Spannungen. In: Motorikforschung aktuell, DVS-Symposium, dvs Clausthal-Zellerfeld, 7-20. (1989).
- OTT, H.: Evaluierung und Reproduzierbarkeit der Gleichgewichtsfähigkeit bei älteren Personen mit dem Posturomed. Diplomarbeit, Institut für Sportwissenschaft, Universität Tübingen. (1999).
- PARAGH, S. et al.: Ankle disk training influence reaction times of select muscles in a simulated ankle sprain. In: The American journal of sports medicine. 25, 538-543. (1997).

- PETERSEN, W.; ZNATOP, T.; STEENSEN, M.; HYPA, A.; WEESOLOWSKI, T.; HASSENPFLUG, J.: Prävention von Verletzungen der unteren Extremität im Handball: Erste Ergebnisse des Kieler Verletzungs-Präventionsprogramms. Krankengymnastik. Georg Thieme Verlag Stuttgart; 16: 122-126. (2002).
- PIPER, H.: Elektromyographie menschlicher Muskeln. Berlin, Springer-Verlag. (1912).
- PODZIELNY, S.: Biomechanische und neuromuskuläre Wirkungsmechanismen von Trainingsprogrammen zur Verletzungsprävention des Sprunggelenkes. Abhandlung zur Erlangung der Würde eines Doktors der Philosophie. Institut für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart. (2000).
- QUANTE, M.; HILLE, E.: Prozeption: Eine kritische Analyse zum Stellenwert in der Sportmedizin. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 50 (1999), 10, 306-310
- QUESADA, P.M.; DURHAM, M.P.; TOPP, R.V.; SWANK, A.M.; BITON, D.: Effects of smooth vs. “prickly” surface conditions on tiltboard performance. Presented at the International Society of Biomechanics, Joint Conference, Cleveland,OH. (2005).
- RAPP, W.; CHRIST, J.; HORSTMANN, T.: Aus einem beim DGSP-Sportärztekongress in Köln eingereichtem Abstract. (2007).
- REBEL, M.: Koordinatives Training nach VKB-Operationen. Sportverletzung – Sportschaden 14 (2000), 12-19
- RENTELN-KRUSE, W. VON: Stürze älterer Menschen. Diagnostik und Therapie. Dtsch Med Wochenschr, 129, 880-883. (2004)
- RÖTHIG, B.; GRÖSSING, ST.: Bewegungslehre. Kursbuch 3. Limpert Verlag Wiesbaden (1996), 5.Auflage, 83
- RYBASH, J.M.; HOYER, W.J.; RODIN, P.A.: Adult Cognition and Aging. Elmsford, NY: Pergamon Press. (1986).

- SCHAFF, P.; SENNER, V.: Elektromyographie (EMG) – Grundlagen für das Verständnis und die Anwendung in der Biomechanik und Sportorthopädie. Sportorthopädie – Sporttraumatologie. (1999).
- SCHEUFFELEN, C.; RAPP, W.; GOLLHOFER, A.; LOHRER, H.: Orthotic devices in functional treatment of ankle sprain. Stabilizing effects during real movements. Int J Sports Med. 14(3):140-9. (1993).
- SCHEUFFELEN, C.; GOLLHOFER, A.; LOHRER, H.: Knicktestgerät für Orthesen. Orthopädie-Schuhtechnik, 2, 14-17. (1993).
- SCHEUFFELEN, C.; GOLLHOFER, A.; LOHRER, H.: Co-ordination and/or strength training in prevention of acute ankle sprain in healthy subjects. International Society of Biomechanics - Congress, Jyväskylä, Finnland (1995).
- SCHLUMBERGER, A.; SCHMIDTBLEICHER, D.: Zur Erfassung und Trainierbarkeit der propriozeptiven Fähigkeiten. Sportverletzung – Sportschaden 12 (1998), XXI-XXIV
- SCHNABEL, G.: Trainingswissenschaft – Leistung, Training, Wettkampf. Berlin: Sportverlag (1997), 228.
- SOMMER, H. M.: Disposition zur Sprunggelenksverletzung beim Basketballspiel. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 8, 254-257. (1983).
- SPRINGINGS E.J.: An EMG analysisof the effetiveness of external ankle support during sudden ankle inversion. Canadian journal of sport sciences. 6(2): 72-75. (1981).
- TEIPEL, D.: Diagnostik koordinativer Fähigkeiten. Eine Studie zur Struktur und querschnittlich betrachteten Entwicklung fein- und grobmotorischer Leistungen. München, Profil- Verlag. (1988).
- TROPP, H.: Functional instability of the ankle joint. Medical dissertation no. 202, 1-92. Linköping University, Sweden. (1985).
- TROPP, H.: Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. International Journal of Sports Medicine, 7, 291-294. (1986).

- VAES, P.; B. VAN GHELUWE; W. DUQUET: Control of acceleration during sudden ankle supination in people with unstable ankles. J. Orthop. Sports Phys. Ther. 31 741-752. (2001).
- VALKANOVER, S.: Körpereffektivität und Motorik im Vorschulalter. Vortrag auf der 35. Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Sportpsychology (asp) in Giessen (2003).
- WALLS,C.M.; MUNKASY, B.A.; RIEMANN, B.L.: Frequency Analysis Of Foot And Center Of Mass Movement in Single-Leg Balance Tasks On 5 Balance Surfaces. (Abstract). J Athl Training. 40(2): 69-70. (2005).
- WANG, K.; SVENSSON, P.; ARENDT-NIELSEN, L.: Modulation of exteroceptive suppression periods in human jaw-closing muscles by local and remote experimental muscle pain. Pain, 82: 253-262. (1999).
- WEINECK, J.: Sportbiologie. Balingen, Spitta Verlag. (2002).
- WILKE, C.; FROBÖSE, I.: Grundlagen der Bewegungssteuerung und des koordinativen Trainings in der Therapie. In I. Froböse & G. Nellessen (Eds.), (1998).
- WINTER, D.A., RAU, G.; KADEFORS, R.; BROMAN, H.; DeLUCA, C.J.: Units, Terms and Standards in Reporting of EMG Research. Report of the Int Soc Electrophysiol Kinesiol. 1980.
- WINTER, D.A.; YACK, H.J.: EMG Profiles during normal Walking: stride-to-stride and inter-subject variability. Electoenc Clin Neurophysiol. (1987). 67: 402-411.
- WINTER, D.A.: Biomechanics and Motor Control of Human Movement. John Wiley & Sons New York. (1990).
- WULF, G.; PRINZ, W.: Bewegungslernen und Instruktionen: Zur Effektivität ausführungs- vs. Effektbezogener Aufmerksamkeitsfokussierungen. Sportwissenschaft, 30, 289-297. (2000).

- YANG, J.F.; WINTER, D.A.: Electromyographic Amplitude Normalization Methods: Improving their Sensitivity as Diagnostic Tools in Gait Analysis. Arch Phys Med Rehabil. (1984). 65: 517-521.
- ZSCHORLICH, V.: Elektromyographie und Dynamometrie in der Bewegungsforschung. Ein systematischer Ansatz zur Untersuchung der Bewegungskoordination. Ahrensburg. 1987.
- ZWICK, E.B.; KONRAD, B.: EMG Fibel. Einpraxisorientierter Leitfaden für Einsteiger in das kinesiologische EMG. Kongressbeilage zu Noraxon EMG Meeting 1994 in Berlin. 4-6, 22.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Motorische Einheit (aus EMG-Fibel von Peter Konrad)..... 6
Abbildung 2 Prinzipieller Aufbau des sensorischen und motorischen Systems 10
Abbildung 3 Aufbau einer EMG-Messkette 31
Abbildung 4 Roh-EMG vor (oben) und nach (unten) Gleichrichtung (aus EMG-Fibel)..... 37
Abbildung 5 Glättung des EMG (aus EMG-Fibel)..... 37
Abbildung 6 Pizoelemente (aus Wikipedia-Homepage) 40
Abbildung 7 Bearbeitete Signale des normalen Einbeinstands 46
Abbildung 8 Verstärkereinheit mit Goniometern..... 48
Abbildung 9 Kraftmessplatte 49
Abbildung 10 Verlauf der Kraftverteilung in allen drei Dimensionen im normalen Einbeinstand, wobei Fx die Kraftverhältnisse in der Rechts-Links-Ausrichtung, Fy die Kraftverhältnisse in der Anterior-Posterior-Auslenkung und Fz die Kraftverhältnisse in der Oben-Unten-Ausrichtung angeben. ... 50
Abbildung 11 Übersicht der ausgewählten Muskeln..... 53
Abbildung 12 Bewegungsausmaß im Unteren Sprunggelenk 53
Abbildung 13 Befestigung von Goniometern und Elektroden. 60
Abbildung 14 Mittlere Aktivität aller Muskeln zusammengenommen auf unterschiedlichen Unterstützungsflächen aller Probanden im Einbeinstand bezogen auf die Standaktivität auf festem Untergrund [EMG Pad/EMG Normalstand] mit 95% Konfidenzintervall. 68
Abbildung 15 Aktivitätsunterschiede mit Konfidenzintervall von Oberschenkel- und Unterschenkelmuskulatur auf den verschiedenen instabilen Medien. 71
Abbildung 16 Aktivitätsunterschiede der Unterschenkelmuskulatur..... 72
Abbildung 17 Aktivitätsunterschiede von M. gastrocnemius und M. soleus auf den verschiedenen instabilen Medien 75

Abbildung 18 Aktivitätsunterschiede von M. tibialis anterior und M. peroneus longus auf den verschiedenen instabilen Medien 75
Abbildung 19 Prozentuale Aktivitätsveränderung der Oberschenkelmuskulatur..... 74
Abbildung 20 Prozentuale Aktivitätsveränderung der Unterschenkelmuskulatur..... 75
Abbildung 21 Durchschnittliche Winkelabweichung aller Probanden gegenüber dem normalen Einbeinstand im Unteren Sprunggelenk mit der jeweiligen Standardabweichung. 79
Abbildung 22 Verlauf der Gelenkstellung über den Zeitraum von 15 Sekunden bei einer Messung auf dem schwarzen Pad. Der Proband weicht hauptsächlich während des Stands in die Supination aus. Als Referenz dient der mittlere Wert des normale Einbeinstands, der hier durch die rote Linie gekennzeichnet ist. 80
Abbildung 23 Verlauf der Gelenkstellung über den Zeitraum von 15 Sekunden bei einer Messung auf dem schwarzen Pad. Der Proband weicht in beide Gelenkstellungen aus. Als Referenz dient der mittlere Wert des normalen Einbeinstands, der hier durch die rote Linie gekennzeichnet ist.80
Abbildung 24 EMG-Aktivität der Oberschenkelmuskulatur im normalen Stand 82
Abbildung 25 EMG-Aktivität der Oberschenkelmuskulatur auf dem Therapiekreisel.....82
Abbildung 26 EMG-Aktivität der Oberschenkelmuskulatur auf dem blauen Pad 83
Abbildung 27 EMG-Aktivität der Oberschenkelmuskulatur auf dem schwarzen Pad.....83
Abbildung 28 EMG-Aktivität der Unterschenkelmuskulatur im normalen Stand 84
Abbildung 29 EMG-Aktivität der Unterschenkelmuskulatur auf dem Therapiekreisel.....84
Abbildung 30 EMG-Aktivität der Unterschenkelmuskulatur auf dem blauen Pad 85

Abbildung 31 EMG-Aktivität der Unterschenkelmuskulatur auf dem schwarzen Pad.....85
Abbildung 32 Mittlere Kräfteverteilung mit Konfidenzintervallen aller Probanden auf den unterschiedlichen instabilen Medien. 89
Abbildung 33 Unterschiede im Stabilitätsverhalten auf den verschiedenen instabilen Medien. Die Fehlerbalken geben das jeweilige Konfidenzintervall wieder. 90
Abbildung 34 Kraftveränderung in Pronation-Supination-Ausrichtung über die Zeit auf einer instabilen Unterlage. Als Referenz dient der normale Einbeinstand, der hier durch die rote Linie gekennzeichnet ist. 90
Abbildung 35 Bewegungsfrequenz im Unteren Sprunggelenk von z.B. Supination 91

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Übersicht über die fünf instabilen Medien. 56
Tabelle 2 Elektrodenapplikationsstellen nach SENIAM 58
Tabelle 3 Relative Muskelaktivität auf unterschiedlichen Unterstützungsflächen aller Probanden im Einbeinstand bezogen auf die Standaktivität auf festem Untergrund [EMG Pad/EMG Normalstand]. Kleingedruckt die jeweilige Standardabweichung. 69
Tabelle 4 Gezeigt werden die Mittelwerte der Probanden im linksseitigem Einbeinstand in den verschiedenen Standpositionen. Die Werte sind als Gradzahlen angegeben. Gradzahlen, die einen negativeren bzw. geringeren Wert als den des normalen Einbeinstand (Normstand) annehmen, stehen für Supination. Gradzahlen, die einen positiveren bzw. höheren Wert als den des normalen Einbeinstands annehmen, stehen für Pronation. Kleingedruckt ist die jeweilige Standardabweichung..... 77
Tabelle 5 Gezeigt werden die Mittelwerte der Probanden im rechtsseitigem Einbeinstand in den verschiedenen Standpositionen. Die Werte sind als Gradzahlen angegeben. Gradzahlen, die einen positiveren bzw. höheren Wert als den des normalen Einbeinstand (Normstand) annehmen, stehen für Supination. Gradzahlen, die einen negativeren bzw. geringeren Wert als den des normalen Einbeinstands annehmen, stehen für Pronation. Kleingedruckt ist die jeweilige Standardabweichung. 78
Tabelle 6 Von allen 25 Probanden gemittelte Muskelaktivität in μV zu Beginn und Ende der Messungen im Einbeinstand auf festem Boden, dem Kreisel sowie dem blauen und dem schwarzen Stability-Trainer. 87
Tabelle 7 Gesamtmittelwerte der einzelnen Therapiegeräte aus den individuellen Mittelwerten aller Probanden gemittelt. Kleingedruckt ist die jeweilige Standardabweichung 88

Anhang

Informationsblatt zur Studie

Medizinische Klinik und Poliklinik
Abteilung Sportmedizin
PD Dr. med. T. Horstmann
Silcherstraße 5
72076 Tübingen

Thema:

Vergleichende Untersuchung zum Stabilitätsverhalten des Fußes auf einem Prototyp des Theraband Stability Trainers gegenüber anderen instabilen Unterlagen unter dynamometrischen und elektromyographischen Gesichtspunkten.

In der medizinischen Klinik und Poliklinik, Abteilung Sportmedizin der Universität Tübingen findet unter der Leitung von PD Dr. med. Horstmann eine Untersuchung statt, die sich mit der Untersuchung zum Stabilitätsverhalten des Fußes auf verschiedenen instabilen Unterlagen beschäftigt. In der Studie soll das von der Firma Theraband konzipierte luftgepolsterte Balance-Pad anderen therapeutischen Trainingsgeräten, die zum Wiedererlangen bzw. Erhalt neuromuskulärer Funktionsfähigkeit dienen, gegenübergestellt werden.

Folgende Fragestellungen sollen im Rahmen der Studie untersucht werden:

- Inwiefern unterscheidet sich das Stabilisationsverhalten des Fußes im Einbeinstand in Bezug auf die jeweiligen Trainingsunterlagen – luftgepolsterter Theraband-Prototyp gegenüber Airexmatte, Stability Trainer (grün, blau), Therapiekreisel, harter Boden?

- Welche Sprunggelenks- und Kniestabiliserenden Muskelgruppen sind dabei aktiv und welche Unterschiede im Aktivitätsausmaß sind zwischen den einzelnen Unterlagen feststellbar? Welche muskulären Koordinationsmuster lassen sich feststellen?
- Wie verhält sich das Fußgewölbe/ die Beinachse während der Stabilisationsaufgabe? Werden eventuell unterschiedliche Lösungsstrategien zur Fußstabilisierung angewandt?
- Entwurf eines Screeningverfahrens zur Fußstabilisierungsfähigkeit.

Ablauf der Studie:

Vor der Messung werden die Elektroden des EMG-Messgerät am Standbein angeracht, das die Aktivität der zu erfassenden Muskeln mißt. Um eine möglichst genaue Messung zu bekommen, muß das Bein davor enthaart werden. Anschließend wird im Einbeinstand auf den verschiedenen Unterlagen mittels einer darunterliegenden Druckmeßplatte die Druckverteilung gemessen. Daraus können dann der Körperschwerpunkt und und dessen Weg-Zeit-Verlauf bestimmt werden. Die Standposition ist auf dem Sprungbein bei locker hängendem Spielbein und auf dem Rücken verschränkter Armhalte in mittiger Sohlenbelastung und leichter Flexion des Sprung-, Knie- und Hüftgelenks durchzuführen.

Risiken:

Auf den verschiedenen zu testenden Unterlagen ist das Risiko eines Sturzes oder Umknickens nicht erhöht und entspricht somit dem Risiko im normalen Einbeinstand auf festen Boden.

Ausschlußkriterien:

Personen mit jeglichen Beschwerden des Standbein oder bereits am Standbein Operierte sind für diese Studie nicht geeignet.

Abbruch der Studie:

Die Teilnahme an dieser Studie erfolgt freiwillig und kann jederzeit ohne Angaben von Gründen ohne Nachteil für den Probanden beendet werden. Der

verantwortliche Arzt ist befugt, die Prüfung zu jedem beliebigen Zeitpunkt abzubrechen, wenn dies im Interesse des Probanden angebracht erscheint.

Datenschutz:

Die Belange der ärztlichen Schweigepflicht und des Datenschutzes werden im Rahmen dieser Studie gewahrt. Die Untersuchungsergebnisse werden anstatt des Namens nur mit einer anonymen Kennziffer, Initialen und dem Geburtsdatum versehen. Diese anonymisierten Daten werden ohne den Gebrauch des Namens mit Hilfe elektronischer Datenverarbeitung in der Abteilungen Sportmedizin der Universität Tübingen gespeichert, ausgewertet und in wissenschaftlichen Berichten verwendet.

Bei noch offenen Fragen bzw. zusätzlich gewünschten Informationen über die Studie stehen wir Ihnen gerne zur Verfügung, Bitte wenden sie sich an die unten genannten Personen.

PD Dr. med. T. Horstmann	Jochen Rieger	Thomas Wolburg
Studienleitung	Studienbetreuung	Untersuchung
Komm. Leiter Abt. Sportmedizin		Cand. med.
		Tel.: 07071-62082

Einverständniserklärung

Medizinische Klinik und Poliklinik
Abteilung Sportmedizin
Silcherstraße 5
72076 Tübingen

Verantwortlicher Studienleiter
PD Dr. med. Thomas Horstmann
Tel.:07071-29 85160

Studie: Vergleichende Untersuchung zum Stabilitätsverhalten des Fußes auf einem Prototyp des Theraband Stability Trainers gegenüber anderen instabilen Unterlagen unter dynamometrischen und elektromyographischen Gesichtspunkten.

Proband:

Name: _____ Proband Nr.:_____

Adresse: _____ _____

Telefon: _____

Ich wurde über die Ziele, die Dauer, den Ablauf, den Nutzen sowie Risiken und Nebenwirkungen der Studienteilnahme aufgeklärt. Ich habe von diesen Informationen Kenntnis genommen.

Ich wurde darüber informiert, dass die Teilnahme an der Untersuchung vollkommen freiwillig ist und dass das Einverständnis jederzeit ohne Angaben von Gründen und ohne Nachteile widerrufen werden kann.

Über den Umgang mit personenbezogenen Daten wurde ich informiert. Ich stimme der wissenschaftlichen Verwendung der anonymisierten Daten zu.

Unterschrift Proband:_____ Datum:_____

Unterschrift Studienleiter: _____ Datum:_____

Messprotokol

Name: Messtag: Messdauer:

Alter: Gewicht: Körpergröße:

Geschlecht: Mess-Nr.: Messseite:

Dominierende Seite (Standbein): Sportl. Aktivitäten:

Schuhgröße:

1. Ausgewählte Muskelgruppen:

Kanal	Muskel	Elektrodenapplikation
1	M. quadriceps femoris a) vastus medialis	80% von (SIAS) zum medialen Gelenkspalt (vor dem medialen Seitenband)
2	b) vastus lateralis	2/3 von Spina iliaca superior anterior (SIAS) bis zum lateralen Patellarand
3	M. ischiocrurale a) biceps femoris	Mitte Tuber ischiadicum zur lateralen Tibiacondyle bei gebeugtem Bein
4	b) semitendinosus/ semimembranosus	Mitte Tuber ischiadicum zur medialen Tibiacondyle
5	M. gastrocnemius (Caput mediale)	Prominenter Muskelbauch
6	M. tibialis anterior	1/3 von Apex patellae bis Malleolus lateralis
7	M. peroneus longus	Distal des Caput fibulae / ¼ von Caput fibulae bis zum Malleolus lateralis
8	M. soleus	2/3 von der medialen Femurcondyle bis zum medialen Malleolus

2. Funktionsprüfung:

- Elektrodenimpendanz
- Kabelartefaktprüfung (passive Bewegungen)
- Muskelsignal- und Selektivitätsprüfung (aktiv)

3. **Referenzmessung („normaler Stand“):**

Mess-Nr.	Datei	Bemerkung

4. Einbeinstandmessungen auf den Therapie-Geräten:

Mess-Nr.	Therapiegerät	Datei	Bemerkung
1-1			
1-2			
1-3			
2-1			
2-2			
2-3			
3-1			
3-2			
3-3			
4-1			
4-2			
4-3			
5-1			
5-2			
5-3			

5. Anmerkungen

Danksagung

Für die Möglichkeit der Erstellung dieser Studie möchte ich mich herzlich bei Herrn Prof. Dr. T. Horstmann bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn J. Rieger für die hervorragende Einarbeitung in die einzelnen Themengebiete und die engagierte Betreuung dieser Arbeit.

Ein spezielles Dankeschön geht an Herrn Dr. W. Rapp, der immer ein offenes Ohr für mich hatte und mir mit seinen konstruktiven Vorschläge und Hinweise immer sehr hilfreich war.

Herzlichen Dank gilt auch Herrn Prof. Dr. Dietz für die Auswertung der statistischen Fragestellungen.

Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn P. v. Vangerow für die Erstellung eines Programms zur Auswertung verschiedener Daten.

Ganz herzlich bedanken möchte ich mich insbesondere bei allen Probanden, die sich freundlicherweise für die Messungen zur Verfügung gestellt haben und allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Nicht zuletzt möchte ich mich an dieser Stelle auch bei meinen Eltern Karen und Hartwig Wolburg bedanken, die mich in den letzten Jahren immer unterstützt haben und diese Arbeit Korrektur gelesen haben.

Lebenslauf

Geboren am 25.09.1978 in Tübingen.

1985: Einschulung Grundschule Winkelwiese in Tübingen.

1989: Eintritt ins “Kepler-Gymnasium”, wo ich 1998 auch mein Abitur machte. Meine Fremdsprachenfächer waren zunächst Französisch, dann zusätzlich Englisch. Später entschied ich mich, den Naturwissenschaftlichen Weg einzuschlagen, statt Latein als dritte Fremdsprache zu lernen.

1995: Teilnahme an einem Sprachaustausch zwischen dem “Kepler-Gymnasium” und einer Schule in Aix-en-Provence/Frankreich. Im selben Jahr wurde ich Fußballtrainer einer Jugendmannschaft, welche ich drei Jahre trainierte nachdem ich einen Fußballtrainerlehrgang in Ruit bei Stuttgart belegt hatte.

1998: Ausübung meines dreizehnmonatigen Zivildienstes als Rettungssanitäter beim Roten Kreuz in Tübingen. Nach dieser Zeit setzte ich meine Arbeit dort für weitere vier Monate als hauptamtlich angestellter Mitarbeiter fort.

1999: Absolvierung eines Pflegepraktikums für das Medizinstudium auf der kinderchirurgischen Abteilung der Universitätsklinik Tübingen

2000: Immatrikulation an der Eberhard-Karls-Universität in Tübingen für das Fach Humanmedizin.

2002: Absolvierung der Ärztlichen Vorprüfung.

2003: Absolvierung des Ersten Abschnitts der Ärztlichen Prüfung. Im Anschluss daran Famulaturen in folgenden Einrichtungen:
- Nachsorgeklinik für krebskranke Kinder und Jugendliche auf der Katharinenhöhe bei Schönwald im Schwarzwald.
- Anästhesiologie an der Augenklinik und HNO-Klinik der Universität Tübingen.
- Urologische Abteilung des St. Bartholomew`s Hospital in London.
- Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Tübingen.

2005: Absolvierung des Zweiten Abschnitts der Ärztlichen Prüfung. Im Anschluss daran Aufnahme des Praktischen Jahres für Medizinstudenten an folgenden Einrichtungen:
- Chirurgisches Tertial in Unfallchirurgie und Allgemeinchirurgie an der BG Unfallklinik Tübingen bzw. Universitätsklinik Tübingen.
- Internistisches Tertial an der Medizinischen Notaufnahmestation und der Sportmedizinischen Abteilung der Universitätsklinik Tübingen.
- Anästhesiologisches Tertial als Wahlfach am Kantonspital Bruderholz-Basel in der Schweiz.

01.12. 2006: Absolvierung des Dritten Abschnitts der Ärztlichen Prüfung.