

Anhang A

Zusammenfassung

Das Hauptaugenmerk dieser Untersuchung lag in der Feststellung, ob mittels des Testsystems Posturomed die Gleichgewichtsfähigkeit erfasst werden kann. Dieses Messgerät, bestehend aus dem Trainings- und Therapiegerät Posturomed und der Software Microswing 5.0, ermöglichte die Quantifizierung der Gleichgewichtsfähigkeit. Ein weiteres Ziel war die Erhebung von Referenzwerten für dieses System. Es wurden Normwerte für die Gruppe der Sportstudent/innen gesammelt.

Es wurden 30 Sportstudent/innen ($175,77 \pm 8,85$ cm; $69,13 \pm 12,29$ kg; $22,20 \pm 2,15$ kg/m²; $24,57 \pm 2,46$ Jahre; 18 männlich; 12 weiblich) im Einbeinstand auf dem Posturomed in Ruhigstellung und unter Provokation getestet. Die Daten wurden von der Software Microswing 5.0 weiterverarbeitet und die berechneten Werte der Frequenz, der Amplitude und des Koordinationsfaktors wurden erfasst. Als zweites Messgerät kam der MFT S3 Körperstabilitätstest zum Einsatz. Dies ist ein Testgerät zur funktionalen Bewertung der Körperstabilität im Stehen und zur Testung der sensomotorischen Regulationsfähigkeit. Die Proband/innen wurden beidbeinig darauf getestet, denn der Einbeinstand konnte von keiner der Testpersonen umgesetzt werden. Auch hier wurden die Werte vom Testsystem berechnet und die Daten der Stabilität, der Symmetrie und der Sensomotorik wurden erfasst. Die Daten wurden in das Statistikprogramm SPSS für Windows übertragen und ausgewertet.

In der vorliegenden Arbeit konnte ein Lerneffekt innerhalb einer Messreihe aufgezeigt werden. Dieser hielt jedoch nicht über drei Wochen an. Auch über drei Monate konnte der Effekt nicht nachgewiesen werden und somit nicht bestätigt werden.

Ein weiteres Ergebnis ist, dass es keinen Unterschied hinsichtlich der gemessenen Werte zwischen den männlichen und weiblichen Sportstudenten gibt.

Es konnte auch kein Unterschied zwischen Personengruppen gefunden werden, die mindestens einmal pro Woche ein Balancetraining absolvieren und jenen, die ein solches nicht durchführen. An dieser Stelle soll festgehalten werden, dass über den gesamten Zeitverlauf der Studie kein Training auf den beiden Testsystemen stattgefunden hat.

Weiter konnte kein Zusammenhang zwischen den gemessenen Parametern auf dem Posturomed und der Körpergröße, dem Körpergewicht und dem Body-Mass-Index festgestellt werden.

Es gibt auch keinen signifikanten Zusammenhang zwischen den Messergebnissen auf dem Posturomed und den Testergebnissen auf dem MFT S3 Körperstabilitätstest.

Abschließend ist zu sagen, dass mit dem Therapie- und Trainingsgerät Posturomed die Gleichgewichtsfähigkeit erfasst werden kann. Mit Hilfe der Software Microswing 5.0 ist es möglich das Balanceverhalten auf dem Posturomed zu quantifizieren.

Schlüsselwörter: Posturomed, MFT S3 Körperstabilitätstest, Gleichgewichtsfähigkeit

Anhang B

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne Benutzung anderer als die der angewiesenen Hilfsmittel angefertigt habe.

Die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Diese Arbeit wurde daher weder an einer anderen Stelle eingereicht, noch von anderen Personen vorgelegt.

Francis Pavic

Wien, Oktober 2008

Anhang C

Lebenslauf

Name: Francis Pavic, Bakk.

Wohnort: 1220 Wien

Geburtsdatum: 22.08.1981

Geburtsort: Wien

Eltern: Zvonimir Pavic, Angestellter
Carmen Pavic, Pensionistin

Familienstand: ledig

Schul Ausbildung:

Vorschule: 1987 bis 1988 in Feldkirchen
Volksschule: 1988 bis 1992 in Feldkirchen
Bundesrealgymnasium: 1992 bis 2000 in Feldkirchen
(Matura)

Präsenzdienst: 2000 bis 2001 in Villach, Pionier

Studium: Oktober 2003 – Jänner 2007, Bakkalaureatsstudium/ „Gesundheitssport“
Seit März 2007, Masterstudium/ Sportwissenschaft

Berufsausbildung:

Sportlehrerausbildung an der BAFL Wien: Oktober 2001 bis Juni 2003
Spezialfach: Bodystyling

Lehrwarteausbildung: 2006, Handball, B – Trainer

Praxis: Neben der Ausbildung tätig in der Sport und Fun Halle und
Fitnesscenter / Zirkeltraining
Seit September 2003, Trainer im Wirbelsäulenstützpunkt Wien
Seit September 2006, Trainer im City Life Fitness Club
Seit Oktober 2006 Training einer Neigungsgruppe Handball
Seit Oktober 2007 Personaltrainer im Holmes Place

Magisterarbeit

Titel der Magisterarbeit

„Evaluation der Gleichgewichtsfähigkeit mittels des
Testsystems Posturomed“

Verfasser

Francis Pavic Bakk.

angestrebter akademischer Grad

Magister der Naturwissenschaften (Mag.rer.nat.)

Wien, im Oktober 2008

Studienkennzahl lt. Studienblatt:	A 066 826
Studienrichtung lt. Studienblatt:	Sportwissenschaft
Betreuer:	A.o.Univ.-Prof. Dr. Ramon Baron

Danksagung

Besonders möchte ich mich bei Herrn A.o. Univ.-Prof. Dr. Ramon Baron für die Ermöglichung und Betreuung dieser Arbeit bedanken.

Weiterer Dank gilt meinem Mitbetreuer Mag. Christian Gormasz, der mich bei dieser Arbeit optimal betreut und unterstützt hat und der für einen reibungslosen Ablauf gesorgt hat.

Bedanken möchte ich mich auch bei meinen Proband/innen, mit deren Hilfe ich diese Studie durchführen konnte. Ich danke ihnen für ihre gute Mitarbeit und ihr Durchhaltevermögen.

Zum Schluss gilt mein größter Dank zwei Menschen, die inhaltlich keinen Einfluss auf diese Arbeit genommen haben, aber die mich bei meinem Vorhaben immer unterstützt und mir das Studium ermöglicht haben: meinen Eltern.

Inhaltsverzeichnis

DANKSAGUNG	2
1 EINLEITUNG.....	5
1.1 AUFBAU UND EINGRENZUNG DER ARBEIT	5
1.2 FRAGESTELLUNG UND ZIELSTELLUNG.....	6
1.3 OPERATIONALISIERUNG.....	6
2 THEORETISCHE GRUNDLAGEN	7
2.1 KOORDINATION	7
2.2 KOORDINATIVE FÄHIGKEITEN	8
2.2.1 Bedeutung der koordinativen Fähigkeiten	9
2.2.2 Komponenten der koordinativen Fähigkeiten	9
2.3 GLEICHGEWICHTSFÄHIGKEIT	12
2.4 PROPRIOZEPTION	14
2.5 SENSOMOTORISCHES SYSTEM.....	14
2.6 STAND DER FORSCHUNG	15
3 MATERIAL UND METHODE.....	17
3.1 MATERIAL	17
3.2 METHODE	21
3.3 DATENAUSWERTUNG.....	23
4 ERGEBNISSE.....	26
4.1 REFERENZWERTE	26
4.2 MESSWIEDERHOLUNG POSTUROMED	28
4.3 EINFLUSS DES GESCHLECHTS.....	40
4.4 EINFLUSS VON TRAINING.....	46
4.5 ZUSAMMENHÄNGE ZU ANTHROPOMETRISCHEN KENNGRÖßEN.....	52
4.6 VERGLEICH MIT DEM MFT S3 KÖRPERSTABILITÄTSTEST	54
5 DISKUSSION	60
5.1 INTERPRETATION DER ERGEBNISSE.....	60
5.2 SCHLUSSFOLGERUNGEN.....	63
5.3 AUSBLICK	63

LITERATURVERZEICHNIS	65
ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	67
TABELLENVERZEICHNIS	68
ANHANG	72

1 Einleitung

In den letzten Jahren haben propriozeptive Trainingsmaßnahmen und sensomotorisches Training zunehmend an Bedeutung gewonnen. Sie spielen sowohl in der modernen Rehabilitation als auch in sämtlichen Präventivprogrammen eine zentrale Rolle. Durch die Verbesserung beziehungsweise Wiederherstellung sensorischer und koordinativer Fähigkeiten lassen sich nachweislich Rehabilitationszeiträume verkürzen und die Entstehung von Verletzungen, besonders Sportverletzungen, verhindern (Dohm-Acker, Spitzenpfeil & Hartmann, 2008, S.53). Eine Vielzahl propriozeptiver Trainingsmaßnahmen beziehungsweise Geräte kommen zur Anwendung, die das Balancevermögen schulen sollen. Messgrößen, die geeignet sind, den Erfolg zu quantifizieren, sind nur unzureichend vorhanden. Ein Beispiel für solch ein Trainingsgerät ist das Posturomed, ein Gerät mit instabiler Plattform, das zum Training sensomotorischer Fähigkeiten entwickelt wurde und in Rehabilitationseinrichtungen weit verbreitet ist (Müller, Günther, Krauß & Horstmann, 2004, S. 56; Böer, 2006). In dieser Arbeit wurde das Messgerät, bestehend aus dem Trainings- und Therapiegerät Posturomed und der Software Microswing 5.0 verwendet. Diese Kombination ermöglichte es, die Messungen vorzunehmen.

1.1 Aufbau und Eingrenzung der Arbeit

Nach der Einleitung folgt eine kurze Erläuterung der wichtigsten Begriffe und des Standes der Forschung. Danach kommen die Erklärungen zum Material und zum Ablauf der Tests, gefolgt von den Ergebnissen, die sich in Abbildungen und Tabellen widerspiegeln. Die Ergebnisse beziehen sich auf die Ruhigmessungen. Darauf aufbauend sollen im Kapitel der Diskussion die gefundenen Daten besprochen und ein Ausblick für die Zukunft gegeben werden. Auf weitere Forschungsfragen wird hingewiesen. Den Abschluss der Arbeit bildet das Literatur-, das Abbildungs- und Tabellenverzeichnis, gefolgt vom Anhang.

Bei dieser Arbeit steht die Gleichgewichtsfähigkeit als Teilaspekt der Koordination im Mittelpunkt. Die konditionellen Fähigkeiten Kraft, Ausdauer, Schnelligkeit und auch die Beweglichkeit werden dabei außer Acht gelassen.

1.2 Fragestellung und Zielstellung

Die zentrale Fragestellung der Arbeit lautet:

- Kann mit dem Trainings- und Therapiegerät Posturomed die Gleichgewichtsfähigkeit erfasst werden?

Im Verlauf dieser Arbeit sollen die folgenden Fragen beantwortet werden.

- Gibt es einen Lerneffekt auf dem Posturomed und hält dieser über drei Wochen an?
- Hält dieser Effekt auch über drei Monate an?
- Gibt es einen Unterschied zwischen Männern und Frauen?
- Gibt es einen Unterschied zwischen Personen, die ein Balancetraining durchführen oder nicht?
- Besteht ein Zusammenhang zwischen gemessenen Parameter auf dem Posturomed und der Körpergröße, dem Körpergewicht und dem Body-Mass-Index (BMI) der Personen?
- Besteht ein Zusammenhang zwischen dem Messergebnis auf dem Posturomed und den Testergebnissen auf dem MFT S3 Körperstabilitätstest?

Ein weiteres Ziel dieser Arbeit ist es, Referenzwerte für das Posturomed zu erstellen. Es wurden Normwerte für die Gruppe der Sportstudent/innen gesammelt und im Kapitel der Ergebnisse dargestellt.

1.3 Operationalisierung

Bei dieser Arbeit handelt es sich um eine Querschnittstudie zur Ermittlung der Gleichgewichtsfähigkeit auf dem Trainings- und Therapiegerät Posturomed. Es wurden 30 Sportstudent/innen im Einbeinstand in Ruhigstellung und unter Provokation getestet. Die Daten wurden von der Software Microswing 5.0 weiterverarbeitet und die berechneten Werte der Frequenz, der Amplitude und des Koordinationsfaktors wurden notiert. Als zweites Messgerät kam der MFT S3 Körperstabilitätstest zum Einsatz. Die Proband/innen wurden beidbeinig darauf getestet, denn der Einbeinstand konnte von keiner der Testpersonen umgesetzt werden. Auch hier wurden die Werte vom Testsystem berechnet und die Daten der Stabilität, der Symmetrie und der Sensomotorik wurden notiert. Die Daten wurden in das Statistikprogramm SPSS für Windows übertragen und ausgewertet.

2 Theoretische Grundlagen

Im theoretischen Teil dieser Arbeit werden die Begriffe Koordination, koordinative Fähigkeiten, Gleichgewichtsfähigkeit, Propriozeption und sensomotorisches System näher erläutert werden. Danach wird der aktuelle Stand der Forschung auf diesem Gebiet beschrieben.

2.1 Koordination

Im Bereich Bewegung und Sport wird der Begriff Koordination laut Hollmann und Hettinger (2000, S.132) als das Zusammenwirken von Zentralnervensystem und Skelettmuskulatur innerhalb eines gezielten Bewegungsablaufs definiert. Die Koordination beinhaltet damit alle Prozesse der Bewegungskontrolle.

Das Wort Koordination stammt vom lateinischen *cum ordo* ab und heißt übersetzt mit Ordnung. Dies bedeutet, koordiniert ist das, was nach einer Ordnung abläuft. Ordnung setzt Vorschriften und Richtlinien voraus, nach denen eine Aktion abläuft (Neumaier, 2003, S.9).

Allgemein betrachtet, wird zwischen der intramuskulären und der intermuskulären Koordination unterschieden.

Unter intramuskulärer Koordination versteht man das Zusammenspiel von Nerven und Muskeln innerhalb eines gezielten Bewegungsablaufs in einem einzelnen Muskel (Hollmann & Hettinger, 2000, S.134). Die dabei entstehende Kraftentfaltung wird über die die Muskelfaser aktivierenden Nervenimpulse, Frequenzierung und gleichzeitig über die Anzahl der aktivierten motorischen Einheiten eines Muskels, Rekrutierung, gesteuert (Häfelinger & Schuba, 2007, S.14). Je mehr motorische Einheiten eines Muskels aktiviert werden, desto größer ist die Abstufung der Kontraktion. Das bedeutet, je besser die intramuskuläre Koordinationsfähigkeit ausgeprägt ist, umso mehr Kraft wird innerhalb eines Muskels entwickelt.

Von intermuskulärer Koordination spricht man, wenn es sich um die Abstimmung der Aktivität zwischen Agonisten und Antagonisten innerhalb eines Bewegungsablaufs handelt. Dabei geht es einerseits um die Abstimmung Agonist- Antagonist und andererseits um die dosierte Aktivität mehrerer, synergistisch arbeitender Muskeln (Häfelinger & Schuba, 2007, S.14). Eine gut ausgeprägte intermuskuläre Koordination verbraucht weniger Energie und vergrößert die Leistungsfähigkeit. Die Bewegungsausführung wird präziser, flüssiger und harmonischer.

2.2 Koordinative Fähigkeiten

Die koordinativen Fähigkeiten gehören zum Funktionsbereich der Bewegungsregulation und zur handlungsbezogenen Ebene der personalen Leistungsvoraussetzungen. Sie stellen als Elemente der sportlichen Leistungsfähigkeit habituell verfestigte Verlaufsformen psychophysischer Prozesse der Bewegungsregulation dar (Schnabel et al., 2005, S.126). Koordinative Fähigkeiten sind empirisch geprägte, mehr oder weniger theoretisch abgesicherte, hypothetische beziehungsweise logische Konstrukte. Da sie nicht direkt und unmittelbar sichtbar sind, wird ihre Existenz jedoch angenommen.

Bezüglich einer Definition vom Begriff *koordinative Fähigkeiten* greifen die verschiedensten Bücher auf die Aussage von Hirtz zurück:

„Die Koordinativen Fähigkeiten sind Fähigkeiten, die primär koordinativ, d.h. durch die Prozesse der Bewegungssteuerung und Bewegungsregelung bestimmt werden. Sie befähigen den Sportler, motorische Aktionen in vorhersehbaren (Stereotyp) und unvorhersehbaren (Anpassung) Situationen sicher und ökonomisch zu beherrschen und sportliche Bewegungen relativ schnell zu erlernen“ (Weineck, 2007, S.793).

Schnabel, Harre, Krug & Borde (2005) verweisen in ihrer Definition auch auf die Bedeutung der koordinativen Fähigkeiten:

„Definition Koordinative Fähigkeiten: Eine Klasse motorischer Fähigkeiten, die vorrangig durch die Prozesse der Bewegungsregulation bedingt sind und relativ verfestigte und generalisierte Verlaufqualitäten dieser Prozesse darstellen. Sie sind Leistungsvoraussetzungen zur Bewältigung dominant koordinativer Anforderungen“ (Schnabel et al., 2005, S.126).

Es werden die allgemeinen von den speziellen koordinativen Fähigkeiten unterschieden. Die allgemeinen koordinativen Fähigkeiten sind das Ergebnis einer vielfältigen Bewegungsschulung in verschiedenen Sportarten. Sie treten daher auch in diversen Bereichen des Alltagsleben auf und die Bewegungsaufgaben können rationell und schöpferisch gelöst werden. Die speziellen koordinativen Fähigkeiten werden hingegen mehr im Rahmen der entsprechenden Wettkampfdisziplin ausgebildet. Sie sind durch das Variationsvermögen in der Technik der betreffenden Sportart gekennzeichnet. Charakteristisch für die speziellen koordinativen Fähigkeiten ist das Auftreten typischer Komplexkonstellationen. Je nach Sportart erfahren bestimmte Komponentenverbindungen eine akzentuierte Vorrangstellung (Weineck, 2007, S.793).

2.2.1 Bedeutung der koordinativen Fähigkeiten

Ganz allgemein werden die koordinativen Fähigkeiten benötigt, um Situationen zu meistern, die ein schnelles und zielgerichtetes Handeln erfordern. Sie sind demnach auch im Sinne einer Unfallprophylaxe von höchster Wertigkeit.

Die koordinativen Fähigkeiten sind die Grundlage einer guten sensomotorischen Lernfähigkeit, das bedeutet, je höher ihr Niveau, desto schneller und effektiver können neue beziehungsweise schwierige Bewegungen erlernt werden. Gut ausgeprägte koordinative Fähigkeiten bestimmen den Ausnutzungsgrad energetischer Funktionspotenzen beziehungsweise konditioneller Fähigkeiten durch aufgabengemäße und genaue Krafteinsätze und eine energiesparende Entspannung unbeteiligter Muskelgruppen. Sie schonen den Stoffwechsel und ökonomisieren die zyklische Bewegungstätigkeit (Schnabel et al., 2005, S.129). Auf der Grundlage einer gut entwickelten koordinativen Leistungsfähigkeit können auch noch in späteren Trainingsjahren sporttechnische Fertigkeiten neu- und umgelernt werden. Ein hohes Niveau an koordinativen Fähigkeiten gestattet eine rationelle Aneignung von sporttechnischen Fertigkeiten aus anderen Sportarten, die zum Beispiel für die allgemeine Konditionierung und für das Ausgleichstraining genutzt werden können (Weineck, 2007, S.794).

2.2.2 Komponenten der koordinativen Fähigkeiten

Obwohl die Teilkomponenten der koordinativen Fähigkeiten zumeist unabhängige Variable sind und nicht korrelieren, ist ihre genaue Kenntnis von besonderer Bedeutung, weil sie die Beseitigung von eventuellen Teilschwächen ermöglicht. Diese Fähigkeiten sind demnach wesentlich zu verbessern, wenn die einzelnen Komponenten ebenso zielgerichtet entwickelt werden, wie dies mit den konditionellen Fähigkeiten geschieht. Da bislang noch keine Untersuchungen vorliegen, die endgültige Klarheit über die Zahl, die genaue Struktur sowie die Zusammenhänge der einzelnen Komponenten schaffen können, ist die Angabe der Teilkomponenten nur als Orientierungshilfe für die Schulung der koordinativen Fähigkeiten zu verstehen (Weineck, 2007, S.795).

Eine der gebräuchlichsten Einteilung der koordinativen Fähigkeiten ist jene nach Meinel und Schnabel (1998). Sie unterscheiden folgende sieben koordinative Fähigkeiten: Differenzierungsfähigkeit, Reaktionsfähigkeit, Kopplungsfähigkeit, Orientierungsfähigkeit, Umstellungsfähigkeit, Rhythmisierungsfähigkeit und Gleichgewichtsfähigkeit. Es muss berücksichtigt werden, dass es sich bei den beschriebenen Fähigkeiten um Konstrukte handelt, die in interaktiven Schritten bestätigt und präzisiert werden müssen (Mechling,

2003). In der Folge sollen diese für die sportliche Leistungsfähigkeit wichtigsten sieben Einzelfähigkeiten kurz beschrieben werden. Dabei verwendet Weineck (2007, S.795) die Definitionen von Meinel und Schnabel (1987).

Differenzierungsfähigkeit

Unter Differenzierungsfähigkeit versteht man die Fähigkeit zu fein abgestimmten und dosierten Bewegungen und Teilkörperbewegungen, die in genauer Bewegungsgenauigkeit und Bewegungsökonomie zum Ausdruck kommt.

Reaktionsfähigkeit

Unter Reaktionsfähigkeit versteht man die Fähigkeit zur schnellen Einleitung und Ausführung zweckmäßiger und kurzzeitiger motorischer Aktionen auf ein Signal. Dabei kommt es darauf an, zum zweckmäßigsten Zeitpunkt und mit einer aufgabenadäquaten Geschwindigkeit zu reagieren, wobei meistens das maximal schnelle Reagieren das Optimum ist.

Kopplungsfähigkeit

Unter Kopplungsfähigkeit versteht man die Fähigkeit, Teilkörperbewegungen der Extremitäten, des Rumpfes und des Kopfes untereinander und in Beziehung zu der auf ein bestimmtes Handlungsziel gerichteten Gesamtkörperbewegung zweckmäßig zu koordinieren.

Orientierungsfähigkeit

Unter Orientierungsfähigkeit versteht man die Fähigkeit zur Bestimmung und Veränderung der Lage und Bewegungen des Körpers im Raum und Zeit, bezogen auf ein definiertes Aktionsfeld und/oder ein sich bewegendes Objekt.

Umstellungsfähigkeit

Unter Umstellungsfähigkeit versteht man die Fähigkeit, während des Handlungsvollzuges aufgrund wahrgenommener oder vorausgenommener Situationsveränderungen das Handlungsprogramm den neuen Gegebenheiten anzupassen oder die Handlung auf völlig andere Weise fortzusetzen.

Rhythmisierungsfähigkeit

Unter Rhythmisierungsfähigkeit versteht man die Fähigkeit, einen von außen vorgegebenen Rhythmus zu erfassen und motorisch zu reproduzieren sowie den verinnerlichten, in der eigenen Vorstellung existierenden Rhythmus einer Bewegung in der eigenen Bewegungstätigkeit zu realisieren.

Gleichgewichtsfähigkeit

Unter Gleichgewichtsfähigkeit versteht man die Fähigkeit, den gesamten Körper im Gleichgewichtszustand zu halten oder während und nach umfangreichen Körperverschiebungen diesen Zustand beizubehalten beziehungsweise wiederherzustellen.

In dem nachfolgenden Kapitel soll genauer auf die Gleichgewichtsfähigkeit eingegangen werden, da sie in dieser Arbeit eine zentrale Rolle spielt.

2.3 Gleichgewichtsfähigkeit

Wir verwenden in unserem Sprachgebrauch oft das Wort Gleichgewicht. Tatsache ist, dass es aber oft eine ganz unterschiedliche Bedeutung hat, vor allem in den verschiedensten Wissenschaften (Physik, Biologie, Psychologie usw.).

Fetz (1990) gliedert das Gleichgewicht in das physikalische und motorische Gleichgewicht. In der Physik zum Beispiel wird unter Gleichgewicht ein mechanischer Zustand verstanden, in dem sich die Kräfte, die alle einen Körper angreifen, gegenseitig aufheben. Daraus folgt, dass die Resultierende aller Kräfte null ist (Fetz, 1990, S.10).

Auf das physikalische Gleichgewicht wird in dieser Arbeit nicht näher eingegangen, da es für diese Thematik nicht weiter von Bedeutung ist. Das motorische Gleichgewicht gliedert sich folgendermaßen:

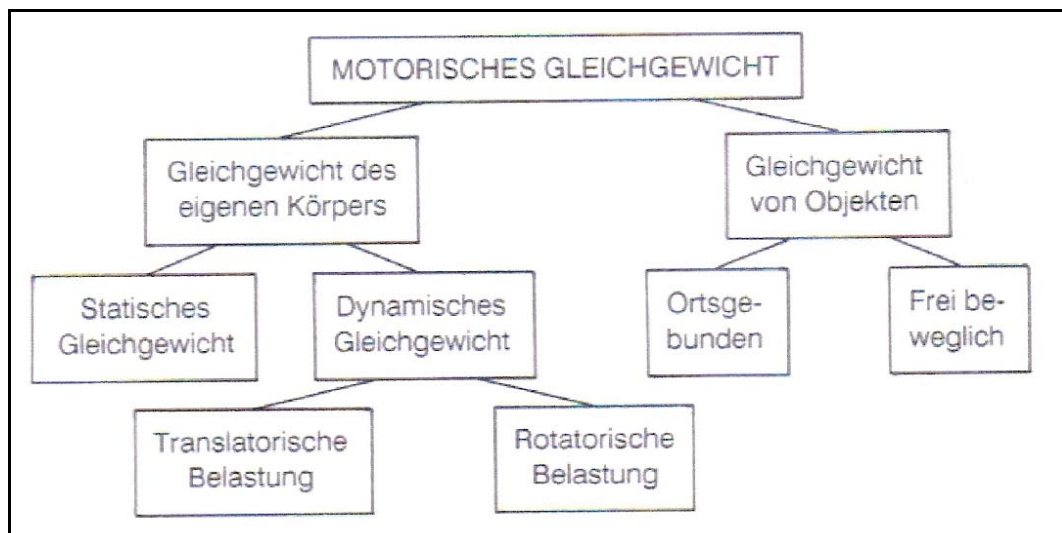


Abb.1: Schematische Gliederung des motorischen Gleichgewichts (Fetz, 1990, S.23)

Unter Gleichgewichtsfähigkeit wird die Fähigkeit verstanden, den gesamten Körper im Gleichgewichtszustand zu halten oder während und nach umfangreichen Körperverschiebungen diesen Zustand beizubehalten oder wiederherzustellen. Mit diesen Merkmalen besitzt sie eine grundlegende Bedeutung für jede sportliche Bewegungshandlung (Meinel & Schnabel, 1998). Für Sport und Alltagsmotorik sind drei Formen des Gleichgewichts von Bedeutung: das statische Gleichgewicht, das dynamische Gleichgewicht und das Objektgleichgewicht.

Statisches Gleichgewicht

In der Physik werden beim statischen Gleichgewicht starre Körper vorausgesetzt. Menschen machen Ausgleichsbewegungen um das Gleichgewicht aufrecht zu erhalten, zum Beispiel wenn wir auf einem Bein stehen wollen oder einen Handstand machen. So kommt es zu Ausgleichsbewegungen, wie das Rudern mit den Armen. Messungen auf einer Kraftmessplatte ergaben auch, dass der Mensch nie ganz ruhig stehen kann. Organische Schwankungen, feine Vibrationen wechselnde Muskelspannungen und Verschiebungen von Körperflüssigkeiten sind mit Aktionen und Reaktionen verbunden, die auf der Kraftmessplatte als Reaktionskräfte in allen drei Raumachsen nachgewiesen werden können (Fetz, 1990, S.22).

Dynamisches Gleichgewicht

Dynamisches Gleichgewicht werden bei folgenden Aktivitäten wie zum Beispiel Eislaufen, Skilaufen oder Seiltanzen erkannt. Der ganze Körper bewegt sich im Raum. Der Mensch ist bemüht durch die inneren Kräfte die Bewegungen des Körpers aufrecht zu erhalten. Dies passiert dadurch, dass die Außenkräfte (Schwerkraft, Fliehkraft und Luftwiderstand) abgefangen werden (Fetz, 1990, S.21).

Objektgleichgewicht

Unter Objektgleichgewicht wird das Balancieren von Objekten verstanden. Dabei hängt die Schwierigkeit der Aufgabe unter anderem von Größe und Form der Auflagefläche, der Beweglichkeit des Körperteils, der das Objekt stützt, sowie von der Form des Objekts ab. Ein langer Stab ist zum Beispiel leichter zu balancieren als ein kürzerer und leichter. Das Balancieren von Gegenständen kann mit statischem und dynamischem Gleichgewicht kombiniert werden (Fetz, 1990, S.22).

Maß für die Gleichgewichtsfähigkeit sind die Dauer des Aufrechterhaltens eines Gleichgewichtszustandes beziehungsweise das Tempo und die Qualität der Wiederherstellung des Gleichgewichts. Eine gute Gleichgewichtsfähigkeit dient auch im Sinne einer Sturzprophylaxe (Häfelinger & Schuba, 2007, S.17).

Betrachtet man die Definitionen der koordinativen Fähigkeiten von Meinel & Schnabel (1998) wird die enge Beziehung der Gleichgewichtsfähigkeit zu anderen koordinativen Fähigkeiten deutlich. Eine strenge Trennung der koordinativen Fähigkeiten lässt sich nicht durchführen. Sie sind als komplexes Wirkungsgefüge zu verstehen.

2.4 Propriozeption

Bei der Propriozeption handelt es sich um einen Teilaspekt der Koordination. Sie umfasst die Gleichgewichts-, Anpassungs- und Reaktionsfähigkeit. Auch als Tiefensensibilität bezeichnet, ist die Propriozeption für die Orientierung des Körpers im Raum durch Wahrnehmungen über Stellung und Bewegung der Gelenke zuständig. Die Propriozeption geht insofern über die Tiefensensibilität hinaus, als dass sie die Empfindung der Lage des Körpers im Raum einschließt, für die das Vestibularorgan zuständig ist (Deetjen & Speckmann, 1992).

Die Autoren Häfelinger & Schuba (2007, S.23) geben an, dass die Propriozeption die Grundlage der motorischen Kontrolle im Allgemeinen und der reaktiven Stabilisationsfähigkeit im Speziellen bildet. Drei Qualitäten zeichnen die Propriozeption aus: Der Stellungssinn, der Kraftsinn und der Bewegungssinn. Der Stellungssinn informiert über die Winkelstellung der Gelenke und die entsprechende Haltung der Gliedmaßen, der Bewegungssinn über die Änderung der Gelenkstellung und der Geschwindigkeit und der Kraftsinn über das Ausmaß der Muskelkraft (Häfelinger & Schuba, 2007, S.37).

Die Rezeptoren, die die Reize aus dem Körper registrieren, befinden sich in Muskeln, Sehnen, Bändern und Gelenken und liefern dem Nervensystem Informationen über Muskellänge, Sehnendehnung, Gelenkstellung und andere Parameter der Lage und Bewegung des Körpers beziehungsweise der Extremitäten im Raum (Weineck, 2000, S.333). Diese Rezeptoren werden Propriozeptoren genannt. Zu den Propriozeptoren zählen die Muskelspindeln, Gelenkrezeptoren und Sehnenorgane. Das Vestibularorgan wird ebenfalls dieser Gruppe zugeordnet. Den größten Beitrag zum kinästhetischen Empfinden liefern die Muskelspindeln, gefolgt von den Gelenkrezeptoren (Häfelinger & Schuba, 2007, S.32). Die wichtigste Aufgabe der Propriozeption stellt die Regulation der Motorik dar, insbesondere der Gleichgewichtsfähigkeit (Deetjen & Speckmann, 1992).

2.5 Sensomotorisches System

Im Gegensatz zum propriozeptiven System beinhaltet das sensomotorische System neben der sensorischen Reizaufnahme, die sich aus visuellem und vestibulärem System sowie der Propriozeption zusammensetzt, auch eine motorische Komponente, die neuromuskuläre Kontrolle (Gruber, 2001, S.21). Die sensomotorische Steuerung und Regelung der Muskelaktivität wird in der Bewegungslehre als Bewegungskoordination oder motorische Koordination bezeichnet. Sie stellt die motorische Komponente der

Handlungsregulation dar (Schnabel et al., 1997, S.67). Das sensomotorische System besitzt daher direkt und indirekt die Möglichkeit auf verschiedene Leistungsvoraussetzungen Einfluss zu nehmen.

2.6 Stand der Forschung

In diesem Abschnitt sollen Studien zur Gleichgewichtsfähigkeit kurz vorgestellt werden. Dabei sind die Studien ausgesucht worden, die der Problemstellung und dem Untersuchungsdesign dieser Untersuchung am nächsten sind. Die Auflistung erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit aller derzeit vorliegenden Studien zum Themenkomplex, sondern stellt nur eine Auswahl dar. Die Studien werden in chronologischer Reihenfolge vorgestellt.

In der Studie von Beyerlein et al. (2003) kam das Posturomed verbunden mit dem Softwareprogramm DigiMax zum Einsatz. Ziel der Arbeit war es, die Auswirkungen eines neuromuskulären Trainings auf die Koordinationsfähigkeit nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes unter Berücksichtigung der Masai Barfuss Technologie (MBT) zu untersuchen. Die Gleichgewichtsfähigkeit wurde vor und nach einem standardisierten neuromuskulären Training gemessen. 16 Patient/innen (11 männlich und 5 weiblich) wurden randomisiert einer Versuchsgruppe (mit MBT) oder einer Kontrollgruppe (ohne MBT) zugeordnet. Das Posturomed wurde verwendet um die Koordinationsfähigkeit vor und nach einem 6-wöchigen standardisierten neuromuskulären Training zu beurteilen. Es zeigte sich eine signifikante Verbesserung der mittleren Auslenkung in medial-lateraler, sowie in anterior-posteriorer Richtung in beiden Gruppen beziehungsweise nach Beendigung des Koordinationstrainings. Hingegen zeigte sich keine signifikante Verbesserung der Koordinationsfähigkeit der Versuchsgruppe (mit MBT) gegenüber der Kontrollgruppe (ohne MBT). Ebenfalls ließ sich kein signifikanter Unterschied zwischen verletzter und unverletzter Seite nach Abschluss des Koordinationstrainings feststellen.

Ziel der Studie von Boer et al. (2005) war es, Veränderungen der Gleichgewichtsfähigkeit bei einer Gruppe von Hüftpatienten nach intensivem Koordinationstraining durch Messung mit dem Posturomed zu evaluieren und mit einer inaktiven Kontrollgruppe zu vergleichen. Es wurden 35 Teilnehmer in eine Trainingsgruppe und in eine Kontrollgruppe aufgeteilt. Die Trainingsgruppe absolvierte über 12 Wochen ein intensives Gleichgewichtstrainingsprogramm. Alle Probanden wurden vor und nach dem Untersuchungszeitraum im Einbeinstand auf dem Posturomed getestet. Die Trainingsgruppe zeigte nach Trainingsintervention einen geringeren Anteil an Fehlversuchen. Die Probanden benötigten nach der Intervention weniger

Ausgleichsbewegungen um im Einbeinstand stehen zu können und Störungen des Standes wurden häufiger abgefangen. Die Studie zeigte, dass Probanden nach einer Trainingsintervention eine verbesserte Standsicherheit im Einbeinstand aufweisen können, als Personen, die kein Training absolvierten.

In der Arbeit von Heidemann (2006) sollte überprüft werden, wie effektiv ein Gleichgewichtstraining im Alter ist. Ziel dieser Arbeit war es Möglichkeiten für eine Sturzprophylaxe zu finden und vorbeugende Maßnahmen zu optimieren. Es gab eine Trainingsgruppe und eine Kontrollgruppe mit jeweils 22 Personen mit einem Altersdurchschnitt von 64,4 Jahren. Die Trainingsgruppe nahm an einem 10-wöchigen Interventionsprogramm zur Gleichgewichtsschulung teil. Als sportmotorische Tests wurden ein modifizierter Romberg- Test für Senioren und der Gleichgewichtstest nach Bös und Wydra eingesetzt. Das Training fand zweimal wöchentlich für 45 Minuten statt. Als Ergebnis konnte eine verbesserte Gleichgewichtsfähigkeit der Trainingsgruppe festgestellt werden. Bei der Kontrollgruppe dagegen wurde keine Leistungssteigerung beobachtet. Somit ist festzuhalten, dass auch im fortgeschrittenen Alter noch gute und auch relativ stabile Leistungssteigerungen erreicht werden können.

In der Studie von Dohm- Acker et al. (2008) ging es um die Fragestellung, ob die untersuchten Trainingsgeräte unterschiedliche Auswirkungen auf die einzelnen gelenkstabilisierenden Muskeln des Sprung- und Kniegelenkes haben. Es wurden 15 Sportstudenten über einen Messzeitraum von 15 Sekunden im Einbeinstand auf den Geräten Kippelbrett, Therapiekreisel, Weichbodenmatte und Posturomed gemessen. In der Messreihe wurde per Oberflächen EMG die Aktivität der gelenkstabilisierenden Muskeln gemessen. Anhand der gewonnen Daten lassen sich spezifische Trainingsempfehlungen geben. Soll die Übung die Stabilität am Sprunggelenk verbessern wird das Kippelbrett und die Weichbodenmatte empfohlen. Zur Verbesserung der sensomotorischen Fähigkeiten am Kniegelenk sollten eher das Posturomed, die Matte oder das Kippelbrett eingesetzt werden.

Ziel der Studie von Raschner et al. (2008) war die Überprüfung der wissenschaftlichen Kriterien sowie die Normwerterhebung beim MFT-S3-Check, einem Messsystem zur Beurteilung der Gleichgewichtsfähigkeit. Die Reliabilitätsprüfung erfolgte mit 30 Personen an zwei verschiedenen Testtagen. Um die Objektivität zu erheben, wurden 10 Probanden von zwei unterschiedlichen Testleitern untersucht. Die Normwerte wurden an über 5000 Personen erhoben. Zur Validierung wurden 758 Messungen junger Skirennläufer/innen mit den Normwerten verglichen. Die Objektivität und Reliabilität konnten für den Sensomotorik- und den Stabilitätsindex durch mittlere bis sehr hohe Korrelationen nachgewiesen werden. Es wurden Normwerte für alle Altersklassen erhoben.

Skirennläufer/innen erzielten signifikant bessere Ergebnisse als die Normwertgruppe. Das Testsystem erfüllt die wissenschaftlichen Kriterien und findet bereits breite Anwendung in Fitnessseinrichtungen.

3 Material und Methode

3.1 Material

Das Posturomed (Haider Bioswing, Pullenreuth, Deutschland) ist ein Therapie- und Trainingsgerät für propriozeptives Training. Es ist seit 1992 auf dem Markt und wird in Rehabilitationseinrichtungen eingesetzt. Die Standplatte ist an ihren vier Ecken an 15 cm langen Stahlseilen aufgehängt und kann 5 cm über der Bodenfläche pendeln. Alle Stahlseile besitzen zur Dämpfung der Plattenbewegung eine Kunststoffummantelung. Durch eine spezielle Konstruktion der Plattenaufhängung können die Schwingungseigenschaften der Platte in drei Stufen reguliert werden, wobei vier, sechs oder acht Stahlseile aktiviert werden. In dieser Arbeit wurde die Plattenaufhängung mit vier Stahlseilen gewählt. Die Platte (60 cm x 60 cm) ist 12 kg schwer und ist an der Unterseite mit einem berührungslosen induktiven Wegaufnahmesystem (DIGIMAX, mechatronic, Hamm) kombiniert (Müller et al., 2004, S.57). Dieser nimmt die Beschleunigungen der Platte in Horizontaler Ebene auf. Der Sensor gibt die erfassten Werte an einen Analogdigitalwandler weiter, der die Daten dann an den angeschlossenen Computer weitersendet. Diese werden mit dem Messsystem Microswing 5.0 (Version 2.5) weiterverarbeitet. Die unten angeführte Abbildung zeigt das Trainings- und Therapiegerät Posturomed.



Abb.2: Das Trainingsgerät Posturomed (Posturomed, 2005)

An einer Seite des Gerätes wurde ein mechanischer Auslenkmechanismus angebracht, der die Platte in seitlicher Richtung knapp 1 cm außerhalb der Gleichgewichtslage arretieren kann. In dieser Arbeit wurden drei Provokationsstufen verwendet, leicht, mittel und schwer. Die genauen Angaben finden sich im Kapitel Methoden. Nach Lösen der Arretierung schwingt die Platte in ihre Ruhelage zurück. Auf diese Weise können Störungen des Standes simuliert werden. Bei auftretender Unsicherheit kann sich die Testperson jederzeit am Sicherheitsgeländer festhalten und somit einen Sturz sicher verhindern.

Des weiteren wurden die Systemeinstellungen wie folgt vorgenommen. Bei den Messkanälen müssen die Kanäle mit denen an der Messbox übereinstimmen. Das System war an den Kanälen drei und vier angeschlossen, so mussten in den Parametern bei den Messungen X- und Y- Achse auf drei und vier eingestellt werden. Der Messmodus war Posturomed XY. Die Messfrequenz war mit 50 Hz festgelegt und die Messzeit ohne Provokation dauerte 20 Sekunden, die Messungen mit den Provokationen dauerten 15 Sekunden. Der Zoomfaktor war bei der Ruhigmessung auf vier eingestellt und bei der Messung mit den Provokationen auf zwei. Als Letztes wurde noch der Autostart auf 25 eingestellt. Bei Autostart handelt es sich um einen prozentualen Ausschlag der Messung. Dies wird bei Provokationen empfohlen, da immer die gleichen Messzeiten geprüft werden.

Als zweites Messgerät wurde der MFT S3 Körperstabilitätstest verwendet (MFT, Multifunktionale Trainingsgeräte GmbH, Guntramsdorf, Österreich). Es ist ein Testgerät

zur funktionalen Bewertung der Körperstabilität im Stehen und zur Testung der sensomotorischen Regulationsfähigkeit (Tilscher et al., 2007). Es besteht aus zwei runden übereinander liegenden Holzplatten, wobei die obere Holzscheibe ($\varnothing$ 50 cm) etwas kleiner ist im Durchmesser als die untere ($\varnothing$ 55 cm). Die obere Platte ist 5 cm höher auf einem Gelenk befestigt, sodass sie bei Gewichtsverlagerung einachsige Kippungen zur linken oder zur rechten Seite zulässt, also in der Frontalebene. Wenn die Testperson die Standposition um 90° ändert, kann die Kippung beziehungsweise die Gewichtsverlagerung nach vorne und hinten gemessen werden, somit in der Sagittalebene.

Folgende Abbildung zeigt die MFT- Platte.



Abb.3: Das Testgerät MFT S3 (Multifunktionale Trainingsgeräte, 2007a)

Auf der oberen Platte ist ein Winkel-Zeit-Aufnehmer befestigt, der die Bewegung der oberen Scheibe misst und diese über ein USB- Kabel auf den PC oder Laptop überträgt. Die eigens dafür entwickelte Software verarbeitet dann die erfassten Daten und ermöglicht auch das Einfügen von Stammdaten wie Name, Geburtsdatum und Wohnort. Weiter besteht die Möglichkeit auch anthropometrische Daten einzugeben. Die Software bietet die Option, bei Bedarf ein vorgefertigtes Anamneseblatt auszufüllen. Folgende Abbildung zeigt den MFT S3 Körperstabilitätstest.



Abb.4: Der MFT S3 Körperstabilitätstest (Multifunktionale Trainingsgeräte, 2007b)

Das Testsystem misst die Bewegungen der Standfläche und errechnet aus deren Anzahl und Größe den Sensomotorikindex. Bewegungsabweichungen von der Plattenmitte werden im Symmetrieindex ausgedrückt. Beide Faktoren fließen in den Stabilitätsindex ein und geben so Auskunft über die komplexe sensomotorische Leistungsfähigkeit der Testperson, ihre Körperhaltung zu kontrollieren und den Körper im Rahmen einer Gleichgewichtsaufgabe stabil zu halten. Die Messwerte des Sensomotorikindex und Stabilitätsindex bewegen sich auf einer neunteiligen Skala (Minimalwert 1 = sehr gut, Maximalwert 9 = sehr schwach). Für die Symmetriebewertung gibt es keine Diagramme, der Idealwert liegt bei einem Symmetrieverhältnis von 50:50 Prozent, wobei bis zu einer Abweichung von 40:60 Prozent ebenfalls noch von keiner Bevorzugung gesprochen wird. Ab einem Verhältnis von 39:61 bis 25:75 Prozent wird von einer geringen Seitigkeit gesprochen und Werte unter 24:76 Prozent werden als deutlich bevorzugte Bewegungsseite beschrieben (Tilscher et al., 2007).

3.2 Methode

Bei dieser Studie handelt es sich um eine Querschnittstudie, bei der mittels Interview und drei Messzeitpunkten auf dem Posturomed und ein Messzeitpunkt auf dem MFT S3-Körperstabilitätstest die nötigen Daten und Werte ermittelt wurden. Folgende Abbildung soll das verdeutlichen.

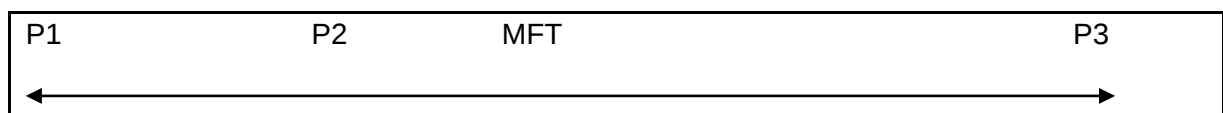


Abb.5: Reihenfolge der vier Messzeitpunkte (P1: erster Messzeitpunkt auf dem Posturomed, P2: zweiter Messzeitpunkt auf dem Posturomed, P3: dritter Messzeitpunkt auf dem Posturomed, MFT: Messzeitpunkt auf dem MFT S3)

Die Untersuchung startete in der ersten Aprilwoche 2008 und dauerte bis Ende Juni 2008. Der Testort für alle vier Messzeitpunkte befand sich in einem kleinen ruhigen Raum im Kraftlabor im Zentrum für Sportwissenschaft und Universitätssport Auf der Schmelz 6. Die Testzeit war immer von 9 Uhr vormittags bis 13 Uhr zu Mittag bei allen vier Messzeitpunkten.

Der *erste Messzeitpunkt* war in der ersten April Woche auf dem Posturomed und bevor die Testung begann, wurden die 30 Sportstudent/innen ($175,77 \pm 8,85$ cm; $69,13 \pm 12,29$ kg; $22,20 \pm 2,15$ kg/m²; $24,57 \pm 2,46$ Jahre; 18 männlich; 12 weiblich) interviewt, um ihre persönlichen Daten, ihre sportlichen Aktivitäten, Hauptsportart und Trainingsjahre zu

erhalten. Weiter wurden sie über ihre Verletzungen, ihre Seitigkeit befragt und ob sie ein regelmäßiges Balancetraining durchführen. Als regelmäßig wurde mindestens ein einmaliges Balancetraining pro Woche definiert. Danach wurde ihnen ausführlich der Testablauf erklärt und sie hatten die Möglichkeit für eine Minute das Gerät kennen zulernen. Pro Stunde wurden maximal drei Personen getestet. Zum Testablauf selbst. Die Position war der einbeinige Stand, ohne Schuhe, barfuss oder mit Socken. Die Standposition war zentral auf der Platte, welche durch eine schwarze Zielscheibe gekennzeichnet ist. Beginnend mit dem rechten Bein, die Hände waren in der Hüfte, das zweite Bein war abgewinkelt und nach hinten gerichtet und somit annähernd parallel zum getesteten Bein. Auf der Wand vor den Testpersonen hing ein weißes A4 Papier, dessen Unterkante 1,6 m vom Boden entfernt war, auf dem sich drei gleich große schwarze Punkte befanden. Je nach Körpergröße war einer dieser Punkte zu fixieren und somit der Blick gerade aus gerichtet. Als Abbruchkriterien wurden Blickrichtungsänderungen, Anhalten, Verlassen der Standfläche, Rudern mit den Armen und Hände als Balancehilfe festgelegt. Die Testung begann mit einer Ruhigmessung mit einer Dauer von 20 Sekunden. Zuerst wurde das rechte Bein, dann das Linke getestet, danach wurde der Vorgang wiederholt. Die Proband/innen hatten die Aufgabe möglichst ruhig zu stehen. Darauf folgten die Messungen mit den drei Provokationsstufen leicht, mittel und schwer, mit einer Dauer von jeweils 15 Sekunden. Bei der Provokationsstufe leicht wurde die Platte um 0,8 cm von der Ausgangslage arretiert. Bei der mittleren Stufe um 1,3 cm und bei der schweren Provokationsstufe um 2 cm. Die Testperson stand auf der fixierten Platte des Posturomeds und auf das Kommando „Achtung“ wurde innerhalb von fünf Sekunden die Provokation durch den Testleiter ausgelöst. Die Aufgabe hier bestand darin die Provokation so gut wie möglich abzufangen und möglichst schnell in einen ruhigen Stand zu gelangen. Die Provokation erfolgte zuerst von der linken Seite, also medial auf den rechten Fuß, dann auf den Linken. Danach musste sich die Testperson um 180° drehen und die Provokation erfolgte von der rechten Seite, also lateral auf den rechten Fuß, dann auf den Linken. Nach jeder Provokationsstufe wurde gewechselt, um eine mögliche Ermüdung zu verhindern. Jede/r Proband/in hatte bis zu drei Versuche, die Anzahl wurde mitprotokolliert. Zum Abschluss wurde noch eine Ruhigmessung mit dem rechten und dem linken Bein für 20 Sekunden durchgeführt. Dieser Ablauf entsprach einer Messreihe auf dem Posturomed. Die Daten wurden in eine Excel Datenbank eingegeben.

Der *zweite Messzeitpunkt* fand drei Wochen später statt. Getestet wurde auf dem Posturomed und der Ablauf und die Aufgabe war genau gleich. Innerhalb der drei Wochen gab es kein Training auf dem Gerät.

Der *dritte Messzeitpunkt* fand Ende Mai statt und getestet wurde auf dem MFT S3 Körperstabilitätstest. Dieser Test ist ein bewährtes Verfahren für die Erfassung der Gleichgewichtsfähigkeit und sollte deshalb der Validierung des Gerätes dienen. Das System bietet bereits voreingestellte Tests an, welche leicht modifiziert wurden. Zum einen wurde beidbeinig getestet und zum anderen sollte einbeinig getestet werden. Das Problem war, dass keiner der 30 Sportstudent/innen den einbeinigen Stand auf der MFT-Platte schaffte und somit keine brauchbaren Daten ausgewertet werden konnten. Die Probanden hatten wieder eine Minute Zeit das Gerät kennen zulernen und der Ablauf wurde erläutert. Pro Stunde wurden maximal sechs Personen getestet. Zum Testablauf auf dem MFT S3 Körperstabilitätstest selbst. Die Position war beidbeinig auf den grauen Flächen der Platte und die Hände waren in den Hüften abgestützt. Der Blick war wieder gerade aus gerichtet auf den schwarzen Punkt. Als Abbruchkriterien galten dieselben wie bei der Posturomed Testung. Das Gerät war auf links rechts (li/re) Messung eingestellt, also in der Frontalebene. Die Testperson stellte sich auf die Platte und wurde mittels Piep-Ton aufmerksam gemacht, dass innerhalb von fünf Sekunden die Messung startete. Die Messung selbst dauerte 20 Sekunden und wurde zweimal wiederholt. Die Daten wurden in eine Excel Datenbank eingegeben.

Der *vierte und letzte Messzeitpunkt* fand in der letzten Juni Woche statt. Getestet wurde erneut auf dem Posturomed und die Aufgabenstellung war wie zu Messzeitpunkt 1 und 2. Über den gesamten Testzeitraum von den drei Monaten gab es kein Training auf dem MFT S3 Körperstabilitätstest und auf dem Posturomed.

3.3 Datenauswertung

Die statistische Bearbeitung erfolgte mittels SPSS für Windows (Version 15.0, SPSS INC., Chicago, IL.). Die Ergebnisse wurden mittels eines Signifikanztests überprüft. Zur Absicherung der Ergebnisse wurde eine Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% festgelegt. Dies bedeutet, dass wenn $p \leq 0,05$ ist, kann die Nullhypothese verworfen und die Alternativhypothese angenommen werden. Wenn der Wert allerdings über 0,05 liegt, muss die Nullhypothese beibehalten werden (Bühl, 2006, S.115).

Um Stärke und Richtung der Korrelation zwischen den Variablen zu ermitteln, wird in Abhängigkeit des Skalenniveaus und der Normalverteilung entweder der Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman und Kendall oder der Maßkorrelationskoeffizient nach Pearson angewendet. Der Korrelationskoeffizient wird als Maßzahl für die Stärke des Zusammenhangs bezeichnet, dieser Koeffizient liegt zwischen

+1 und –1. Der Betrag nahe bei 0 bedeutet einen schwachen, nahe bei +1 oder –1 einen starken Zusammenhang. Symbolisiert wird der Korrelationskoeffizient mit r . Ein negativer Betrag zeigt einen gegenläufigen Zusammenhang, was bedeutet, je größer der Wert der eine Variable annimmt, desto kleiner ist der Wert der anderen (Bühl, 2006, S.342). Zur verbalen Beschreibung der Größe des Betrags des Korrelationskoeffizienten sind folgende Abstufungen üblich.

Tab.1: Höhe des Korrelationskoeffizienten und seine Interpretation (Bühl, 2006, S.342)

Wert	Interpretation
bis 0,2	Sehr geringe Korrelation
bis 0,5	Geringe Korrelation
bis 0,7	Mittlere Korrelation
bis 0,9	Hohe Korrelation
über 0,9	Sehr hohe Korrelation

Folgende statistischen Tests wurden für die Beantwortung der Fragen gerechnet. Zum einen eine Varianzanalyse mit Messwiederholung, um einen möglichen Lerneffekt aufzudecken, welche als Voraussetzung mehr als zwei abhängige Stichproben aufweist und zumindest intervallskalierte Daten benötigt. Weiter sollen die Differenzen normalverteilt sein. Diese Überprüfung erfolgt in SPSS bei der Berechnung der Varianzanalyse automatisch. Für diesen Test wurden alle Voraussetzungen erfüllt. Hier wurden alle drei Messzeitpunkte auf dem Posturomed (P1, P2 und P3) herangezogen. Wie oben erwähnt (Kapitel Methode), bestand eine Messreihe auf dem Posturomed aus zwei Ruhigmessungen, wobei der bessere Wert für die Berechnungen herangezogen wurde, gefolgt von den drei Provokationsstufen und zum Schluss von noch einer Ruhigmessung. Die Testung begann jeweils mit dem rechten und dann mit dem linken Bein. Für die Varianzanalyse wurden alle sechs Ruhigmessungen verwendet. Folgende Abbildung soll dies verdeutlichen.

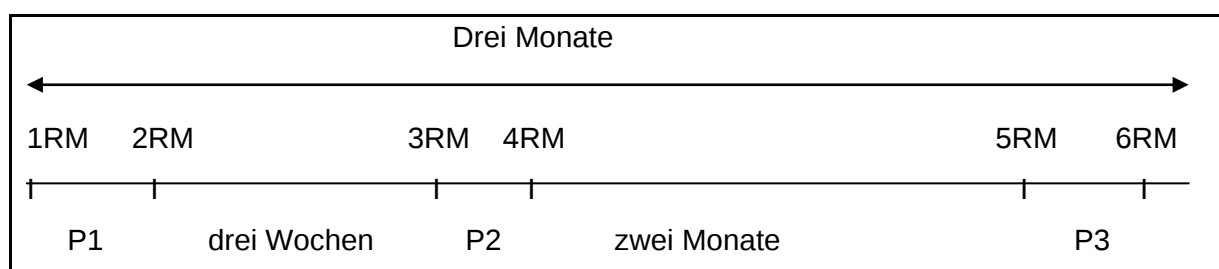


Abb.6: Zeitverlauf der drei Messzeitpunkte auf dem Posturomed (RM: Ruhigmessung, P1: erster Messzeitpunkt auf dem Posturomed, P2: zweiter Messzeitpunkt auf dem Posturomed, P3: dritter Messzeitpunkt auf dem Posturomed)

Für die Frage ob es einen Unterschied zwischen Männern und Frauen gibt, wurden t-Tests für unabhängige Stichproben gerechnet. Dieser hat als Voraussetzung zwei unabhängige Stichproben und intervallskalierte Daten. Weiter soll er annähernd normalverteilte Daten pro Gruppe aufweisen und die Homogenität der Stichprobenvarianzen sollte auch gegeben sein. Für die Überprüfung der Normalverteilung wurde der Kolmogorov- Smirnov- Test verwendet. Die Überprüfung der Homogenität der Stichprobenvarianzen erfolgt in SPSS bei der Berechnung automatisch mittels Levene- Test. Auch hier waren alle Voraussetzungen gegeben.

Für die Frage, ob es einen Unterschied zwischen Personen gibt, die ein Balancetraining durchführen oder nicht, wurden ebenfalls t-Tests für unabhängige Stichproben herangezogen. Es wurden dieselben Voraussetzungen geprüft wie oben erwähnt, lediglich bei der Berechnung der Amplitude des dominanten Beines war die Homogenität der Varianzen nicht gegeben und somit musste ein Ersatztest angewendet werden. In diesem Fall kam der U - Test zum Einsatz.

Für den Zusammenhang zwischen dem Posturomed und der Körpergröße, dem Körpergewicht und dem Body-Mass-Index wurde die Korrelation nach Pearson angewendet. Als Anwendungsvoraussetzung gelten intervallskalierte und normalverteilte Variablen. Für die Überprüfung der Normalverteilung wurde der Kolmogorov- Smirnov-Test verwendet.

Für den Zusammenhang zwischen dem Posturomed und dem MFT S3 Körperstabilitätstest wurde die Korrelation nach Spearman angewendet, weil es sich um rangskalierte Daten handelte.

Bei den t- Tests für unabhängige Stichproben und den Korrelationen wurden die ersten beiden Posturomed Testzeitpunkte (P1, P2) herangezogen. Alle statistischen Berechnungen wurden mit dem besseren Wert der Ruhigmessung durchgeführt.

4 Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Testergebnisse aller Tests dargestellt. Beginnend mit der Normwerterhebung, gefolgt von der Varianzanalyse. Bei der Varianzanalyse werden die Anzahl, der Mittelwert, die Standardabweichung und die Post Hoc Tests angegeben. Danach folgen die Ergebnisse der t-Tests für unabhängige Stichproben. Hier werden die Anzahl, der Mittelwert, die Standardabweichung und die Signifikanzwerte angeführt. Den Abschluss bilden die Korrelationen, die durch die Anzahl und die Signifikanzwerte dargestellt werden.

4.1 Referenzwerte

Im Folgenden wird die deskriptive Darstellung der Ruhigmessung (RM) vom ersten Messzeitpunkt auf dem Posturomed dargestellt.

Tab.2: Deskriptive Darstellung der Ruhigmessung (n = 30)

	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Frequenz dominant	2,09	0,47	0,6	2,7
Frequenz nicht dominant	2,21	0,41	0,95	2,76
Amplitude dominant	27,97	17,75	7	81
Amplitude nicht dominant	32,03	19,45	7	78
Koofaktor dominant	72,27	25,85	28	128
Koofaktor nicht dominant	81,40	31,03	32	166

Die nächste Tabelle zeigt die Referenzwerte der Ruhigmessung (RM) vom ersten Messzeitpunkt auf dem Posturomed.

Tab.3: Referenzwerte der Ruhigmessung (n = 30)

	Sehr gut	Gut	Durchschnittlich	Genügend	Ungenügend
Frequenz dominant	$\leq 1,72$	1,73 – 1,96	1,97 – 2,36	2,37 – 2,47	$> 2,47$
Frequenz nicht dominant	$\leq 1,87$	1,88 – 2,13	2,14 – 2,46	2,47 – 2,60	$> 2,60$
Amplitude dominant	≤ 14	14,01 – 19,00	19,01 – 27,77	27,78 – 47,16	$> 47,16$
Amplitude nicht dominant	$\leq 14,96$	14,97 – 18,46	18,47 – 37,77	37,78 – 60,04	$> 60,04$
Koofaktor dominant	$\leq 45,92$	45,93 – 60,00	60,01 – 83,08	83,09 – 100,48	$> 100,48$
Koofaktor nicht dominant	$\leq 47,92$	47,93 – 64,00	64,01 – 95,54	95,55 – 108,32	$> 108,32$

Sehr gut: Perzentile $\leq 16\%$

Gut: Perzentile $> 16\% - 33\%$

Durchschnittlich: Perzentile $> 33\% - 67\%$

Genügend: Perzentile $> 67\% - 84\%$

Ungenügend: Perzentile $> 84\%$

4.2 Messwiederholung Posturomed

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Varianzanalyse dargestellt. Zuerst die deskriptive Darstellung der Frequenz für das dominante Bein.

Tab.4: Ergebnisse der Frequenz für das dominante Bein

	MITTELWERT	STANDARDABWEICHUNG	N
Frequenz dom2	2,055	,5207	21
Frequenz dom1	1,5014	,47674	21
Frequenz dom1	1,7590	,42109	21
Frequenz dom1	1,2171	,33994	21
Frequenz dom2	1,6895	,34368	21
Frequenz dom1	1,1157	,39894	21

Die folgende Abbildung zeigt die Mittelwerte der Frequenz für das dominante Bein.



Abb.7: Liniendiagramm der Frequenz für das dominante Bein

Die nachfolgende Tabelle zeigt den Post Hoc Test der Frequenz für das dominante Bein.

Tab.5: Paarweiser Vergleich der Frequenz für das dominante Bein (n = 21)

(I) FDOM	(J) FDOM	MITTLERE DIFFERENZ (I- J)	STANDAR DFEHLER	SIGNIFIKA NZ(A)	95% KONFIDENZINTERVALL FÜR DIE DIFFERENZ(A)	
					Obergrenze	Untergrenze
1	2	,554(*)	,141	,013	,083	1,024
	3	,296	,149	,914	-,201	,793
	4	,838(*)	,103	,000	,494	1,183
	5	,366	,110	,050	,000	,732
	6	,940(*)	,125	,000	,524	1,355
2	1	-,554(*)	,141	,013	-1,024	-,083
	3	-,258	,101	,283	-,593	,078
	4	,284	,087	,058	-,005	,574
	5	-,188	,085	,584	-,472	,095
	6	,386(*)	,104	,021	,039	,733
3	1	-,296	,149	,914	-,793	,201
	2	,258	,101	,283	-,078	,593
	4	,542(*)	,089	,000	,246	,838
	5	,070	,102	1,000	-,271	,410
	6	,643(*)	,121	,000	,241	1,046
4	1	-,838(*)	,103	,000	-1,183	-,494
	2	-,284	,087	,058	-,574	,005
	3	-,542(*)	,089	,000	-,838	-,246
	5	-,472(*)	,052	,000	-,647	-,298
	6	,101	,072	1,000	-,138	,341
5	1	-,366	,110	,050	-,732	,000
	2	,188	,085	,584	-,095	,472
	3	-,070	,102	1,000	-,410	,271
	4	,472(*)	,052	,000	,298	,647
	6	,574(*)	,076	,000	,320	,827
6	1	-,940(*)	,125	,000	-1,355	-,524
	2	-,386(*)	,104	,021	-,733	-,039
	3	-,643(*)	,121	,000	-1,046	-,241
	4	-,101	,072	1,000	-,341	,138
	5	-,574(*)	,076	,000	-,827	-,320

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

* Die mittlere Differenz ist auf dem Niveau ,05 signifikant

a Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

Folgende Tabelle zeigt die deskriptive Darstellung der Frequenz für das nicht dominante Bein.

Tab.6: Ergebnisse der Frequenz für das nicht dominante Bein

	MITTELWERT	STANDARDABWEICHUNG	N
Frequenz nd2	2,2652	,41306	21
Frequenz nd1	1,6203	,52485	21
Frequenz nd2	1,7490	,49562	21
Frequenz nd1	1,3000	,46825	21
Frequenz nd2	1,5543	,41709	21
Frequenz nd1	1,3338	,47117	21

Die folgende Abbildung zeigt die Mittelwerte der Frequenz für das nicht dominante Bein.

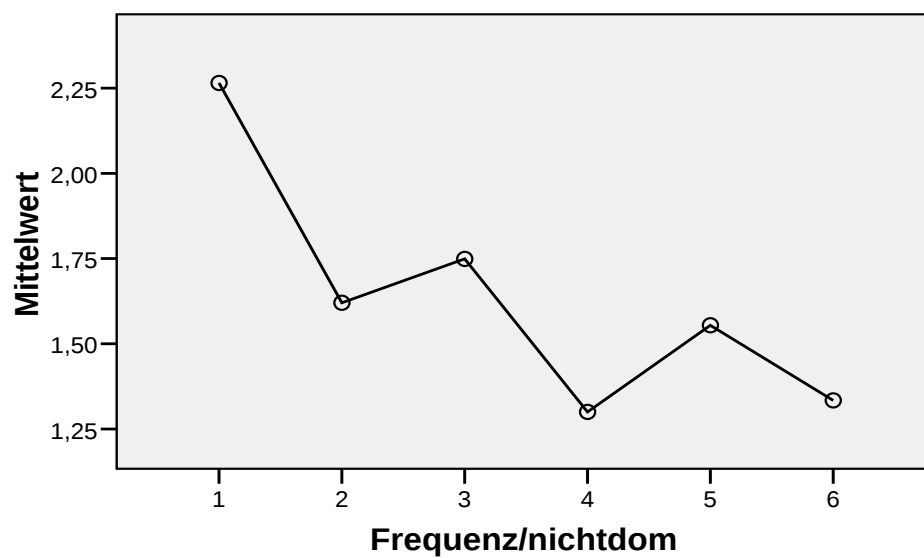


Abb.8: Liniendiagramm der Frequenz für das nicht dominante Bein

Die nachfolgende Tabelle repräsentiert den Post Hoc Test der Frequenz für das nicht dominante Bein.

Tab.7: Paarweiser Vergleich der Frequenz für das nicht dominante Bein (n = 21)

(I) FND	(J) FND	MITTLERE DIFFERENZ (I- J)	STANDAR DFEHLER	SIGNIFIKA NZ(A)	95% KONFIDENZINTERVALL FÜR DIE DIFFERENZ(A)	
					Obergrenze	Untergrenze
1	2	,645(*)	,075	,000	,394	,896
	3	,516(*)	,077	,000	,260	,772
	4	,965(*)	,082	,000	,691	1,240
	5	,711(*)	,104	,000	,363	1,059
	6	,931(*)	,087	,000	,641	1,222
2	1	-,645(*)	,075	,000	-,896	-,394
	3	-,129	,090	1,000	-,428	,171
	4	,320(*)	,082	,013	,049	,592
	5	,066	,104	1,000	-,279	,411
	6	,287	,095	,105	-,031	,604
3	1	-,516(*)	,077	,000	-,772	-,260
	2	,129	,090	1,000	-,171	,428
	4	,449(*)	,093	,002	,138	,760
	5	,195	,090	,638	-,105	,494
	6	,415(*)	,088	,002	,124	,707
4	1	-,965(*)	,082	,000	-1,240	-,691
	2	-,320(*)	,082	,013	-,592	-,049
	3	-,449(*)	,093	,002	-,760	-,138
	5	-,254	,091	,170	-,558	,049
	6	-,034	,051	1,000	-,202	,134
5	1	-,711(*)	,104	,000	-1,059	-,363
	2	-,066	,104	1,000	-,411	,279
	3	-,195	,090	,638	-,494	,105
	4	,254	,091	,170	-,049	,558
	6	,220	,088	,323	-,074	,515
6	1	-,931(*)	,087	,000	-1,222	-,641
	2	-,287	,095	,105	-,604	,031
	3	-,415(*)	,088	,002	-,707	-,124
	4	,034	,051	1,000	-,134	,202
	5	-,220	,088	,323	-,515	,074

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

* Die mittlere Differenz ist auf dem Niveau ,05 signifikant

a Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

Die unten angeführte Tabelle zeigt die deskriptive Darstellung der Amplitude für das dominante Bein.

Tab.8: Ergebnisse der Amplitude für das dominante Bein

	MITTELWERT	STANDARDABWEICHUNG	N
Amplitude dom2	27,81	17,711	21
Amplitude dom1	10,43	4,935	21
Amplitude dom2	13,19	5,173	21
Amplitude dom1	7,62	1,658	21
Amplitude dom2	14,00	5,376	21
Amplitude dom1	8,62	3,232	21

Die folgende Abbildung zeigt die Mittelwerte der Amplitude für das dominante Bein.

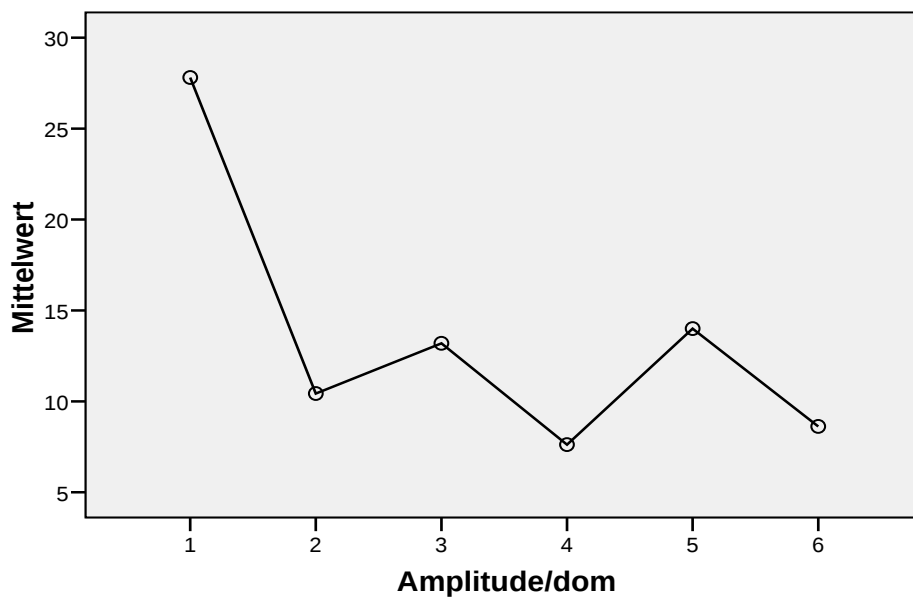


Abb.9: Liniendiagramm der Amplitude für das dominante Bein

Die nachfolgende Tabelle stellt den Post Hoc Test der Amplitude für das dominante Bein dar.

Tab.9: Paarweiser Vergleich der Amplitude für das dominante Bein (n = 21)

(I) ADOM	(J) ADOM	MITTLERE DIFFERENZ (I- J)	STANDAR DFEHLER	SIGNIFIKA NZ(A)	95% KONFIDENZINTERVALL FÜR DIE DIFFERENZ(A)	
					Obergrenze	Untergrenze
1	2	17,381(*)	3,262	,000	6,517	28,245
	3	14,619(*)	3,231	,003	3,857	25,381
	4	20,190(*)	3,776	,000	7,615	32,766
	5	13,810(*)	3,656	,018	1,631	25,988
	6	19,190(*)	3,706	,001	6,848	31,533
2	1	-17,381(*)	3,262	,000	-28,245	-6,517
	3	-2,762	1,304	,703	-7,104	1,580
	4	2,810	1,041	,207	-,658	6,277
	5	-3,571	1,508	,421	-8,594	1,451
	6	1,810	1,123	1,000	-1,929	5,548
3	1	-14,619(*)	3,231	,003	-25,381	-3,857
	2	2,762	1,304	,703	-1,580	7,104
	4	5,571(*)	,967	,000	2,349	8,794
	5	-,810	1,245	1,000	-4,957	3,338
	6	4,571(*)	1,070	,006	1,007	8,136
4	1	-20,190(*)	3,776	,000	-32,766	-7,615
	2	-2,810	1,041	,207	-6,277	,658
	3	-5,571(*)	,967	,000	-8,794	-2,349
	5	-6,381(*)	1,050	,000	-9,878	-2,884
	6	-1,000	,680	1,000	-3,264	1,264
5	1	-13,810(*)	3,656	,018	-25,988	-1,631
	2	3,571	1,508	,421	-1,451	8,594
	3	,810	1,245	1,000	-3,338	4,957
	4	6,381(*)	1,050	,000	2,884	9,878
	6	5,381(*)	1,184	,003	1,437	9,325
6	1	-19,190(*)	3,706	,001	-31,533	-6,848
	2	-1,810	1,123	1,000	-5,548	1,929
	3	-4,571(*)	1,070	,006	-8,136	-1,007
	4	1,000	,680	1,000	-1,264	3,264
	5	-5,381(*)	1,184	,003	-9,325	-1,437

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

* Die mittlere Differenz ist auf dem Niveau ,05 signifikant

a Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

Die unten angeführte Tabelle zeigt die deskriptive Darstellung der Amplitude für das nicht dominante Bein.

Tab.10: Ergebnisse der Amplitude für das nicht dominante Bein

	MITTELWERT	STANDARDABWEICHUNG	N
Amplitude nd2	33,19	19,323	21
Amplitude nd1	10,52	3,628	21
Amplitude nd2	14,81	8,072	21
Amplitude nd1	8,33	2,244	21
Amplitude nd2	12,00	4,879	21
Amplitude nd1	10,33	5,615	21

Die nachfolgende Abbildung stellt die Mittelwerte der Amplitude für das nicht dominante Bein dar.

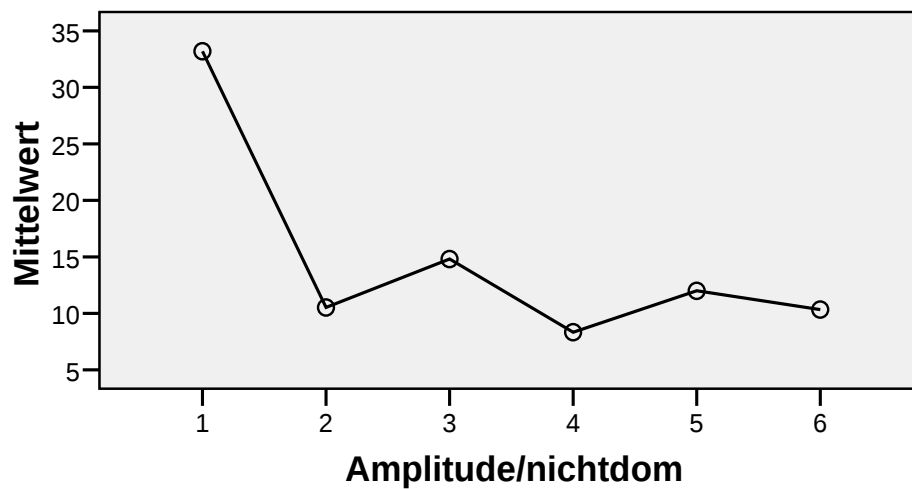


Abb.10: Liniendiagramm der Amplitude für das nicht dominante Bein

Die unten angeführte Tabelle listet die Ergebnisse des Post Hoc Tests der Amplitude für das nicht dominante Bein auf.

Tab.11: Paarweiser Vergleich der Amplitude für das nicht dominante Bein (n = 21)

(I) AND1	(J) AND1	MITTLERE DIFFERENZ (I-J)	STANDARDFEHLER	SIGNIFIKANZ(A)	95% KONFIDENZINTERVALL FÜR DIE DIFFERENZ(A)	
					Obergrenze	Untergrenze
1	2	22,667(*)	3,722	,000	10,270	35,064
	3	18,381(*)	3,026	,000	8,301	28,461
	4	24,857(*)	4,056	,000	11,347	38,367
	5	21,190(*)	3,834	,000	8,421	33,960
	6	22,857(*)	4,046	,000	9,382	36,332
2	1	-22,667(*)	3,722	,000	-35,064	-10,270
	3	-4,286	1,453	,119	-9,124	,553
	4	2,190(*)	,592	,021	,218	4,163
	5	-1,476	,841	1,000	-4,278	1,326
	6	,190	,968	1,000	-3,032	3,413
3	1	-18,381(*)	3,026	,000	-28,461	-8,301
	2	4,286	1,453	,119	-,553	9,124
	4	6,476(*)	1,616	,010	1,093	11,860
	5	2,810	1,216	,475	-1,241	6,860
	6	4,476	1,811	,338	-1,555	10,507
4	1	-24,857(*)	4,056	,000	-38,367	-11,347
	2	-2,190(*)	,592	,021	-4,163	-,218
	3	-6,476(*)	1,616	,010	-11,860	-1,093
	5	-3,667(*)	,909	,010	-6,693	-,641
	6	-2,000	1,037	1,000	-5,455	1,455
5	1	-21,190(*)	3,834	,000	-33,960	-8,421
	2	1,476	,841	1,000	-1,326	4,278
	3	-2,810	1,216	,475	-6,860	1,241
	4	3,667(*)	,909	,010	,641	6,693
	6	1,667	1,164	1,000	-2,209	5,542
6	1	-22,857(*)	4,046	,000	-36,332	-9,382
	2	-,190	,968	1,000	-3,413	3,032
	3	-4,476	1,811	,338	-10,507	1,555
	4	2,000	1,037	1,000	-1,455	5,455
	5	-1,667	1,164	1,000	-5,542	2,209

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

* Die mittlere Differenz ist auf dem Niveau ,05 signifikant

a Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

Die Tabelle stellt die deskriptive Darstellung des Koordinationsfaktors für das dominante Bein dar.

Tab.12: Ergebnisse des Koordinationsfaktors für das dominante Bein

	MITTELWERT	STANDARDABWEICHUNG	N
Koofaktor dom2	74,48	25,439	21
Koofaktor dom1	41,14	19,116	21
Koofaktor dom2	47,52	15,798	21
Koofaktor dom1	32,48	12,456	21
Koofaktor dom1	46,86	14,375	21
Koofaktor dom1	34,38	13,002	21

Die nachfolgende Abbildung zeigt die Mittelwerte des Koordinationsfaktors für das dominante Bein.

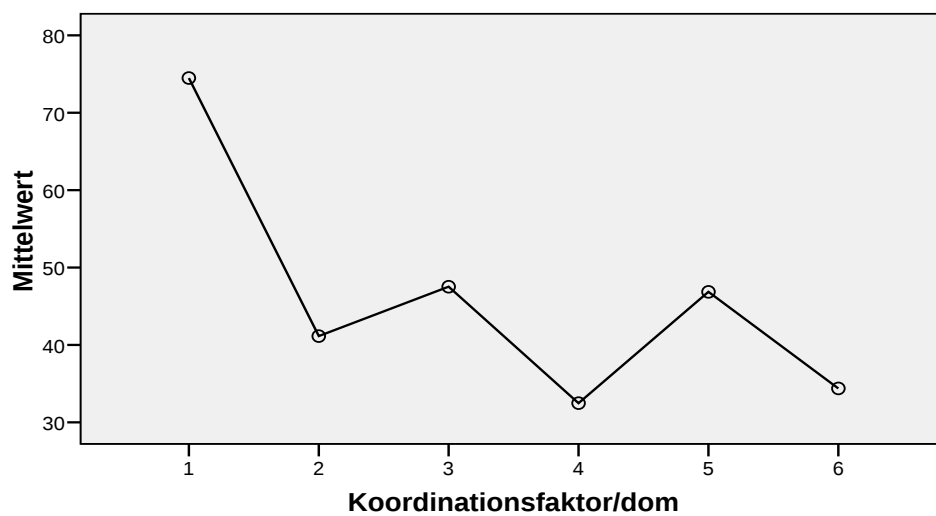


Abb.11: Liniendiagramm des Koordinationsfaktors für das dominante Bein

Die angeführte Tabelle zeigt den Post Hoc Test des Koordinationsfaktors für das dominante Bein.

Tab.13: Paarweiser Vergleich des Koordinationsfaktors für das dominante Bein (n = 21)

(I) KOOFDOM	(J) KOOFDOM	MITTLERE DIFFERENZ (I- J)	STANDAR DFEHLER	SIGNIFIKA NZ(A)	95% KONFIDENZINTERVALL FÜR DIE DIFFERENZ(A)	
					Obergrenze	Untergrenze
1	2	33,333(*)	4,008	,000	19,984	46,682
	3	26,952(*)	4,411	,000	12,260	41,645
	4	42,000(*)	4,936	,000	25,561	58,439
	5	27,619(*)	4,736	,000	11,845	43,393
	6	40,095(*)	5,631	,000	21,342	58,849
2	1	-33,333(*)	4,008	,000	-46,682	-19,984
	3	-6,381	2,444	,251	-14,521	1,760
	4	8,667	3,882	,558	-4,264	21,598
	5	-5,714	3,481	1,000	-17,309	5,881
	6	6,762	4,109	1,000	-6,924	20,448
3	1	-26,952(*)	4,411	,000	-41,645	-12,260
	2	6,381	2,444	,251	-1,760	14,521
	4	15,048(*)	2,975	,001	5,139	24,956
	5	,667	3,353	1,000	-10,502	11,835
	6	13,143(*)	3,569	,022	1,257	25,028
4	1	-42,000(*)	4,936	,000	-58,439	-25,561
	2	-8,667	3,882	,558	-21,598	4,264
	3	-15,048(*)	2,975	,001	-24,956	-5,139
	5	-14,381(*)	2,696	,000	-23,361	-5,401
	6	-1,905	3,229	1,000	-12,660	8,851
5	1	-27,619(*)	4,736	,000	-43,393	-11,845
	2	5,714	3,481	1,000	-5,881	17,309
	3	-,667	3,353	1,000	-11,835	10,502
	4	14,381(*)	2,696	,000	5,401	23,361
	6	12,476	3,952	,074	-,686	25,638
6	1	-40,095(*)	5,631	,000	-58,849	-21,342
	2	-6,762	4,109	1,000	-20,448	6,924
	3	-13,143(*)	3,569	,022	-25,028	-1,257
	4	1,905	3,229	1,000	-8,851	12,660
	5	-12,476	3,952	,074	-25,638	,686

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

* Die mittlere Differenz ist auf dem Niveau ,05 signifikant

a Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

Tabelle 14 führt die Ergebnisse der deskriptiven Darstellung des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein an.

Tab.14: Ergebnisse des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein

	MITTELWERT	STANDARDABWEICHUNG	N
Koofaktor nd1	82,95	33,518	21
Koofaktor nd1	43,24	15,614	21
Koofaktor nd2	53,43	24,059	21
Koofaktor nd1	36,38	13,779	21
Koofaktor nd2	44,48	15,949	21
Koofaktor nd1	38,86	14,568	21

In der Abbildung 12 sieht man die Mittelwerte des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein.

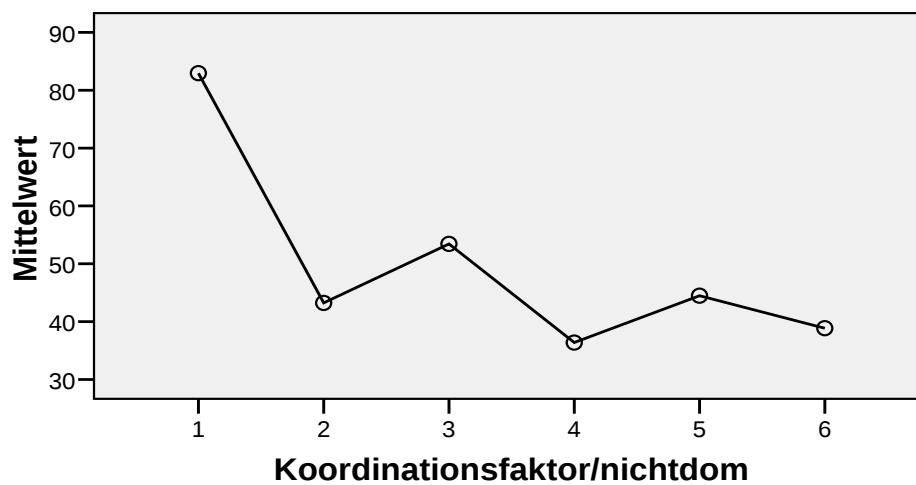


Abb.12: Liniendiagramm des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein

Die folgende Tabelle repräsentiert den Post Hoc Test des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein.

Tab.15: Paarweiser Vergleich des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein (n = 21)

(I) KOOFND	(J) KOOFND	MITTLERE DIFFERENZ (I- J)	STANDAR DFEHLER	SIGNIFIKA NZ(A)	95% KONFIDENZINTERVALL FÜR DIE DIFFERENZ(A)	
					Obergrenze	Untergrenze
1	2	39,714(*)	6,107	,000	19,373	60,056
	3	29,524(*)	8,102	,024	2,540	56,507
	4	46,571(*)	6,388	,000	25,296	67,847
	5	38,476(*)	7,240	,001	14,362	62,590
	6	44,095(*)	7,322	,000	19,709	68,482
2	1	-39,714(*)	6,107	,000	-60,056	-19,373
	3	-10,190	3,928	,260	-23,272	2,891
	4	6,857	2,145	,068	-,287	14,002
	5	-1,238	2,667	1,000	-10,122	7,645
	6	4,381	2,073	,710	-2,524	11,286
3	1	-29,524(*)	8,102	,024	-56,507	-2,540
	2	10,190	3,928	,260	-2,891	23,272
	4	17,048(*)	4,568	,020	1,832	32,263
	5	8,952	3,259	,186	-1,902	19,807
	6	14,571	4,479	,060	-,346	29,489
4	1	-46,571(*)	6,388	,000	-67,847	-25,296
	2	-6,857	2,145	,068	-14,002	,287
	3	-17,048(*)	4,568	,020	-32,263	-1,832
	5	-8,095	3,209	,303	-18,782	2,591
	6	-2,476	2,718	1,000	-11,530	6,577
5	1	-38,476(*)	7,240	,001	-62,590	-14,362
	2	1,238	2,667	1,000	-7,645	10,122
	3	-8,952	3,259	,186	-19,807	1,902
	4	8,095	3,209	,303	-2,591	18,782
	6	5,619	2,614	,660	-3,086	14,324
6	1	-44,095(*)	7,322	,000	-68,482	-19,709
	2	-4,381	2,073	,710	-11,286	2,524
	3	-14,571	4,479	,060	-29,489	,346
	4	2,476	2,718	1,000	-6,577	11,530
	5	-5,619	2,614	,660	-14,324	3,086

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

* Die mittlere Differenz ist auf dem Niveau ,05 signifikant

a Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

4.3 Einfluss des Geschlechts

Im Folgenden werden die Ergebnisse des t-Tests für unabhängige Stichproben aufgelistet. Zuerst wird die Gruppenstatistik dargestellt, danach die Unterschiedsprüfung zwischen Männern und Frauen. Die Ergebnisse sind vom ersten Testzeitpunkt auf dem Posturomed (P1). Die nachfolgenden Tabellen sind von der Frequenz für das dominante Bein.

Tab.16: Gruppenstatistik der Frequenz für das dominante Bein

Geschlecht	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.17: Prüfung auf Unterschied der Frequenz für das dominante Bein zwischen Männern und Frauen

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			- 0,000	00 000	000

Die nächsten Tabellen sind von der Frequenz für das nicht dominante Bein.

Tab.18: Gruppenstatistik der Frequenz für das nicht dominante Bein

Geschlecht	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.19: Prüfung auf Unterschied der Frequenz für das nicht dominante Bein zwischen Männern und Frauen

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			- 0,000	00 000	000

Die beiden folgenden Tabellen zeigen die Gruppenstatistik und die Unterschiedsprüfung der Amplitude für das dominante Bein.

Tab.20: Gruppenstatistik der Amplitude für das dominante Bein

Geschlecht	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.21: Prüfung auf Unterschied der Amplitude für das dominante Bein zwischen Männern und Frauen

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			0,00	11	0,98

Die nächsten zwei Tabellen spiegeln die Ergebnisse der Amplitude für das nicht dominante Bein wieder.

Tab.22: Gruppenstatistik der Amplitude für das nicht dominante Bein

Geschlecht	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.23: Prüfung auf Unterschied der Amplitude für das nicht dominante Bein zwischen Männern und Frauen

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			0,00	11	0,98

Die beiden angeführten Tabellen zeigen die Ergebnisse des Koordinationsfaktors für das dominante Bein.

Tab.24: Gruppenstatistik des Koordinationsfaktors für das dominante Bein

Geschlecht	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.25: Prüfung auf Unterschied des Koordinationsfaktors für das dominante Bein zwischen Männern und Frauen

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			0,13	33,000	,380

Die nächsten Tabellen stellen die Ergebnisse des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein dar.

Tab.26: Gruppenstatistik des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein

Geschlecht	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.27: Prüfung auf Unterschied des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein zwischen Männern und Frauen

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			-,383	32,318	,708

Die folgenden Ergebnisse sind vom zweiten Testzeitpunkt auf dem Posturomed (P2).
Beginnend wieder mit der Frequenz für das dominante Bein.

Tab.28: Gruppenstatistik der Frequenz für das dominante Bein

Geschlecht	N	Mittelwert	Standardab- weichung	Standardfe hier des Mittelwertes

Tab.29: Prüfung auf Unterschied der Frequenz für das dominante Bein zwischen Männern und Frauen

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			- 312	33 277	722

Die nachfolgenden Tabellen zeigen die Ergebnisse der Frequenz für das nicht dominante Bein.

Tab.30: Gruppenstatistik der Frequenz für das nicht dominante Bein

Geschlecht	N	Mittelwert	Standardab- weichung	Standardfe hier des Mittelwertes

Tab.31: Prüfung auf Unterschied der Frequenz für das nicht dominante Bein zwischen Männern und Frauen

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			1 127	38 000	227

Die folgenden zwei Tabellen stellen die Ergebnisse der Amplitude für das dominante Bein dar.

Tab.32: Gruppenstatistik der Amplitude für das dominante Bein

Geschlecht	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.33: Prüfung auf Unterschied der Amplitude für das dominante Bein zwischen Männern und Frauen

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			2,42	26,222	,008

Die nächsten beiden Tabellen repräsentieren die Ergebnisse der Amplitude für das nicht dominante Bein.

Tab.34: Gruppenstatistik der Amplitude für das nicht dominante Bein

Geschlecht	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.35: Prüfung auf Unterschied der Amplitude für das nicht dominante Bein zwischen Männern und Frauen

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			1,222	27,222	,221

Die unten angeführten Tabellen zeigen die Gruppenstatistik und die Unterschiedsprüfung des Koordinationsfaktors für das dominante Bein.

Tab.36: Gruppenstatistik des Koordinationsfaktors für das dominante Bein

Geschlecht	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.37: Prüfung auf Unterschied des Koordinationsfaktors für das dominante Bein zwischen Männern und Frauen

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			810	33 131	132

Die nächsten zwei Tabellen stellen die Ergebnisse des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein dar.

Tab.38: Gruppenstatistik des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein

Geschlecht	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.39: Prüfung auf Unterschied des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein zwischen Männern und Frauen

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			1 810	33 131	111

4.4 Einfluss von Training

Im Folgenden werden die Ergebnisse des t-Tests für unabhängige Stichproben dargestellt. Zuerst wird die Gruppenstatistik, danach die Unterschiedsprüfung aufgezeigt. Die Unterschiedsprüfung findet zwischen Personengruppen statt, die mindestens einmal pro Woche ein Balancetraining absolvieren und jenen, die ein solches nicht durchführen. Die Ergebnisse sind vom ersten Testzeitpunkt auf dem Posturomed (P1). Die folgenden Tabellen zeigen die Ergebnisse der Frequenz für das dominante Bein.

Tab.40: Gruppenstatistik der Frequenz für das dominante Bein

Balancetraining	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.41: Prüfung auf Unterschied der Frequenz für das dominante Bein zwischen einem Balancetraining und keinem

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			1.10	33.000	.273

Die nächsten Tabellen stellen die Ergebnisse der Frequenz für das nicht dominante Bein dar.

Tab.42: Gruppenstatistik der Frequenz für das nicht dominante Bein

Balancetraining	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.43: Prüfung auf Unterschied der Frequenz für das nicht dominante Bein zwischen einem Balancetraining und keinem

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			.302	33.000	.762

Die angeführten Tabellen zeigen die Ergebnisse der Amplitude für das dominante Bein.

Tab.44: Gruppenstatistik der Amplitude für das dominante Bein

Balancetraining	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.45: Ersatz U-Test

	Amplitude dom.
Signifikanz (Z-seitig)	0,00
[Z*(1-seitig Zsig.)]	0,00

Nicht für Bindungen korrigiert

Gruppenvariable: Balancetraining

Die folgenden Tabellen zeigen die Gruppenstatistik und die Unterschiedsprüfung der Amplitude für das nicht dominante Bein.

Tab.46: Gruppenstatistik der Amplitude für das nicht dominante Bein

Balancetraining	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.47: Prüfung auf Unterschied der Amplitude für das nicht dominante Bein zwischen einem Balancetraining und keinem

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Zig. (Z-seitig)
gleich			-1,12	20,000	0,27

Die nächsten Tabellen stellen die Ergebnisse des Koordinationsfaktors für das dominante Bein dar.

Tab.48: Gruppenstatistik des Koordinationsfaktors für das dominante Bein

Balancetraining	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.49: Prüfung auf Unterschied des Koordinationsfaktors für das dominante Bein zwischen einem Balancetraining und keinem

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			-1.141	33.380	.261

Die folgenden Tabellen spiegeln die Ergebnisse des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein wieder.

Tab.50: Gruppenstatistik des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein

Balancetraining	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.51: Prüfung auf Unterschied des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein zwischen einem Balancetraining und keinem

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			-1.320	33.380	.192

Die folgenden Ergebnisse sind vom zweiten Testzeitpunkt auf dem Posturomed (P2).
Beginnend wieder mit der Frequenz für das dominante Bein.

Tab.52: Gruppenstatistik der Frequenz für das dominante Bein

Balancetraining	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.53: Prüfung auf Unterschied der Frequenz für das dominante Bein zwischen einem Balancetraining und keinem

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			-1,887	10,000	,078

Gefolgt von den Ergebnissen der Frequenz für das nicht dominante Bein.

Tab.54: Gruppenstatistik der Frequenz für das nicht dominante Bein

Balancetraining	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.55: Prüfung auf Unterschied der Frequenz für das nicht dominante Bein zwischen einem Balancetraining und keinem

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			,238	22,832	,818

Die beiden Tabellen zeigen die Gruppenstatistik und die Unterschiedsprüfung der Amplitude für das dominante Bein.

Tab.56: Gruppenstatistik der Amplitude für das dominante Bein

Balancetraining	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.57: Prüfung auf Unterschied der Amplitude für das dominante Bein zwischen einem Balancetraining und keinem

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			-3,012	37,831	,021

Die nächsten Tabellen stellen die Ergebnisse der Amplitude für das nicht dominante Bein dar.

Tab.58: Gruppenstatistik der Amplitude für das nicht dominante Bein

Balancetraining	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.59: Prüfung auf Unterschied der Amplitude für das nicht dominante Bein zwischen einem Balancetraining und keinem

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			-3,22	37,831	,021

Die folgenden Tabellen spiegeln die Ergebnisse des Koordinationsfaktors für das dominante Bein wieder.

Tab.60: Gruppenstatistik des Koordinationsfaktors für das dominante Bein

Balancetraining	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.61: Prüfung auf Unterschied des Koordinationsfaktors für das dominante Bein zwischen einem Balancetraining und keinem

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			-1,363	33,000	,177

Die beiden Tabellen stellen die Ergebnisse des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein dar.

Tab.62: Gruppenstatistik des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein

Balancetraining	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes

Tab.63: Prüfung auf Unterschied des Koordinationsfaktors für das nicht dominante Bein zwischen einem Balancetraining und keinem

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit		
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)
gleich			,000	33,000	,999

4.5 Zusammenhänge zu anthropometrischen Kenngrößen

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Korrelation auf dem Posturomed mit der Körpergröße, dem Körpergewicht und dem Body-Mass-Index präsentiert. Die nachstehende Tabelle stellt das Ergebnis für den ersten Testzeitpunkt (P1) dar.

Tab.64: Korrelation zwischen Posturomed und der Körpergröße, dem Körpergewicht und dem BMI

	Größe (cm)	Gewicht (kg)	BMI

Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (5-seitig) signifikant.

Die folgende Tabelle stellt das Ergebnis für den zweiten Testzeitpunkt (P2) dar.

Tab.65: Korrelation zwischen Posturomed und der Körpergröße, dem Körpergewicht und dem BMI

	Größe (cm)	Gewicht (kg)	BMI

Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

4.6 Vergleich mit dem MFT S3 Körperstabilitätstest

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Korrelation auf dem Posturomed und dem MFT S3 Körperstabilitätstest präsentiert. Die angeführten Tabellen stellen die Ergebnisse für den ersten Testzeitpunkt (P1) dar. Beginnend mit der Frequenz für das dominante und das nicht dominante Bein.

Tab.66: Korrelation zwischen Posturomed und MFT

[illegible]

Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig)

Die Korrelation ist auf dem 0,02 Niveau signifikant (zweiseitig).

Die folgende Tabelle zeigt die Ergebnisse der Amplitude für das dominante und nicht dominante Bein.

Tab.67: Korrelation zwischen Posturomed und MFT

[illegible]

Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig):

Die Korrelation ist auf dem 0,02 Niveau signifikant (zweiseitig).

Die angeführte Tabelle zeigt die Korrelation für den Koordinationsfaktor.

Tab.68: Korrelation zwischen Posturomed und MFT

[illegible]

Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig):

Die Korrelation ist auf dem 0,02 Niveau signifikant (zweiseitig).

Die folgenden Tabellen stellen die Ergebnisse für den zweiten Testzeitpunkt (P2) dar. Beginnend wieder mit der Frequenz für das dominante und nicht dominante Bein.

Tab.69: Korrelation zwischen Posturomed und MFT

[illegible]

Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

Die folgende Tabelle zeigt das Ergebnis der Amplitude für das dominante und nicht dominante Bein.

Tab.70: Korrelation zwischen Posturomed und MFT

[illegible]

Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

Die Korrelation ist auf dem 0,02 Niveau signifikant (zweiseitig).

Die angeführte Tabelle zeigt das Ergebnis für den Koordinationsfaktor.

Tab.71: Korrelation zwischen Posturomed und MFT

	Κοοτfaktor dowS	Κοοτfaktor ndS

Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

5 Diskussion

Die gefundenen Ergebnisse beziehen sich auf die 30 Testpersonen, welche eine sehr homogene Gruppe darstellt. Alle 30 Sportstudent/innen sind sportlich aktiv. Fuchs (2003) gibt an, dass Personen wenigstens zweimal pro Woche für eine halbe Stunde sportlich aktiv sein müssen um von einer Regelmäßigkeit zu sprechen. Dies würde dem durchschnittlichen Sporttreiben der Bevölkerung entsprechen. Mehr als durchschnittlich bedeutet, dass sie mehr als zweimal pro Woche einer sportlichen Handlung nachgehen. Einige betreiben seit ihrer Kindheit Sport und teilweise sogar Leistungssport. Wesentlich für die Interpretationen ist daher die Erkenntnis, dass sich die Ergebnisse auf sportlich aktive Erwachsene beziehen und nicht auf sportlich inaktive Personen oder ältere Menschen.

Die Messergebnisse bei einer Querschnittstudie sind einer Reihe von Einflussfaktoren ausgesetzt. An Einflussfaktoren sind Konzentrationsfähigkeit, Persönlichkeitsmerkmale, sportmotorische Vorerfahrungen und Trainingszustand im Bereich der Gleichgewichtsfähigkeit zu nennen. Unterschiedliche Ausprägungen dieser Faktoren können diese Ergebnisse beeinflussen.

Weiter wurde sichergestellt, dass die Umgebungsbedingungen soweit wie möglich kontrolliert wurden. Es stand ein separater Raum zur Verfügung, somit konnten Störeinflüsse aus der Umgebung minimiert werden. Alle Messungen wurden vom gleichen Testleiter durchgeführt. Mit Hilfe einer genauen Erklärung und gleichem Ablauf der Messung bei allen Probanden wurde versucht der Einfluss des Testleiters auf die Motivation der Teilnehmer zu reduzieren.

5.1 Interpretation der Ergebnisse

Für die Beantwortung der Frage ob es einen Lerneffekt gibt, wurde eine Varianzanalyse mit Messwiederholungen verwendet. Die dabei gefundenen Ergebnisse sprechen für einen Lerneffekt innerhalb einer Messreihe. Bei der Frequenz, der Amplitude und dem Koordinationsfaktor gab es signifikante Unterschiede innerhalb einer Testung. Sowohl für das dominante Bein als auch für das nicht dominante Bein. Ein Lerneffekt oder eine verbesserte Sicherheit im Einbeinstand konnte damit innerhalb von einer Stunde nachgewiesen werden. Dieser Effekt zeigte sich bei den ersten beiden Testzeitpunkten (P1, P2) auf dem Posturomed. Hingegen bei dem dritten Testzeitpunkt (P3) zeigte sich lediglich ein signifikanter Unterschied bei der Frequenz ($p = 0,000$) und der Amplitude ($p = 0,003$) für das dominante Bein. Bei der Frequenz und der Amplitude für das nicht

dominante Bein konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Bei dem Koordinationsfaktor konnte weder für das dominante noch für das nicht dominante Bein ein Unterschied gefunden werden. In der Arbeit von Böer (2006) konnte der Lerneffekt innerhalb einer Messserie nicht nachgewiesen werden. Eine Erklärung hierfür könnte eine Gewöhnung an das Testgerät sein und das Wissen über den möglichen Testablauf.

Weiters konnte kein signifikanter Unterschied bei der Frequenz, der Amplitude und dem Koordinationsfaktor weder für das dominante noch für das nicht dominante Bein nach drei Wochen gefunden werden und auch nicht über drei Monate. Damit muss die Annahme eines Langzeitlerneffekts verworfen werden. Hingegen in der Arbeit von Böer (2006) konnte beim Re- Test innerhalb von drei Wochen ein Lerneffekt nachgewiesen werden. Hansen et al. (2000) beschreiben große Lerneffekte bei Messung mit einem ähnlichen Gerät zur Quantifizierung der Gleichgewichtsfähigkeit (Kinesthetic Ability Trainer, KAT), die sich zwischen zwei Messserien an einem Tag und noch deutlicher bei der Re- Test Messung nach vier Wochen zeigten. Sie schließen aus dem Lerneffekt und der großen Standardabweichung der Messergebnisse, dass der KAT als Messgerät zum Testen von Personengruppen geeignet ist, aber aufgrund der hohen Varianz der Ergebnisse nicht zum Testen von einzelnen Probanden verwendet werden kann (Hansen et al., 2000).

Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen dem Geschlecht gefunden werden. Es gab weder beim ersten (P1) noch beim zweiten Testzeitpunkt (P2) Unterschiede bei der Frequenz, der Amplitude und dem Koordinationsfaktor. Weiters konnten auch keine Unterschiede beim dominanten oder nicht dominanten Bein festgestellt werden. In der Studie von Kuni & Schmitt (2004) schnitten die Tänzer und Tänzerinnen im Einbeinstand deutlich besser ab als die Kontrollgruppe. Die Tänzerinnen zeigten eine deutlich stärkere Beinmuskulatur als die Kontrollgruppe. Dies lässt sich durch das Tanztraining erklären. Die Kontrolle der Körperhaltung und des statischen Gleichgewichts sind essentielle Bestandteile des Balletts. In der Studie von Nolan et al. (2005) konnte ein Unterschied zwischen den Geschlechtern gefunden werden, jedoch bei Kindern im Alter von neun bis zehn Jahren. Ebenfalls keinen Unterschied zwischen den Geschlechtern gab es in der Studie von Hageman et al. (1995). Sie konnten aber einen Unterschied der Gleichgewichtsfähigkeit zwischen verschiedenen Altersgruppen nachweisen. Die eine Altersgruppe bestand aus 20 bis 35-jährigen Männern und Frauen und die andere aus 60 bis 75-jährigen Männern und Frauen. Jüngere Menschen schnitten bei den Tests besser ab.

Bei der durchgeführten Studie konnte kein Unterschied zwischen Personen, die ein Balancetraining durchführen oder nicht, gefunden werden. Es konnten keine signifikanten Unterschiede für die Frequenz, die Amplitude und den Koordinationsfaktor gefunden

werden. Weder für das dominante noch für das nicht dominante Bein konnte ein Unterschied festgestellt werden. In der Studie von Jerosch et al. (1998), der Kreuzbandpatienten untersuchte, konnte ebenfalls kein Unterschied zwischen dominanten und nicht dominanten Bein gefunden werden. In der Studie von Verhagen et al. (2005) konnte nach einem 5 ½ wöchigen Gleichgewichtstraining keine Reduktion der Abweichung des Schwerpunkts im Einbeinstand festgestellt werden. In dem Artikel von Jonsson et al. (2004) wurden gesunde junge und ältere Erwachsene im Einbeinstand untersucht. Wie oben erwähnt, spielt das Alter eine Rolle, dennoch ist eine Verbesserung auch im Alter durch Training herbeizuführen. Entscheidend dafür sind wahrscheinlich die muskulären Vorteile der jüngeren Menschen. Die Untersuchung zeigte, dass die ersten 5 Sekunden entscheidend sind, ob man das Gleichgewicht während des Einbeinstands halten kann.

Ob es einen Zusammenhang zwischen dem Posturomed und der Körpergröße, dem Körpergewicht und dem Body-Mass-Index gibt, wurde mittels der Korrelation nach Pearson geprüft. Es gab keinen Zusammenhang mit der Frequenz, der Amplitude und dem Koordinationsfaktor weder für das dominante noch für das nicht dominante Bein. Überprüft wurden die ersten beiden Testzeitpunkte. Es konnte kein Zusammenhang festgestellt werden. In der Studie von Manckoundia et al. (2008) nahmen 60-jährige Personen und älter an vier Gleichgewichtstests teil. Es konnte gezeigt werden, dass Frauen mit Übergewicht, schlechter kognitiver Wahrnehmung und Verwendung von Medikamenten bei allen Gleichgewichtsübungen schlechter abschnitten oder sogar versagten. Dies bedeutet jedoch nicht, dass die Männer besser waren. Bei zwei von vier Gleichgewichtstests zeigten sich unterdurchschnittliche Ergebnisse. In der Studie von Era et al. (1996) schnitten Frauen, die größer waren, bei den Gleichgewichtstests besser ab. Und auch ein hoher BMI war entscheidend für ein besseres Abschneiden. Ebenfalls ein hoher BMI und eine starke Rückenmuskulatur sind Faktoren für eine bessere Haltung, dies konnte in der Arbeit von Angyan et al. (2007) nachgewiesen werden. Es könnte daran liegen, dass die Proband/innen in dieser Arbeit sehr homogen waren und keine Person einen hohen BMI hatte. Dies wäre eine Erklärung weshalb kein Zusammenhang gefunden werden konnte.

Für den Zusammenhang zwischen dem Posturomed und dem MFT S3 Körperstabilitätstest wurde die Korrelation nach Spearman angewendet. Beim ersten Testzeitpunkt (P1) und dem ersten Versuch auf dem MFT konnte kein signifikanter Zusammenhang festgestellt werden. Jedoch beim zweiten Versuch auf dem MFT gibt es einen Zusammenhang mit dem Posturomed. Allerdings nur bei der Frequenz, der Amplitude und dem Koordinationsfaktor für das dominante Bein mit der Sensomotorik. Die

Korrelationen liegen aber alle unter 0,5 und sind somit gering. Eine Erklärung hierfür wären Ausreißer bei der Berechnung, denn beim zweiten Testzeitpunkt (P2) auf dem Posturomed und dem MFT S3 Körperstabilitätstest finden sich überhaupt keine Zusammenhänge. Da es hier keinen Zusammenhang gibt, liegt vielleicht daran, dass es sich um zwei unterschiedliche Testsysteme handelt. Das Posturomed testet die Gleichgewichtsfähigkeit in der Transversalebene und das MFT dagegen in der Sagittal- oder Frontalebene. In dieser Arbeit wurde das MFT nur in der Frontalebene verwendet und die Testposition war beidbeinig hingegen auf dem Posturomed war sie einbeinig.

5.2 Schlussfolgerungen

- Mit dem Therapie- und Trainingsgerät Posturomed kann die Gleichgewichtsfähigkeit erfasst werden. Mit Hilfe der Software Microswing 5.0 ist es möglich das Balanceverhalten auf dem Posturomed zu quantifizieren.
- Durch das mehrmalige Testen an einem Testtermin kam es zu einem Lerneffekt.
- Dieser erworbene Lerneffekt konnte weder über drei Wochen noch über drei Monate nachgewiesen beziehungsweise gehalten werden.
- Eine weitere Schlussfolgerung ist, dass es keinen Unterschied hinsichtlich der gemessenen Werte zwischen männlichen und weiblichen Sportstudenten gibt.
- Es konnte kein Unterschied zwischen Personengruppen gefunden werden, die mindestens einmal pro Woche ein Balancetraining absolvieren und jenen, die ein solches nicht durchführen.
- In dieser Arbeit konnte kein Zusammenhang zwischen den Messergebnissen auf dem Posturomed und der Körpergröße, dem Körpergewicht und dem Body-Mass-Index festgestellt werden.
- Es gibt auch keinen signifikanten Zusammenhang zwischen den gemessenen Parametern auf dem Posturomed und jenen auf dem MFT S3 Körperstabilitätstest.

5.3 Ausblick

Entscheidend für aussagekräftigere Ergebnisse hinsichtlich der Gleichgewichtsfähigkeit wäre eine Testung mit einer größeren Probandenzahl.

Ein interessanter Ansatzpunkt wäre es, Personengruppen die eine gute Gleichgewichtsfähigkeit vorweisen wie zum Beispiel Tänzer/innen Skifahrer/innen, Turner/innen und Skateboarder/innen und mit unsportlichen Personen zu vergleichen. Besonderes Augenmerk sollte hier auf die Frage gerichtet werden, ob sich die

Gleichgewichtsfähigkeit von Sportlern unterschiedlicher Sportarten unterscheidet. Weiters würde hier interessieren, vor allem der Gegensatz zur Normalbevölkerung. Das sportlich aktive Personen bei Gleichgewichtsaufgaben besser abschneiden als inaktive Menschen konnte schon gezeigt werden (Kuni & Schmitt, 2004). Ein wichtiger Punkt wäre die Frage, wie ein effektives Trainingsprogramm hinsichtlich einer Verbesserung der Standstabilität gestaltet werden müsste und wie lange es dauern würde, um eine deutliche Sicherheit zu erlangen. Untersuchungen mit älteren Menschen haben gezeigt, dass es auch noch im Alter zu einer Verbesserung der Koordination und im speziellen in der Gleichgewichtsfähigkeit kommen kann (Jonsson et al., 2004). Auch in der Arbeit von Heidemann (2006) konnte gezeigt werden, dass die Gleichgewichtsfähigkeit durch ein gezieltes 10-wöchiges Trainingsprogramm signifikant gesteigert werden konnte. Durch gezielte Trainingsprogramme können also auch im fortgeschrittenen Alter noch gute und auch relativ stabile Leistungssteigerungen erreicht werden. Unumstritten ist, dass im fortgeschrittenen Alter die Unsicherheiten im Bereich des Gleichgewichts zunehmen und damit auch die Sturzgefahr steigt. Die plötzliche Bewegung der Unterstützungsfläche auf dem Posturomed ist mit dem Wegrutschen des Standbeins beim Ausrutschen vergleichbar. Eine Untersuchung von sturzgefährdeten Patienten im Rahmen einer Therapiemaßnahme zur Sturzprävention wäre ein interessanter Forschungsansatz. Möglicherweise könnten Posturomed Messergebnisse eine Einteilung in verschiedene Schweregrade der Sturzgefährdung ermöglichen. Somit wäre durch diese Evaluierung die Empfehlung spezifischer Trainingsmaßnahmen möglich.

Literaturverzeichnis

- Angyan, L., Teczely, T & Angyan, Z. (2007). Factors affecting postural stability of healthy young adults. *Acta physiologica hungarica*, 94 (4), 289-299.
- Beyerlein, C., Krauss, I., Mayer, J., Grau, S. & Horstmann, T. (2003). Auswirkungen eines neuromuskulären Trainings auf die Koordinationsfähigkeit nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54 (7/8), 94.
- Böer, J.R. (2006). *Charakterisierung des Balanceverhaltens von Gesunden, Hüft- und Kniepatienten auf dem Posturomed*. Dissertation. Tübingen.
- Boer, J., Müller, O., Krauß, I., Haupt, G. & Horstmann, T. (2005). Quantifizierung des Trainingserfolges einer Hüftsportgruppe nach intensiven Koordinationstraining durch Messung mit dem Posturomed. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 56 (7/8), 287.
- Bühl, A. (2006). *SPSS 14 Einführung in die moderne Datenanalyse*. (10., überarbeitete und erweiterte Auflage). München: Pearson Studium.
- Deetjen, P. & Speckmann, E.-J. (1992). *Physiologie*. München: Urban & Schwarzenberg.
- Dohm - Acker, M., Spitzenpfeil, P. & Hartmann, U. (2008). Auswirkung propriozeptiver Trainingsgeräte auf beteiligte Muskulatur im Einbeinstand. *Sportverletzung Sportschaden*, 22 (1), 52-57.
- Era, P., Schroll, M., Ytting, H., GauseNilsson, I., Heikkinen, E. & Stehen, B. (1996). Postural balance and its sensory- motor correlates in 75-year-old men and women: a cross national comparative study. *Journal of Gerontology Series a- biological sciences and medical sciences*, 51 (2), 53-63.
- Fetz, F. (1990). *Sensomotorisches Gleichgewicht im Sport*. (2., überarbeitete und erweiterte Aufl.). Wien: Österreichischer Bundesverlag.
- Fuchs, R. (2003). *Sport, Gesundheit und Public Health*. Göttingen: Hogrefe.
- Gruber, M. (2001). *Die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks vor und nach einem spezifischen sensomotorischen Training beim unverletzten Sportler*. Dissertation. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Sportwissenschaft.
- Häfelinger, U. & Schuba, V. (2007). *Koordinationstherapie – Propriozeptives Training*. (3., überarbeitete Aufl.). Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Hageman, P.A., Leibowitz, J.M. & Blanke, D. (1995). Age and gender effects on postural control measures. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 76 (10), 961-965.
- Hansen, M.S., Dieckmann, B., Jensen, K. & Jakobsen, B.W. (2000). The reliability of balance test performed on the kinesthetic ability trainer (KAT 2000). *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 8 (3), 180-185.
- Heidemann, K. (2006). *Bewegungskoordination im Alter. Eine experimentelle Studie zum Training der Gleichgewichtsfähigkeit*. Dissertation. Kiel: Christian- Albrechts- Universität.
- Hollmann, W. & Hettinger, T. (2000). *Sportmedizin: Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin; mit 101 Tabellen*. Stuttgart: Schattauer.
- Jerosch, J., Pfaff, G., Thorwesten, L. & Schoppe, R. (1998). Effects of a proprioceptive training program on sensorimotor capacities of the lower extremity in patients with anterior cruciate ligament instability. *Sportverletzung Sportschaden*, 12 (4), 121-130.

- Jonsson, E., Seiger, A. & Hirschfeld, A. (2004). One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness. *Clinical Biomechanics*, 19 (7), 688-694.
- Kuni, B. & Schmitt, H. (2004). Kraft und Propriozeption am Sprunggelenk bei Tänzern in der professionellen Ausbildung. *Sportverletzung Sportschaden*, 18 (1), 15-21.
- Manckoundia, P., Buatois, S., Guequen, R., Perret- Guillaume, C., Lauren, M.C., Pfitzenmeyer, P. & Benetos, A. (2008). Clinical determinants of failure in balance tests in elderly subjects. *Archives of gerontology and geriatrics*, 47 (2), 217-228.
- Meinel, K. & Schnabel, G. (1998). *Bewegungslehre – Sportmotorik: Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt*. (9., stark überarbeitete Aufl.) Berlin: Sportverlag.
- Mechling, H. (2003). Von koordinativen Fähigkeiten zum Strategie- Adaption- Ansatz. In: H. Mechling & J. Munzert (Hrsg.), *Handbuch Bewegungswissenschaft – Bewegungslehre* (S.347-369). Schorndorf: Hofmann.
- Multifunktionale Trainingsgeräte (2007a, 29.April). Das Testgerät MFT S3. Zugriff am 30. September 2008 unter <http://www.sportbetreuer.at/sites/mfts3.html>.
- Multifunktionale Trainingsgeräte (2007b, 29.April). Der MFT S3 Körperstabilitätstest. Zugriff am 30. September 2008 unter <http://www.sportbetreuer.at/sites/mfts3.html>.
- Müller, O., Günther, M., Krauß, I. & Horstmann, Th. (2004). Physikalische Charakterisierung des Therapiegerätes Posturomed als Messgerät – Vorstellung eines Verfahrens zur Quantifizierung des Balancevermögens. *Biomedizinische Technik*, 49 (3), 56-60.
- Neumaier, A. (2003). *Koordinatives Anforderungsprofil und Koordinationstraining* (3., überarbeitete Aufl.) Köln: Sport und Buch Strauß.
- Nolan, L., Grigorenko, A. & Thorstensson, A. (2005). Balance control: sex and age differences in 9- to 16- year-olds. *Developmental medicine and child neurology*, 47 (7), 449-454.
- Posturomed (2005, 3. August). Das Trainingsgerät Posturomed. Zugriff am 30. September 2008 unter <http://www.posturomed.de/posturomed.html>.
- Raschner, C., Lember, S., Platzer, H.P., Patterson, C., Hilden, T. & Lutz, M. (2008). S3- Check-evaluation and generation of normal values of a test for balance ability and postural stability. *Sportverletzung Sportschaden*, 22 (2), 100-105.
- Schnabel, G., Harre, D. & Borde, A. (Hrsg.). (1997). *Trainingswissenschaft: Leistung Training Wettkampf*. (2., Aufl.). Berlin: Sportverlag.
- Schnabel, G., Harre, D., Krug, J. & Borde, A. (2005). *Trainingswissenschaft: Leistung Training Wettkampf*. (stark überarbeitete und erweiterte Aufl.). Berlin: Sportverlag.
- Tilscher, H., Gruber, D., Lember, S. & Raschner, C. (2007). Auswirkungen von Beeinträchtigungen auf den Bewegungsapparat auf das Ergebnis des S3- Körperstabilitätstest. *Manuelle Medizin*, 45 (6), 409-414.
- Verhagen, E. Bobbert, M., Inklaar, M., van Kalken, M., van der Beek, A., Bouter, L. & van Mechelen, W. (2005). The effect of a balance training programme on centre of pressure excursion in one- leg stance. *Clinical Biomechanics*, 20 (10), 1094-1100.
- Weineck, J. (2000). *Sportbiologie*. Balingen: Spitta- Verlag.
- Weineck, J. (2007). *Optimales Training. Leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings*. Balingen: Spitta- Verlag.

Abbildungsverzeichnis

ABB.1: SCHEMATISCHE GLIEDERUNG DES MOTORISCHEN GLEICHGEWICHTS (FETZ, 1990, S.23).....	12
ABB.2: DAS TRAININGSGERÄT POSTUROMED (POSTUROMED, 2008)	18
ABB.3: DAS TESTGERÄT MFT S3 (MULTIFUNKTIONALE TRAININGSGERÄTE, 2008A)	20
ABB.4: DER MFT S3 KÖRPERSTABILITÄTSTEST (MULTIFUNKTIONALE TRAININGSGERÄTE, 2008B).....	20
ABB.5: REIHENFOLGE DER VIER MESSZEITPUNKTE	21
ABB.6: ZEITVERLAUF DER DREI MESSZEITPUNKTE AUF DEM POSTUROMED	24
ABB.7: LINIENDIAGRAMM DER FREQUENZ FÜR DAS DOMINANTE BEIN	28
ABB.8: LINIENDIAGRAMM DER FREQUENZ FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	30
ABB.9: LINIENDIAGRAMM DER AMPLITUDE FÜR DAS DOMINANTE BEIN.....	32
ABB.10: LINIENDIAGRAMM DER AMPLITUDE FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	34
ABB.11: LINIENDIAGRAMM DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS DOMINANTE BEIN.....	36
ABB.12: LINIENDIAGRAMM DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	38

Tabellenverzeichnis

TAB.1: HÖHE DES KORRELATIONSKOEFFIZIENTEN UND SEINE INTERPRETATION (BÜHL, 2006, S.342).....	24
TAB.2: DESKRIPTIVE DARSTELLUNG DER RUHIGMESSUNG (N = 30).....	26
TAB.3: REFERENZWERTE DER RUHIGMESSUNG (N = 30).....	27
TAB.4: ERGEBNISSE DER FREQUENZ FÜR DAS DOMINANTE BEIN	28
TAB.5: PAARWEISER VERGLEICH DER FREQUENZ FÜR DAS DOMINANTE BEIN (N = 21)	29
TAB.6: ERGEBNISSE DER FREQUENZ FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN.....	30
TAB.7: PAARWEISER VERGLEICH DER FREQUENZ FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN (N = 21)	31
TAB.8: ERGEBNISSE DER AMPLITUDE FÜR DAS DOMINANTE BEIN	32
TAB.9: PAARWEISER VERGLEICH DER AMPLITUDE FÜR DAS DOMINANTE BEIN (N = 21).....	33
TAB.10: ERGEBNISSE DER AMPLITUDE FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN.....	34
TAB.11: PAARWEISER VERGLEICH DER AMPLITUDE FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN (N = 21).....	35
TAB.12: ERGEBNISSE DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS DOMINANTE BEIN	36
TAB.13: PAARWEISER VERGLEICH DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS DOMINANTE BEIN (N = 21)	37
TAB.14: ERGEBNISSE DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN.....	38
TAB.15: PAARWEISER VERGLEICH DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN (N = 21).....	39
TAB.16: GRUPPENSTATISTIK DER FREQUENZ FÜR DAS DOMINANTE BEIN.....	40
TAB.17: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER FREQUENZ FÜR DAS DOMINANTE BEIN ZWISCHEN MÄNNERN UND FRAUEN	40
TAB.18: GRUPPENSTATISTIK DER FREQUENZ FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	40
TAB.19: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER FREQUENZ FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN ZWISCHEN MÄNNERN UND FRAUEN.....	40
TAB.20: GRUPPENSTATISTIK DER AMPLITUDE FÜR DAS DOMINANTE BEIN.....	41

TAB.21: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER AMPLITUDE FÜR DAS DOMINANTE BEIN ZWISCHEN MÄNNERN UND FRAUEN	41
TAB.22: GRUPPENSTATISTIK DER AMPLITUDE FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	41
TAB.23: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER AMPLITUDE FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN ZWISCHEN MÄNNERN UND FRAUEN.....	41
TAB.24: GRUPPENSTATISTIK DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS DOMINANTE BEIN.....	42
TAB.25: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS DOMINANTE BEIN ZWISCHEN MÄNNERN UND FRAUEN	42
TAB.26: GRUPPENSTATISTIK DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	42
TAB.27: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN ZWISCHEN MÄNNERN UND FRAUEN	42
TAB.28: GRUPPENSTATISTIK DER FREQUENZ FÜR DAS DOMINANTE BEIN.....	43
TAB.29: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER FREQUENZ FÜR DAS DOMINANTE BEIN ZWISCHEN MÄNNERN UND FRAUEN.....	43
TAB.30: GRUPPENSTATISTIK DER FREQUENZ FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	43
TAB.31: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER FREQUENZ FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN ZWISCHEN MÄNNERN UND FRAUEN.....	43
TAB.32: GRUPPENSTATISTIK DER AMPLITUDE FÜR DAS DOMINANTE BEIN.....	44
TAB.33: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER AMPLITUDE FÜR DAS DOMINANTE BEIN ZWISCHEN MÄNNERN UND FRAUEN.....	44
TAB.34: GRUPPENSTATISTIK DER AMPLITUDE FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	44
TAB.35: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER AMPLITUDE FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN ZWISCHEN MÄNNERN UND FRAUEN.....	44
TAB.36: GRUPPENSTATISTIK DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS DOMINANTE BEIN.....	45
TAB.37: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS DOMINANTE BEIN ZWISCHEN MÄNNERN UND FRAUEN	45
TAB.38: GRUPPENSTATISTIK DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	45
TAB.39: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN ZWISCHEN MÄNNERN UND FRAUEN	45

TAB.40: GRUPPENSTATISTIK DER FREQUENZ FÜR DAS DOMINANTE BEIN.....	46
TAB.41: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER FREQUENZ FÜR DAS DOMINANTE BEIN ZWISCHEN EINEM BALANCETRAINING UND KEINEM.....	46
TAB.42: GRUPPENSTATISTIK DER FREQUENZ FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	46
TAB.43: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER FREQUENZ FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN ZWISCHEN EINEM BALANCETRAINING UND KEINEM.....	46
TAB.44: GRUPPENSTATISTIK DER AMPLITUDE FÜR DAS DOMINANTE BEIN.....	47
TAB.45: ERSATZ U-TEST	47
TAB.46: GRUPPENSTATISTIK DER AMPLITUDE FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	47
TAB.47: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER AMPLITUDE FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN ZWISCHEN EINEM BALANCETRAINING UND KEINEM.....	47
TAB.48: GRUPPENSTATISTIK DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS DOMINANTE BEIN.....	48
TAB.49: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS DOMINANTE BEIN ZWISCHEN EINEM BALANCETRAINING UND KEINEM.....	48
TAB.50: GRUPPENSTATISTIK DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	48
TAB.51: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN ZWISCHEN EINEM BALANCETRAINING UND KEINEM.....	48
TAB.52: GRUPPENSTATISTIK DER FREQUENZ FÜR DAS DOMINANTE BEIN.....	49
TAB.53: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER FREQUENZ FÜR DAS DOMINANTE BEIN ZWISCHEN EINEM BALANCETRAINING UND KEINEM.....	49
TAB.54: GRUPPENSTATISTIK DER FREQUENZ FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	49
TAB.55: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER FREQUENZ FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN ZWISCHEN EINEM BALANCETRAINING UND KEINEM.....	49
TAB.56: GRUPPENSTATISTIK DER AMPLITUDE FÜR DAS DOMINANTE BEIN.....	50
TAB.57: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER AMPLITUDE FÜR DAS DOMINANTE BEIN ZWISCHEN EINEM BALANCETRAINING UND KEINEM.....	50
TAB.58: GRUPPENSTATISTIK DER AMPLITUDE FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	50
TAB.59: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DER AMPLITUDE FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN ZWISCHEN EINEM BALANCETRAINING UND KEINEM.....	50

TAB.60: GRUPPENSTATISTIK DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS DOMINANTE BEIN.....	51
TAB.61: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS DOMINANTE BEIN ZWISCHEN EINEM BALANCETRAINING UND KEINEM.....	51
TAB.62: GRUPPENSTATISTIK DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN	51
TAB.63: PRÜFUNG AUF UNTERSCHIED DES KOORDINATIONSFAKTORS FÜR DAS NICHT DOMINANTE BEIN ZWISCHEN EINEM BALANCETRAINING UND KEINEM.....	51
TAB.64: KORRELATION ZWISCHEN POSTUROMED UND DER KÖRPERGRÖÖE, DEM KÖRPERGEWICHT UND DEM BMI.....	52
TAB.65: KORRELATION ZWISCHEN POSTUROMED UND DER KÖRPERGRÖÖE, DEM KÖRPERGEWICHT UND DEM BMI.....	53
TAB.66: KORRELATION ZWISCHEN POSTUROMED UND MFT.....	54
TAB.67: KORRELATION ZWISCHEN POSTUROMED UND MFT.....	55
TAB.68: KORRELATION ZWISCHEN POSTUROMED UND MFT.....	56
TAB.69: KORRELATION ZWISCHEN POSTUROMED UND MFT.....	57
TAB.70: KORRELATION ZWISCHEN POSTUROMED UND MFT.....	58
TAB.71: KORRELATION ZWISCHEN POSTUROMED UND MFT.....	59

Anhang

Anhang A	Zusammenfassung
Anhang B	Eidesstattliche Erklärung
Anhang C	Lebenslauf