

MAGISTERARBEIT

Titel der Magisterarbeit

„Interdependenzen zwischen statischem und
dynamischem Gleichgewicht unter besonderer
Berücksichtigung sportmotorischer Tests“

verfasst von

Bettina Edlinger, Bakk.rer.nat.

angestrebter akademischer Grad

Magistra der Naturwissenschaften (Mag.rer.nat.)

Wien, 2013

Studienkennzahl lt. Studienblatt: A 066 826

Studienrichtung lt. Studienblatt: Sportwissenschaft

Betreuerin / Betreuer: Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. Arnold Baca

Vorwort

An dieser Stelle möchte ich mich bei Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. Arnold Baca und Dipl.-Sporting. Dr. Mario Heller für die freundliche Betreuung und Unterstützung beim Verfassen dieser Diplomarbeit bedanken. Neben meiner Familie und meinen Freunden, die mir in dieser Zeit immer zur Seite standen, gilt mein besonderer Dank Frau Mag. Sophie E. Knechtel für das Korrekturlesen und die wertvollen Tipps.

Kurzfassung/Abstract

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit den Interdependenzen zwischen dem statischen und dem dynamischen Gleichgewicht sportmotorischer Fähigkeiten. Ziel ist es, herauszufinden, ob statische Gleichgewichtsparameter mit jenen dynamischer Tests korrelieren. Zusätzlich wird ein Überblick über diverse Einflussfaktoren auf das statische und dynamische Gleichgewicht dargeboten. Mittels zur Thematik relevanter Studien wurde die vorliegende Magisterarbeit hermeneutisch verfasst und soll den aktuellen Forschungsstand repräsentieren. Es zeigt sich die Tendenz, dass statische und dynamische Gleichgewichtstests nicht oder nur unzureichend miteinander vergleichbar sind. Während einige Studien einen Einfluss des Alter, des Körpergewichts und der sportlichen Aktivität auf das Gleichgewicht zeigen, konnte der Einfluss des Geschlechts nicht eindeutig geklärt werden.

Schlüsselwörter: Statisches Gleichgewicht, dynamisches Gleichgewicht, Zusammenhang, Alter, Geschlecht, Körpergewicht, körperliche Aktivität.

This paper deals with the comparison between static and dynamic balance in healthy subjects. The aim is to find out whether static balance tests correlate with dynamic balance tests. In addition, an overview of various factors which may effect balance performance, such as age, gender, obesity and physical activity, is presented. The hermeneutic paper shows the current state of research. It reveals that static and dynamic balance have nearly nothing in common, and that balance performance is affected by age, obesity and physical activity. The influence of gender on balance is not clear.

Keywords: static balance, dynamic balance, comparison, age, gender, body weight, physical activity.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	2
Kurzfassung/Abstract	3
Abkürzungsverzeichnis	6
1 Einleitung	10
2 Theoretische Grundlagen	13
2.1 Einteilung des Gleichgewichts	14
2.1.1 Biologisch-physiologischer Aspekt	14
2.1.2 Motorischer Aspekt	15
2.1.3 Physikalischer Aspekt	15
2.2 Physiologische Grundlagen des Gleichgewichtssinnes	18
2.2.1 Zielsensomotorik	19
2.2.2 Stützensensomotorik	20
2.2.3 Aufbau des sensomotorischen Systems	21
2.3 Motorische Kontrolle von Bewegungen	22
2.3.1 Closed Loop	26
2.3.2 Open Loop	26
3 Evaluierung der Gleichgewichtsfähigkeit	27
3.1 Biomechanische Grundlagen der Druckverteilung	27
3.2 Messparameter der Druckverteilung	28
4 Hauptteil	30
4.1 Interdependenzen zwischen statischen und dynamischen Gleichgewichtsparametern	33
4.1.1 Einbeinstand und dynamische Gleichgewichtstests	33
4.1.2 Zweibeinstand und dynamische Gleichgewichtstests	42
4.2 Einfluss des Alters auf die Gleichgewichtsfähigkeit	52
4.2.1 Statisches Gleichgewicht	53
4.2.2 Dynamisches Gleichgewicht	55
4.3 Einfluss des Geschlechts auf die Gleichgewichtsfähigkeit	75
4.3.1 Statisches Gleichgewicht	76
4.3.2 Dynamisches Gleichgewicht	80
4.4 Körpergewicht	87
4.4.1 Statisches Gleichgewicht	87
4.4.2 Dynamisches Gleichgewicht	95

4.5	Training und Gleichgewicht.....	96
4.5.1	Körperliche Aktivität.....	97
4.5.1.1	Statisches Gleichgewicht.....	98
4.5.1.2	Dynamisches Gleichgewicht.....	101
4.5.2	Sportartspezifisches Training	103
4.5.2.1	Statisches Gleichgewicht.....	104
4.5.2.2	Dynamisches Gleichgewicht.....	110
5	Zusammenfassung und Ausblick	119
6	Literaturverzeichnis.....	124
7	Tabellenverzeichnis.....	131
8	Abbildungsverzeichnis.....	133
9	Anlagen.....	134
	Eidesstattliche Erklärung	137
	Curriculum Vitae.....	138

Abkürzungsverzeichnis

A	Fläche
AA	Gruppe aktiv-aktiv
ABC	Activities-Specific Balance Confidence
AD	COP-Schwankungen nach anterior
AI	Gruppe aktiv-inaktiv
$ANGLE_{COP}$	angular deviation der anterior-posterioren COP-Schwankungen
AP	COP-Schwankungen nach anterior-posterior
APV	anterior-posterioren COP-Auslenkungen beim vertikalen Hebetest
$AREA_{COP}$	elliptische Fläche der COP-Bewegungen
ATP	anterior-posterioren COP-Auslenkungen beim transversalen Hebetest
BBS	Berg Balance Scale
BESS	Balance Error Scoring System
BMI	Body Mass Index
BOS	Base of Support
CA	Vor kurzem aktive Kontrollgruppe
CG	Kontrollgruppe
CI	Vor kurzem inaktive Kontrollgruppe
COG	Center of Gravity
COM	Center of Mass
COP	Center of Pressure
CSA	clinical stride analyser
DEV OF MX bzw. DEV OF MY	mittlere Abweichung des COPs entlang der X-Achse bzw. Y-Achse
DG	Tanzgruppe

DPD	Dynamische Phasendauer
E AREA	Fläche, die durch die Auslenkungen des COPs entsteht
EA	Elliptische Fläche des COPs
EC	Geschlossene Augen
ECSS	Testkondition mit geschlossenen Augen und beweglichem Untergrund
EMG	Elektromyographie
EO	Offene Augen
F	Kraft
FDT	fluctuation-dissipation theorem
GCMH	Testkondition, die das Aufstehen von einem Sessel und um das Haus bewegen umfasst
GPP	Testkondition, bei der die Person aus der Bauchlage aufstehen soll
GSP	Testkondition, bei der die Person aus dem Sitzen aufstehen soll
HiMAT	High Level Mobility Scale
IA	Gruppe inaktiv-aktiv
II	Gruppe inaktiv-inaktiv
KSP	Körperschwerpunkt
LaSD	Standardabweichung der lateralen COP-Schwankungen
LI	LADEG-Index der Autonomie
LiSD	Standardabweichung der linearen COP-Schwankungen
LLD	Laterale COP-Schwankungen nach links
LNG/TIME	Geschwindigkeit der COP-Bewegung
LOS	Limits of Stability Test

M	Drehmoment
MAAP	Durchschnittliche COP-Schwankung in anterior-posteriorer Richtung
MAML	Durchschnittliche COP-Schwankung in medio-lateraler Richtung
MAXD	Maximale Reichweite in Prozent der Beinlänge
MDRT	Multi-Directional Reach Test
ML	Medio-lateral
MLT	medio-laterale COP-Auslenkung beim transversalen Hebetest
MLV	medio-laterale COP-Auslenkung beim vertikalen Hebetest
OL	Einbeinstand
p	Druck
PD	Posteriore COP-Schwankungen
PPT-9; PPT-7	Physical Performance Test mit 9 bzw. 7 Items
PTS	Testkondition, bei der ein T-Shirt an- und ausgezogen werden soll
RLD	COP-Schwankungen nach rechts
RMS	Root Mean Square
RWS	Rhythmic weight shifting Test
SA	Schwankungsfläche
SAP	COP-Schwankungen in anterior-posteriorer Richtung
SEBT	Star Excursion Balance Test
SLS	Einbeinstand
SML	COP-Schwankungen in medio-lateraler Richtung

SOT	Sensory Organisation Test
SPL	Schwankungsweite
SPM	Mittelwert der Schwankungsweite
SR	Sharpened Romberg Tandem Test
SREO	Sharpened Romberg mit offenen Augen
SREC	Sharpened Romberg mit geschlossenen Augen
SSD	Standardabweichung der sagittalen COP-Schwankungen
SVSS	Testkondition mit schwankendem Visusfeld und beweglichem Untergrund
TBI	Traumatic Brain Injury
TR	Rumpfrotation
Tt	Testdauer für die transversale Reichweite
TUG	Timed up and go Test
Vt	Testdauer für die vertikale Reichweite
W	Arbeit
ZNS	Zentrales Nervensystem
10mW	10 Meter Walking Test

1 Einleitung

Wenn man sich im Alltag einmal die Zeit nimmt, um Personen zu beobachten, sei es auf der Straße, beim Anstellen in der Supermarktschlange oder in der Straßenbahn, so wird es schnell klar, dass die Gleichgewichtsfähigkeit eine große Bedeutung für alltägliche Bewegungen hat. Vergleicht man das Gehen auf der Straße mit dem Stehen vor der Kassa, so stellen diese Bewegungen unterschiedliche Anforderungen an das motorische Gleichgewicht. Während es beim Stehen darum geht, das Gleichgewicht statisch zu halten, um nicht umzufallen, erfordert das Gehen ein optimales Zusammenspiel des neuromuskulären Systems, um das Gleichgewicht bei jedem Schritt dynamisch wiederherzustellen. Die Einteilung in ein statisches und ein dynamisches Gleichgewicht, wie sie herkömmlich verwendet wird, kann jedoch nicht immer eindeutig getroffen werden. So stellt nach Ziganek-Soehlke (2008, S.43) das statische Halten des Gleichgewichts einen dynamischen Prozess dar, was nur durch das autonome Zusammenspiel des somatosensorischen, visuellen und vestibulären Systems ermöglicht wird (Zelpour, 2010, S.504). Zusätzlich erschweren statische Haltungen in einem dynamischen System, wie es beispielsweise beim Stehen in einer Straßenbahn vorkommt, diese simplen Einteilungsversuche. Aufgrund dieser Problematik stellt sich die Frage, ob bei statischen Körperhaltungen und dynamischen Bewegungen ähnliche Prozesse im menschlichen Körper ablaufen. Ob Interdependenzen zwischen dem statischen und dem dynamischen Gleichgewicht bestehen, soll in der vorliegenden Magisterarbeit behandelt werden.

Eine Schwierigkeit in der Überprüfung des Zusammenhangs zwischen statischem und dynamischem Gleichgewicht stellen die zahlreichen Gleichgewichtstests dar. Bereits im 19. Jahrhundert wurden Tests zur Evaluierung der Gleichgewichtsfähigkeit durchgeführt und weiterentwickelt, da die Messung der Gleichgewichtsfähigkeit immer stärker an Bedeutung gewinnt (Bös, 2001, S.262). Sowohl im Leistungssport, als auch in der Sturzprävention und Geriatrie, Pädiatrie und Entwicklungsforschung, sowie in klinischen Bereichen wie beispielsweise der Orthopädie und Neurologie spielt sie eine große Rolle, da gerade hier Patientinnen und Patienten durch Veränderungen im neuromuskulären System Defizite in ihrer Gleichgewichtsfähigkeit zeigen, die für den klinischen Bereich sowie für Studienzwecke objektiviert und messbar gemacht werden sollen. Zur objektiven Testung des statischen und dynamischen Gleichgewichts ist es wesentlich, die Einflussfaktoren der Gleichgewichtsleistung zu kennen und zu berücksichtigen. So wird

sich beispielsweise ein geriatrischer Patient beim Einbeinstand anders verhalten als eine junge Kunstturnerin. Auch das Gangmuster wird beispielsweise bei älteren Personen anders aussehen als das von jüngeren Personen. Um herauszufinden, welche Faktoren zu den wesentlichen Einflussfaktoren auf das Gleichgewicht zählen, sollen in der vorliegenden Arbeit folgende Forschungsfragen ausgearbeitet werden:

- Gibt es einen Zusammenhang zwischen den Testparametern von statischen und dynamischen Gleichgewichtstests?
- Stellt das Alter einen Einflussfaktor sowohl für das statische als auch für das dynamische Gleichgewicht dar?
- Stellt das Geschlecht einen Einflussfaktor sowohl für das statische als auch für das dynamische Gleichgewicht dar?
- Stellt das Körpergewicht einen Einflussfaktor sowohl für das statische als auch für das dynamische Gleichgewicht dar?
- Inwieweit stellt sportliche Aktivität einen Einflussfaktor sowohl für das statische als auch für das dynamische Gleichgewicht dar bzw. gibt es Sportarten, die beide Gleichgewichtsarten gleichermaßen beeinflussen?

Um Antworten auf die gewählten Forschungsfragen zu erhalten, wurden anhand umfangreicher Literaturrecherche zur Thematik passende Studien ausgewählt. Neben der Bibliothek des Zentrums für Sportwissenschaft und Universitätssport, der Universitätsbibliothek der Medizinischen Universität Wien und der Bibliothek der Donau Universität Krems wurden vor allem folgende Suchmaschinen verwendet:

- | | |
|-----------------|---------------------|
| – Pubmed | – Vifasport |
| – Sciencedirect | – Isiwebofknowledge |
| – SportIf | – wokinfo |

Die Recherche bezog sich vor allem auf Studien, welche sowohl das statische, als auch das dynamische Gleichgewicht testeten, da nur durch die selbe Probandinnen- und Probandengruppe ein adäquater Vergleich zwischen den Gleichgewichtsleistungen gewährleistet werden kann. Zusätzlich wurde der Fokus der Recherche auf Studien mit gesunden Probandinnen und Probanden gelegt. Das Rechercheprotokoll kann im Anhang eingesehen werden. Der Hauptteil gliedert sich in zwei Teile, wovon ersterer die Frage behandelt, ob es einen Zusammenhang zwischen den statischen und dynamischen Gleichgewichtstestparametern gibt. Der zweite Teil des Kapitels 4 beschäftigt sich mit den Einflussfaktoren des Gleichgewichts. Es werden Studien angeführt und diskutiert, die sich

auf die jeweiligen Forschungsfragen beziehen. Im Anschluss daran bietet das Kapitel 5 eine Zusammenfassung und einen Ausblick über ungeklärte Fragestellungen und künftige Forschungsgebiete. Zunächst werden jedoch einige theoretische Grundlagen des motorischen Gleichgewichts erklärt.

2 Theoretische Grundlagen

Dieses Kapitel gibt einen Überblick über die Einteilungsarten des Gleichgewichts. Im Anschluss daran werden die physiologischen Funktionen zur Erhaltung und Wiederherstellung des motorischen Gleichgewichts angeführt und kurz beschrieben, da das Verständnis über das Gleichgewichtssystem von besonderer Bedeutung für die später beschriebenen Gleichgewichtstests ist.

Die Gleichgewichtsfähigkeit gehört laut Hasenberg (1997, S.199) zu den koordinativen Fähigkeiten und nimmt als solche eine zentrale Position im Bereich der Motorik ein. Laube (2009, S.181) weist darauf hin, dass der Begriff der Gleichgewichtsfähigkeit vorrangig in der Sportmotorik verwendet und darin eine bestimmte Leistung des sensomotorischen Systems verstanden wird, während in der Medizin und in der Physiotherapie die Begriffe Gleichgewichtssinn und Balance populärer sind.

Diemer und Sutor (2007, S.89) verstehen unter der Gleichgewichtsfähigkeit jene Fähigkeit, einen Körper „gegen die Schwerkraft über seiner Unterstützungsfläche im Gleichgewicht zu halten (postural control) oder diesen Zustand wiederherzustellen“. Zur Erhaltung des Gleichgewichts besitzt der menschliche Körper eine Vielzahl unterschiedlicher Systeme und Strategien (siehe Abb.1).

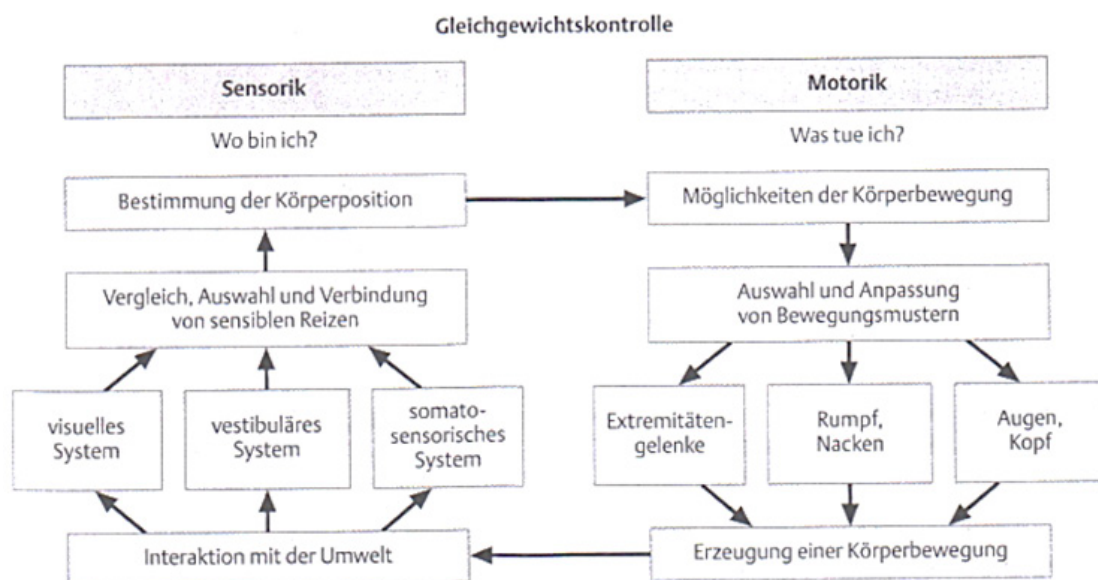


Abb. 1: Systeme der Gleichgewichtskontrolle nach Diemer und Sutor (2007, S.89)

Beim Gleichgewichtssinn werden Informationen des vestibulären Systems, der Propriozeptoren und der Optik aufgenommen und weitergeleitet. Diese Systeme stehen in

engem Kontakt zueinander. In der Literatur spricht man daher von der sensorischen Dreifachsicherung des Gleichgewichts (vgl. Laube, 2009, S.181). Dieses Sicherheitssystem ermöglicht es, bei Ausfall einer Sinnesinformation das Gleichgewicht zu kompensieren. Beispielsweise können gesunde Personen in der Finsternis trotz Ausfall der optischen Informationen ihr Gleichgewicht halten, da die propriozeptiven Informationen erhalten bleiben (vgl. Laube, 2009, S.181).

Laube (2009, S.182) bezeichnet die Gleichgewichtsfähigkeit als Basisfähigkeit, weil sie die Grundlage aller Bewegungshandlungen der Stützensomatorik ist und für die Aufrechterhaltung und Wiederherstellung der Haltung und Stellung des Körpers und seiner Einzelteile zueinander sorgt.

2.1 Einteilung des Gleichgewichts

Nicht nur in der Sturzprävention und Rehabilitation von geriatrischen und neurologischen Patientinnen und Patienten ist die Gleichgewichtsfähigkeit von großer Bedeutung. Sie hat auch großen Einfluss auf alltägliche Bewegungen (vgl. Diemer & Sutor, 2007, S.89).

Nach Diemer und Sutor (2007, S.89) ist die Gleichgewichtsfähigkeit „die Fähigkeit, den Körper gegen die Schwerkraft über seiner Unterstützungsfläche im Gleichgewicht zu halten (postural control) oder diesen Zustand wiederherzustellen.“ Gleichgewicht kann also statisch gehalten oder dynamisch wiederhergestellt werden. Die Unterscheidung zwischen statischem und dynamischem Gleichgewicht erscheint jedoch komplexer. Nachfolgend wird die Gleichgewichtsfähigkeit in Anlehnung an Hasenberg (1997, S.199) unter 3 verschiedenen Aspekten betrachtet, welche verschiedene Dimensionen der Gleichgewichtsfähigkeit implizieren und einen Überblick über die Einteilung der Gleichgewichtsfähigkeit bieten.

2.1.1 Biologisch-physiologischer Aspekt

Um die Stabilität in einem Gelenk bzw. das statische Gleichgewicht eines Körpers zu gewährleisten, ist das dynamische Zusammenspiel zwischen dem neuronalen Kontrollsystem, dem aktiven Muskelsystem und dem passiven System, zu dem der Kapsel-Band-Apparat und die dazugehörigen Rezeptoren zählen, von Bedeutung (Diemer & Sutor, 2007, S.92). Die Wahrnehmungen der taktilen, optischen und kinästhetischen Analysatoren, sowie das Vestibularorgan tragen wesentlich zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichts bei (vgl. Hasenberg, 1997, S.199).

Das statische Gleichgewicht halten erfordert nach Ziganek-Soehlke (2008, S.40) einen dynamischen Regulierungsprozess, der durch den ständigen Wechsel zwischen Stabilität und Mobilität begründet wird. Die Unterscheidung zwischen statischen und dynamischen Gleichgewichtsleistungen ist aus der biologisch-physiologischen Sichtweise somit nicht eindeutig zu treffen.

2.1.2 Motorischer Aspekt

Aus motorischer Sichtweise kann das Gleichgewicht in das Gleichgewicht des eigenen Körpers und das Gleichgewicht von Objekten unterteilt werden (vgl. Hasenberg, 1997, S.199; siehe Abb.2). Fetz (1990, S.23) unterteilt das Körpergleichgewicht wiederum in das statische und das dynamische Gleichgewicht. Das dynamische Gleichgewicht kann in das Gleichgewicht bei translatorischer und rotatorischer Belastung unterteilt werden. Das Gleichgewicht von Objekten gliedert sich in ortsgebundenes und frei bewegliches Gleichgewicht (vgl. ebd., 1990, S.23).

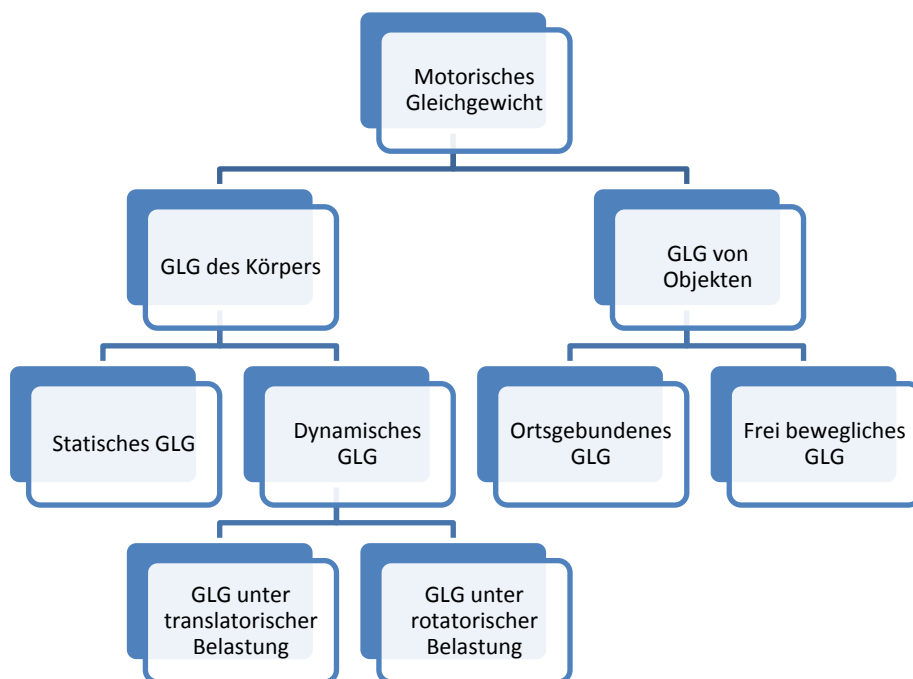


Abb. 2: Schema der Einteilung des motorischen Gleichgewichts nach Fetz (1990, S.23)

2.1.3 Physikalischer Aspekt

Physikalisch betrachtet bezeichnet der Begriff Gleichgewicht jenen mechanischen Zustand eines Körpers, an welchem die Summe der angreifenden Kräfte gleich Null ist. Zelpour (2010, S.504) beschreibt einen Körper im Gleichgewicht, „(...) wenn alle angreifenden

Kräfte und Drehmomente sich gegenseitig kompensieren.“ Als weitere Definition des Gleichgewichtes führt Zelpour (2010, S.504) an:

„Im engeren Sinne derjenige Zustand eines einzelnen starren Körpers oder eines (gekoppelten) Systems von starren Körpern, bei dem sich die Wirkungen aller am System angreifenden Kräfte gegenseitig aufheben, d.h. die resultierenden Beschleunigungen verschwinden.“

Das Gleichgewicht differenziert sich hierbei in das statische und in das dynamische. Das statische Gleichgewicht kommt dann zustande, wenn zwei Bedingungen erfüllt werden (vgl. Wick, 2009, S.65f).

1. Die Summe der auf einen Körper wirkenden Kräfte ist null und die Wirkungen heben sich gegenseitig auf.

$$\Sigma F = F_{\text{res}} = 0$$

2. Auch die Summe der an einen Körper angreifenden Drehmomente muss null sein.

$$\Sigma M = M_{\text{res}} = 0$$

Statische Gleichgewichtsbedingungen herrschen dann vor, wenn die aus allen Kräften resultierende Kraft und das resultierende Moment aller Drehmomente sich aufheben. Da der menschliche Körper aus einer Vielzahl unterschiedlicher Teilkörper besteht, müssen die Gelenke durch Muskelaktivität stabilisiert werden. Wick (2009, S.66) beschreibt als wesentliche Grundbedingung für das Gleichgewicht die Bedingung, dass das Lot der am Körperschwerpunkt ansetzenden Gewichtskraft im Bereich der Unterstützungsfläche liegen muss. Zelpour (2010, S.504) beschreibt das statische Gleichgewicht als Zustand, bei dem ein der Körperschwerpunkt eines Körpers ohne Fortbewegung im Raum ausbalanciert ist. Es werden drei Arten des Gleichgewichts unterschieden, die über die reale Arbeit W bestimmt werden können (vgl. Abb.3):

- stabiles Gleichgewicht ($W > 0$)

Das stabile Gleichgewicht ist dadurch gekennzeichnet, dass bei jeder Einwirkung auf einen Körper der Körper immer wieder in die Ausgangslage zurückkehrt. Zelpour (2010, S.504) beschreibt das stabile Gleichgewicht als jenen „Zustand, der trotz Lageveränderung durch äußere Kräfte auf Grund von aktiver Stabilisation aufrecht erhalten werden kann“. Ein Körper unter Einfluss des Schwerfeldes der Erde ist beispielsweise dann im stabilen Gleichgewichtszustand, wenn sein Körperschwerpunkt unterhalb des Aufhängepunktes

liegt. Lenkt er für einen kurzen Moment in eine Richtung aus, so werden Kräfte oder Momente wirksam, um ihn wieder in die Ausgangsposition zurückzuführen.

- Indifferentem Gleichgewicht ($W=0$)

Vom indifferenten Gleichgewicht spricht man, wenn durch beliebige Einflüsse das Gleichgewicht beibehalten werden kann. Unter Einfluss des Schwerfeldes der Erde befindet sich ein Körper in der indifferenten Gleichgewichtslage, wenn Schwer- und Stützpunkt zusammen fallen (vgl. Zelpour, 2010, S.504).

Wick (2009, S.66) gibt als Beispiel für diese Art des Gleichgewichts eine Kugel auf einer horizontalen Fläche an, die von allen Seiten angestoßen werden kann. Sie rollt, verändert dabei aber ihre Gleichgewichtsbedingungen nicht. Dabei bleibt ihre Schwerelinie immer über der Kontaktfläche. Bei Bewegungen des Menschen spielt das indifferente Gleichgewicht kaum eine Rolle.

- Labiles Gleichgewicht ($W<0$)

Das instabile oder labile Gleichgewicht stellt jenen Zustand dar, in dem ein Körper durch eine geringe Abweichung aus der vorherigen Lage eine noch größere Veränderung bewirkt. Es handelt sich also um einen „Zustand, der bei Lageveränderung durch äußere Kräfte gestört werden kann.“ (Zelpour, 2010, S.504). Der Körper befindet sich dabei in einer labilen Situation und kann jederzeit in eine beliebige Richtung kippen, wobei sich die Schwerelinie entweder genau auf der Kippkante befindet oder die Kante überschreitet, wodurch der Körper in eine neue Lage kippen würde. Betrachtet man Abbildung 3, so erkennt man, dass durch die Lage eines Körpers eine Kraftkomponente der Gewichtskraft entsteht, die den Körper beschleunigt (vgl. Wick, 2009, S.66).

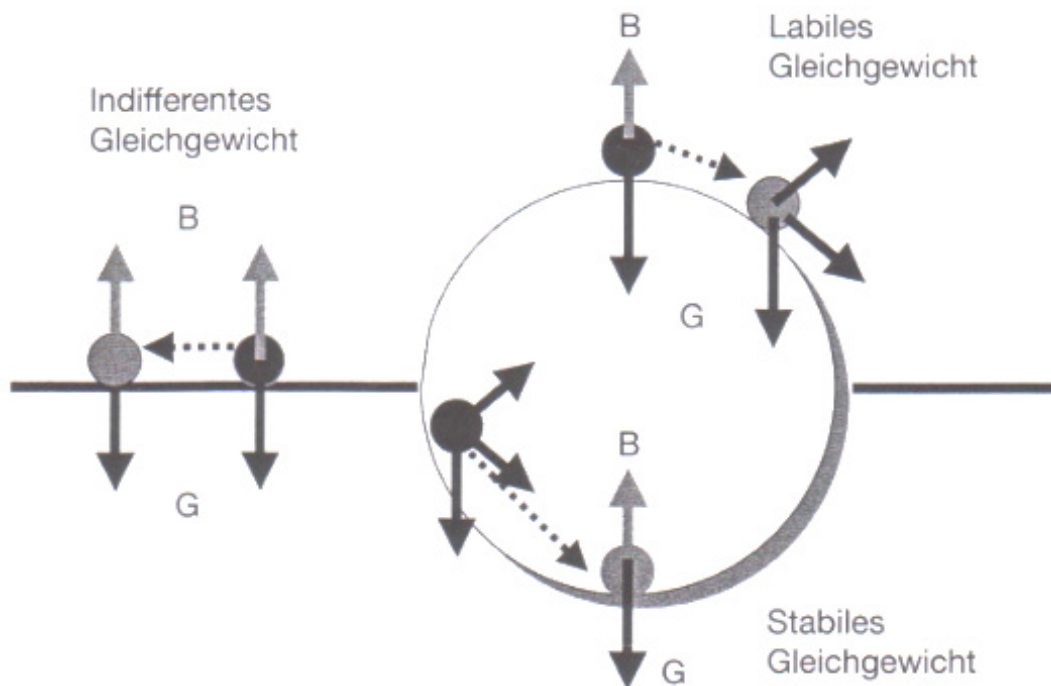


Abb. 3: Arten des Gleichgewichts nach Wick (2009, S.67)

2.2 Physiologische Grundlagen des Gleichgewichtssinnes

Um aufrecht stehen bzw. gehen zu können werden Informationen aus der Umwelt aufgenommen und an das ZNS¹ weitergeleitet. Über efferente Nervenfasern wird die gelenksnahe Muskulatur zielgerichtet aktiviert und so das Gelenk stabilisiert. Das sensomotorische System liefert nach Gruber (2001, S.44) daher einen wesentlichen Beitrag zur Standstabilität und steht in enger Verbindung zur Gleichgewichtsfähigkeit.

Sensomotorik ist nach Kaepfel und Weiß (1998, S.681) das „Zusammenspiel von Empfindungen und Bewegungsabläufen“. Diese Schnittstelle zwischen den Wahrnehmungen des Körpers und seiner Umwelt spielt in der Aufrechterhaltung vor allem des dynamischen Gleichgewichts eine wesentliche Rolle (vgl. Diemer & Sutor, 2007, S.92). Nach Fetz (1990, S.17) stehen die Empfindungen der verschiedenen Sensoren in einem funktionalen Zusammenhang mit den motorischen Anpassungsbewegungen des Körpers an seine Umwelt. Fetz (1990, S.17) betont zudem, dass alle großmotorischen Bewegungen einer Person von den Gleichgewichtsaktivitäten abhängen.

¹ Zentrales Nervensystem

Unter sensomotorischem Gleichgewicht versteht er (ebd., 1990, S.18) die Fähigkeit, „(...) einen intendierten Gleichgewichtszustand in Haltung und/oder Bewegung zu erreichen und/oder aufrechtzuerhalten. Derartige Gleichgewichtsleistungen sind sensomotorische Beziehungen, die durch mechanische Einwirkungen sowie durch sensorische und/oder motorische Fehlleistungen gestört werden können.“

Sensomotorische Gleichgewichtsleistungen können laut Fetz (1990, S.19f) durch folgende Bedingungen beeinflusst werden:

- Standfläche
- Beweglichkeit der Standfläche
 - Kippen
 - Verschieben (Rollen)
 - Gleiten (Rutschen)
 - Federn und Schaukeln
- Rauigkeit der Standfläche
- Balancierhilfen
- Ausgesetztheit der Standfläche
- Stellung der Standfläche im Raum

Laube (2009, S.42) bezeichnet das sensomotorische System als aktive Komponente des Stütz- und Bewegungssystems, weil es bei allen Bewegungen zwei voneinander abhängige Leistungen erbringt. Diese beiden Leistungen werden als Ziel- und Stützensensomotorik bezeichnet.

2.2.1 Zielsensomotorik

Alle sensomotorischen Bestandteile, die für die Zielstellung der Bewegungshandlung wie beispielsweise der Körperhaltung, der Stellung der Gelenke oder des Gleichgewichts, von Nöten sind, gehören zum Bereich der Zielsensomotorik (vgl. Laube, 2009, S.42). Der Funktionszustand des aktiven und passiven Bewegungsapparates wird durch die Bestandteile der Zielsensomotorik erkannt.

Die sensomotorische Handlungsstrategie soll an die aktuelle Aufgabenstellung und Situation angepasst werden, und Bewegungsergebnisse antizipiert werden. Dies stellt die Grundlage der Bewegungskontrolle und der möglichen Korrektur von Bewegungen dar. Ebenso der Zielsensomotorik zugehörig ist das Programmieren und Ausführen von

Bewegungen mittels eines rückgekoppelten Prozesses, der im Kapitel 2.3.1 näher beschrieben wird. Die entscheidenden Ziele der Zielsensomotorik sind die zielgerichtete und zeitlich abgestimmte Aktivierung oder Hemmung der Muskulatur, sowie die Anpassung der Kraftentwicklung und Kontraktionsgeschwindigkeit an eine spezifische Bewegungshandlung (vgl. Laube, 2009, S.42).

2.2.2 Stützensensomotorik

Neben der Zielsensomotorik spielt die Stützensensomotorik in der Steuerung und Anpassung einer aktiven Handlung eine entscheidende Rolle. Ihre Aufgabe ist es, Haltungen, Stellungen und Gleichgewicht durch aktiv statische oder dynamische Funktionen des sensomotorischen Systems zu sichern und zu stabilisieren (vgl. Laube, 2009, S.42). Sichtbar wird die Funktion der Stützensensomotorik durch folgende Merkmale der Bewegungsqualität:

- Erreichen des Zieles

Ein bestimmtes Bewegungsziel wie beispielsweise ein Korbwurf im Basketball wird erreicht.

- Regulation von Haltung, Stellung und Gleichgewicht

Hierfür wäre als passendes Beispiel die Gangsicherheit beim Gehen zu nennen.

Verantwortlich für die Entwicklung einer hohen Bewegungsqualität ist der Prozess der sensomotorischen Entwicklung. Durch eine hohe Anzahl an Wiederholungen können selbst komplexe Bewegungen und Bewegungsabläufe mit einer hohen Bewegungsqualität ausgeführt werden. Die Bewegungsqualität ist somit maßgeblich vom Training abhängig (vgl. Laube, 2009, S.43).

Durch das Zusammenspiel von Ziel- und Stützensensomotorik können zielgerichtete Bewegungen mit einer hohen Bewegungssicherheit und –qualität durchgeführt werden. Diese beiden Systeme sind unmittelbar miteinander verknüpft und verantwortlich für die Körperhaltung, die Stellung der Gelenke und das Gleichgewicht einer Person (vgl. Laube, 2009, S.43). Im folgenden Kapitel werden die Bestandteile des sensomotorischen Systems näher beschrieben.

2.2.3 Aufbau des sensomotorischen Systems

Das sensomotorische System besteht aus Strukturelementen, die durch einen geschlossenen Regelkreis miteinander verschaltet sind und die für die gesteuerte oder geregelte Ausführung von Bewegungshandlungen verantwortlich sind (vgl. Laube, 2009, S.43f). Es ist immer als Gesamtsystem aktiv (siehe Abb.4).

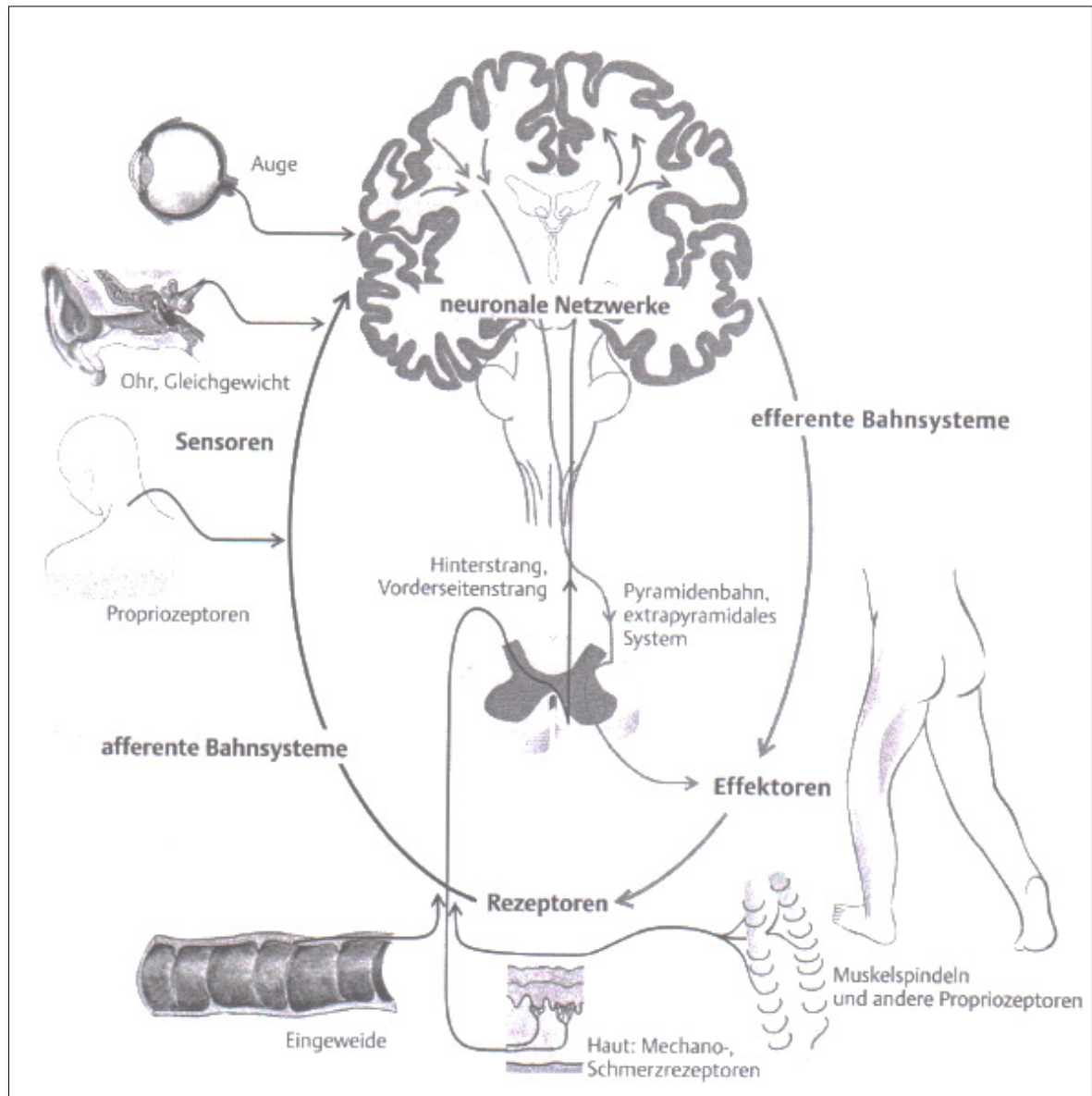


Abb. 4: Sensomotorisches System nach Laube (2009, S. 44)

Laube (2009, S.43) teilt das sensomotorische System in 6 Strukturelemente:

- **Rezeptoren:**

Die Rezeptoren sind verantwortlich für die Aufnahme und Umwandlung von externen und internen Reizen.

- Afferente Bahnsysteme:

Über afferente Bahnsysteme werden die umgewandelten Informationen der Rezeptoren zu den neuronalen Netzwerken transportiert.

- Spinale und supraspinale neuronale Netzwerke:

Sie verarbeiten die Informationen zu einer gerichteten Antwort.

- Supraspinale neuronale Netzwerke:

Zu den Hauptaufgaben der supraspinalen neuronalen Netzwerke gehören der Antrieb, die Motivation, und die Kognition der Bewegungsidee und des Entwurfes von Bewegungen, sowie die Assoziation und die sensomotorische Gedächtnisleistung.

- Efferente Bahnsysteme:

Aufgabe der efferenten Bahnsysteme ist es, den Antwortimpuls der neuronalen Netzwerke zu den Effektoren weiterzuleiten.

- Effektoren:

Erhalten die Effektoren den Antwortimpuls über die efferenten Bahnen, so reagieren sie mit einer spezifischen Muskelfunktion.

2.3 Motorische Kontrolle von Bewegungen

Die Aufgabe der Gleichgewichtskontrolle ist laut Zelpour (2010, S.504), dass ein Körper in einer Position oder Bewegung nicht fällt. Rose (2003; zit.n. Diemer & Sutor, 2007, S.91) bezeichnet die Gleichgewichtskontrolle als die Fähigkeit, „(...) den Körperschwerpunkt innerhalb der Unterstützungsfläche zu halten und auf innere und äußere Störungen zu reagieren“. Dem 3. Newton'schen Axiom zufolge ruft eine Aktionskraft eine ihr entgegengesetzte Reaktionskraft hervor. Ein Körper, auf den ein externer Störreiz mit einer gewissen Kraft wirkt, reagiert, in Anlehnung an das dritte Newton'sche Axiom, auf diesen Reiz mit dem gleichen Kraftbetrag der auslösenden Bewegung, wobei die Kraft des Körpers jener des Störreizes entgegenwirkt.

$$\vec{F} = -\vec{F}$$

Dies erfordert ein Zusammenspiel des somatosensorischen, visuellen und vestibulären Systems und wird unbewusst gesteuert (vgl. Zelpour, 2010, S.504).

Als posturales Gleichgewicht bezeichnen Guskiewicz und Riemann (2000, S.37) den Gleichgewichtszustand von Kräften und Momenten bezogen auf den Massenschwerpunkt eines Körpers (COM). Es gilt dann als erreicht, wenn die posturalen Schwankungen des COMs sich innerhalb der Grenzen der Stabilität (limit of stability) befinden. Die Grenzen der Stabilität entsprechen dem größten Winkel der vertikalen Projektion des COGs (Center of Gravity) zwischen anterior-posteriorer und medial-lateraler Richtung (vgl. Guskiewicz & Riemann, 2000, S.37).

Um Bewegungen zu kontrollieren und den Körper im Gleichgewicht zu behalten bzw. wieder einen Gleichgewichtszustand herzustellen verfügt der Mensch über zahlreiche Varianten, die nach Diemer und Sutor (2007, S.90) für die Mobilität und Stabilität des Organismus verantwortlich sind. Auf niedrigster Ebene dienen Reflexe zur Erhaltung der Stabilität (Diemer & Sutor, 2007, S.91). Nach Guskiewicz und Riemann (2000, S.38f) wird die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts durch die Erkennung sensorischer Information mittels spezifischer Rezeptoren, die Weiterleitung über afferente Nervenbahnen an das zentrale Nervensystem und die Reaktion durch eine kontrollierte muskuloskelettale Aktion entlang der kinematischen Kette ermöglicht. Dieser Mechanismus ist in Abbildung 5 schematisch veranschaulicht.

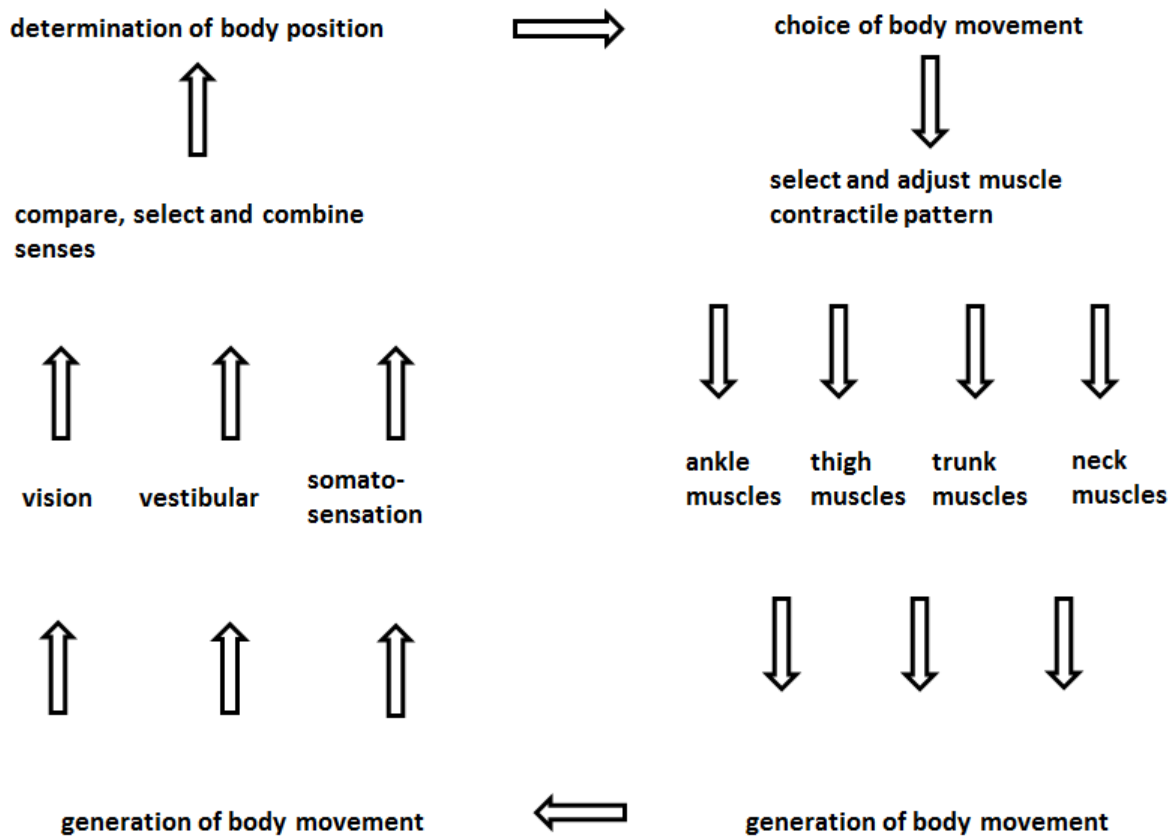


Abb. 5: Schema der dynamischen Gleichgewichtskontrolle nach Guskiewicz und Riemann (2000, S.38)

Um das Gleichgewicht im Raum gegen die Schwerkraft zu erhalten werden vor allem drei wichtige Gelenke und ihre dazugehörigen Strukturen benötigt: das Sprunggelenk, das Knie und die Hüfte. Daraus leiten sich drei Strategien zur Gleichgewichtserhaltung ab, die in Abbildung 6 schematisch dargestellt sind: die Sprunggelenks-, die Hüftgelenks- und die Schutzschrittstrategie. Die Auswahl der geeigneten Strategie richtet sich nach der Größe der Unterstützungsfläche, der Relation des Körperschwerpunktes (KSP) zu den Grenzen der Stabilität und der Bewegungsgeschwindigkeit.

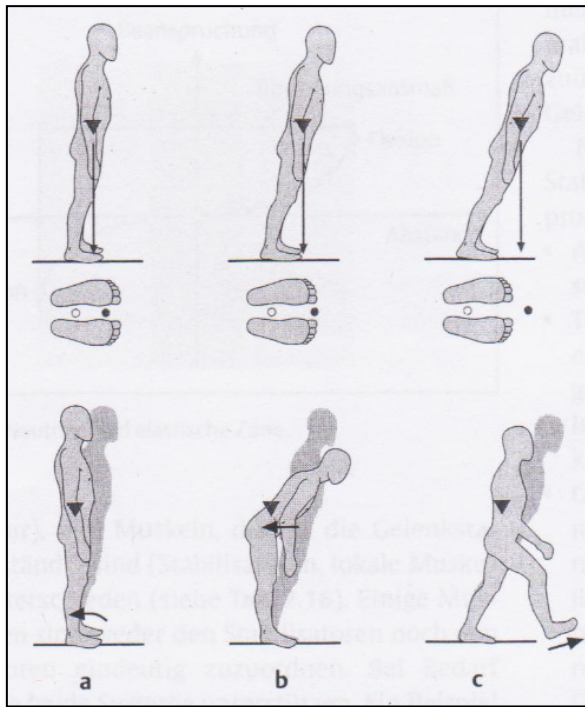


Abb. 6: Strategien zur Erhaltung des Gleichgewichts nach Diemer und Sutor (2007, S.92)

Im Schema „a“ ist die Sprunggelenksstrategie abgebildet. Sie wird vor allem auf ebenen Flächen im aufrechten Stand angewendet. Um das Gleichgewicht zu erhalten ist die gesamte Fußmuskulatur aktiv (Diemer & Sutor, 2007, S.91), wobei die Position der Füße beibehalten wird.

Schema „b“ zeigt die Hüftgelenksstrategie, die auf kleinen Standflächen bzw. bei unerwarteten Störungen genutzt wird. Die Ausgleichsbewegungen werden laut Diemer und Sutor (2007, S.91) in Form von Adduktion und Abduktion, bzw. Flexion und Extension im Hüftgelenk durchgeführt.

Als 3. Strategie die Schutzschrittstrategie im Beispiel „c“ der Abbildung 6 schematisch dargestellt. Kann das Gleichgewicht eines Körpers durch die beiden genannten Strategien nicht mehr gewährleistet werden, so wird durch einen Schutzschritt die Unterstützungsfläche erneut unter den sich in seiner Lage veränderten Körperschwerpunkt gebracht (Diemer & Sutor, 2007, S.91).

Zur Erhaltung des Gleichgewichts werden in der Literatur zwei motorische Kontrollmechanismen unterschieden, die im Alltag häufig in einer Mischform auftreten und an dieser Stelle angeführt werden.

2.3.1 Closed Loop

Beim Closed Loop Mechanismus findet ein ständiger Vergleich zwischen Bewegungsplan und Bewegungoutput statt, wodurch Bewegungen an den Bewegungsplan angepasst werden. Es werden Informationen von internen und externen Rezeptoren zum ZNS geleitet, mit dem Bewegungsplan des Kortex verglichen und als neuer Bewegungsablauf gespeichert. Dadurch sind komplexe Bewegungskorrekturen und Fehleranalysen möglich (Diemer & Sutor, 2007, S.90). Beim Balancieren beispielsweise passt sich die Muskulatur durch den Closed-Loop-Mechanismus ständig an und kann ein Übergewicht zu einer Seite ausbalancieren, indem geeignete Korrekturmaßnahmen gesetzt werden. Für die Rückmeldung von Bewegungen spielt die Kinästhesie eine bedeutende Rolle. In der Literatur findet man unterschiedliche Definitionen von Kinästhesie, die oft synonym mit Propriozeption oder Tiefensenibilität beschrieben werden. Diemer und Sutor (2007, S.90) bezeichnen Kinästhesie als jene Fähigkeit, „(...) eine Lage bzw. eine Bewegung im Raum zu erkennen und zu reproduzieren“. Zusätzlich kann eine Einschätzung der Kraft für die Bewegungen vorgenommen werden.

2.3.2 Open Loop

Bewegungen, die schneller als die Reflexmechanismen erfolgen, sind laut Diemer und Sutor (2007, S.90) nicht mehr durch Rückmeldungen beeinflussbar und laufen im Open-loop-Modus ab. Die Bewegung wird durch das motorische Gedächtnis gesteuert. Von Bedeutung sind hierbei die Bewegungserfahrung eines Menschen und seine Antizipationsfähigkeit.

Die Komplexität des Gleichgewichtssystems wurde nun grundlegend beschrieben. Im nächsten Kapitel soll nun erläutert werden, wie die motorische Gleichgewichtsfähigkeit messbar gemacht werden kann.

3 Evaluierung der Gleichgewichtsfähigkeit

Die Evaluierung der Gleichgewichtsfähigkeit findet seinen Ursprung bereits im 19. Jahrhundert. Schon 1853 wurde von Romberg ein Gleichgewichtstest entwickelt, bei dem die Testperson „(...) mit zusammengestellten Füßen, geschlossenen Augen und ausgestreckten Armen so ruhig wie möglich zu stehen“ (Bös, 2001, S.262) hatte. Defizite in der Gleichgewichtsfähigkeit zeigen sich beim Romberg-Test durch größere Schwankungen des Körpers sowie die Tendenz zu stürzen (vgl. Bös, 2001, S.262). Da dieser und auch andere in der Literatur zu findenden Gleichgewichtstests subjektiv bewertet werden, bemühte man sich im 20. Jahrhundert, objektive Tests zur Beurteilung der Gleichgewichtsfähigkeit zu entwickeln (vgl. Bös, 2001, S.263). Es wurden apparative Verfahren hergestellt, „(...) die über die Messung der Bodenreaktionskräfte unter verschiedenen Standbedingungen, die Veränderung des Körperschwerpunkts (KSP) bzw. seiner vertikalen Projektion auf den Boden (Center of Gravity, COG) oder des Druckmittelpunkts auf der Unterstützungsfläche (Center of pressure, COP) erfassen“. (Bös, 2001, S.263).

3.1 Biomechanische Grundlagen der Druckverteilung

Die Druckverteilungsmessung erfasst die Kräfte, die auf eine Fläche wirken. Druck entsteht, wenn zwei Körper mechanisch aufeinandertreffen. Er ist eine senkrecht durch eine Fläche hindurchtretende Kraft, geteilt durch die Fläche, wobei die Kraft F in Newton und die Fläche A in Quadratmetern angegeben wird.

$$p = \frac{F}{A}$$

Die SI-Einheit des Drucks ist N/m^2 und wird in Pascal [Pa] angegeben. Beim Stehen, Gehen und Laufen können unter dem Fuß Spitzendruckwerte von 100 kPa bis zu 1 MPa und darüber hinaus entstehen (vgl. Banzer et al., 2004, S.150f).

Wenn ein starrer Körper mit einer ebenen Grundfläche A auf einer ebenen Unterlage aufliegt, so ist der Druck P über die gesamte Auflagefläche gleich groß (vgl. Brickmann et al., 2000, S.13). Wirkt eine Kraft F senkrecht zur Unterlage auf den Körper, berechnet sich der Druck aus F/A . Wird die Auflagefläche des Körpers auf den Boden vergrößert, ohne dass sich die Kraft ändert, sinkt der Druckwert ab.

Da es im menschlichen Körper und in seiner Umwelt selten ebene Kontaktflächen gibt, ist die Druckverteilung nicht an jeder Stelle der Kontaktfläche gleich groß. Am Beispiel der Fußsohle kann man erkennen, dass die Architektur des Fußskelettes und deren umliegendes Gewebe den lokal wirkenden Druck $\frac{dF}{dA}$ bestimmt: dF ist der Anteil der Kraft, der durch jedes Flächenstück dA unter der Sohle übertragen wird (Brickmann et al., 2000, S.14). Zur Berechnung der Druckverteilung unter der Fußsohle sind komplexe Verfahren notwendig.

Um die Größenordnung des auftretenden Drucks zu bestimmen, wird der Quotient von der Kraft F und der projizierten Fläche A_{proj} berechnet, den man als mittleren Druck bezeichnet.

$$p_{\text{mittel}} = \frac{F}{A_{\text{proj}}}$$

Brickmann et al. (2000, S.14) definieren den mittleren Druck als „Mittelwert des Drucks über einer Kontaktfläche“ und die projizierte Fläche als „die Fläche, die gesehen wird, wenn man aus der Richtung der Kraft auf die Kontaktfläche blickt“.

3.2 Messparameter der Druckverteilung

Um die Druckverteilung unter dem Fuß darzustellen, werden häufig graphische Darstellungen verwendet. Sie informieren über die mechanischen Eigenschaften der Füße, wobei ein Fuß durch vordefinierte Masken in unterschiedliche Fußregionen unterteilt werden kann (vgl. Banzer et. al., 2004, S.156). Die Software der *novel_gmbh* ermöglicht es beispielsweise, durch Berechnung innerhalb der definierten Regionen die Maximaldruckwerte in kPa, die maximalen Druckanstiegsraten in kPa/s, die lokalen Impulse in Ns sowie die relativen Lastverteilungen in Prozent anzugeben (vgl. ebd., 2004, S.157). Um die maximalen Druckwerte zu berechnen, werden nach den Autoren (2004, S.157) die Spitzendruckwerte während des gesamten Bodenkontaktes für die definierte Region herangezogen. Die lokalen Impulse ergeben sich aus dem Integral aus Kraft und Zeit. Die Kraft F wird durch Multiplikation der Druckwerte mit der Fläche für jede Fußregion berechnet. Die relative Lastverteilung ermöglicht es, die Druckverteilung zwischen unterschiedlichen Personen zu vergleichen (vgl. Banzer et. al., 2004, S.157).

Kraftmessplattformen erfassen die horizontalen Lageänderungen des Körperschwerpunktes (COG) und des Druckmittelpunktes auf der Unterstützungsfläche (COP), die laut Bös

(2001, S.287; zit.n. Winter, 1995) in der Literatur häufig synonym verwendet werden. Zur Gleichgewichtsmessung werden in der Literatur häufig die Bewegungen des COG oder des COP über die zurückgelegte Wegstrecke oder eine Fläche herangezogen und folgende Parameter berechnet (vgl. Bös, 2001, S.287):

- „Länge des gesamten Schwankungsweges nach anterior-posterior und medio-lateral (cm oder mm)
- Länge des gesamten Schwankungsweges nach anterior-posterior und medio-lateral pro Zeiteinheit (mm/s oder cm/s)
- Maximale Amplitude (Länge) des Schwankungsweges nach anterior-posterior und medio-lateral (cm oder mm)
- Mittlere Amplitude /länge= des Schwankungsweges nach anterior-posterior und medio-lateral (cm oder mm)
- Schwankungsfläche (cm)“

Folgende Aspekte der Haltungskontrolle können laut Bös (2001, S.287) und Banzer et. al. (2004, S.205) mit Hilfe von Kraftmessplatten gemessen werden:

- die *posturale Stabilität* als Fähigkeit, den Körper so ruhig wie möglich zu halten,
- die *Symmetrie* als Maß für die Verteilung der Körpermasse auf beide Beine,
- die *dynamische Stabilität* als die Fähigkeit, den COG auf der Unterstützungsfläche soweit wie möglich ohne Stabilitätsverlust zu bewegen. Gemessen wird, wie weit man sich vor- oder zurück oder seitwärts lehnen kann, ohne das Gleichgewicht zu verlieren.
- das *dynamisches Gleichgewicht*, bei dem die posturalen Reaktionen auf externe Störungen des Gleichgewichts durch z.B. translatorische Bewegungen oder Kippungen der Unterstützungsfläche gemessen werden.

Durch die Problematik der Streuung der Daten, die mäßige Reproduzierbarkeit und die unklare Datenlage bei der Sensitivität und Spezifität sind apparative Gleichgewichtsmessungen nur unter Einbeziehung weiterer Kriterien geeignet, um Verbesserungen der Haltungskontrolle zu überprüfen (vgl. Pfeifer et. al., 2001; zit.n. Banzer et.al., 2004, S.205).

Im folgenden Kapitel sollen nun statische und dynamische Gleichgewichtstestparameter ausführlich miteinander diskutiert und die Forschungsfragen bearbeitet werden.

4 Hauptteil

Der Hauptteil widmet sich der Fragestellung, ob und welche Zusammenhänge zwischen statischen und dynamischen Gleichgewichtstestergebnissen bestehen, und welche Faktoren sowohl beide, als auch die einzelnen Gleichgewichtsfähigkeiten beeinflussen. Um dies herauszufinden, wurden in der vorliegenden Arbeit Studien, die sich mit der Thematik beschäftigten, recherchiert und einander gegenübergestellt. Zur Recherche wurden die Suchmaschinen Pubmed, Sciencedirect, Isiwebofknowledge, Vifasport, SportIf und wokino verwendet (siehe Rechercheprotokoll im Anhang). Zunächst soll jedoch ein Überblick über die in den vorkommenden Studien durchgeführten Gleichgewichtstests gegeben werden.

Die statischen Gleichgewichtstests werden in der folgenden Tabelle aufgelistet und kurz beschrieben.

Tab. 1: Übersicht über die statischen Gleichgewichtstests

Name des Tests	Kurzbeschreibung
Einbeinstand	Die Testperson soll so lange sie kann auf einem Bein stehen. Die Dauer des Standes bzw. die COP-Schwankungen werden gemessen.
Zweibeinstand	Die Testperson steht auf beiden Beinen, wobei die Füße hüftbreit nebeneinander positioniert sind, für eine festgelegte Zeitdauer. Die Schwankungen des COPs werden aufgezeichnet.
Tandemstand	Der Tandemstand ist ein Zweibeinstand, bei dem der vordere Fuß mit der Ferse direkt vor die Zehen des hinteren Fußes positioniert ist. Auch hier werden über eine festgelegte Dauer die COP-Schwankungen gemessen.
Halber Tandemstand	Ähnlich wie beim Tandemstand steht die Testperson auf 2 Beinen, wobei ein Fuß etwas weiter vorne steht als der andere.
Berg Balance Scale (BBS)	Beim BBS werden 14 Testaufgaben bewältigt, die u. A. den Einbeinstand, Zweibeinstand und Tandemstand inkludieren. Pro Aufgabe wird eine Punkteanzahl vergeben, die zu einem Gesamtscore berechnet wird.
Sharpened Romberg Test (SREO/SREC)	Beim Sharpened Romberg Test soll die Testperson im Tandemstand mit dem nicht-dominanten Bein vorne stehen. Der Test wird mit offenen (SREO) und geschlossenen Augen (SREC) durchgeführt. Als positives Testergebnis gilt es, wenn die Testperson schwankt oder stürzt.
Balance Error Scoring System (BESS)	Es werden unter 3 Standpositionen (Einbein-, Zweibein- und Tandemstand) auf einem harten und einem weichen Untergrund die

	Dauer der Durchführung gemessen und ein Score berechnet.
Sensory organisation test (SOT)	Beim SOT steht die Testperson in einem Posturographen. Der Test besteht aus 6 Konditionen (1: fixierter Untergrund und offene Augen, 2 : fixierter Untergrund und geschlossene Augen, 3: fixierter Untergrund und schwankende Umgebung, 4: beweglicher Untergrund und offene Augen, 5: beweglicher Untergrund und geschlossene Augen, 6: beweglicher Untergrund und schwankende Umgebung)

Neben den statischen Gleichgewichtstests existiert eine Vielzahl dynamischer Gleichgewichtstests, die je nach Problemstellung entsprechend ihre Anwendung finden. Es soll nun auch ein kurzer Überblick über die dynamischen Tests zur Messung des Gleichgewichts gegeben werden, um das Verständnis der nachfolgenden Kapitel zu erleichtern (siehe Tab.2).

Tab. 2: Übersicht über die dynamischen Gleichgewichtstests

Name des Tests	Kurzbeschreibung
3D Ganganalyse	Bei der 3D Ganganalyse wird der menschliche Gang durch den Einsatz technischer Hilfsmittel aufgezeichnet. Parameter, wie beispielsweise die Schrittlänge, die Schrittbreite, die COP-Schwankungen oder die Ganggeschwindigkeit liefern Informationen über das dynamische Gleichgewicht beim Gehen.
Walking Test	Beim Walkingtest wird die Zeitdauer beim Gehen auf einer festgelegten Wegstrecke gemessen und die Ganggeschwindigkeit berechnet.
Tandem Walking Test	Der Tandem Walking Test ist eine Modifikation des Walking Tests, bei dem die Testperson auf einer Linie eine festgelegte Wegstrecke zurücklegen muss. Auch hier wird die Zeit gemessen und die Ganggeschwindigkeit berechnet.
Stepping Test	Die Aufgabe bei diesem Test besteht darin, eine mit einer Schaumstoffmatte überzogene Kraftmessplatte einbeinig zu besteigen und das Gleichgewicht für 20 Sekunden zu halten. Die COP-Schwankungen werden aufgezeichnet.
Sprungtest	Beim Sprungtest wird eine Hürde frontal bzw. seitlich übersprungen. Die Landung erfolgt auf einer Kraftmessplatte, die die COP-Schwankungen aufzeichnet.
Fast dynamic test/Slow Sinusoidal Test	Hier steht die Testperson auf einer Kraftmessplatte (einbeinig oder beidbeinig) und wird durch einen Störfaktor spontan aus dem Gleichgewicht gebracht. Die Latenzzeit der Reizantwort wird mittels Elektromyographie (EMG) gemessen.
Multi-Directional reach Test (MDRT)	Die Testperson steht beidbeinig am Boden und versucht, so weit wie möglich einen Arm nach vorne zu bewegen ohne einen Schritt zu betätigen oder zu stürzen. Der Test wird in 4 Richtungen (anterior, posterior, links, rechts) durchgeführt und die Reichweiten werden zur Auswertung herangezogen.
Limits of Stability Test (LOS)	Beim LOS steht die Testperson auf einer Kraftmessplatte und soll versuchen, in den vorgegebenen 8 Richtungen den

	Körperschwerpunkt so weit wie möglich zu verlagern, ohne zu stürzen oder einen Hilsschritt zu tätigen. Die maximale Reichweite wird gemessen.
Rhythmic Weight Shift (RWS) bzw. Dynamic weight shifting Test (WS)	Beim RWS steht die Testperson auf einer Kraftmessplatte und soll versuchen, das Körpergewicht nach links-rechts bzw. anterior-posterior in 3 unterschiedlichen Geschwindigkeiten zu verlagern.
Sensory organisation Test (SOT)	Siehe Tab.1
Star excursion balance test (SEBT)	Die Testperson steht einbeinig am Boden und soll mit dem freien Bein in 6 vorgegebenen Richtungen so weit wie möglich den Fuß am Boden auf tippen. Die maximale Reichweite wird gemessen.
Forward-Lunge Test	Ähnlich wie beim SEBT geht es auch bei diesem Test darum, auf einem Bein stehend eine möglichst weite Schrittlänge zu erreichen. Beim Forward-Lunge Test soll diese durch die Flexion im Knie und in der Hüfte verstärkt werden.
SREO SREC	Siehe Tab.1
BBS	Siehe Tab.1
High Level Mobility Scale (HiMAT)	Die High Level Mobility Scale ist eine Scala, die Treppensteigen, Laufen, Skipping, Hopsen und Springen beinhaltet. Ein maximaler Score von 54 Punkten kann erreicht werden.
LADEG-Protokoll	Das LADEG-Protokoll umfasst 5 Alltagsaktivitäten, bei denen die Dauer gemessen wird. Dazu zählen: – 10m gehen (10mW) – aus dem Sitzen aufstehen (GSP) – aus der Bauchlage aufstehen (GPP) – aufstehen von einem Sessel und um das Haus bewegen (GCMH) – ein Shirt an und ausziehen (PTS)
Activities-specific Balance Confidence (ABC)	Hierbei handelt es sich um einen Fragebogen zur Evaluierung der subjektiven Einschätzung von Alltagsaktivitäten.
Physical Performance Test mit 9 bzw. 7 Items (PPT-9; PPT-7)	Dieser Test dient der Beurteilung der Selbstständigkeit von geriatrischen Personen und besteht aus Alltagsaktivitäten, für die je nach Leistung 0 bis 4 Punkte vergeben werden.
Bruininks-Oseretsky Sub-Test	Dieser Test beinhaltet 3 statische und 4 dynamische Testkonditionen, wobei ein maximaler Score von 32 Punkten erreicht werden kann.

Nachdem ein kurzer Überblick über die in den nachfolgenden Unterkapiteln vorkommenden Gleichgewichtstests gegeben wurde, ist es nun das Ziel herauszufinden, ob es Interdependenzen zwischen statischen und dynamischen Gleichgewichtsparametern gibt. Das folgende Kapitel soll diese Fragestellung beleuchten. Im Anschluss daran wird die Fragestellung, welche Faktoren das statische bzw. dynamische Gleichgewicht beeinflussen, geklärt.

4.1 Interdependenzen zwischen statischen und dynamischen Gleichgewichtsparametern

Die Behandlung der Forschungsfrage, ob statische und dynamische Gleichgewichtsleistungen miteinander vergleichbar sind, erweist sich als sehr schwierig. Betrachtet man Tabelle 1 und Tabelle 2, so kann man erkennen, dass die Einteilung in statische und dynamische Gleichgewichtstests nicht immer eindeutig getroffen werden kann, da viele Gleichgewichtstests sowohl statische, als auch dynamische Elemente aufweisen. Es wurde in der vorliegenden Arbeit jedoch versucht, die recherchierten Studien klar und strukturiert darzustellen.

Die Recherche erfolge mittels zahlreicher Suchmaschinen (Pubmed, Sciencedirect, SportIf, Vifasport und Isiweboknowledge), bei denen unter Eingabe der Wörter „static“, „dynamic“, „balance“, „comparison“, „correlation“, „relationship“, „postural balance tests“, und „healthy“ im Zeitraum vom 3.3.2012 bis 1.2.2013 Studien gefunden wurden, die sich mit der Forschungsfrage der Interdependenzen auseinandersetzen. Das detaillierte Rechercheprotokoll wurde im Anhang beigefügt. Da in der Literatur eine Vielzahl unterschiedlicher Gleichgewichtstests zu finden sind, ist es hilfreich, die Testergebnisse einzelner statischer Gleichgewichtstests mit jenen dynamischer Gleichgewichtstests zu vergleichen. Daher konzentrierte man sich in dieser Arbeit auf die Ergebnisse des statischen Einbeinstands und Zweibeinstands im Vergleich zu unterschiedlichen dynamischen Testparametern. Zunächst soll der Einbeinstand mit den Parametern von dynamischen Gleichgewichtstests gegenübergestellt werden.

4.1.1 Einbeinstand und dynamische Gleichgewichtstests

Der Einbeinstand zählt zu den statischen Gleichgewichtstests und hat eine hohe Relevanz für dynamische Bewegungen. Beim Gehen, Laufen oder Steigen steigen muss das Körpergewicht in der Standbeinphase über ein Bein gebracht werden, während das zweite Bein nach vorne schwingt. Wenn man die COP-Schwankungen bei diesen dynamischen Fortbewegungen aufzeichnet, so erhält man die Bewegungsrichtung in sagittaler Ebene. Durch die Messung der medio-lateralen COP-Schwankungen lassen sich jedoch sowohl für den statischen Einbeinstand als auch für dynamische Bewegungen Aussagen über die Gleichgewichtsfähigkeit und posturale Kontrolle tätigen. Aufgrund dieser Überlegung lässt sich die Hypothese formulieren, dass die die COP-Schwankungen des Einbeinstandes in medio-lateraler Richtung mit jenen dynamischer Tests korrelieren. Diese Hypothese sollen

nun anhand von 3 Studien, die die Testergebnisse des Einbeinstands mit jenen des Stepping Tests, des dynamischen Sprungtests und jenen einer 3D Ganganalyse vergleichen, diskutiert werden.

Hrysomallis et al. (2006) haben die Testparameter des Einbeinstands (für 20 Sekunden) mit den Ergebnissen des Stepping-Tests verglichen. 37 männliche Profi-Footballspieler nahmen an der Studie teil. Beim Stepping-Test stiegen die Testpersonen auf eine Kraftmessplatte, die mit einer Schaumstoffmatte ausgelegt ist und versuchen ihr Gleichgewicht einbeinig stehend für 20 Sekunden zu halten. Die Bewegungen des COPs in medio-lateraler Richtung wurden aufgezeichnet und anschließend ausgewertet. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass die Testwerte des statischen und dynamischen Tests sowohl für den berechneten Mittelwert der COP-Schwankungen beider Beine ($r=0.335$, $p=0.042$), wie auch derer für das rechte Bein ($r=0.406$, $p=0.013$) einen signifikanten, aber geringen Zusammenhang aufweisen, während für die Schwankungswerte des linken Beins keine signifikante Korrelation ($r=0.269$, $p=0.107$) festgestellt werden konnte (Hrysomallis et al., 2006, S.290).

Neben Hrysomallis et al. (2006) konnte Sell (2012) keinen signifikanten Zusammenhang zwischen den COP-Schwankungen des Einbeinstands, basierend auf Goldie et al. (1989; Goldie, Evans & Bach, 1992; zit.n. Sell, 2012, S.82), und einem dynamischen Sprungtest berechnen. Der Autor untersuchte dazu 10 gesunde Frauen und 10 gesunde Männer, deren Aufgabe es war, ein Hindernis seitlich bzw. frontal zu überspringen. Die Startposition wurde in Abhängigkeit zur Körpergröße der Probandinnen und Probanden gewählt. Während des dynamischen Tests musste eine Hürde frontal bzw. seitlich übersprungen werden (siehe Abb.7).

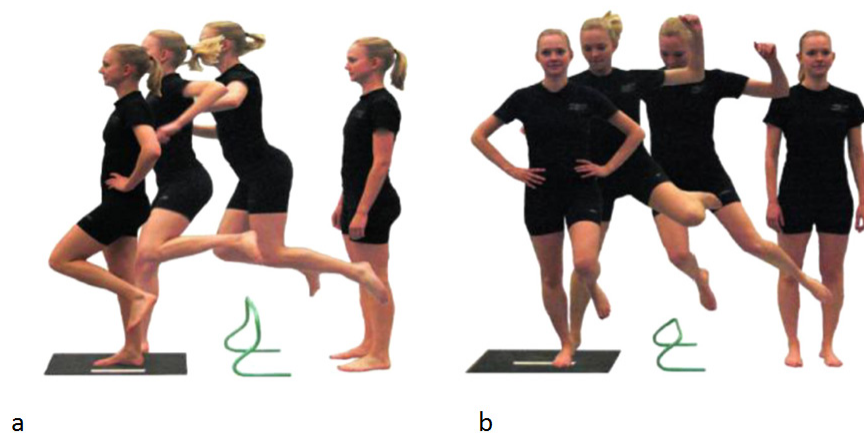


Abb. 7: Anterior-posteriorer (a) und medial-lateraler (b) Sprung über eine Hürde nach Sell (2012, S.83)

Die Landung erfolgte auf der Kraftmessplatte, wobei die Probandinnen und Probanden einbeinig auf dem dominanten Bein landen und für 10 Sekunden still stehen bleiben mussten. Fünf erfolgreiche Versuche pro Person wurden gesammelt und für die Datenanalyse des dynamischen Tests herangezogen. Der statische und die dynamischen Gleichgewichtstests wurden in 2 Testsessions innerhalb 48 bis 72 Stunden durchgeführt, und eine gute Inter-Session Reliabilität konnte für beide Testungen berechnet werden. Der Pearson-Korrelationskoeffizient für alle Messungen wird in nachfolgender Tabelle dargestellt.

Tab. 3: Paarweise Korrelation zwischen den statischen und dynamischen Stabilitätsmessungen (Korrelationskoeffizient)

	DPSI AP jump	DPSI ML jump
Static postural stability - eyes open (AP standard deviation)	0.16 (0.50)	0.23 (0.34)
Static postural stability - eyes open (ML standard deviation)	0.05 (0.82)	0.06 (0.79)
Static postural stability - eyes open (V standard deviation)	-0.13 (0.59)	-0.10 (0.68)
Static postural stability - eyes closed (AP standard deviation)	0.05 (0.82)	0.12 (0.62)
Static postural stability - eyes closed (ML standard deviation)	0.15 (0.52)	0.21 (0.37)
Static postural stability - eyes closed (V standard deviation)	0.09 (0.70)	0.21 (0.36)

Quelle: Sell (2012, S.84)

Sell (2012, S.83) konnte zwischen keiner der 12 statischen und dynamischen Stabilitätsvariablen eine statistisch signifikante Korrelation berechnen. Die Werte für alle Variablen, außer der medio-lateralen Standardabweichung während des statischen Tests mit geschlossenen Augen und der medio-lateralen Sprungwerten, waren bei den statischen Tests geringer als bei den dynamischen. Das Halten des dynamischen Gleichgewichts stellt demzufolge eine größere Herausforderung dar als das stabile statische Stehen.

Hrysomallis et al. (2006, S.290) fanden signifikante Unterschiede in den maximalen COP-Bewegungen in medial-lateraler Richtung. Die medial-lateralen Auslenkungen des COPs waren im Stepping-Test signifikant größer als im statischen Test, sowohl für jedes Bein einzeln, als auch für den Mittelwert aus beiden Beinen (siehe Tab.4).

Tab. 4: Maximale Auslenkungen des COP nach medial-lateral der Gleichgewichtstests

	Static balance, firm surface (mm)			Stepping balance, unstable surface (mm)		
	Right limb	Left limb	Both	Right limb	Left limb	Both
Mean	31.8	32.0	31.8	49.1	48.9	49.0
S.D.	4.1	6.0	4.4	6.7	6.8	5.1
Minimum	24.7	24.0	24.4	38.8	33.3	39.7
Maximum	44.6	52.6	46.2	70.1	62.3	61.7

Quelle: Hrysomallis et al. (2006, S.290)

Im Gegensatz dazu konnte kein signifikanter Unterschied in den COP-Schwankungen zwischen den beiden Beinen in den beiden Gleichgewichtsbedingungen festgestellt werden.

Beide Studien zeigen, dass die Parameter des statischen Einbeinstands verglichen mit jenen dynamischer Tests nicht oder nur in geringem Maße korrelieren. Der geringe Zusammenhang, den Hrysomallis et al. (2006, S.290) für den Mittelwert beider Beine bzw. das rechte Bein berechnen konnten, verliert an Bedeutung, da nur ein geringer Prozentsatz der Varianzen für jeden Test aufgeklärt werden konnte (16% für das rechte, 7 % für das linke und 11% für beide Beine).

Neben Hrysomallis et al. (2006) und Sell (2012) setzen Williams und Morris (2011) den Einbeinstand in ähnlicher Weise ein, um Aufschluss darüber zu bekommen, ob die Ergebnisse von statischen und dynamischen Gleichgewichtstests vergleichbar sind, und konnten signifikante Zusammenhänge berechnen. In der Querschnittsstudie wurden 71 Patientinnen und Patienten, die nach einem Autounfall an TBI (traumatic brain injury) erkrankten, untersucht. Die Charakteristika sind in Tabelle 5 dargestellt.

Tab. 5: Charakteristika der Probandinnen und Probanden

<i>Participant Characteristics</i>	<i>Value</i>
Sex (male:female)	66:15
Age (mean $\pm$ SD years)	29.3 $\pm$ 10.6
Length of post-traumatic amnesia (mean $\pm$ SD days)	69.6 $\pm$ 51.5
Time to testing post-injury (median months)	30.4 (IQR = 4.7–103.4)

IQR = inter-quartile range

Quelle: Williams und Morris (2011; S.59)

Der Einbeinstand (SLS) wurde mit offenen und geschlossenen Augen für eine Dauer von 30 Sekunden pro Bein durchgeführt. Den Probandinnen und Probanden standen jeweils 3 Versuche pro Testkondition zur Verfügung. Die Durchschnittszeit wurde wie folgt berechnet:

- SLS mit offenen Augen und SLS mit geschlossenen Augen am besseren Bein
- Summe der EO und EC Scoren für beide Beine, um einen repräsentativen Score für jedes Bein zu erhalten
- Durchschnittszeit für jede der vier Konditionen (linkes und rechtes Bein mit jeweils EO und EC)

Tabelle 6 zeigt die Durchschnittszeiten der durchgeführten Testkonditionen.

Tab. 6: Statische Gleichgewichtsleistungen der Patientinnen und Patienten

	<i>Mean (SD) seconds</i>	<i>Range seconds</i>
EO (affected limb)	8.6 (9.7)	0–30.0
EC (affected limb)	1.7 (2.2)	0–12.8
Combined EO + EC (affected limb)	10.4 (11.3)	0–37.4
Combined EO + EC (less affected limb)	20.0 (16.5)	0–60.0
Total static balance score	30.4 (22.4)	0–77.0

Quelle: Williams und Morris (2011, S.60)

Um das dynamische Gleichgewicht zu ermitteln wurden die Testpersonen beim Gehen mit selbstgewählter Ganggeschwindigkeit mittels 3D-Ganganalyse (Vicon 512 motion analysis system) mit 8 Kameras (120 Hz) aufgezeichnet und die Durchschnittsleistung für jede Variable berechnet. Beim Gehen wurde die laterale COM-Bewegung aufgezeichnet und quantifiziert, die Weite der Unterstützungsfläche und das Verhältnis der Zweibeinphase erhoben. Die Standardabweichungen der Gangparameter sind in Tabelle 7 dargestellt.

Tab. 7: Durchschnittswerte und Standardabweichung der dynamischen Gleichgewichtstests

	<i>Mean (SD)</i>	<i>Range</i>
Self-selected gait speed (m/s)	1.04 (0.33)	0.30–1.84
Lateral COM displacement (cm)	8.7 (3.2)	3.8–16.4
Width of BOS (cm)	24.2 (4.9)	14.0–35.1
%DS	28.5 (7.5)	19.3–61.6
HiMAT score (maximum 54)	21.6 (10.9)	1–45

COM = centre of mass; BOS = base of support; %DS = proportion of double-support time; HiMAT = High-Level Mobility Assessment Tool

Quelle: Williams und Morris (2011, S.60)

Neben der Ganganalyse wurde das dynamische Gleichgewicht mittels High Level Mobility Scale (HiMAT) evaluiert. Diese Skala beinhaltet das Treppensteigen, Laufen, Skipping, Hopsen und Springen, wobei ein Score mit maximal 54 Punkte erreicht werden kann. Je höher die Punkteanzahl, desto besser ist das Ergebnis.

Williams und Morris (2011, S.61) konnten einen starken Zusammenhang zwischen dem Total Static Balance Score des Einbeinstands und dem HiMAT Score ($r=0.57$, $p<0.001$) berechnen, wobei die Balance Scoren nur 32 % der Varianz in advanced mobility skills ($r^2 = 0.32$) erklären (siehe Abb.8). Die restlichen 68 % der Varianz konnten nicht aufgeklärt werden.

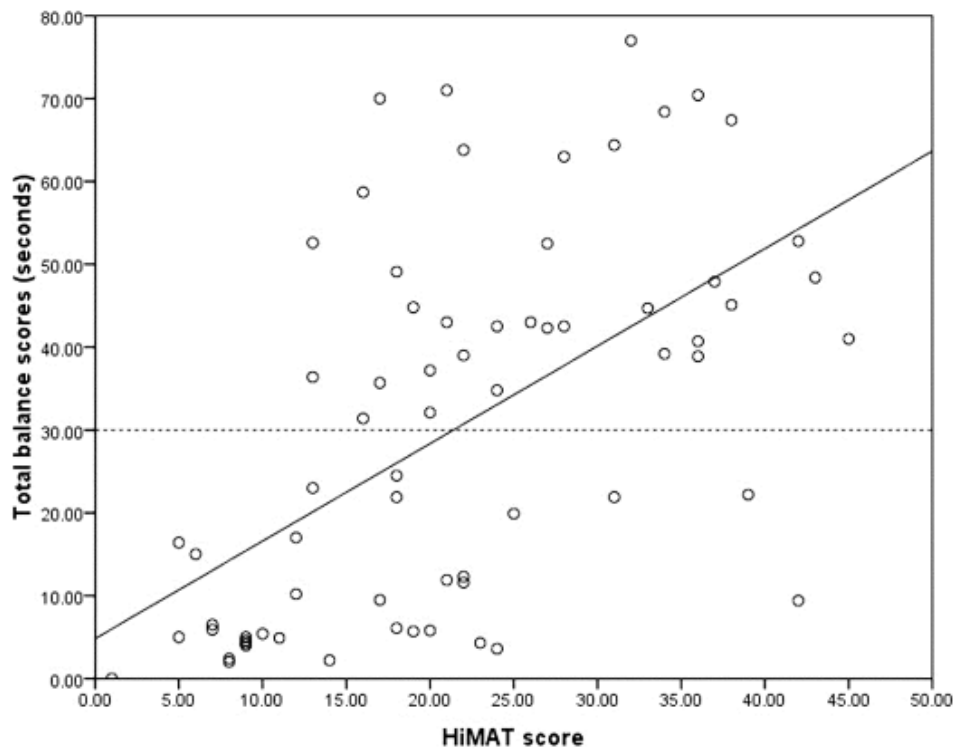


Abb. 8: Zusammenhang zwischen dem Total static balance Scoren und dem High-Level Mobility Assessment Tool Scoren nach Williams und Morris (2011, S.62)

Trotz einer starken Korrelation zwischen dem Total static balance score und dem HiMAT Score ($r = 0.57$, $p < 0.001$) variierten die HiMAT Scoren zwischen 13 und 45 für den total SLS Score >30 Sekunden, wodurch der Total static balance score nur einen schwache Vorhersage für die dynamische Mobilität von TBI-Patientinnen und –Patienten darstellt (vgl. Williams & Morris, 2011, S.61f) und als alleiniger Vorhersagefaktor ungeeignet ist.

Tab. 8: Zusammenhang zwischen den statischen und dynamischen Gleichgewichtsleistungen

<i>Measure of Mobility Performance</i>	<i>Static Balance</i>									
	<i>EO Affected</i>		<i>EC Affected</i>		<i>EO + EC Affected</i>		<i>EO + EC Less Affected</i>		<i>Total Static Balance Score</i>	
	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p
Self-selected gait speed	0.41	< 0.01	0.40	< 0.01	0.43	< 0.01	0.23	0.06	0.35	< 0.01
Lateral COM displacement	−0.35	< 0.01	−0.35	< 0.01	−0.37	< 0.01	−0.40	< 0.01	−0.51	< 0.01
Width of BOS	−0.29	0.02	−0.25	0.04	−0.30	0.01	−0.33	< 0.01	−0.44	< 0.01
%DS	−0.15	0.23	−0.28	0.02	−0.18	0.14	−0.19	0.12	−0.22	0.07
HiMAT score	0.43	< 0.01	0.46	< 0.01	0.46	< 0.01	0.47	< 0.01	0.57	< 0.01

COM = centre of mass; BOS = base of support; %DS = proportion of double-support time; HiMAT = High-Level Mobility Assessment Tool

Quelle: Williams und Morris (2011, S.61)

Weiters wurde eine stark negative Korrelation zwischen dem Total static balance score und den lateralen COM Bewegungen ($r = -0.51$, $p < 0.001$) berechnet (siehe Tab.8), wobei die Balance Scoren nur 26 % der Varianz in den lateralen COM-Bewegungen ($r^2=0.26$) aufklären. Schwache Korrelation bezogen auf die Weite des BOS ($r = -0.44$; 19% der Varianz) und dem Verhältnis der Zeit der Doppelunterstützungsphase ($r = -0.22$; 5% der Varianz) sowie eine moderate positive Korrelation ($r = 0.35$) zwischen SLS Scoren und der selbst gewählten Ganggeschwindigkeit (12 % der Varianz) konnten von Williams und Morris (2009, S. 61) berechnet werden. Abbildung 9 zeigt, dass alle Teilnehmenden, die einen Total static balance score > 30 Sekunden erzielten, eine Mindestganggeschwindigkeit von ≥ 0.7 m/s erreichten. Somit bestand kein signifikanter Zusammenhang zwischen den total static balance Scoren und der selbstgewählten Ganggeschwindigkeit ($r=0.26$; $p=0.13$). Für die Teilnehmerinnen und Teilnehmer mit einem Total static balance score < 30 Sekunden konnte ebenso kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Total static balance score und der selbst gewählten Ganggeschwindigkeit berechnet werden ($r=0.28$; $p=0.11$).

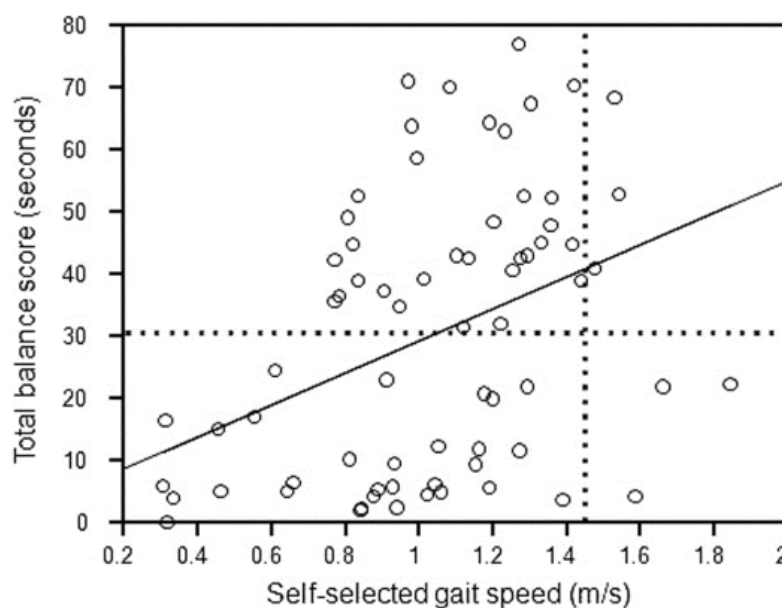


Abb. 9: Zusammenhang zwischen den Total balance Scoren und der Ganggeschwindigkeit nach Williams und Morris (2011, S.61)

Trotz der statistisch berechneten starken Korrelation zwischen dem Total static balance Score und den dynamischen Messungen konnten Williams und Morris (2011, S.62) feststellen, dass weder die selbst gewählte Ganggeschwindigkeit, noch die HiMAT Scoren

von der statischen Gleichgewichtsfähigkeit der Probandinnen und Probanden vorhergesagt werden konnten.

Die Studien verdeutlichen den geringen Zusammenhang zwischen den Parametern des statischen Einbeinstands und jenen dynamischer Gleichgewichtstests. Auch wenn die COP-Schwankungen des Einbeinstands verglichen mit jenen des Stepping-Tests in der Studie von Hrysomallis et al. (2006) teilweise korrelieren und Williams und Morris (2011, S.61f) zu ähnlichen Ergebnissen kommen, konnte Sell (2012) jedoch keine signifikante Korrelation zwischen den Testergebnissen des Einbeinstands und jenen des dynamischen Sprungtests berechnen. Demzufolge hat sich die Hypothese, dass die COP-Schwankungen des Einbeinstands in medio-lateraler Richtung mit jenen dynamischer Gleichgewichtstests korrelieren, nur teilweise bewahrheitet. Den Ergebnissen der Studien zufolge korrelieren nur einzelne Parameter des statischen Einbeinstands mit jenen dynamischer Gleichgewichtstests. Somit kann für die Praxis festgehalten werden, dass ein statischer Einbeinstand nicht aussagekräftig genug ist, um Aufschluss über das Gleichgewichtsverhalten im Alltag zu bekommen.

4.1.2 Zweibeinstand und dynamische Gleichgewichtstests

Zur Erhebung eines möglichen Zusammenhangs zwischen statischen und dynamischen Tests wurde neben dem Einbeinstand auch der Zweibeinstand eingesetzt. Das Stehen auf beiden Beinen kommt zum Beispiel beim Gang in der Doppelunterstützungsphase vor und ist die Voraussetzung für das Heben und Bewegen von Gegenständen. Aufgrund dieser Gedanken ist es möglich, dass die Testparameter des statischen Zweibeinstands mit jenen dynamischer Gleichgewichtstests korrelieren. Die folgenden fünf Studien setzten sich mit genau dieser Problematik auseinander und sollen nun zur Behandlung der Forschungsfrage diskutiert werden. Im Folgenden sollen die Ergebnisse des statischen Zweibeinstands mit den Ergebnissen der 3D-Ganganalyse, dem LADEG-Protokoll, dynamischen Hebeübungen auf einer Kraftmessplatte und des Zweibeinstands mit Störfaktoren verglichen werden.

Kang und Dingwell (2006) haben die Ergebnisse des Zweibeinstands auf einer Kraftmessplatte mit den Testergebnissen beim Gehen auf einem Laufband verglichen. Dabei wurden 20 gesunde Personen im Alter zwischen 18 und 73 Jahren (Durchschnittsalter 40 Jahre) untersucht. Zur Auswertung der Daten des statischen Gleichgewichtstests wurden die medial-lateralen Schwankungen, die durchschnittliche Schwankungsgeschwindigkeit und die durchschnittliche Leistungsfrequenz (mean power

frequenzy, MPF) in anterior-posteriorer und medial-lateraler Richtung ausgewertet. Bei den dynamischen Testungen gingen die Testpersonen jeweils 5 Minuten mit ihrer selbst gewählten Ganggeschwindigkeit auf einem Laufband, wobei sie insgesamt 3 Versuche und eine Pause von 2 Minuten zwischen den Testversuchen hatten. Mittels eines Bewegungsanalysesystems mit 6-Kameras wurden die Bewegungen des Oberkörpers mit 6 Markern beim Gehen am Laufband aufgezeichnet. Um visuelle Störeinflüsse zu minimieren wurde für beide Konditionen eine Wand aufgestellt (vgl. Kang & Dingwell, 2006, S.37).

Abbildung 10 zeigt, dass keine signifikante Korrelation zwischen den Testparametern des statischen und des dynamischen Tests ($r^2 < 14\%$; $P > 0.1$) gefunden werden konnte.

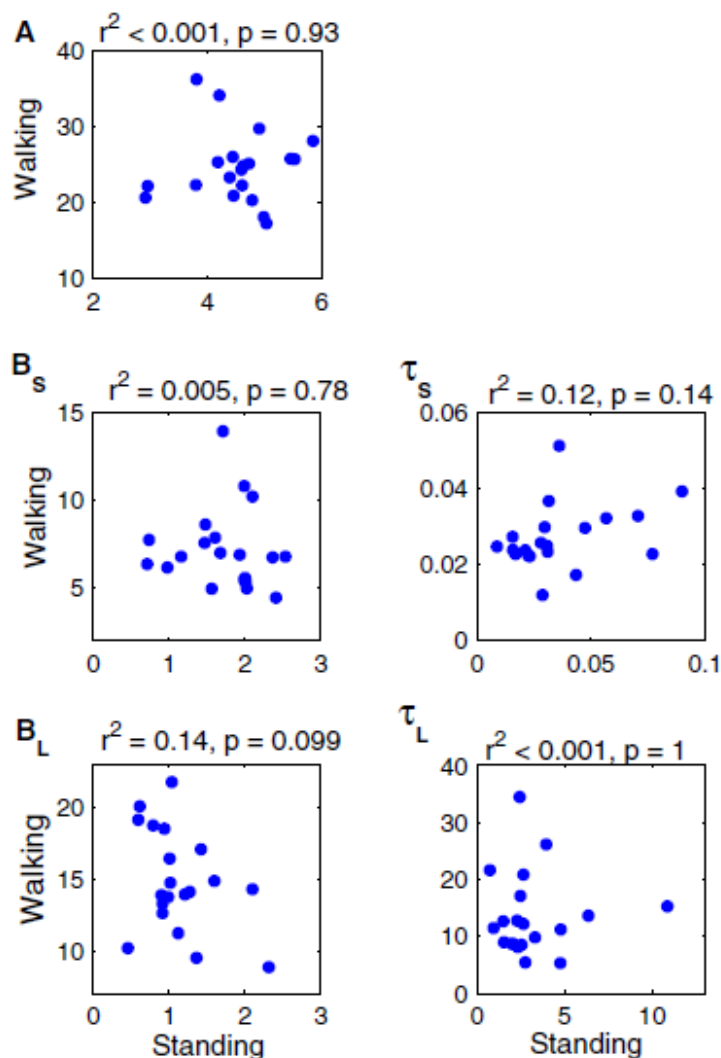


Abb. 10: Korrelationen zwischen Stehen und Gehen für die Parameter bezogen auf die exponentiellen Anpassungen zu den durchschnittlichen lokalen Abweichungen für jede Testperson (vgl. Kang & Dingwell, 2006, S.44)

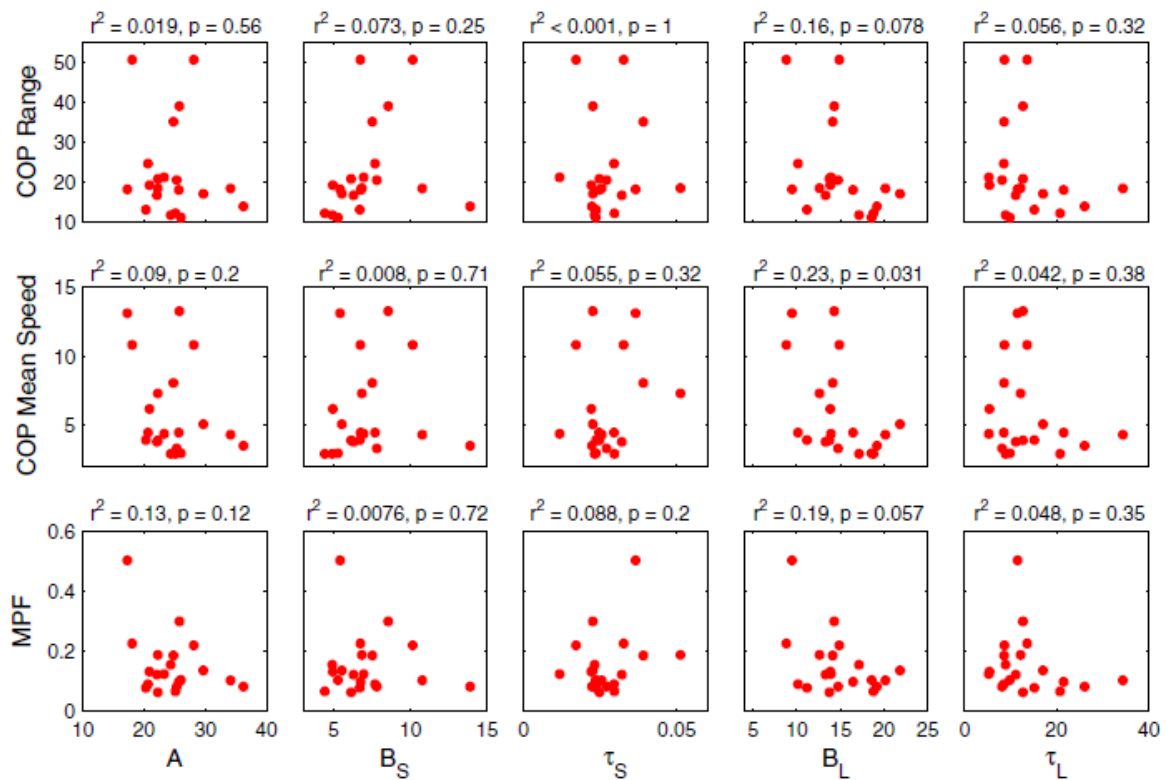


Abb. 11: Korrelationen zwischen den lokalen Stabilitätsparametern bezogen auf das Gehen und die COP-Messungen bezogen auf die Standversuche nach Kang und Dingwell (2006, S.46)

Abbildung 11 verdeutlicht, dass keine der COP-Parameter des statischen Tests mit den Parametern des dynamischen Tests ($r^2 < 23\%$; $P > 0.12$) korrelieren. Stehen und Gehen haben demnach unterschiedliche Stabilitätsanforderungen (vgl. Winter, 1995; zit.n. Kang & Dingwell, 2006, S.43). Dies deutet darauf hin, dass für statische und dynamische Gleichgewichtskonditionen verschiedene Messungen vorgenommen werden müssen (vgl. Lin et al., 2004; Shumway-Cook et al., 1997; Topper et al., 1993; zit.n. Kang & Dingwell, 2006, S.43).

Kang und Dingwell (2006, S.43) haben zusätzlich, um das statische und dynamische Gleichgewicht miteinander zu vergleichen, Messungen der lokalen dynamischen Stabilität² durchgeführt, die für beide Funktionen gültig sind. COP Messungen beim Stehen korrelieren mit den lokalen dynamischen Stabilitätsfaktoren beim Stehen, nicht aber mit jenen beim Gehen (siehe Abb.11). Resultierend kann festgehalten werden, dass statische und dynamische Gleichgewichtstests kaum etwas gemein haben.

² Mit der lokalen dynamischen Stabilität sind jene sensomotorischen Prozesse des Körpers gemeint, die benötigt werden, um den Körper im Gleichgewicht zu halten (Kang & Dingwell, 2006, S.43)

De Noronha Ribeiro Daniel et al. (2011) beschäftigten sich ebenfalls mit der Thematik der Vorhersagekraft eines statischen Zweibeinstands auf dynamische Alltagsbewegungen. Untersucht wurden in ihrer Studie 32 ältere brasilianische Damen (Durchschnittsalter 67,47 Jahre $\pm$ 7.37, BMI = 27.3 $\pm$ 5.07 kg/m²; vgl. Tab.9).

Tab. 9: Charakteristika der Probandinnen

Variables	Mean $\pm$ S.D.	Minimum	Maximum	*p<
Age (years)	67.47 $\pm$ 7.37	60.00	86.00	0.206
Height (m)	1.51 $\pm$ 0.07	1.38	1.68	0.349
Body mass (kg)	62.79 $\pm$ 13.81	36.80	103.00	0.497
BMI	27.30 $\pm$ 5.07	18.04	42.53	0.083

* p refers to the Shapiro-Wilk test of normality.

Quelle: De Noronha Ribeiro Daniel et al. (2011, S.112)

Zur Erhebung der statischen Gleichgewichtsfähigkeit wurde eine stabilometrische Testung mittels elektronischem Baropodometer durchgeführt und die durchschnittliche Amplitude der lateralen Schwankungen des COP nach rechts (RLD) und links (LLD), sowie die anterioren (AD) und posterioren (PD) Schwankungen und die elliptische Fläche (EA) bei einem Zweibeinstand auf der Kraftmessplatte aufgezeichnet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 10 dargestellt. Die Testungen fanden morgens in einem ruhigen Raum mit einer Durchschnittstemperatur zwischen 23 und 25°C statt, wobei die Probandinnen nach einer 5-minütigen Sitzphase die Testung für eine Dauer von 20 Sekunden absolvierten.

Tab. 10: Deskriptive Ergebnisse der COP-Schwankungen nach rechts (RLD), links (LLD), anterior (AD) und posterior (PD) sowie der elliptischen Fläche (EA)

Variables	Mean $\pm$ S.D.	Minimum	Maximum	*p<
RLD (cm)	1.15 $\pm$ 0.31	0.60	2.00	0.056
LLD (cm)	-1.12 $\pm$ 0.43	-2.10	-0.60	0.006*
AD (cm)	1.46 $\pm$ 0.65	0.80	4.00	0.000*
PD (cm)	-1.25 $\pm$ 0.43	-2.20	-0.60	0.145
EA (cm ²)	4.53 $\pm$ 2.42	1.30	11.34	0.020*

* p refers to the Shapiro-Wilk test of normality.

Quelle: De Noronha Ribeiro Daniel et al. (2011, S.112)

Zur Evaluierung des dynamischen Gleichgewichts führten De Noronha Ribeiro Daniel et al. (2011) die Messung der funktionellen Autonomie mittels LADEG-Protokoll durch. Dies umfasst folgende Konditionen:

- 10m gehen (10mW)
- aus dem Sitzen aufstehen (GSP)
- aus der Bauchlage aufstehen (GPP)
- aufstehen von einem Sessel und um das Haus bewegen (GCMH)
- ein Shirt an und ausziehen (PTS)

Den Testpersonen standen 2 Versuche pro Bedingung mit Minimum 5 Minuten Intervall zur Verfügung. Die kürzere Zeit der beiden Versuche wurde ausgewertet. Die Testergebnisse werden in der nachfolgenden Tabelle veranschaulicht.

Tab. 11: Deskriptive Ergebnisse der Tests des LADEG Protokolls

Tests	Mean ± S.D.	Minimum	Maximum	*p<
GSP	9.68 ± 2.51	6.23	16.83	0.006*
GCMH	41.15 ± 6.30	31.08	58.73	0.018*
PTS	11.31 ± 3.36	6.66	19.71	0.010*
10 mW	7.01 ± 1.24	5.45	11.83	0.000*
GPP	3.73 ± 1.33	1.70	7.00	0.010*
LI	26.15 ± 4.26	19.49	36.36	0.257

* p refers to the Shapiro-Wilk test of normality.

Quelle: De Noronha Ribeiro Daniel et al. (2011, S.112)

Danach wurde der LADEG-Index der Autonomie (LI) mittels folgender Formel berechnet:

$$LI = \frac{[(10mW + GSP + GPP + PTS) * 2] + GCMH}{4}$$

De Noronha Ribeiro Daniel et al. (2011, S.112f) konnten positive signifikante Korrelationen zwischen den GPP-Tests und der durchschnittlichen Amplitude der lateralen Schwankungen des COPs nach links (LLD; $r = 0.382$; $p = 0.031$), den Schwankungen des COPs in posteriorer Richtung (PD; $r = 0.398$; $p = 0.024$) sowie der elliptischen Fläche (EA; $r = 0.368$; $p = 0.038$) berechnen. Zwischen der GPP-Kondition und den RLD- und AD-Schwankungen konnte keine statistisch signifikante Korrelation berechnet werden (siehe Tab.12).

Tab. 12: Korrelationen zwischen den Testergebnissen des LADEG Protokolls und den COP-Schwankungen

Variables		RLD	LLD	AD	PD	EA
GSP	<i>r</i>	0.093	0.114	-0.246	0.153	0.116
	<i>p</i> <	0.611	0.536	0.175	0.402	0.527
GCMH	<i>r</i>	-0.093	0.312	-0.091	0.134	0.213
	<i>p</i> <	0.614	0.082	0.621	0.465	0.241
PTS	<i>r</i>	0.113	0.070	0.132	0.209	0.251
	<i>p</i> <	0.539	0.705	0.472	0.251	0.166
10 mW	<i>r</i>	-0.019	0.237	-0.174	0.025	0.134
	<i>p</i> <	0.917	0.192	0.342	0.891	0.465
GPP	<i>r</i>	0.158	0.382*	-0.011	0.398*	0.368*
	<i>p</i> <	0.389	0.031	0.954	0.024	0.038
LI	<i>r</i>	-0.008	0.193	-0.117	0.234	0.217
	<i>p</i> <	0.964	0.290	0.524	0.198	0.233

* Indicates significant differences.

Quelle: De Noronha Ribeiro Daniel et al. (2011, S.113)

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass die Probandinnen, die die meiste Zeit benötigten, um aus der Bauchlage aufzustehen, auch die größten Schwankungen im statischen Zweibeinstand erreichten und somit schlechtere Gleichgewichtsergebnisse erzielten.

Auf ähnliche Weise testeten Karimi und Solomonidis (2011) das statische Gleichgewicht von 25 gesunden Personen. Der Zweibeinstand wurde für eine Minute durchgeführt, wobei die ersten und letzten 15 Sekunden des Tests gelöscht und somit nur 30 Sekunden pro Test ausgewertet wurden. Insgesamt absolvierten die Probandinnen und Probanden fünf Testversuche. Zur Auswertung des statischen Gleichgewichtstests wurden die medio-lateralen (ML) und anterior-posterioren (AP) COP-Schwankungen, die Durchschnittswerte in medio-lateraler und anterior-posteriorer Richtung (MAML, und MAAP) und die Standardabweichung der COP-Schwankungen in medio-lateraler und anterior-posteriorer Richtung (SAP und SML) herangezogen.

Beim dynamischen Test wurden die Probandinnen und Probanden dazu aufgefordert, standardisierte Hebeübungen mit zylindrischen Gewichten in unterschiedlichen Richtungen auf einer Kraftmessplatte stehend durchzuführen. Die Aufgabe war es, die Gewichte so schnell wie möglich von links nach rechts zu befördern. Als zweiten Teil der dynamischen Testung mussten die Testpersonen Gewichte auf einen Tisch und wieder

zurück in die Ausgangslage bewegen. Den Probandinnen und Probanden standen pro Testkondition fünf Versuche zur Verfügung (Karimi & Solomonidis, 2011, S.532). Als Parameter dienten die die Testdauer für die transversale (Tt) und vertikale Reichweite (Vt), die medio-laterale COP-Auslenkung beim vertikalen (MLV) und transversalen Hebetest (MLT), sowie die anterior-posterioren COP-Auslenkungen beim vertikalen (APV) und transversalen Hebetest (ATP).

Karimi und Solomonidis (2011, S.533) konnten jedoch keinen signifikanten Zusammenhang zwischen den Parametern des statischen und jenen des dynamischen Stabilitätstests finden. Tabelle 13 zeigt, dass die Pearson Korrelationskoeffizienten zwischen 0.05 und 0.456 variierten.

Tab. 13: Korrelationen zwischen den statischen und dynamischen Parametern

Functional stability	Quiet standing	Pearson correlation	p-value
APV	AP	0.163	0.65
APT	AP	-0.241	0.50
Vt	AP	0.456	0.18
Tt	AP	0.211	0.55
AP	MAP	0.236	0.51
APV	SAP	0.168	0.64
MLV	ML	0.042	0.90
MLV	MML	0.034	0.92
MLV	SML	0.059	0.87
MLT	ML	0.418	0.23
MLT	MML	0.429	0.21
MLT	SML	0.415	0.23
Tt	ML	0.033	0.92
Tt	MML	0.267	0.45
Tt	SML	0.042	0.90

APV: anteroposterior COP sway in vertical motion

APT: anteroposterior COP sway in transverse motion

MLT: mediolateral COP sway in transverse motion

MLV: mediolateral COP sway in vertical motion

SAP: standard deviation of the COP in anteroposterior plane

SML: standard deviation of the COP in mediolateral plane

Vt: Vertical time

Tt: transverse time

AP: anteroposterior

Quelle: Karimi und Solomonidis (2011, S.533)

Neben Karimi und Solomonidis (2011) konnten Hoffman und Kocaja (1997) ebenfalls keine signifikante Korrelation zwischen den Testergebnissen statischer und dynamischer Gleichgewichtstests berechnen. Auch hier kam der Zweibeinsand auf einer Kraftmessplatte zum Einsatz, wobei die Probandinnen und Probanden 6 Versuche zu je 15 Sekunden zur Verfügung hatten. Eine Pause von 30 Sekunden wurde zwischen den Versuchen eingeführt. Als Variablen wurden die Schwankungsfläche (SA), die Schwankungsweite (SPL), die Standardabweichung der sagittalen Schwankung (SSD) und der lateralen

Schwankung (LaSD) herangezogen. Es wurden 10 gesunde Personen (4 Frauen und 6 Männer im Durchschnittsalter von 27.3 Jahren) an 3 Tagen untersucht.

Die dynamische Testkondition erfolgte mittels Zweibeinstand mit elektrischen Störfaktoren. Die Studienteilnehmerinnen und -teilnehmer mussten für die Dauer von 15 Sekunden einen Zweibeinstand auf einer Kraftmessplatte durchführen, wobei zwischen der 7. und 12. Sekunde durch einen elektrischen Störreiz des N. tibialis auf beiden Beinen der M. triceps surae stimuliert wurde. Sie bekamen die Anweisung, so schnell als möglich wieder eine stabile Ausgangslage einzunehmen. Der Störreiz verursachte eine Verschiebung des COGs nach posterior. Die Parameter der dynamischen Testung waren die dynamische Phasendauer (DPD), der Mittelwert der Schwankungsweite (SPM), die Standardabweichung der linearen (LiSD) und der sagittalen Schwankung (SSD). Zur Datenauswertung wurden die beiden ersten Versuche herausgenommen, um einen möglichen Lerneffekt auszuschließen (vgl. Hoffman & Kocaja, 1997, S.291). Die geschätzten Reliabilitäten für die statischen und dynamischen Konditionen waren höher als .70. Keine signifikanten Differenzen konnten zwischen den Tagen oder den Versuchen für alle Variablen in jeder Kondition berechnet werden. Für den Mittelwert der Schwankungsweite der statischen Kondition und der Prästimulus-Phase der dynamischen Testung konnten ebenso keine signifikanten Differenzen in der Balancestrategie gefunden werden ($t=-.70$, $p>.05$). Der Pearson-Korrelationskoeffizient zwischen den beiden Konditionen betrug .93.

Ein Zusammenhang wurde zwischen den dynamischen Messungen der Phasendauer und den statischen Messungen gefunden (SA $r = .069$, SPL $r=.007$, SSD $r = .005$ und LaSD $r = -.150$). Die Messungen der Schwankungen bei den statischen Tests korrelieren nach Hoffman und Kocaja (1997, S.292) also nicht mit der dynamischen Phasendauer. Die dynamische Phasendauer ist somit unabhängig von den statischen Schwankungen. Aufgrund der geringen Anzahl der Untersuchungsteilnehmerinnen und -teilnehmer sind die Ergebnisse von Hoffman und Kocaja (1997, S. 291f) jedoch nicht sehr aussagekräftig.

Eine weitere Studie wurde von Hsiao-Wechsler et al. (2003) durchgeführt, die sich ebenfalls mit der Fragestellung beschäftigten, ob es zulässig ist, von einem statischen Gleichgewichtstest auf die Fähigkeit zu schließen, unter dynamischen Bedingungen das Gleichgewicht zu erhalten bzw. wiederzuerlangen. Sie testeten jeweils 10 gesunde ältere und jüngere Probandinnen und Probanden mit Hilfe einer Kraftmessplatte, um die

Schwankungen des COPs zu berechnen. Die Testpersonen standen mit offenen Augen, beidbeinig und barfuß auf einer Kraftmessplatte (siehe Abb.12).

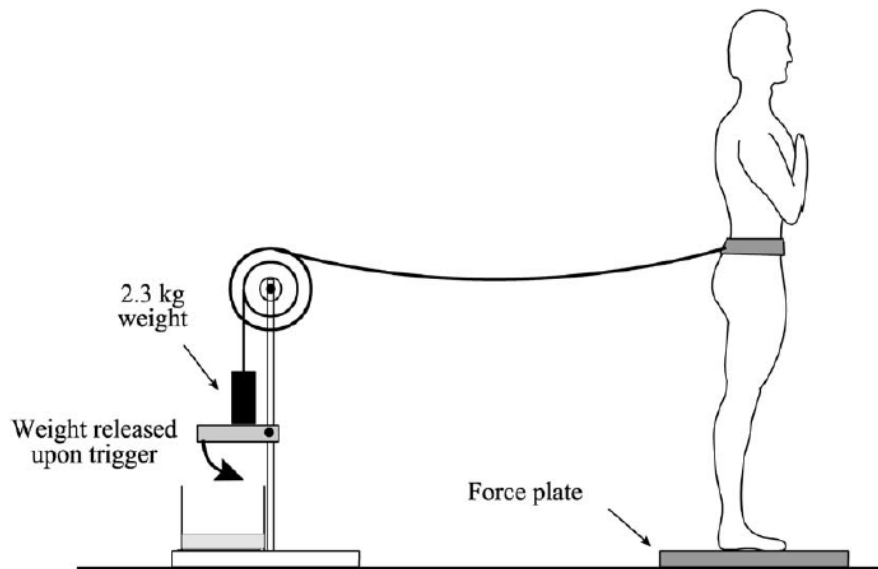


Abb. 12: Modell des Testvorgangs nach Hsiao-Wecksler et al. (2003, S.1328)

Um die Testpersonen aus dem Gleichgewicht zu bringen, wurde ein 2,3 kg schweres Gewicht an der Hüfte angebracht, das während der Testung im Zeitabstand zwischen 10. und 20. Sekunde nach dem Start willkürlich gelöst wurde. Die anterior-posterioren Schwankungen des COPs wurden aufgezeichnet und mittels einer linearen Regression, basierend auf dem fluctuation-dissipation theorem (FDT), berechnet. Mittels dieser Berechnung können die intrinsischen Bewegungen des statischen Systems mit der dynamischen Antwort auf die externe Störintervention gekoppelt werden.

Bei 8 von 10 älteren Teilnehmerinnen und Teilnehmern und bei allen Testpersonen der jüngeren Gruppe stimmten die gemessenen COP-Werte der statischen Phase mit der zur Vorhersage berechneten dynamischen Antwortfunktion signifikant überein. Ein Beispiel für die Ergebnisse der FDT-basierenden Analyse wird in Abbildung 13 veranschaulicht. Weitere Ergebnisse dieser Studie sind in Tabelle 14 dargestellt.

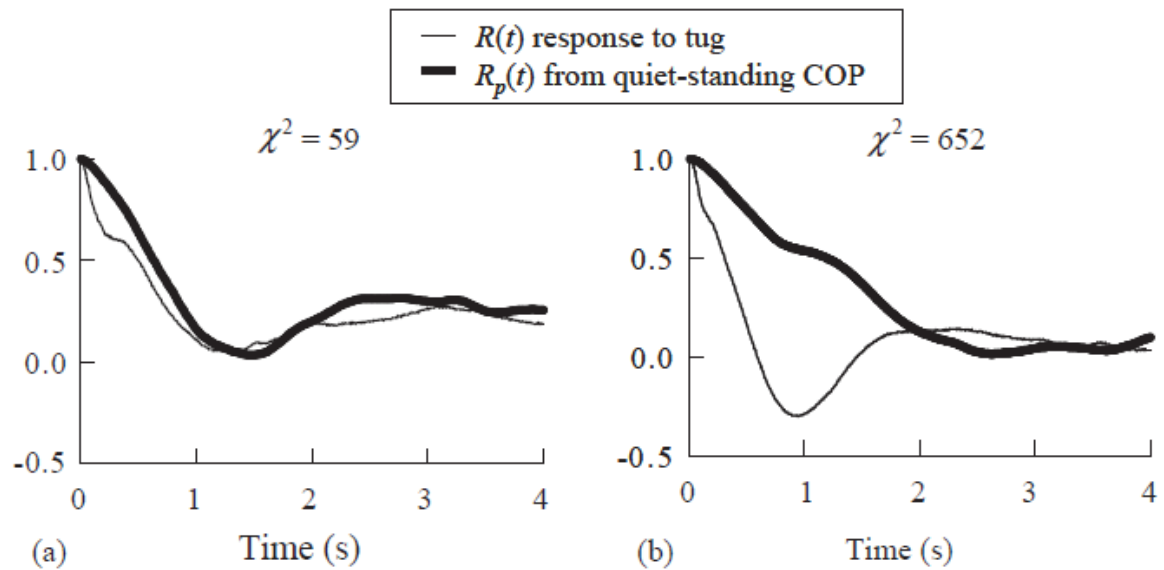


Abb. 13: Beispiele für die Ergebnisse der FDT-basierenden Analysen zweier Testpersonen (Hsiao-Wecksler et al., 2003, S.1331). Abb. a zeigt ein Beispiel für eine gute Vorhersage, während die Abb. b die berechnete Funktionskurve nur eine schlechte Vorhersage über die dynamische Gleichgewichtsreaktion zulässt.

Tab. 14: Durchschnittswerte der Parameter der anterior-posterioren Gleichgewichtsmessungen

Parameter	Young ($N = 10$)	Elderly ($N = 10$)	p
<i>Traditional sway</i>			
SD(y)	3.2 ± 0.6	4.5 ± 0.8	0.001*
Max(y)	8.8 ± 1.5	13.8 ± 3.4	0.0005*
Range(y)	15.8 ± 2.8	23.6 ± 4.7	0.0003*
<i>Stabilogram-diffusion analysis</i>			
D_{ys}	4.5 ± 1.8	13.4 ± 5.2	0.0001*
D_{yl}	1.0 ± 0.5	1.0 ± 0.9	0.9
H_{ys}	0.62 ± 0.07	0.74 ± 0.06	0.0004*
H_{yl}	0.28 ± 0.07	0.13 ± 0.07	0.0001*
Δt_{yc}	1.3 ± 0.4	1.3 ± 0.6	0.9
$\langle \Delta y^2 \rangle_c$	9.8 ± 5.4	27.0 ± 13.9	0.002*

* $p < 0.006$ based on unpaired t -test.

Quelle: Hsiao-Wecksler et al. (2003, S.1332)

Die Ergebnisse von Hsiao-Wecksler et al. (2003, S.1332) deuten darauf hin, dass das posturale System möglicherweise die gleichen Kontrollmechanismen unter statischen und dynamischen Bedingungen anwendet, unabhängig vom Alter der Personen. Unklar ist, welche Einflussfaktoren auf das posturale System Auswirkungen haben, wenn er Körper

sich nicht im Gleichgewicht befindet. Es kann nicht bestimmt werden, ob das Gleichgewicht durch intrinsische Funktionen, zufällige Bewegungen oder eine milde, externe Störung wiederhergestellt wird.

Bei den genannten Studien konnte teilweise ein signifikanter Zusammenhang zwischen den Parametern des statischen Zweibeinstands und jenen dynamischer Gleichgewichtstests berechnet werden (vgl. De Noronha Ribeiro Daniel et al., 2011; Hsiao-Wecksler et al., 2003), der jedoch nur in geringem Maße von statischen Gleichgewichtstests auf das dynamische Gleichgewicht schließen lässt. Andere Autoren konnten keine signifikanten Korrelationen zwischen statischen und dynamischen Testparametern berechnen (vgl. Kang & Dingwell, 2006; Karimi & Solomonidis, 2011; Hoffman & Kocaja, 1997). Die Fragestellung, ob es Interdependenzen zwischen statischen und dynamischen Testparametern gibt, kann auf Grundlage der in diesem Kapitel herangezogenen Studien mit nein beantwortet werden. Somit ist die Aussagekraft statischer Gleichgewichtstests nur für die statische Gleichgewichtsfähigkeit, und jene dynamischer Gleichgewichtstests nur für die dynamische Gleichgewichtsfähigkeit zulässig. Es besteht kein oder ein nur unzureichender Zusammenhang zwischen statischen und dynamischen Gleichgewichtsparametern.

Da nun davon auszugehen ist, dass statische und dynamische Gleichgewichtsleistungen nicht miteinander vergleichbar sind, soll in den folgenden Kapiteln die Fragestellung behandelt werden, welche Faktoren die Gleichgewichtsfähigkeit beeinflussen und ob es Unterschiede zwischen statischen und dynamischen Gleichgewichtsleistungen in Bezug auf diese Einflussgrößen gibt. In der vorliegenden Arbeit sollen das Alter, das Geschlecht, das Körpergewicht, die sportliche Aktivität und sportartspezifisches Training im Hinblick auf die Frage, welchen Einfluss diese auf die Gleichgewichtsfähigkeit haben, untersucht werden, da diese Faktoren in der Forschung und Praxis großes Interesse erwecken und für die Interpretation von Gleichgewichtstests und die Behandlung von Gleichgewichtsproblemen von Bedeutung sind. Zunächst soll der Einfluss des Alters erläutert werden.

4.2 Einfluss des Alters auf die Gleichgewichtsfähigkeit

Den Einfluss des Alters auf die Gleichgewichtsfähigkeit haben zahlreiche Autoren beschrieben, da gerade im geriatrischen Bereich die Evaluierung des Gleichgewichts von großer Bedeutung ist, weil ältere Personen diesbezüglich oft Probleme zeigen (vgl. Perrin

et al., 1997; Whipple et al., 1987; Granacher & Gollhofer, 2005, Lajoie et al., 1996; Wollacott & Tang, 1997). Zu erwarten ist, dass ältere Personen sowohl im statischen, als auch im dynamischen Gleichgewicht Schwächen aufweisen, da das Altern mit degenerativen Prozessen im neuromuskulären, vestibulären und visuellen System verbunden ist. Es soll die Frage beantwortet werden, welchen Einfluss das Alter auf die Testergebnisse statischer und dynamischer Gleichgewichtstests hat. Dazu wurde im Zeitraum vom 3.3.2012 bis 1.2.2013 bei den Suchmaschinen Pubmed, Sciencedirect, Vifasport und Isiwebofknowledge recherchiert. Als Schlüsselwörter wurden „static“, „dynamic“, „balance“, „stability“, „elderly“, „age“, „healthy subjects“, „correlation“, „comparison“ und „differences“ verwendet. Die detaillierte Literatursuche kann im Rechercheprotokoll im Anhang nachgelesen werden.

Aufgrund der enorm großen Anzahl an geriatrischen Gleichgewichtsstudien soll in der vorliegenden Arbeit lediglich ein Überblick über den Einfluss des Alters auf unterschiedliche statische und dynamische Gleichgewichtsparameter gegeben werden. Zunächst sollen die altersbezogenen Veränderungen des statischen Gleichgewichts mittels der COP-Schwankungen dargeboten werden.

4.2.1 Statisches Gleichgewicht

Das Alter ist verbunden mit einem Rückgang der Gleichgewichtsfähigkeit, der sich in größeren Körperschwerpunktschwankungen (vgl. Perrin et. al., 1997; Whipple et. al., 1987) zeigt. Die Studie von Hsiao-Weckler et al. (2003) zeigte ebenfalls statistisch signifikante Differenzen in den anterior-posterioren Schwankungen des COPs beim Zweibeinstand zwischen den beiden Altersgruppen. Die älteren Personen wiesen signifikant größere Schwankungen des COPs (13.8 ± 3.4 mm; $p < 0.006$) in anterior-posteriorer Richtung auf als die Jüngeren (8.8 ± 1.5 mm).

Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Masui, et al. (2005). Sie haben 107 männliche und 236 weibliche Personen im Alter zwischen 55 und 83 Jahren im Zweibeinstand mit offenen und geschlossenen Augen auf einer stabilen Kraftmessplatte untersucht und deren COP-Schwankungen gemessen. Die Gleichgewichtstestung erfolgte jeweils für eine Dauer von 30 Sekunden ohne Probeversuche. Die Probandinnen und Probanden wurden in vier Altersklassen unterteilt: 55-64 Jahre, 65-69 Jahre, 70-74 Jahre und 75-84 Jahre. Folgende fünf Variablen wurden zur Auswertung herangezogen (vgl. Masui et al., 2005, S.203):

- Die Fläche, die durch die Auslenkungen des COPs entsteht (E AREA),

- die Geschwindigkeit (Distanz pro Sekunde) für die COP-Bewegung (LNG/TIME),
- die mittlere Abweichung des COPs entlang der X-Achse (DEV OF MX) und der Y-Achse (DEV OF MY) sowie
- das Verhältnis zwischen E AREA des Versuchs mit geschlossenen Augen und der E AREA mit offenen Augen (Romberg Quotient).

Die Ergebnisse der Variablen E AREA und LNG/TIME werden in Tabelle 15 für die 4 Altersklassen geschlechterspezifisch dargestellt. Sowohl mit offenen, als auch mit geschlossenen Augen konnte ein signifikanter Anstieg der E AREA und der LNG/TIME in Abhängigkeit zum Alter für beide Geschlechter festgestellt werden.

Tab. 15: Messwerte der E AREA und LNG/TIME für den Zweibeinstand mit offenen und geschlossenen Augen

	Age range (years)				<i>P</i> for trend
	55–64	65–69	70–74	75–84	
Males					
Number	36	31	24	14	
Participation rate (%)	43.4	50.0	50.0	48.3	
E AREA					
Open-eyes (cm ²)	2.14 (0.90–5.06)	2.74 (1.22–6.13)	2.80 (1.28–6.10)	3.30 (1.32–8.04)	<0.001
Closed-eyes (cm ²)	3.34 (1.19–9.34)	3.88 (1.55–9.71)	4.07 (1.34–12.3)	6.05 (1.95–18.8)	0.001
LNG/TIME					
Open-eyes (cm/s)	1.58 (0.95–2.61)	1.77 (1.05–2.99)	1.93 (1.03–3.62)	2.40 (1.24–4.63)	<0.001
Closed-eyes (cm/s)	2.35 (1.32–4.16)	2.61 (1.30–5.21)	2.98 (1.18–7.57)	3.83 (1.62–9.05)	0.002
Females					
Number	83	71	57	25	
Participation rate (%)	46.9	72.4	73.1	64.1	
E AREA					
Open-eyes (cm ²)	2.23 (0.89–5.60)	2.45 (0.95–6.34)	2.37 (0.92–6.09)	2.89 (1.22–6.82)	0.042
Closed-eyes (cm ²)	2.76 (1.13–6.75)	3.47 (1.25–9.64)	3.22 (1.24–8.39)	4.08 (1.77–9.40)	0.001
LNG/TIME					
Open-eyes (cm/s)	1.45 (0.94–2.23)	1.63 (0.94–2.83)	1.64 (0.99–2.73)	1.82 (1.16–2.85)	<0.001
Closed-eyes (cm/s)	1.98 (1.15–3.39)	2.30 (1.15–4.60)	2.21 (1.14–4.28)	2.63 (1.59–4.38)	<0.001

Data were represented as the geometric mean values and 5–95 percentile ranges (5%–95%).

Quelle: Masui et al. (2005, S.204)

Tabelle 16 verdeutlicht die signifikanten Korrelationen bei den Männern zwischen dem Alter der Personen und der E AREA mit offenen Augen, sowie zwischen Alter und LNG/TIME unter beiden Testbedingungen.

Tab. 16: Korrelation zwischen Alter und E AREA bzw. LNG/TIME mit offenen und geschlossenen Augen

	Males		Females	
	<i>r</i>	<i>P</i> -value	<i>r</i>	<i>P</i> -value
Open-eyes				
E AREA (cm ²)	0.349	<0.001	0.107	0.101
LNG/TIME (cm/s)	0.418	<0.001	0.263	<0.001
Closed-eyes				
E AREA (cm ²)	0.268	0.006	0.217	<0.001
LNG/TIME (cm/s)	0.385	<0.001	0.257	<0.001

r: correlation coefficient.

Quelle: Masui et al. (2005, S.205)

Im Gegensatz dazu konnte bei der Gruppe der Frauen keine signifikante Korrelation zwischen Alter und E AREA mit offenen Augen gefunden werden. Das Alter und E AREA mit geschlossenen Augen korrelierte bei den Frauen, wie auch das Alter und die LMG/TIME unter beiden Konditionen (siehe Tab.16), wobei sich diese Korrelationen bei den Männern stärker zeigten als bei den Frauen. Auf den Einfluss des Geschlechts soll an dieser Stelle jedoch nicht näher eingegangen werden (siehe dazu Kapitel 4.3).

Gezeigt werden konnte somit, dass mit zunehmendem Alter größere COP-Schwankungen erzeugt werden, welche als Indiz für Gleichgewichtsprobleme gelten. Posturale COP-Schwankungen bei älteren Personen korrelieren zudem mit Gelenksinstabilitäten (vgl. Perracine & Ramos, 2002; zit.n. De Noronha Ribeiro Daniel et al., 2011, S.113) und der Abschwächung der Muskulatur (vgl. Wiacek et al., 2009; zit.n. De Noronha Ribeiro Daniel et al., 2011, S.113). Das Alter hat demzufolge einen Einfluss auf die statische Gleichgewichtsfähigkeit.

4.2.2 Dynamisches Gleichgewicht

Um den Einfluss des Alters auf das dynamische Gleichgewicht zu diskutieren, sollen in diesem Abschnitt der Übersichtlichkeit halber einzelne dynamische Testparameter herangezogen werden. Zunächst wird auf die Veränderungen im Gangbild älterer Personen eingegangen.

4.2.2.1 Gangparameter

Altersbedingte Veränderungen im Gehen können nach Götz-Neumann (2006, S.23) ab dem 60. Lebensjahr beobachtet werden. Einerseits zeigt sich dies in der Verkürzung der Schrittlänge und andererseits in der Verbreiterung der Spurbreite. Dies wurde auch von

Lajoie et al. (1996) und Whipple et al. (1987) belegt. Zusätzlich kommt es nach Götz-Neumann (2006, S.23) bei älteren Personen zu einem Anstieg der Standphasendauer und zu einer Verlangsamung der Gehgeschwindigkeit, was auch die Ergebnisse von El Haber et al. (2008) zeigen. Die Autoren beschreiben einen signifikanten, nicht-linearen Zusammenhang des Alters mit der Geschwindigkeit und der Dauer der Zweibeinphase, die mittels CSA (clinical stride analyser) erhoben wurden (vgl. Tab.17).

Tab. 17: Ergebnisse der Ganganalyse

Values are means (S.D.). * $P < 0.025$, significant differences between groups exist (mainly between the younger and older groups); † $n = 49$; ‡ $n = 27$; § $n = 21$.

Outcome measure	Age group					
	21–30 years ($n = 22$)	31–40 years ($n = 31$)	41–50 years ($n = 59$)	51–60 years ($n = 51$)	61–70 years ($n = 58$)	71–82 years ($n = 21$)
Physical activity						
HAP questionnaire						
AAS	88.68 (6.58)	85.52 (7.70)	82.24 (9.20)	76.49 (8.39)	71.25 (8.91)	64.48 (13.59)*
Gait						
CSA						
Velocity (m/min)	75.96 (8.86)	78.76 (12.52)	82.70 (12.16)	74.85 (11.71)	75.35 (16.95)	63.20 (8.83)*
Double support duration (% gait cycle)	25.40 (3.60)§	23.22 (3.35)	24.67 (4.41)	26.27 (3.86)†	27.64 (3.51)‡	28.20 (3.66)*

Quelle: El Haber et al. (2008, S.724)

Götz-Neumann (2006, S.23) erklärt die Verkürzung der Schrittlänge und die Verbreiterung der Spurbreite als Hilfsmechanismus, um das dynamische Gleichgewicht zu bewahren. Sie weist außerdem darauf hin, dass die reduzierte Schrittfrequenz bei älteren Personen zu einer verlängerten Standphase und damit verbunden zu einer kürzeren Schwungbeinphase bzw. einer längeren Doppelunterstützungsphase beiträgt. Dadurch kann mehr Sicherheit beim Gehen gewährleistet werden. Zudem kommt es bei älteren Personen zu einer Veränderung in der Schwungbeinphase. In der ersten Hälfte der Schwungbeinphase kann ein größerer Abstand zwischen den Zehen und dem Boden beobachtet werden und die Bewegungslinie ist verändert. Einschränkungen im Bewegungsausmaß in den Gelenken können das Gangbild ebenfalls beeinflussen. Häufig kommt es im höheren Alter zu einer reduzierten Hüftflexion und –extension sowie zu einer verringerten Knieextension in der Schwungphase. Im Sprunggelenk verändert sich die Pre-swing-Phase aufgrund der reduzierten Plantarflexion (vgl. Götz-Neumann, 2006, S.23).

Zusammenfassend können die Gangcharakteristika älterer Personen wie folgt dargestellt werden:

- verkürzte Schrittlänge
- verbreiterte Spurbreite
- langsame Ganggeschwindigkeit
- längere Standphase
- kürzere Schwungphase
- längere Doppelunterstützungsphase
- veränderte Bewegungslinie
- reduzierte Hüftflexion und –extension
- reduzierte Knieextension in der Schwungphase
- reduzierte Plantarflexion in der Pre-Swing-Phase

Das Alter hat demzufolge einen erkennbar bedeutenden Einfluss auf das Gangbild.

4.2.2.2 Reaktion, Reichweite und Gleichgewichtsstrategien

Neben dem Gang lösen degenerative Prozesse im Alter auch Veränderungen im posturalen und neuromuskulären System aus, die sich in einer verringerte Reichweite und schlechteren Reaktion zeigen. Steffen und Mollinger (2005) untersuchten dazu den Zusammenhang zwischen der Gleichgewichtsfähigkeit und dem Alter, der Körperhöhe,

dem Körpergewicht bzw. dem Geschlecht. Dazu wurden 5 Gleichgewichtstests mit 83 über 50-jährige Personen durchgeführt:

- Multi-Directional Reach (MDRT)
- Berg Balance (BBS)
- Sharpened Romberg mit offenen Augen (SREO) und geschlossenen Augen (SREC)
- Activities-Specific Balance Confidence (ABC)
- Physical Performance Test mit 9 bzw. 7 Items (PPT-9; PPT-7)

Tabelle 18 zeigt die demographischen Daten der Teilnehmerinnen und Teilnehmer. Die Ergebnisse von Steffen und Mollinger (2005, S.184f) zeigten einen signifikanten negativen Zusammenhang zwischen dem Alter und den Testscoren aller Tests (siehe Tab.19). Beim MDRT war ein Abfall in den Reichweiten bei den älteren Testpersonen zu beobachten. Die älteren Personen erreichten die geringsten Reichweiten beim MDRT, was darauf schließen lässt, dass die Bewegungskontrolle im Alter eingeschränkt ist.

Tab. 18: Demographische Charakteristika der Probandinnen und Probanden

Age Cohort	Gender (% female)	Height* (cm)	Weight* (kg)	Number of Diagnoses*	Falls in Prior 6 Months*	Number of Medications*
50-59 N = 24	63	171 (11)	82 (17)	1.5 (1.4)	.04 (.20)	1.3 (1.2)
60-69 N = 19	53	170 (12)	81 (22)	2.3 (1.8)	.11 (.32)	3.0 (2.8)
70-79 N = 24	58	165 (10)	79 (12)	2.5 (1.4)	.25 (.44)	2.2 (1.4)
80-89 N = 16	75	162 (10)	73 (22)	3.4 (1.4)	.31 (.60)	2.6 (2.1)

*Values presented are means and (standard deviations)

Quelle: Steffen und Mollinger (2005, S.184)

Tab. 19: Ergebnisse der multiplen linearen Regression für die Tests

	MDRT									
	Forward	Backward	Right	Left	BBS	SREO	SREC	ABC	PPT-7	PPT-9
R ²	.31	.52	.35	.31	.38	.35	.26	.22	.38	.40
Age	-.39 ^a	-.31 ^a	-.36 ^a	-.32 ^b	-.64 ^a	-.58 ^a	-.54 ^a	-.35 ^b	-.58 ^a	-.61 ^a
Gender	.00	.11	-.14	-.18	-.42 ^b	-.51 ^a	-.33 ^c	-.23	.04	.01
Height	.27	.70 ^a	.28	.18	-.33 ^c	-.35 ^c	-.28	-.10	.07	.07
Weight	.04	-.18	.01	.07	.02	-.01	-.02	-.24 ^c	.05	.01

^ap<.001
^bp<.01
^cp<.05

Quelle: Steffen und Mollinger (2005, S.184)

Ähnliche Testverfahren wendeten auch Liaw et al. (2009) zur Bestimmung der Gleichgewichtsfähigkeit an. Sie konnten altersbedingte Unterschiede in der Reaktionszeit beim „limit of stability“ Test (LOS) mit 75 % des LOS in 8 Richtungen anhand 107 getesteter Personen, die in 3 Altersgruppen unterteilt wurden (vgl. Tab.20), berechnen. Die älteste Gruppe benötigte die längste Reaktionszeit, ausgenommen in der Richtung nach rechts-hinten (siehe Tab.21). Die altersbedingte Verschlechterung der posturalen Kontrolle liegt nach Wong et al. (2001, S.611) an der afferenten Informationsweiterleitung bzw. an der veränderten Informationsaufnahme über die Rezeptoren in der Körperperipherie.

Die Probandinnen und Probanden wurden mittels rhythmic weight shift (RWS) nach links und rechts, bzw. nach vorne und zurück und mittels sensory organisation test (SOT), getestet. In allen Subtests des SOT erreichte die älteste Gruppe die niedrigsten Maximal- und Durchschnittswerte der Stabilität (siehe Tab.22).

Tab. 20: Demographische Daten der Probandinnen und Probanden

Group	Group A	Group B	Group C	Total	<i>p</i> -value
Number of subjects (n)	Young (n = 45)	Middle-aged (n = 27)	Elderly (n = 35)	(n = 107)	
Age (years)	16-39	40-59	60-80	16-80	AB, AC, BC
Mean $\pm$ SD	25.2 $\pm$ 5.6	50.9 $\pm$ 5.7	67.4 $\pm$ 5.3	45.5 $\pm$ 19.3	$p < 0.0001$
Sex	13: 32	7: 20	7: 28	27: 80	0.601
(female)	(68.9%)	(74.1%)	(77.1%)	(72.9%)	
Body height (cm)	162.1 $\pm$ 8.2	158.4 $\pm$ 6.8	156.2.0 $\pm$ 7.1	159.2.0 $\pm$ 7.9	AC, $p < 0.005$
Body weight (kg)	55.0 $\pm$ 12.5	57.4 $\pm$ 8.4	56.9 $\pm$ 9.5	56.3 $\pm$ 10.5	0.605
Body mass index	20.9 $\pm$ 3.5	22.9 $\pm$ 3.3	23.3 $\pm$ 3.3	22.2 $\pm$ 3.5	AC, $p < 0.01$

Abbreviations: AB: significant differences between groups A and B; BC: significant differences between groups B and C; AC: significant differences between groups A and C.

Values are expressed as mean $\pm$ SD or n (%); One-way ANOVA test with post hoc Dunnett's T3 multiple comparisons was performed.

Quelle: Liaw et al. (2009, S.299)

Tab. 21: Reaktionszeiten und Kontrolle der Bewegungsausführung des LOS bei 75% des LOS in 8 Bewegungsrichtungen und in den 3 Altersgruppen

Group	Reaction time (sec)			<i>p</i> -value	Directional control (%)			<i>p</i> - value
	Young	Middle-aged	Elderly		Young	Middle-aged	Elderly	
F	0.8 ± 0.7	1.1 ± 0.6	1.2 ± 0.6	AC, <i>p</i> < 0.05	86.2 ± 12.6	81.2 ± 15.4	72.9 ± 26.7	AC, <i>p</i> < 0.05
RF	0.6 ± 0.2	1.0 ± 0.5	1.1 ± 0.8	AB, <i>p</i> < 0.05 AC, <i>p</i> < 0.001	80.2 ± 11.6	69.1 ± 18.7	64.3 ± 25.6	AB, <i>p</i> < 0.05 AC, <i>p</i> < 0.001
R	0.5 ± 0.1	0.7 ± 0.4	0.9 ± 0.5	AC, <i>p</i> < 0.001	85.1 ± 6.8	81.3 ± 10.3	82.7 ± 8.6	AB, <i>p</i> < 0.05
RB	0.6 ± 0.3	0.9 ± 0.5	0.7 ± 0.4	AB, <i>p</i> < 0.01 BC, <i>p</i> < 0.05	67.2 ± 18.7	62.2 ± 27.8	52.7 ± 46.3	0.051
B	0.6 ± 0.4	0.7 ± 0.4	0.7 ± 0.4	0.328	72.2 ± 28.9	68.5 ± 24.7	62.0 ± 35.1	0.380
LB	0.7 ± 0.4	0.7 ± 0.4	0.8 ± 0.4	0.936	67.4 ± 33.8	52.7 ± 29.8	48.9 ± 26.6	< 0.001
L	0.7 ± 0.4	0.8 ± 0.4	0.9 ± 0.7	0.076	88.8 ± 5.4	87.0 ± 5.4	85.4 ± 9.2	AC, <i>p</i> < 0.05
LF	0.8 ± 0.3	0.8 ± 0.4	0.9 ± 0.5	0.068	80.2 ± 10.5	70.2 ± 33.8	68.2 ± 22.6	0.133
Average	0.7 ± 0.2	0.8 ± 0.2	0.9 ± 0.4	AC, <i>p</i> < 0.001	78.4 ± 10.7	70.8 ± 12.0	65.4 ± 14.7	AC, <i>p</i> < 0.001

Abbreviations: LOS: limits of stability; F: forward; B: backward; R: right; L: left; AB: significant differences between groups A and B; BC: significant differences between groups B and C; AC: significant differences between groups A and C.

Values are expressed as mean ± SD or n (%); One-way ANCOVA test, adjusted for body mass index, with least significant difference multiple comparisons was performed.

Quelle: Liaw et al. (2009, S.301)

Tab. 22: Ergebnisse der Stabilitätsmessungen des SOT unter den Konditionen 1 (Eyes open), 2 (Eyes closed), 3 (Swayed vision), 4 (Eyes open, Swayed support), 5 (Eyes closed, swayed support) und 6 (swayed vision, swayed support) in den drei Altersgruppen

SOT condition Average % maximal stability scores		No of trials	Group A Young	Group B Middle-aged	Group C Elderly	<i>p</i> -value
Vision	Support					
Eyes open		1	91.7 ± 05.4	92.8 ± 02.6	91.0 ± 04.8	0.440
Eyes closed		1	91.4 ± 04.6	90.8 ± 03.4	89.5 ± 04.2	0.104
Swayed vision		3	93.1 ± 03.3	90.5 ± 03.9	89.5 ± 05.1	0.161
Eyes open	Swayed support	3	87.6 ± 06.9	81.7 ± 08.9	79.0 ± 09.0	AB, <i>p</i> < 0.01 AC, <i>p</i> < 0.001
Eyes closed	Swayed support	3	74.9 ± 08.0	65.0 ± 10.4	64.7 ± 13.6	AB, <i>p</i> < 0.01 AC, <i>p</i> < 0.001
Swayed vision	Swayed support	3	72.0 ± 11.6	65.1 ± 11.0	59.4 ± 14.5	AB, <i>p</i> < 0.01 AC, <i>p</i> < 0.001
	Average stability		76.3 ± 05.7	69.9 ± 05.8	67.6 ± 06.5	AC, <i>p</i> < 0.01 BC, <i>p</i> < 0.05

Abbreviations: SOT: sensory organization test; AB: significant differences between groups A and B; BC: significant differences between groups B and C; AC: significant differences between groups A and C.

Values are expressed as mean ± SD or n (%); One-way ANCOVA test, adjusted for body mass index, with least significant difference multiple comparisons was performed.

Quelle: Liaw et al. (2009, S.300)

Der durchschnittliche Stabilitätsscore der ältesten Gruppe (67.6 ± 6.5) unterschied sich signifikant von dem der jüngsten (76.3 ± 5.7 , $p < 0.01$) und dem der mittleren Altersgruppe (69.9 ± 5.8 , $p < 0.05$). Im Vergleich zu den beiden älteren Gruppen erreichte die jüngste Gruppe bei den Subtests 4 bis 6 die höchsten Werte (siehe Tab.22). Ebenfalls zeigten sich signifikante Unterschiede in der Richtungskontrolle zwischen den Altersgruppen. In Bezug auf die Geschwindigkeit des RWS-Tests zeigte die älteste Gruppe die niedrigsten Werte (vgl. Tab.23).

Tab. 23: Bewegungskontrolle und –geschwindigkeit beim RWS in allen drei Altersgruppen

Group	Forward/Backward			<i>p</i> -value	Left/Right			<i>p</i> -value
	Young	Middle-aged	Elderly		Young	Middle-aged	Elderly	
On-axis velocity (deg/sec)	3.4 ± 0.7	2.7 ± 0.9	2.0 ± 0.9	AB, $p < 0.01$ AC, $p < 0.001$ BC, $p < 0.001$	5.1 ± 0.8	4.5 ± 1.2	4.2 ± 1.1	AB, $p < 0.05$ AC, $p < 0.01$
Directional control (%)	74.1 ± 13.9	69.3 ± 16.0	61.7 ± 20.4	AC, $p < 0.01$	81.8 ± 7.1	81.4 ± 6.1	81.8 ± 6.0	0.988

Abbreviations: LOS: limits of stability; AB: significant differences between groups A and B; BC: significant differences between groups B and C; AC: significant differences between groups A and C.

Values are expressed as mean $\pm$ SD or n (%); One-way ANCOVA test, adjusted for body mass index, with least significant difference multiple comparisons was performed.

Quelle: Liaw et al. (2009, S.301)

Aus der ältesten Gruppe sind 5 Personen beim Subtest 5 und weitere 5 Personen beim Subtest 6 gestürzt, während jeweils 5 Personen der anderen Altersgruppen im gesamten SOT-Test einen Sturz erlitten. Interessant ist auch, dass die älteste Gruppe verglichen zu den beiden anderen Altersgruppen in den Subtests 4 bis 6 den geringsten Prozentwert bei der Sprunggelenksstrategie erreichte (siehe Tab.24), wodurch sich ebenfalls zeigt, dass ältere Personen größere Probleme haben, im Gleichgewicht zu bleiben.

Die Ergebnisse von Liaw et al. (2009) weisen darauf hin, dass ältere Personen häufiger die Hüft-Strategie anwenden, um externe Störungen des Gleichgewichts auszugleichen. Die Veränderungen des COGs werden bei dieser Strategie durch Flexion und Extension der Hüfte und durch Aktivierung der proximalen Hüftmuskulatur korrigiert. Bei kippenden Bewegungen der Unterstützungsfläche nach posterior wird im Normfall durch Aktivierung der abdominalen Muskulatur und des M. quadrizeps femoris die Hüfte nach vorne bewegt, um die externe Störung auszugleichen. Ist die Störung zu schnell bzw. zu stark um sie durch die Hüft- bzw. Sprunggelenksstrategie zu beheben, wird die Schritt-Strategie

angewendet. Das Gleichgewicht wird demnach durch einen Schritt oder einen Sprung erreicht.

Tab. 24: Ergebnisse der Sprunggelenksstrategiemessung des SOT in den drei Altersgruppen

Average % of ankle strategy		No of trials	Group A Young	Group B Middle-aged	Group C Elderly	<i>p</i> -value
Vision Eyes open	Support	1	96.7 ± 1.9	97.5 ± 1.2	97.3 ± 1.4	AB, <i>p</i> < 0.01 AC, <i>p</i> < 0.05
		1	96.3 ± 1.8	96.7 ± 1.8	97.1 ± 1.7	AC, <i>p</i> < 0.05
		3	97.0 ± 1.4	97.2 ± 1.5	97.1 ± 1.5	0.033
Eyes open	Swayed support	3	92.0 ± 3.5	90.5 ± 3.8	88.3 ± 3.7	<i>p</i> < 0.001
Eyes closed	Swayed support	3	86.4 ± 5.7	84.6 ± 4.6	81.1 ± 8.5	AC, <i>p</i> < 0.001 BC, <i>p</i> < 0.010
Swayed vision	Swayed support	3	86.4 ± 4.2	83.7 ± 4.7	79.7 ± 9.2	AC, <i>p</i> < 0.001

Abbreviations: SOT: sensory organization test; AB: significant differences between groups A and B; BC: significant differences between groups B and C; AC: significant differences between groups A and C.

Values are expressed as mean ± SD or n (%); One-way ANCOVA test, adjusted for body mass index, with least significant difference multiple comparisons was performed.

Quelle: Liaw et al. (2009, S.300)

Die Studien zeigen die deutlich größeren Probleme älterer Personen bei der Gewichtsverlagerung im Gleichgewicht zu bleiben und auf instabilen Unterflächen angemessen zu reagieren. Dies kann aufgrund der Veränderungen des Nervensystems und der Muskelkraft erklärt werden.

4.2.2.3 Kraftvariabilität

Kraft ist nötig, um den Körper in Balance zu halten. Bei älteren Personen kommt es zu einer Reduktion der Muskelkraft (vgl. Doherty et. al., 1993). Choy, Brauer und Nitz (2003) konnten bereits einen Abfall der Gleichgewichtsfähigkeit bei 40-jährigen Frauen feststellen. Verantwortlich für den Kraftabfall sind nach Granacher und Gollhofer (2005, S.71ff) physiologische Alterserscheinungen wie z.B. die Desensibilisierung der Muskelspindeln, die verstärkt wirksame präsynaptische Hemmung, der Verlust von Interneuronen und degenerative Prozesse sensorischer Nervenzellen, die auch zu stärkeren Gleichgewichtsproblemen im höheren Alter führen. El Haber et al. (2008, S.723) konnten einen signifikanten, nicht-linearen Zusammenhang des Alters mit den Testergebnissen der Kraftmessungen (MMT) der unteren Extremität berechnen. Eine signifikante Abnahme der Muskelkraft zeigt sich in der Gruppe der 71-82-Jährigen in allen Kraftmessungen (siehe Tab.25).

Tab. 25: Ergebnisse der Kraftmessungen

Values are means (S.D.). * $P < 0.008$, significant differences between groups exist (mainly between the younger and older groups); †kg force (dynamometer)/weight (kg) [adjusted to weight (in kg) by linear regression analyses].

	Age group					
	21–30 years (<i>n</i> = 22)	31–40 years (<i>n</i> = 31)	41–50 years (<i>n</i> = 59)	51–60 years (<i>n</i> = 51)	61–70 years (<i>n</i> = 58)	71–82 years (<i>n</i> = 21)
Clinical test of strength						
Nicholas MMT†						
Right ankle dorsiflexors	13.92 (1.57)	14.62 (1.61)	14.78 (2.53)	11.25 (3.59)	12.08 (3.59)	10.44 (2.30)*
Left ankle dorsiflexors	12.71 (2.07)	13.87 (2.33)	14.39 (2.65)	11.56 (3.32)	11.61 (2.97)	10.07 (2.18)*
Right knee extensors	12.66 (1.63)	13.54 (1.95)	12.95 (2.32)	10.15 (3.80)	9.08 (2.39)	9.52 (2.30)*
Left knee extensors	12.27 (2.25)	13.52 (1.79)	12.82 (2.33)	10.11 (4.04)	9.45 (3.30)	9.06 (2.15)*
Right hip abductors	10.93 (2.57)	12.10 (2.27)	12.33 (2.34)	10.14 (2.31)	9.29 (2.74)	8.22 (1.85)*
Left hip abductors	12.00 (2.23)	13.14 (2.41)	13.53 (2.52)	11.48 (2.74)	10.39 (2.79)	8.67 (2.36)*

Quelle: El Haber et al. (2008, S.723)

Mittels der Kraftvariabilität konnten einige Studien einen Zusammenhang zwischen der Kraft und der Gleichgewichtsleistung bei älteren Personen zeigen. Jonsson et al. (2004) haben 28 gesunde junge Personen (16 Frauen, 12 Männer) im Alter zwischen 25 und 40 Jahren, sowie 28 ältere Probandinnen und Probanden (20 Frauen, 8 Männer) im Alter zwischen 65 und 80 Jahren untersucht. Zur Testung der Gleichgewichtsfähigkeit wurde ein Einbeinstand auf der bevorzugten Seite durchgeführt. Die Probandinnen und Probanden bekamen die Anweisung, den Einbeinstand so lange wie möglich durchzuhalten, maximal jedoch für 30 Sekunden. Die Bodenreaktionskraft wurde in anterior-posteriorer, medial-lateraler und in vertikaler Richtung aufgezeichnet. Erste Differenzen zwischen den Altersgruppen traten bereits während des Tests auf. Alle jüngeren Testpersonen führten den Einbeinstand für 30 Sekunden aus, während in der älteren Gruppe nur 7 Personen die 30 Sekunden durchhielten. Die Analysen der Varianz zeigten einen statistisch signifikanten Haupteffekt zwischen der jüngeren und der älteren Gruppe und den 5 Zeitintervallen in der vertikalen ($F = 5.22$, $p = 0.001$) und der medial/lateralen Kraftvariabilität ($F = 7.863$, $p < 0.001$). Während in vertikaler Richtung die Kraftvariabilität der älteren Gruppe zwischen dem 1. und 3. Intervall abfällt ($p = 0.002$) und in den nachfolgenden Intervallen stabil bleibt ($p = 0.472$), fällt die vertikale Kraftvariabilität bei der jüngeren Gruppe zwischen 1. und 3. Intervall deutlicher ab ($p = 0.001$) als bei der älteren Gruppe, und bleibt ab dem 3. Intervall sehr konstant ($p = 0.491$).

Jonsson et al. (2004, S.692) teilen den Einbeinstand in eine dynamische und eine statische Phase. Die ersten 5 Sekunden stellen die dynamische Phase dar, in der die Gewichtsverlagerung auf das Standbein stattfindet. In dieser Phase zeigten die älteren Probandinnen und Probanden einen geringeren Abfall der Kraftvariabilität verglichen zur jüngeren Gruppe (vgl. Tab.26), was darauf hinweist, dass ältere Personen Schwierigkeiten in dieser Phase hatten. Der Abfall der Kraftvariabilität in der dynamischen Phase beeinflusst den Level der Kraftvariabilität der statischen Phase des Einbeinstands (siehe Abb.14).

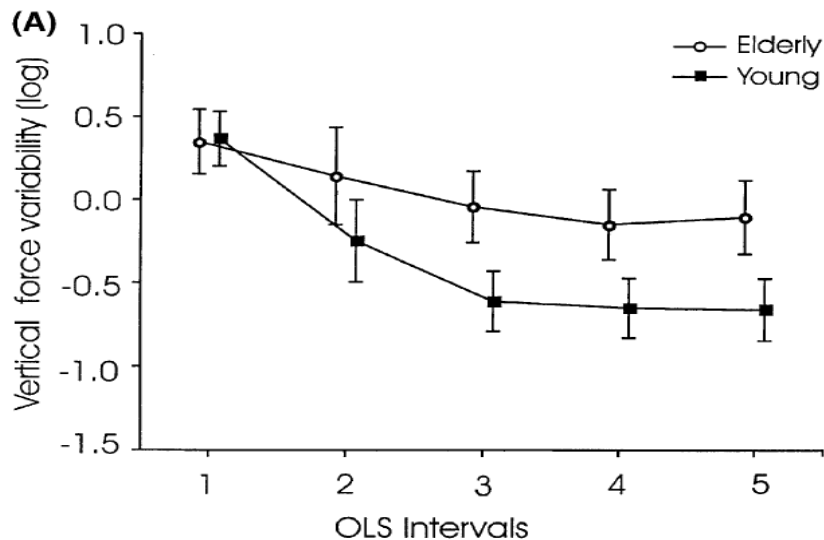


Abb. 14: Vertikale Kraftvariabilität in 5 Zeitintervallen in beiden Altersgruppen (Jonsson et al., 2004, S.692)

Tab. 26: Median der vertikalen Kraftvariabilität des Einbeinstands in Relation zu den 5 Zeitintervallen der jüngeren und älteren Testpersonen

Interval	Young (<i>n</i> = 28)	Elderly (<i>n</i> = 20)	<i>P</i> -value
1 (0.0–0.49s)	1.5 (0.7–2.9)	1.7 (0.4–3.2)	0.856
2 (0.5–0.99s)	0.8 (0.3–2.5)	1.2 (0.4–6.9)	0.046
3 (1.0–4.99s)	0.5 (0.3–1.3)	0.9 (0.4–3.8)	<0.001
4 (5.0–9.99s)	0.5 (0.2–1.3)	0.8 (0.4–3.4)	0.001
5 (10.0–30s)	0.6 (0.2–1.0)	0.8 (0.3–4.8)	<0.001

Quelle: Jonsson et al. (2004, S.692)

Ähnliche Ergebnisse zeigten sich auch in der medial-lateralen Kraftvariabilität (siehe Abb.15). Bei den Älteren sinkt sie zwischen 1. und 2. Intervall ($p = 0.008$) und bleibt im restlichen Verlauf relativ stabil ($p = 0.250$). Im 5. Intervall zeigt sich ein Anstieg in der Kraftvariabilität ($p = 0.023$). Diese Tendenz und die reduzierte maximale Testdauer deuten auf eine Kraftschwäche bzw. mangelnde Ausdauerleistungsfähigkeit der älteren Gruppe hin. Im Vergleich dazu sinkt die Kraftvariabilität in der jungen Gruppe zwischen 1. und 3. Intervall ($p < 0.001$) und bleibt zwischen 3. und 5. Intervall relativ konstant ($p = 0.991$). Auffällig ist der stärkere Kraftvariabilitätsabfall ab dem 2. Intervall in der jüngeren Gruppe, der auch in Tabelle 27 dargestellt ist.

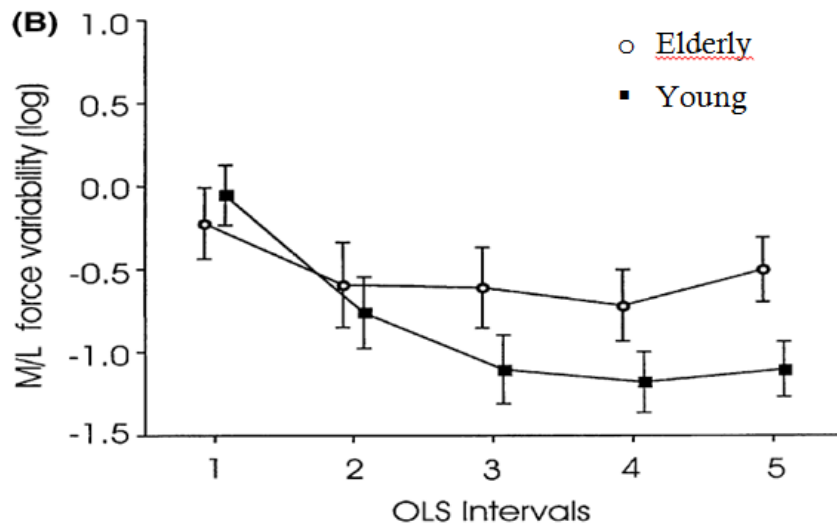


Abb. 15: Medial-laterale Kraftvariabilität des Einbeinstands in 5 Zeitintervallen in beiden Altersgruppen (Jonsson et al., 2004, S. 692)

Tab. 27: Median der medial-lateralen Kraftvariabilität des Einbeinstands in Relation zu den 5 Zeitintervallen der jüngeren und älteren Testpersonen

Interval	Young (<i>n</i> = 28)	Elderly (<i>n</i> = 20)	<i>P</i> -value
1 (0.0–0.49s)	1.1 (0.4–2.0)	0.9 (0.3–1.7)	0.230
2 (0.5–0.99s)	0.5 (0.2–1.8)	0.6 (0.2–1.7)	0.315
3 (1.0–4.99s)	0.3 (0.2–0.6)	0.5 (0.2–5.0)	0.003
4 (5.0–9.99s)	0.3 (0.1–0.8)	0.5 (0.2–1.8)	0.002
5 (10.0–30s)	0.3 (0.2–0.7)	0.5 (0.3–3.6)	<0.001

Quelle: Jonsson et al. (2004, S.692)

Trotz der unterschiedlichen Standzeit bei der älteren Gruppe konnte kein signifikanter Haupteffekt im Ausmaß des Kraftimpulses der vertikalen Kraft ($F = 0.30$, $p = 0.822$) bzw. der lateralen Kraft ($F = 0.30$, $p = 0.826$) zwischen den Zeitintervallen festgestellt werden. Im Altersvergleich konnte ein signifikant größeres Ausmaß des lateralen Kraftimpulses bei den jüngeren Probandinnen und Probanden ($p = 0.003$) berechnet werden. Weiters konnten keine Differenzen ($p = 0.793$) zwischen lateralem Kraftimpuls und initiiertender Gewichtsverteilung unter dem Schwungbein zwischen den beiden Altersgruppen erkannt werden. Ein niedriger Zusammenhang konnte zwischen der medial-lateralen Kraftvariabilität im ersten Zeitintervall und dem lateralen Kraftimpuls in der jungen und älteren Gruppe ($r = 0.25$ und 0.45) nachgewiesen werden.

In einer weiteren Studie von Jonsson et al. (2005), welche die Gewichtsverteilung und Gleichgewichtsfähigkeit beim Tandem-Stand zwischen jungen und älteren Erwachsenen untersuchte, konnten altersspezifische signifikante Unterschiede im Abfall der Kraftvariabilität ($p < 0.001$) und der Aktivität der Sprunggelenksmuskulatur ($p < 0.001$) festgestellt werden. Der Tandemstand besteht wie der Einbeinstand aus einer dynamischen und einer statischen Phase, wobei die dynamische Phase die Gewichtsverlagerung von einem parallelen Zweibeinstand zum Tandemstand darstellt. Jonsson et al. (2005, S.203) untersuchten 26 gesunde ältere Personen, davon 18 Frauen und 8 Männer, im durchschnittlichen Alter von 70.6 Jahren (± 3.8 Jahre), mit 71.5 ± 13.5 kg und einer Körpergröße von 167.0 ± 8.9 cm. Weiters wurden 15 gesunde junge Probandinnen und 12 Probanden im Durchschnittsalter von 30.0 ± 4.1 Jahren, einem Körpergewicht von 76.5 ± 16.8 kg und einer Körpergröße von 174.7 ± 9.9 cm untersucht. Die Probandinnen und Probanden absolvierten 3 Versuche im ursprünglichen Tandem-Stand, sowie weitere 3 Versuche in einem modifizierten Tandem-Stand mit der Anweisung, mittig zu stehen und das Gewicht gleichmäßig auf beide Beine aufzuteilen, wobei ein Test maximal 30 Sekunden dauerte. Die Beinposition durfte selbst gewählt werden. Aufgezeichnet wurden die Bodenreaktionskräfte in medial-lateraler und anterior-posteriorer Richtung mittels 4 gleichen Kraftmessplatten bei einer Aufnahmefrequenz von 100 Hz, sowie die Muskelaktivität von 4 Sprunggelenksnahen Muskeln (dem M. tibialis anterior und dem M. gastrocnemius lateralis auf beiden Seiten) mittels Elektromyographie (EMG). Die Aufnahmefrequenz des EMGs wurde bei 800 Hz festgelegt und ein Bandpass-Filter zwischen 20 und 500 Hz angewendet.

Die Varianzanalyse zeigte eine statistisch signifikante Interaktion zwischen beiden Gruppen, dem hinteren und vorderen Bein und den 10 gemessenen Zeitintervallen in medial-lateraler Kraftvariabilität ($p=0.002$). Die beiden Tandem-Stand-Positionen betreffend konnte ein geringeres Level der Kraftvariabilität im vorderen Bein während des ursprünglichen Tandem-Stands verglichen mit dem modifiziertem Tandem-Stand ($p=0.002$) festgestellt werden. Die Kraftvariabilität in medial-lateraler Richtung zeigte in beiden Altersgruppen das gleiche Muster beider Beine (siehe Abb.16).

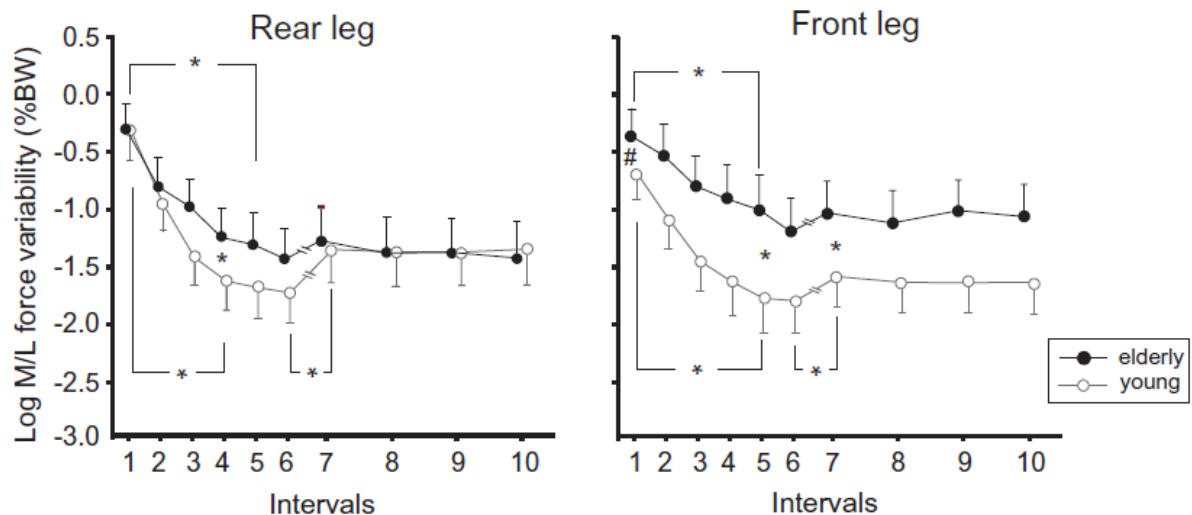


Abb. 16: Medial-laterale Kraftvariabilität des Tandemstands für 10 Zeitintervalle in beiden Testgruppen (Jonsson et al., 2005, S. 205)

Zwischen den Zeitintervallen 1 bis 5 fällt die Kraftvariabilität der älteren Gruppe einen deutlichen Abfall ($p < 0.001$). Dies deutet nach Jonsson et al. (2005, S.205.) darauf hin, dass ältere Personen eine geringere Standsicherheit haben. In den Zeitintervallen 5 bis 10 bleibt die Kraftvariabilität dann relativ konstant am selben Level ($p = 0.114$).

Ein signifikanter Abfall der Kraftvariabilitätskurve in medial-lateraler Richtung zeigte sich auch bei der jüngeren Gruppe während der Intervalle 1-4 beim hinteren, und während der Intervalle 1-5 beim vorderen Bein ($p < 0.001$). Danach blieb die Kraftvariabilität der jüngeren Gruppe im Intervall 4-6 beim hinteren Bein ($p = 0.094$) und in den Intervallen 5-6 des vorderen Beins ($p = 0.758$) auf gleichem Niveau, stieg zwischen den Intervallen 6 und 7 ($p < 0.001$, für beide Beine) und blieb im Anschluss darauf wieder relativ konstant ($p = 0.449$). Der Anstieg der Kraftvariabilitätskurve der jüngeren Personen beim Tandemstand konnte beim Einbeinstand (Jonsson et al., 2004, S.692) nicht festgestellt werden, was darauf schließen ließ, dass der Einbeinstand für jüngere Personen im Vergleich zum Tandemstand schwieriger empfunden wurde. Eine weitere Hypothese von Jonsson et al. (2005, S.206) für den Anstieg der Kraftvariabilitätskurve der jüngeren Testgruppe beim hinteren Bein war, dass jüngere Personen sich selbst einen größeren Spielraum für die Stabilitätsgrenzen erlaubten, weil der Tandemstand für sie im Vergleich zu älteren Personen einfacher zu bewältigen war. Außerdem könnte dies eine Strategie sein, um den Tandemstand länger aushalten zu können.

Einen Unterschied in der Muskelaktivität konnten Jonsson et al. (2005) ebenfalls feststellen. Die ältere Personengruppe erreichte eine höhere M. tibialis anterior-Aktivität

bei beiden Tandem-Stand-Positionen und beiden Beinen ($p < 0.001$) und wies verglichen mit der Aktivität des M. gastrocnemius lateralis eine höhere M. tibialis anterior-Aktivität auf ($p < 0.001$; vgl. Tab.28). Dagegen war die Muskelaktivität der beiden Muskeln in beiden Standpositionen (ursprünglicher Tandem-Stand: $p = 0.261$; modifizierter Tandem-Stand: $p = 0.152$) bei den Jüngeren ähnlich.

Tab. 28: Mittelwerte und Standardabweichungen der Aktivitäten des M. gastrocnemius lateralis und des M. tibialis anterioris des vorderen und hinteren Beins während beider Tandemstand-Positionen dargestellt in Relationen zu einem Referenzversuch

Position	Young		Elderly	
	TS _{org}	TS _{mod}	TS _{org}	TS _{mod}
Front LG	1.3 (0.6)	1.4 (0.5)	2.0 (1.3)	1.9 (1.0)
Rear LG	1.7 (0.7)	1.3 (0.5)	2.6 (2.9)	2.1 (2.1)
Front TA	1.6 (0.6)	2.0 (0.8)	3.7 (2.3)	3.7 (2.0)
Rear TA	2.3 (1.9)	1.7 (0.8)	5.4 (3.0)	4.9 (3.7)

Quelle: Jonsson et al. (2005, S.206)

Die Kombination des höheren Levels der Kraftvariabilität und der höheren Muskelaktivität des M. tibialis anterioris in der statischen Phase, die sich bei der älteren Gruppe zeigte, weist darauf hin, dass ältere Personen größere Schwierigkeiten in der Aufrechterhaltung des Tandemstands hatten. Der geringere Kraftvariabilitätsabfall in der dynamischen Phase der älteren Versuchsgruppe geht mit einer gesteigerten Muskelaktivität des M. tibialis anterioris einher. Dadurch fällt es den älteren Personen schwerer, die statische Phase für die gesamte Dauer von 30 Sekunden zu bewältigen. Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die dynamische Phase des Tandemstands eine größere Herausforderung darstellt und die statische Phase von der dynamischen Phase beeinflusst wird. Daher sollte der Fokus bei der Testung der Gleichgewichtsfähigkeit auf die dynamische Phase gerichtet werden.

Die genannten Studien verdeutlichen die altersspezifischen Unterschiede in der Gleichgewichtsfähigkeit. Ältere Personen haben demnach größere Schwierigkeiten, statische und vor allem dynamische Gleichgewichtssituationen zu meistern. Dies zeigt sich vorwiegend durch die größeren COP-Schwankungen, die kürzere Standdauer und Sturzhäufigkeit bei den statischen Tests, sowie den Veränderungen des Gangmusters.

Längere Reaktionszeiten, kürzere maximale Reichweiten und die geringere Kraftfähigkeit sind ebenfalls in diesem Zusammenhang von Bedeutung.

An dieser Stelle soll angemerkt werden, dass eine Problematik in der Interpretation von altersvergleichenden Studien laut El Haber et al. (2008, S.720) die Einteilung der Altersgruppen darstellt. Meist werden Probandinnen und Probanden vordefinierten Altersgruppen zugeteilt und diese Gruppen einander gegenübergestellt, um Unterschiede oder Gemeinsamkeiten festzustellen. Es ist zu beachten, dass es sich bei derartigen Gegenüberstellungen um unterschiedliche Personen in verschiedenen Lebensabschnitten handelt. Um den Einfluss des Alters auf die Gleichgewichtsfähigkeit feststellen zu können wäre es daher von Vorteil, dieselben Personen in einer Längsschnittstudie zu beobachten.

4.3 Einfluss des Geschlechts auf die Gleichgewichtsfähigkeit

Neben dem Alter soll der Einfluss des Geschlechts auf das statische und dynamische Gleichgewicht erforscht werden. Der Einfluss des Geschlechts ist von großem Interesse, da geschlechtsspezifische Unterschiede in der Gleichgewichtsfähigkeit, sofern es welche gibt, bei der Interpretation der Testergebnisse von statischen und dynamischen Gleichgewichtstests berücksichtigt werden müssen. Grundsätzlich verfügen Männer und Frauen über dasselbe neuromuskuläre System, was vermuten lässt, dass es keine geschlechtsspezifischen Unterschiede in der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit gibt, da das dynamische Gleichgewicht stark von der Reaktionsfähigkeit beeinflusst wird. Unterschiede zwischen den Geschlechtern lassen sich, neben den geschlechtsspezifischen Merkmalen, in dem Anteil der Muskulatur finden. Männer haben mehr Muskelmasse als Frauen, was zu Differenzen in der Gleichgewichtsfähigkeit führen kann. Ebenso ist an dieser Stelle anzumerken, dass Männer durchschnittlich größer sind als Frauen, und somit der Körperschwerpunkt bei Frauen tiefer liegt im Vergleich zu jenem der Männer. Neben den anatomischen Unterschieden könnten funktionelle Genderdifferenzen durch das Tragen unterschiedlichen Schuhwerks für unterschiedliche Gleichgewichtsleistungen sprechen. In der Annahme, dass Frauen häufiger Schuhe mit Absätzen tragen, die eine geringere Unterstützungsfläche bieten, könnte vermutet werden, dass Frauen demzufolge ein besseres Gleichgewicht entwickeln als Männer. An dieser Stelle muss jedoch auch vermerkt werden, dass das Tragen von hohen Schuhen über eine längere Dauer zu Fußdeformitäten führen kann, welche die Gleichgewichtsfähigkeit weiter beeinflussen können. Die Problematik der Fußfehlstellungen in Bezug auf die Gleichgewichtsfähigkeit

ist jedoch nach aktuellem Forschungsstand noch nicht ausreichend erforscht und soll in dieser Arbeit nicht weiter behandelt werden.

Den genannten Argumenten zufolge können anatomische und funktionelle Differenzen zwischen den Geschlechtern zu Unterschieden in der statischen und dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit führen. Als Hypothese lässt sich vermuten, dass Frauen aufgrund des niedrigeren Körperschwerpunktes und des Trainings durch das Tragen von Stöckelschuhen über eine bessere Gleichgewichtsfähigkeit verfügen. Der höhere Muskelanteil bei Männern steht nicht zwangsweise in Verbindung mit einer besseren Gleichgewichtsfähigkeit, da vor allem die posturalen Stabilisatoren für das Halten des Gleichgewicht entscheidend sind und nicht der Anteil der globalen Mobilisatoren.

Um die Forschungsfrage zu beantworten, wurden anhand der Schlüsselwörter „gender“, „sex“, „differences“, „effect“, „correlation“, „postural“, „balance“, „balance tests“, „postural sway“, „static“, „dynamic“ und „healthy“ im Zeitraum vom 21.5.2012 bis 1.2.2013 anhand der Suchmaschinen Pubmed, Sciencedirect und Isiwebofknowledge Studien gefunden, die sich mit der Thematik beschäftigen. Folgend sollen nun anhand ausgewählter Studien mögliche Genderdifferenzen zuerst im statischen und anschließend im dynamischen Gleichgewicht aufgezeigt und diskutiert werden.

4.3.1 Statisches Gleichgewicht

Signifikante Zusammenhänge konnten Steffen und Mollinger (2005) zwischen dem Geschlecht und den Testergebnissen der statischen Gleichgewichtstests BBS und SREO bzw. SREC (siehe Tab.19, Kapitel 4.2). Beim BBS schnitten die Männer in fast allen Altersklassen mit Ausnahme der 60-69-Jährigen besser als die Frauen ab. Ebenso konnten die männlichen Probanden beim SREO und SREC (außer für die Altersklasse 60-69 Jahre) bessere Ergebnisse erzielen (vgl. Tab.29). Diese Testergebnisse sind jedoch nur beschränkt gültig, da die männlichen Probanden durchschnittlich größer waren als die weiblichen, und somit nicht eindeutig geklärt wurde, welcher Parameter, das Geschlecht oder die Körpergröße, für den Zusammenhang zu den Testergebnissen verantwortlich ist.

Tab. 29: Durchschnittswerte (X), Standardabweichung (SD) und 95% Konfidenzintervalle (CI) der Testergebnisse nach Alter und Geschlecht

Age	Gender	N	Total BBS			Total SREO (sec)			Total SREC (sec)			Total ABC (%)			Total PPT-7			Total PPT-9		
			X	SD	CI	X	SD	CI	X	SD	CI	X	SD	CI	X	SD	CI	X	SD	CI
50-59	Male	9	56	0	56-56	60	0	60-60	51	18	37-60	93	7	88-98	24	2	23-25	31	2	30-33
	Female	15	55	1	55-56	56	15	48-64	37	22	24-49	95	5	92-98	24	1	24-25	32	1	31-33
60-69	Male	9	55	1	54-56	60	0	60-60	32	26	12-52	96	6	92-100	24	2	22-25	31	2	29-33
	Female	10	55	2	54-56	60	0	60-60	42	23	26-59	93	5	89-96	23	1	22-23	31	1	30-31
70-79	Male	10	53	2	52-55	54	17	42-60	26	20	12-40	96	4	93-98	22	2	20-24	29	2	27-31
	Female	14	52	4	50-54	44	24	30-58	23	21	11-35	86	15	77-95	22	2	20-23	29	2	27-30
80+	Male	4	52	5	45-59	48	24	9-60	20	25	0-60	91	13	71-100	20	1	18-22	27	2	25-30
	Female	12	48	7	44-53	19	20	7-32	5	6	1-9	82	16	72-92	20	3	19-23	27	3	25-30
Total Sample		83	53	4	52-54	49	21	45-54	29	24	24-35	91	11	89-93	22	2	22-23	30	3	29-30

Quelle: Steffen und Mollinger (2005, S.185)

Im Gegensatz zu Steffen und Mollinger (2005) konnten Cooper et al. (2011) keine signifikanten Genderdifferenzen feststellen. Es zeigt sich jedoch eine Tendenz, dass die Probandinnen bei den statischen Gleichgewichtstests schlechtere Gleichgewichtsleistungen erzielten (Cooper et al., 2011, S.5). Als statische Gleichgewichtstests wurden in deren Kohortenstudie der Einbeinstand (SLS), der Tandemstand, der halbe Tandemstand und der Zweibeinstand verwendet.

In einer Studie von Masui et al. (2005, S.205) wurden für die männlichen Probanden signifikant höhere Werte in E AREA (geschlossenen Augen) und LNG/TIME (offene und geschlossene Augen) berechnet als für die getesteten Frauen (siehe Tab.30). Eine mögliche Ursache dafür könnte der Unterschied in der Körpergröße und der damit einhergehende Unterschied in der Höhe des COGs sein. Andere Ergebnisse zeigen jedoch auf, dass Männer trotz der Berücksichtigung der Körpergröße signifikant größere COP-Bewegungen mit offenen Augen aufweisen als Frauen (Frädin et al., 1995; zit.n. Masui et al., 2005, S.207). Ekdahl et. al. (1989; zit.n. Masui et al., 2005, S.207) und Ageberg et al. (2001; zit.n. Masui et al., 2005, S.207) konnten keinen signifikanten Einfluss der Körpergröße und Körpermasse auf stabilometrische Gleichgewichtstestungen in beiden Geschlechtern feststellen.

Tab. 30: Vergleich der Testwerte zwischen Männern und Frauen

	Males	Females	P-value
Open-eyes			
E AREA (cm ²) ^a	2.59 (1.08–6.19)	2.39 (0.94–6.10)	NS
LNG/TIME (cm/s) ^a	1.81 (0.98–3.34)	1.58 (0.95–2.64)	<0.001
DEV OF MX (cm) ^b	–0.21 (–1.64–1.23)	–0.13 (–1.55–1.28)	NS
DEV OF MY (cm) ^b	–0.58 (–3.70–2.55)	–0.50 (–3.14–2.14)	NS
Closed-eyes			
E AREA (cm ²) ^a	3.95 (1.34–11.62)	3.20 (1.21–8.44)	<0.001
LNG/TIME (cm/s) ^a	2.73 (1.23–6.04)	2.19 (1.16–4.14)	<0.001
DEV OF MX (cm) ^b	–0.30 (–1.81–1.21)	–0.20 (–1.69–1.29)	NS
DEV OF MY (cm) ^b	–0.05 (–3.31–3.21)	0 (–2.61–2.61)	NS
Romberg quotient	1.53 (0.53–4.36)	1.34 (0.56–3.21)	0.028

^a Data were represented as the geometric mean values and 5–95 percentile ranges (5%–95%).

^b Data were represented as the arithmetic mean values and 5–95 percentile ranges (5%–95%). NS: not significant.

Quelle: Masui et al. (2005, S.205)

Den Romberg-Quotient betreffend erreichten die Männer ebenfalls einen signifikant höheren Wert als die Frauen. Keine signifikanten Differenzen wurden in DEV OF MX und MY sowohl mit offenen, als auch mit geschlossenen Augen, gefunden.

Beide Geschlechtergruppen erreichten signifikant höhere Werte der E AREA und LNG/TIME mit geschlossenen Augen, wobei die Unterschiede in der E AREA und der LNG/TIME zwischen beiden Konditionen bei den Männern höher waren (siehe Tab.31).

Tab. 31: Vergleich zwischen den beiden Gleichgewichtskonditionen (offene und geschlossene Augen)

	Males		Females		Difference between males and females <i>P</i> -value
	Closed – Open	<i>P</i> -value	Closed – Open	<i>P</i> -value	
E AREA (cm ²)	1.76	<0.001	0.94	<0.001	<0.001
LNG/TIME (cm/s)	1.09	<0.001	0.68	<0.001	<0.001
DEV OF MX (cm)	–0.09	NS	–0.07	0.031	NS
DEV OF MY (cm)	0.52	<0.001	0.50	<0.001	NS

Closed – Open: difference between the mean value obtained under closed-eyes and open-eyes conditions. NS: not significant.

Quelle: Masui et al. (2005, S.206)

Männer können demnach stärker durch einen Mangel an visueller Kontrolle aus dem Gleichgewicht gebracht werden als Frauen. Dies lässt vermuten, dass die visuelle Kontrolle für Männer von größerer Bedeutung für das Gleichgewicht ist als für Frauen.

Die Studien zeigen, dass es Unterschiede zwischen den Geschlechtern in Bezug auf die Testergebnisse statischer Gleichgewichtstests gibt. Die männlichen Probanden erzielten bei Steffen und Mollinger (2005) bei den statischen Gleichgewichtstests signifikant bessere Ergebnisse als die Probandinnen. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Cooper et al. (2011), die zwar keine signifikante Differenzen zwischen den Geschlechtern bezogen auf die statischen Gleichgewichtsparameter berechneten, jedoch eine Tendenz zu besseren statischen Gleichgewichtsergebnissen bei den Männern beobachten konnten. Masui et al. (2005) konnten zeigen, dass Männer bei den statischen Testkonditionen, vor allem jenen mit geschlossenen Augen, schlechtere Ergebnisse erzielten als Frauen. Die Studien zeigen Genderdifferenzen in Bezug auf das statische Gleichgewicht, welche jedoch bei einigen Autoren zu Gunsten der Männer, bei anderen zu Gunsten der Frauen ausfallen. Der Einfluss des Geschlechts auf das statische Gleichgewicht kann daher nicht eindeutig belegt werden.

4.3.2 Dynamisches Gleichgewicht

Neben den Genderdifferenzen im statischen Gleichgewicht soll als Nächstes untersucht werden, ob es Unterschiede in den Testergebnissen dynamischer Gleichgewichtstests zwischen Männern und Frauen gibt.

Den Einfluss des Geschlechts auf das dynamische Gleichgewicht haben Gribble et al. (2009) untersucht. Ziel der Studie war es, herauszufinden, ob das Geschlecht und die Ermüdung einen Einfluss auf die Ergebnisse von dynamischen Gleichgewichtsmessungen haben. Dazu wurden 16 aktive und gesunde Personen, darunter 8 Männer und 8 Frauen, herangezogen, die zumindest 3 mal 30 Minuten pro Woche sportlich aktiv waren. Als dynamischer Gleichgewichtstest wurde der Star Excursion Balance Test (SEBT) herangezogen. Die Testpersonen mussten, auf einem Bein stehend, mit dem anderen Bein in 8 vorgegebenen Richtungen eine möglichst weite Reichweite erzielen. Die maximale Reichweite wurde mittels einer digitalen Videokamera in sagittaler Ebene aufgezeichnet und die kinematischen Daten der Gelenkpositionen von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk bemessen. Zur Beurteilung des Einflusses der Vorermüdung wurden die Probandinnen und Probanden unter fünf verschiedenen Konditionen getestet: isokinetische Sprunggelenkermüdung, isokinetische Knieermüdung, isokinetische Hüftermüdung, eine Aufgabe mit Ausfallschritten und die Kondition ohne Ermüdung, die als Kontrolle diente. Zur Gewährleistung der Ermüdung musste die Testperson an einem isokinetischen Dynamometer für die ersten drei Testkonditionen diverse Übungen durchführen. Die Vorbelastung durch Ausfallschritte wurde durch das Tragen einer Gewichtsweste verstärkt. Aus Zeitgründen wurde bei den Testungen mit Vorermüdungskomponente der SEBT in nur in den 3 Richtungen anterior, medial und posterior durchgeführt. Als Instruktion wurde den Probandinnen und Probanden mitgeteilt, dass sich der Fuß des Standbeins während der Testphase komplett auf dem Boden befinden muss. Die Aufgabe war es, durch eine leichte Berührung des Bodens mit dem distal gelegenen Teil des Schwungbeins eine möglichst große Weite zu erzielen, und dann wieder zurück zum Mittelpunkt in den Zweibeinstand zu gelangen. Die Arme waren in den Hüften zu halten.

Eine ähnlich angelegte Studie von Gribble und Hertel (2003) zeigte einen Gendereffekt beim SEBT, der jedoch durch die Normalisierung der Beinlänge des Standbeins aufgehoben wurde. Daher haben Gribble et al. (2009, S.245) die Reichweiten durch die Beinlänge dividiert und mit 100 multipliziert, um die Reichweite als Prozentangabe der Beinlänge darzustellen (MAXD). Die Testungen von Gribble et al. (2009) haben ergeben,

dass in der anterioren Richtung ein Abfall der auf die Beinlänge normalisierte Reichweite durch die Vorermüdung bei beiden Geschlechtern erzielt wurde, wobei die Knie-Ermüdungskondition bei den Männern zu einem signifikant größeren Abfall der Reichweite führte (siehe Abb.17).

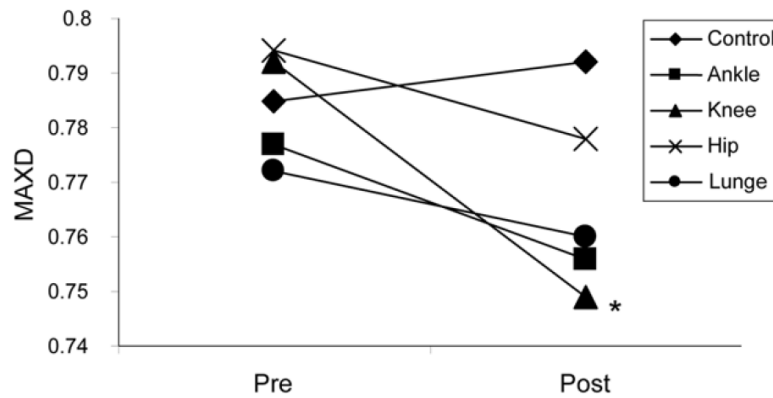


Abb. 17: Geschlecht $\times$ Kondition $\times$ Zeit Interaktionen der auf die Beinlänge normalisierten Reichweiten in anteriorer Richtung für Männer nach Gribble et al. (2009, S.247)

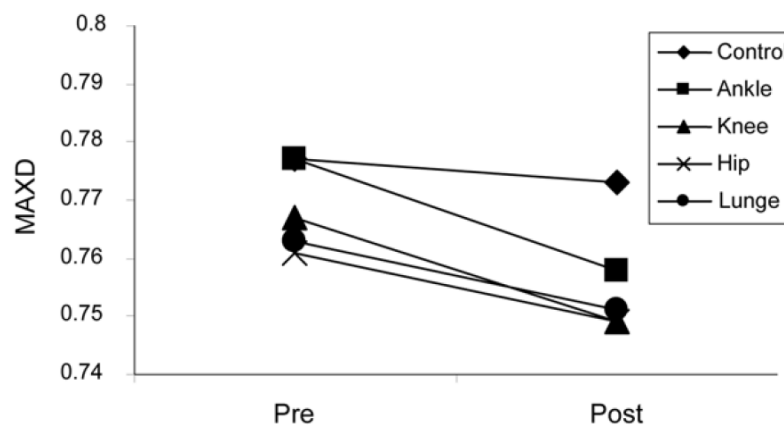


Abb. 18: Geschlecht $\times$ Kondition $\times$ Zeit Interaktionen der auf die Beinlänge normalisierten Reichweiten in anteriorer Richtung für Frauen nach Gribble et al. (2009, S.247)

Frauen zeigten in der anterioren Richtung größere Knieflexionen in den Ermüdungskonditionen des Sprunggelenks, des Knies und der Ausfallschritte (vgl. Abb.18). Ebenso beugten Frauen ihre Hüfte mehr bei der Ausübung des Tests.

In medialer Richtung konnte unter allen 4 Ermüdungskonditionen ein Abfall der maximalen Reichweite festgestellt werden (vgl. Abb.19), wobei die weiblichen Probandinnen eine signifikant höhere Reichweite nach der Vorermüdung (0.882 ± 0.021) erreichten als die männlichen (0.847 ± 0.021 ; $F_{1,14} = 5.81$, $p = .03$).

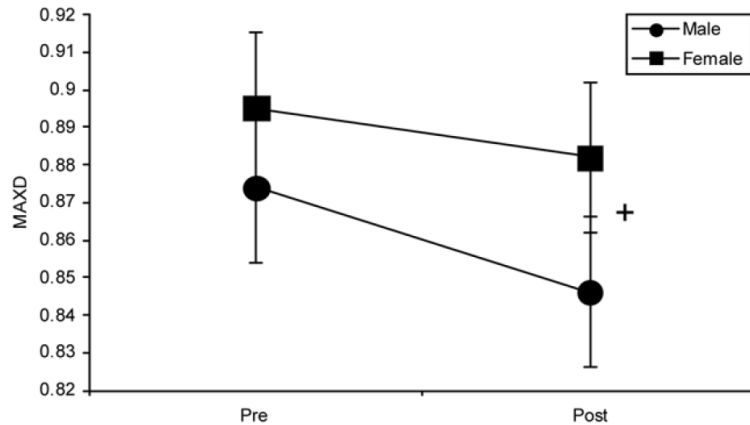


Abb. 19: Geschlecht $\times$ Zeit Interaktion für die auf die Beinlänge normalisierte Reichweite in medialer Richtung (MAXD; + $p < 0.05$, Gruppendifferenz) nach Gribble et al. (2009, S.250)

Vor den Ermüdungsbedingungen konnte bei den Frauen mit $72.36^\circ \pm 2.58^\circ$ eine höhere Knieflexion, verglichen mit den Männern (Knieflexion: $67.72^\circ \pm 2.59^\circ$), festgestellt werden (siehe Abb.20). Der Abfall in der Knieflexion von Pretest zu Posttest war bei den Frauen mit -1.54° signifikant geringer als der der Männer (-4.16°).

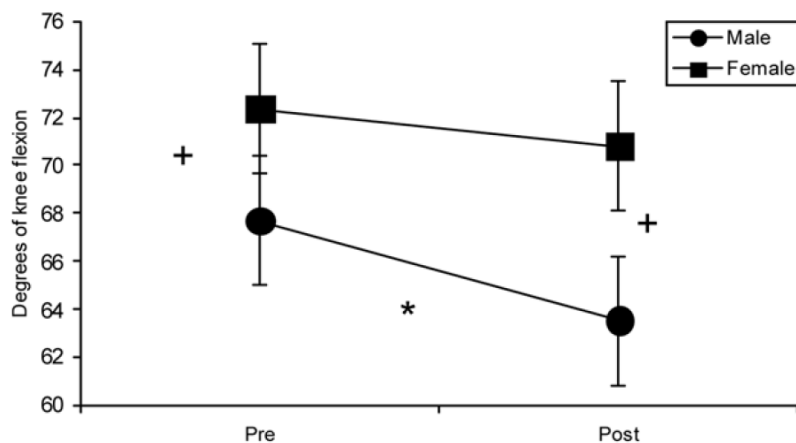


Abb. 20: Geschlecht $\times$ Zeit Interaktion für die Knieflexion in medialer Richtung (+ $p < 0.05$, Gruppendifferenz) nach Gribble et al. (2009, S.250)

In posteriorer Richtung erreichten die Frauen längere Weiten als die Männer, sowohl bei den Pre- also auch bei den Post-Tests (siehe Abb.21). Die Voreremüdung beeinflusste die Werte der maximalen Reichweite der Frauen daher in geringerem Maße als die der Männer ($F_{1,14} = 6.67$, $p = .022$).

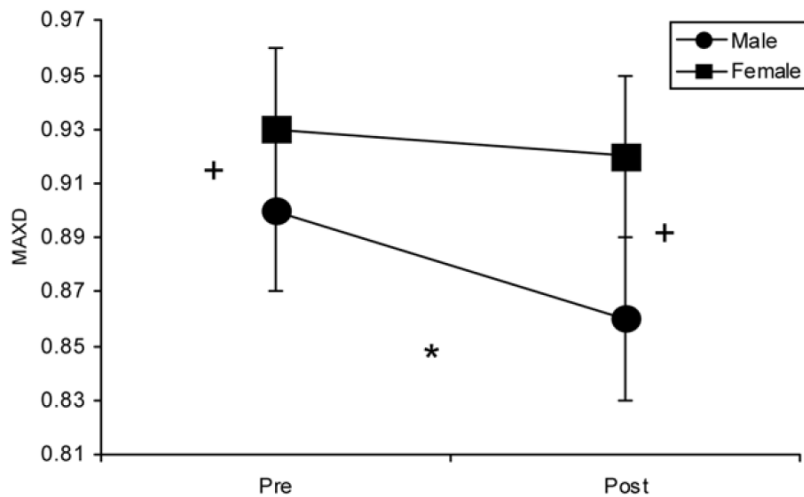


Abb. 21: Geschlecht $\times$ Zeit Interaktion für die auf die Beinlänge normalisierte Reichweite in posteriorer Richtung (MAXD; + $p < 0.05$, Gruppendifferenz) nach Gribble et al. (2009, S.251)

Nach der Ermüdungskomponente wurde bei den Probandinnen ein signifikant größerer Knieflexionswinkel ($60.36^\circ \pm 3.03^\circ$) festgestellt (siehe Abb.22). Im Vergleich dazu erreichten die Männer einen durchschnittlichen Knieflexionswinkel von $54.56^\circ \pm 3.03^\circ$ ($F_{1,14} = 8.375$, $p = .012$).

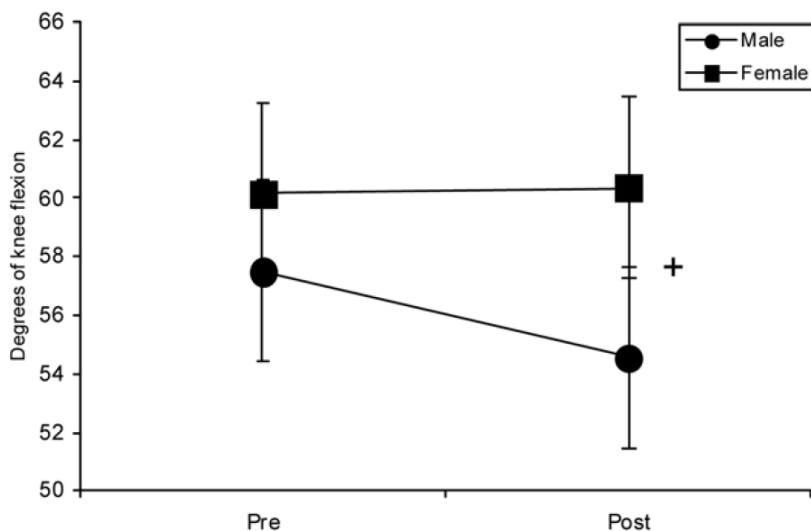


Abb. 22: Interaktion für die Knieflexion in posteriorer Richtung (+ $p < 0.05$, Gruppendifferenz) nach Gribble et al. (2009, S.251)

Die Ergebnisse von Gribble et al. (2009) zeigen, dass das Geschlecht einen Einfluss auf die maximale Reichweite beim SEBT hat, der sich unter Vorermüdung verstärkt. Die Ermüdung hat demnach einen stärkeren Einfluss auf Männer. Frauen konnten die Ermüdungskomponente im Gegensatz dazu besser kompensieren, indem sie

unterschiedliche Strategien anwendeten. Die größere Reichweite der Frauen erklären sich Gribble et al. (2009) durch den größeren Kniewinkel.

Faraldo-García et al. (2011) haben ebenfalls geschlechterspezifische Unterschiede im dynamischen Gleichgewicht gemessen. Dabei wurden 35 weibliche und 35 männliche Personen im Alter zwischen 16 und 81 Jahren mittels SOT (sensory organisation test) und LOS (limits of stability) auf dem Smart Balance Master getestet. Während die Männer beim SOT signifikant höhere prozentuelle Gleichgewichtswerte im Stand auf einer fixierten Fläche und fixierter Wand mit offenen Augen zeigten (Condition1), erreichten die Frauen auf der fixierten Platte mit beweglichem visuellen Umfeld mit offenen Augen signifikant höhere prozentuelle Testwerte (Condition 3; siehe Tab.32).

Tab. 32: Deskriptive Statistik des SOT

	Condition 1	Condition 2	Condition 3	Condition 4	Condition 5	Condition 6	Compound
<i>Mean</i>	94.70	92.09	92.44	84.72	64.36	70.10	79.86
M	94.86*	92.26	91.62*	84.79	64.72	70.10	79.74
F	94.54*	91.91	93.27*	84.66	63.99	70.10	79.97
<i>Median</i>	95.00	92.50	93.00	85.67	64.17	70.67	81.00
M	96.00	93.00	91.00	86.00	66.33	70.33	81.00
F	95.00	92.00	93.33	85.33	63.00	71.00	81.00
<i>Standard deviation</i>	3.66	3.22	3.19	8.45	10.86	11.83	5.67
M	4.41	2.94	3.71	8.18	11.45	10.50	6.17
F	2.78	3.52	2.35	8.84	10.38	13.19	5.22
<i>Maximum</i>	98.00	97.00	98.00	95.67	82.00	90.00	90.00
M	98.00	97.00	96.33	95.33	82.00	87.00	90.00
F	98.00	97.00	98.00	95.67	82.00	90.00	88.00
<i>Minimum</i>	72.00	82.00	80.33	46.67	36.67	30.00	68.00
M	72.00	82.00	80.33	51.00	38.00	41.67	68.00
F	84.00	83.00	88.33	46.67	36.67	30.00	68.00

F: females; M: males.

* $P < .05$.

Quelle: Faraldo-García et al. (2011, S.335)

Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Mathesona et al. (1999). Ältere Männer haben im Vergleich zu Frauen eine schlechtere posturale Kontrolle unter visuellen und vestibulären Konfliktsituationen. Auch Hirabayashi und Iwasaki (1995) fanden bei 7 bis 8-jährigen Kindern geschlechterspezifische Unterschiede im SOT mit geschlossenen Augen und mobiler Platte (Condition 5), wobei die Buben signifikant schlechter abschnitten als die Mädchen. Die Autoren erklären dies durch die spätere Entwicklung der vestibulären Funktion bei Männern.

Nach Faraldo-García et al. (2011, S.336) wenden Frauen unter der Testkondition mit offenen Augen, fixierter Wand und beweglicher Platte im Vergleich zu den Männern signifikant häufiger die Sprunggelenksstrategie (90.1%) an. Als mögliche Erklärung dieses

Ergebnisses nennen die Autoren das Tragen von High-Heels, was mit einer Reduktion der Standfläche einhergeht und eine stärkere Stabilisation des Sprunggelenks erfordert.

Beim LOS konnten Faraldo-García et al. (2011, S. 336) signifikante Genderunterschiede in der Reaktionszeit und der Bewegungsgeschwindigkeit feststellen. Während die Probandinnen höhere Werte in der Reaktionszeit nach rechts ($p=.022$) und in den Mittelwerten der Reaktionszeit ($p=.011$) erreichten, konnten bei den Männern höhere Geschwindigkeiten in posteriorer ($p=.001$) und rechter Richtung ($p=.04$) aufgezeichnet werden. Männer reagierten demnach schneller als Frauen in den genannten Testkonditionen.

Ebenfalls haben Musselman und Brouwer (2005) mittels LOS untersucht, ob das Geschlecht die Gleichgewichtsleistung beeinflusst. Zusätzlich wurde die physische Leistungsfähigkeit der getesteten 20 Senioren und 20 Seniorinnen (Durchschnittsalter 74.5 ± 5.3 Jahre) durch die Erhebung der Ganggeschwindigkeit, des Kontraktionsmuster der Beinbeuger und -strecker, einer Befragung zum Aktivitätslevel und dem Vertrauen in die Gleichgewichtsfähigkeit bestimmt. Die Autorinnen konnten im Gegensatz zu Faraldo-García et al. (2011, S.336) keine geschlechtsspezifischen Unterschiede in der Ganggeschwindigkeit, in den Ergebnissen des LOS normalisiert auf die Körpergröße, dem Aktivitätslevel und dem Gleichgewichtsvertrauen ($p=.88$) feststellen. Lässt man die Körpergröße außer Acht, haben die weiblichen Probandinnen geringere Auslenkungen ihres COPs nach anterior-posterior ($p=.012$) und mediolateral ($p=.022$) im Vergleich zu den Männern. Tabelle 33 zeigt, dass die Frauen um durchschnittlich 11 cm kleiner waren als die Männer, wodurch der Unterschied in den COP-Bewegungen erklärt werden könnte. Die Körpergröße kann 15% und 18% der Varianz in den maximalen COP-Schwankungen nach anterior-posterior und medial-lateral aufklären.

Tab. 33: Mittelwerte und Standardabweichungen der personenbezogenen Daten und maximalen COP-Schwankungen

Variable	Men	Women	<i>p</i>
Age (years)	75.4 ± 5.5	73.6 ± 5.0	.272
Height (cm)	173.6 ± 5.8	162.2 ± 6.3	.001
Weight (kg)	72.5 ± 8.4	65.4 ± 11.0	.029
Body-mass index (kg/m ²)	24.1 ± 3.2	25.3 ± 3.8	.305
Mediolateral limits of stability (cm)	21.3 ± 2.7	19.0 ± 3.4	.022
Mediolateral limits of stability/height × 10 ⁻²	12.2 ± 1.5	11.7 ± 2.0	.324
Anteroposterior limits of stability (cm)	12.4 ± 1.7	10.8 ± 2.1	.012
Anteroposterior limits of stability/height × 10 ⁻²	7.1 ± 1.0	6.6 ± 1.4	.188

Quelle: Musselman und Brouwer (2005, S.244)

Vergleicht man die Ergebnisse von Faraldo-García et al. (2011) mit jenen von Musselman und Brouwer (2005), lässt sich feststellen, dass Frauen geringere COP-Schwankungen und eine schlechtere Reaktionszeit im Vergleich zu den Männern haben.

Steffen und Mollinger (2005) konnten in ihrer Studie keine signifikanten Zusammenhänge beim ABC-, den MDRT- und den PPT-Werten in Bezug auf das Geschlecht berechnen. Auch Cooper et al. (2011, S.5) haben in ihrer Kohortenstudie keine signifikanten Genderdifferenzen beim Timed up and Go Test (TUG) bezogen auf das Alter und die Körpergröße gefunden.

Die Studien zeigen, dass Männer signifikant geringere Reichweiten bei den dynamischen Gleichgewichtstests erreichten, die sich durch den geringeren Kniewinkel erklären lassen und durch Vorer müdung verstärkt werden (vgl. Gribble et al., 2009, S.253). In Bezug auf das Gleichgewicht sind diese Ergebnisse nicht sehr aussagekräftig, da sie sich sehr auf die Kraftkomponente des SEBT beziehen. Die Reichweite des SEBT wird stark von der Muskelkraft des Standbeins und der Beweglichkeit in den Gelenken beeinflusst. Es wäre wünschenswert, die posturale Komponente in weiteren Studien miteinzubeziehen, um herauszufinden, ob es einen geschlechterspezifischen Unterschied in der Gleichgewichtsfähigkeit gibt.

Faraldo-García et al. (2011) zeigten, dass Männer beim LOS bessere Reaktionszeiten erzielten, jedoch bei Konditionen unter visuellen Konflikten schlechter abschnitten als die Frauen. Keine Genderdifferenzen konnten Musselman und Brouwer (2005) bei den Ergebnissen des LOS finden. Daher konnte anhand der herangezogenen Studien ein

Gendereffekt bezogen auf das dynamische Gleichgewicht ebenfalls nicht eindeutig belegt werden. Sowohl bei den Testparametern des statischen, als auch jenen des dynamischen Gleichgewichts schnitten Männer bei visuellen Konfliktsituationen signifikant schlechter ab als Frauen.

Da geschlechtsspezifische Unterschiede häufig mit Differenzen in der Körpergröße, den Körperbautypen und der Fettverteilung, sowie anderen anatomischen Faktoren zusammenhängen, sind die Ergebnisse der geschlechtervergleichenden Studien mit Vorsicht zu genießen.

Im folgenden Kapitel soll nun der Einfluss des Körpergewichts auf das statische und dynamische Gleichgewicht behandelt werden.

4.4 Körpergewicht

Das Körpergewicht und der damit verbundene Body Mass Index (BMI) wird in der Literatur häufig in Zusammenhang mit der Gleichgewichtsfähigkeit diskutiert. Adipöse ernähren sich falsch, treiben oft wenig Sport und haben dadurch einen geringeren Bewegungsschatz. Um Adipöse in der Therapie optimal zu unterstützen ist es relevant, einen möglichen Zusammenhang zwischen dem Körpergewicht und der Gleichgewichtsfähigkeit zu berücksichtigen.

Es lässt sich vermuten, dass Adipöse schlechtere Testergebnisse vor allem bei dynamischen Gleichgewichtstests erzielen als Normalgewichtige. Wenn ein Körper mit einer größeren Masse ins Schwanken gerät, ist mehr Kraft erforderlich, um ihn wieder in den Gleichgewichtszustand zurück zu bringen. Adipöse müssen demnach mehr Kraft aufbringen, um auf Störfaktoren zu reagieren und ihre Gelenke zu stabilisieren. Ob sich diese Vermutung bestätigen lässt, soll nun anhand von wissenschaftlichen Studien, die sich im Recherchezeitraum vom 3.3.2012 bis 2.6.2012 unter Eingabe der Wörter „obesity“, „overweight“, „static“, „dynamic“, „balance“, „body weight“, „effect“ und „postural stability“ in den Suchmaschinen Vifasport, Sciencedirect und Isiwebofknowledge (siehe Rechercheprotokoll im Anhang) als geeignet erwiesen haben, bearbeitet werden.

4.4.1 Statisches Gleichgewicht

Die Frage, welchen Einfluss das Körpergewicht auf das statische Gleichgewicht hat, gehen Greve et al. (2007) nach. Sie zeigten, dass ein höherer BMI größere posturale Schwankungen bedingt. Dazu haben die Autoren 40 junge Männer mit einem

durchschnittlichen BMI von $23.3 (\pm 3.2)$ mittels Biodex Balance System einer Reihe von funktionalen Tests unterzogen und eine signifikante Korrelation zwischen deren allgemeinen Stabilitätsindex und dem BMI (dominante Seite: $r = 0.723$; nicht-dominante Seite: $r = 0.705$) berechnet. Sie konnten eine signifikante Korrelation zwischen den anterior-posterioren und medial-lateralen Stabilitätsindizes und dem BMI (dominante Seite: $r = 0.65$; und $r = 0.721$ für AP und ML) finden.

Neben Greve et al. (2007) konnten Menegoni et al. (2009) signifikante Unterschiede in der Gleichgewichtsfähigkeit zwischen normalgewichtigen und übergewichtigen Männern finden, nicht aber bei Frauen. In der Studie wurden 22 übergewichtige Frauen (BMI: $41.1 \pm 4.1 \text{ kg/m}^2$), 22 übergewichtige Männer (BMI: $40.2 \pm 5 \text{ kg/m}^2$) und jeweils 10 normalgewichtige Männer und Frauen, die als Kontrollgruppe dienten, hinsichtlich ihrer statischen Gleichgewichtsfähigkeit untersucht. Die Testung erfolgte mit Hilfe einer Druckmessplatte, wobei die anterior-posterioren und medial-lateralen COP-Schwankungen und deren Geschwindigkeit beim klassischen Zweibeinstand barfuß auf der Platte aufgezeichnet wurden. Es konnten keine signifikanten Unterschiede in der Gleichgewichtsfähigkeit zwischen den übergewichtigen Frauen und Männern festgestellt werden.

Verglichen zu den normalgewichtigen Probandinnen und Probanden konnten jedoch bei den übergewichtigen Männern größere COP-Schwankungen gefunden werden (siehe Tab.34). Folgende Parameter wurden berechnet:

- RMS_{AP} (Root mean square nach anterior-posterior)
- $RANGE_{AP}$ (Maximale Auslenkung in anterior-posteriore Richtung)
- MV_{AP} (durchschnittliche Geschwindigkeit)
- RMS_{ML}
- $RANGE_{ML}$
- MV_{ML}
- RMS_{COP} (RMS-Distanz für den COP vom Zentrum gemessen)
- $AREA_{COP}$ (Fläche der Ellipse)
- $ANGLE_{COP}$ (angular deviation des anterior-posterioren Schwankungen)
- MV_{COP} (durchschnittliche COP-Geschwindigkeit)

Ausgenommen des Parameters $ANGLE_{COP}$ ($r = 0.36 - 0.58$, $p < 0.05$) korrelierten bei den Männern alle Parameter mit dem Körpergewicht (Menegoni et al., 2009, S.1953; siehe

Tab.34). Übergewicht zeigt bei Männern eine höhere posturale Aktivität bezogen auf die Parameter der mittleren Geschwindigkeit des COPs (MV_{AP} , MV_{ML} , MV_{CoP} ; vgl. Tab.35). Übergewichtige Männer haben demzufolge größere Schwierigkeiten, ihr Gleichgewicht zu halten, verglichen mit normalgewichtigen Männern.

Tab. 34: Pearson-Korrelation zwischen den normalisierten COP-Parametern und dem Körpergewicht eingeteilt nach dem Geschlecht

	Females	Males
RMS_{AP}	0.36	0.45
$RANGE_{AP}$	0.43	0.36
MV_{AP}	0.74	0.55
RMS_{ML}	NS	0.46
$RANGE_{ML}$	NS	0.52
MV_{ML}	0.35	0.51
RMS_{CoP}	NS	0.51
$AREA_{CoP}$	NS	0.46
$ANGLE_{CoP}$	NS	NS
MV_{CoP}	0.65	0.58

AP, antero-posterior; CoP, center of pressure; ML, medio-lateral; MV, mean velocity; NS, not significant; RMS, root mean square.

Quelle: Menegoni et al. (2009, S.1954)

Tab. 35: Normalisierte COP-basierende Mittelwerte und Standardabweichungen der männlichen Gruppen

	HM	OM
Height (mm)	1,751 ± 30	1,756 ± 69
Height normalized parameters		
RMS_{AP}	2.7 ± 1.0	3.8 ± 0.9**
$RANGE_{AP}$	15.8 ± 5.8	21.2 ± 5.8*
MV_{AP}	6.9 ± 2.3	9.5 ± 1.6***
RMS_{ML}	2.2 ± 0.6	3.0 ± 0.8*
$RANGE_{ML}$	12.2 ± 3.5	17.2 ± 5.0**
MV_{ML}	5.2 ± 1.8	7.0 ± 1.7*
RMS_{CoP}	3.5 ± 1.1	4.8 ± 1.1**
$AREA_{CoP}$	77.6 ± 45.8	140.3 ± 60.8**
$ANGLE_{CoP}$	24 ± 18	22 ± 22
MV_{CoP}	9.5 ± 3.1	13.0 ± 2.2**

AP, antero-posterior; CoP, center of pressure; HM, healthy male; ML, medio-lateral; MV, mean velocity; OM, obese male; RMS, root mean square.

All the parameters except the $ANGLE_{CoP}$ resulted statistically different: * $P < 0.05$;

** $P < 0.01$; *** $P < 0.001$.

Quelle: Menegoni et al. (2009, S.1953)

Bei den weiblichen Testpersonen konnten für die Parameter Körpergröße, MV_{AP} , MV_{ML} , RMS_{COP} und MV_{COP} signifikante Unterschiede zwischen den normalgewichtigen und übergewichtigen Probandinnen festgestellt werden. Adipöse Frauen erzielten demzufolge schlechtere Werte in der Messung der statischen Gleichgewichtsfähigkeit.

Tab. 36: Normalisierte COP-basierende Mittelwerte und Standardabweichungen der weiblichen Gruppen

	HF	OF
Height (mm)	1,650 ± 24	1,595 ± 36***
Height normalized parameters		
RMS_{AP}	3.2 ± 0.8	4.0 ± 1.0*
$RANGE_{AP}$	17.3 ± 3.8	22.4 ± 6.3*
MV_{AP}	6.2 ± 1.6	10.0 ± 1.4***
RMS_{ML}	2.6 ± 0.6	3.2 ± 1.2
$RANGE_{ML}$	14.9 ± 3.9	18.4 ± 6.2
MV_{ML}	5.5 ± 1.4	6.8 ± 1.4*
RMS_{CoP}	4.1 ± 0.9	5.1 ± 1.4*
$AREA_{CoP}$	98.1 ± 35.9	147.2 ± 86.3
$ANGLE_{CoP}$	25 ± 29	28 ± 31
MV_{CoP}	9.2 ± 2.2	13.3 ± 2.0***

AP, antero-posterior; CoP, center of pressure; HF, healthy female; ML, medio-lateral; MV, mean velocity; OF, obese female; RMS, root mean square.

AP parameters, velocity parameters and RMS_{CoP} resulted statistically different:

* $P < 0.05$; ** $P < 0.01$; *** $P < 0.001$.

Quelle: Menegoni et al. (2009, S.1953)

Bei den Frauen korrelierte das Körpergewicht mit den AP-Parametern ($r = 0.36 - 0.74$, $p < 0.05$) und der COP-Geschwindigkeit ($r = 0.35$ bis 0.74 , $p < 0.05$; siehe Tab.36). Bei den Parametern RMS_{ML} , $RANGE_{ML}$ und $AREA_{COP}$ konnten keinen Zusammenhang zum Körpergewicht bei den Frauen gefunden werden. Demzufolge gab es einen Zusammenhang zwischen den anterior-posterioren Parametern und dem Körpergewicht, während die medio-lateralen und plantaren Parameter keine Korrelation zeigten. Übergewicht erfordert den Autoren zufolge eine gesteigerte Muskelaktivität im Sprunggelenksbereich, um den COP in anterior-posteriorer Richtung innerhalb der Unterstützungsfläche zu halten. In medio-lateraler Richtung erfordert im Gegensatz dazu einen speziellen Kontrollmechanismus im Hüftgelenk (vgl. Rougier, 2007; zit.n. Menegoni, 2009, S.1954).

Festzuhalten ist, dass Übergewicht die anterior-posterioren Schwankungen in beiden Geschlechtern negativ beeinflusst, und geschlechtsspezifische Unterschiede in Bezug auf das Übergewicht und die posturalen Fähigkeiten in medio-lateraler Richtung aufgezeigt

werden konnten. Demzufolge zeigen übergewichtige Männer größere COP-Schwankungen in medio-lateraler Richtung als übergewichtige Frauen. Die stärkste Korrelation wurde zwischen dem Körpergewicht und dem $AREA_{COP}$ gefunden (siehe Abb. 26), und $RANGE_{ML}$ korrelierte stark mit dem Körpergewicht, allerdings nur bei den Männern (siehe Abb.23).

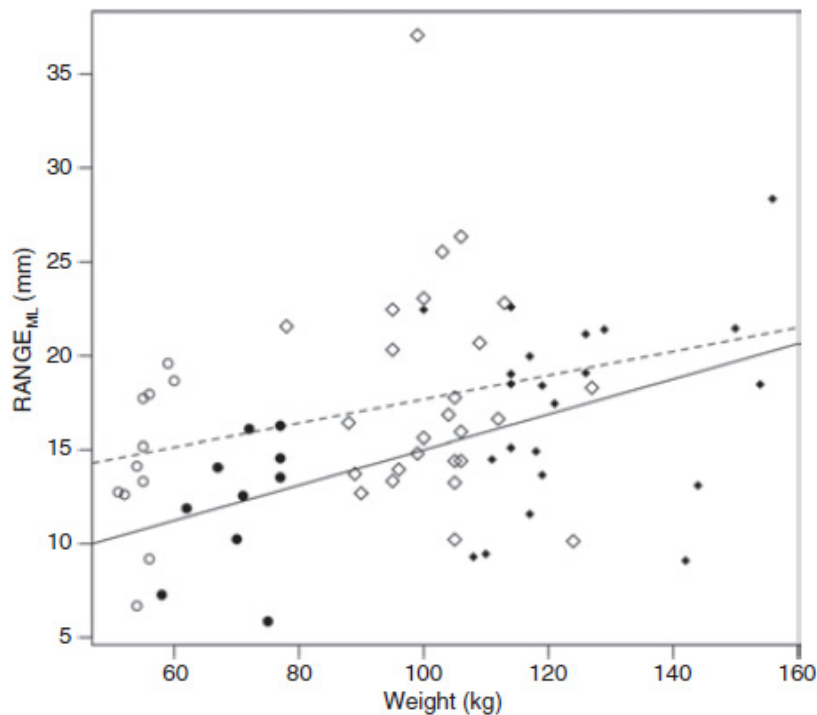


Abb. 23: Korrelation zwischen Körpergewicht und $RANGE_{ML}$ bei den Frauen (HF: weiße Kreise, OF: weiße Quadrate, Regressionslinie strichliert, $r = \text{n.s.}$) und den Männern (HF dunkle Kreise, OM: dunkle Quadrate, Regressionslinie durchgehend, $r = 0.52$) nach Menegoni (2009, S.1954)

Es lässt sich ableiten, dass die Reduktion der Körpermasse, spezielle posturale Gleichgewichtstrainings und Kräftigungsübungen für die Plantarflexoren und Extensoren im Sprunggelenk mögliche Ansätze darstellen, um den Gleichgewichtsproblemen, die sich durch das Übergewicht ergeben, entgegenzuwirken (Clark, 2004; Teasdale et al., 2007; Maffiuletti et al., 2005; zit.n. Menegoni, 2009, S.1955).

Goulding et al. (2003) untersuchten in ihrer Studie ebenfalls den Zusammenhang zwischen diversen posturalen Gleichgewichtstestparametern und dem Körpergewicht. Mittels Bruininks-Oseretsky Sub-Test, der 8 unterschiedlichen Sektionen beinhaltet, wurde die Gleichgewichtsfähigkeit erhoben. Folgende 3 statische Konditionen wurden durchgeführt:

Kondition 1: Einbeinstand auf dem bevorzugten Bein am Boden

Kondition 2: Einbeinstand auf dem bevorzugten Bein auf einem Balken mit offenen Augen

Kondition 3: Einbeinstand auf dem bevorzugten Bein auf einem Balken mit geschlossenen Augen

Neben den 3 statischen Testkonditionen umfasst der Bruininks-Oseretsky Sub-Test auch 4 dynamische Konditionen, die im Kapitel 4.4.2 beschrieben werden.

Zur Testung wurden 91 Probanden im Alter von mindestens 10 Jahren herangezogen und mittels BMI und DXA-Scan (total body dual energy X-ray absorptiometry scan), bei dem die Körperkomposition analysiert wurde, in eine normalgewichtige Gruppe ($n = 68$; BMI < 85 Perzentile bezogen auf das Alter) und eine übergewichtige Gruppe ($n = 25$; BMI > 85 Perzentile bezogen auf das Alter) eingeteilt (vgl. Goulding et al., 2002, S.137ff). Die Messung der physischen Aktivität, die im Vorfeld mittels Fragebogen erhoben wurde, konnte keine Unterschiede zwischen den beiden Gruppen darstellen (siehe Tab.37).

Tab. 37: Vergleich der Ergebnisse der übergewichtigen (BMI > 85. Perzentile) und normalgewichtigen (BMI < 85. Perzentile) Buben

Group	Overweight boys (<i>n</i> = 25)		Boys with healthy BMI (<i>n</i> = 68)		<i>P</i>
	Mean (S.D.)	Range	Mean (S.D.)	Range	
Age (years)	14.8 (2.4)	10.6–19.4	14.9 (2.4)	10–21.1	NS
Height (cm)	166.5 (13.3)	140.8–188.7	167.0 (13.1)	138.7–196.8	NS
Weight (kg)	60.7 (17.6)	40.9–109.0	55.7 (14.0)	32.1–90.1	< 0.001
BMI (kg/m ²)	21.4 (4.2)	19.9–35.5	19.6 (2.6)	14.7–26.2	< 0.015
Lean mass (kg)	45.5 (11.7)	25.7–66.7	44.0 (11.1)	24.8–65.5	NS
Fat mass (kg)	25.0 (10.3)	11.3–51.2	8.5 (4.1)	3.1–21.6	< 0.003
Fat percentage	33.7 (7.6)	16–48	15.3 (5.3)	6–30	< 0.001
Waist circumference (cm)	86.8 (11.1)	67–112	71.0 (6.8)	59–90.8	< 0.001
Vigorous physical activity (h/week)	5.3 (2.6)	1.7–10.8	6.2 (4.6)	0–22	NS
Physical activity score	2.9 (0.9)	1–5	3.2 (1.0)	1–5	NS
Bruininks–Oseretsky composite score	24.5 (3.2)	18–31	26.6 (2.5)	20–32	< 0.005
Equitest SOT score	74.6 (7.0)	60–88	73.7 (8.4)	50–88	NS
Reaction time ^a	0.65 (0.21)	0.41–1.18	0.67 (0.25)	0.32–1.27	NS
Movement velocity ^a	5.66 (2.22)	2.5–9.9	5.35 (1.98)	2.0–10.4	NS
Directional control ^a	73.2 (8.5)	53–87	75.0 (9.1)	29–88	NS
% Endpoint ^a	78.2 (12.0)	51–99	81.8 (13.4)	48–108	NS
% Maximal excursion ^a	95.6 (7.2)	78–107	98.0 (7.5)	74–113	NS

^a Balancemaster limits of stability tests; Bruininks–Oseretsky (maximum score = 32). SOT = sensory organization test, theoretical maximum score (no sway) = 100; NS = *P* > 0.05;

Quelle: Goulding et al. (2002, S.139)

Ein signifikanter negative Korrelation konnte zwischen dem Bruininks_Oseretsky Testscores und der Fettmasse der Buben berechnet werden (vgl. Abb.24) Die Adipösen erreichten signifikant geringere Bruininks-Oseretsky balance Testscores bei den Items 2 und 3, im Vergleich zur normalgewichtigen Gruppe. Moderat stark negative Korrelationen wurden zwischen den Bruininks-Oseretsky Testscores und allen anthropometrischen Messungen gefunden. Übergewichtige Buben haben somit größere Schwierigkeiten, ihr Gleichgewicht zu halten als normalgewichtige. Diese Schwierigkeiten traten besonders unter unbekannten Bedingungen mit reduzierter Standfläche (Konditionen 2 und 3) auf. Eine Ursache dafür könnte eine Schwäche der Muskulatur bezogen auf das Körpergewicht sein.

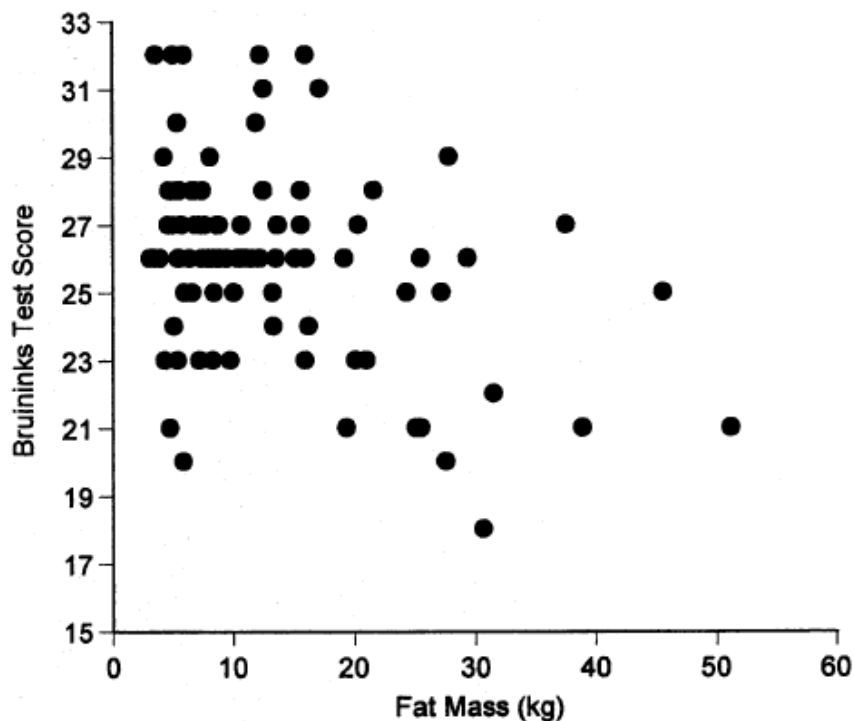


Abb. 24: Zusammenhang zwischen Bruininks-Oseretsky Testscore und Fettmasse der Buben ($r=-0.367$, $p<0.001$) nach Goulding et al. (2002, S. 139)

Übergewicht hat den genannten Studien zufolge einen Einfluss auf das statische Gleichgewicht. Wie erwartet wurde bei adipösen Personen höhere posturale Schwankungen gemessen (Greve et al., 2007). Die Studienergebnisse von Menegoni et al. (2009) zeigen genderbezogene Unterschiede im Einfluss des Übergewichts auf die statische Gleichgewichtsfähigkeit. Übergewichtige Männer schnitten bei den Tests schlechter ab als übergewichtige Frauen. Eine mögliche Erklärung dafür wäre die

unterschiedliche Fettverteilung zwischen dem androgenen und dem gynoiden Körpertypen, die in der angegebenen Studie jedoch nicht berücksichtigt wurde.

Den Einfluss des Körpergewichts auf das statische Gleichgewicht zeigten auch Gouding et al. (2003). Die Adipösen erzielten schlechtere Testergebnisse in den statischen Konditionen des Bruininks-Oseretsky Sub-Tests, und hatten die größten Probleme unter unbekannten Testkonditionen und bei Konditionen mit reduzierter Standfläche. Den Einfluss von Übergewicht auf das dynamische Gleichgewicht soll anhand der Studie von Gouding et al. (2003) nun im folgenden Abschnitt diskutiert werden.

4.4.2 Dynamisches Gleichgewicht

Gouding et al. (2003) haben den Einfluss des Körpergewichts auf das Gleichgewicht anhand des Bruininks-Oseretsky Sub-Test untersucht. Dieser Test umfasst, neben den 3 statischen Konditionen, die im Kapitel 4.4.1 genannt wurden, folgende 4 dynamische Konditionen:

Kondition 4: Vorwärtsgen auf einer Linie

Kondition 5: Vorwärtsgen auf einem Balken

Kondition 6: Vorwärtsgen mit Fersenaufsatz anschließend zu den Zehen des zweiten Fußes auf einer Linie

Kondition 7: Vorwärtsgen mit Fersenaufsatz anschließend zu den Zehen des zweiten Fußes auf einem Balken

Kondition 8: Steigen über ein Hindernis auf dem Balken

Neben dem Bruininks-Oseretsky Sub-Test, bei dem ein maximaler Score von 32 erreicht werden konnte, wurde der Sensory Organization Test (SOT) und der Limits of Stability Test (LOS) am BalanceMaster durchgeführt. Die Übergewichtigen und Normalgewichtigen erreichten ähnliche Werte in der Testung des dynamischen Gleichgewichts. Die Autoren berechneten eine schwache Korrelation ($r = .239$, $p < .022$) zwischen dem Bruininks-Oseretsky Test und dem SOT bzw. dem LOS ($r = .256$, $p < .014$). Die Autoren erklären sich dieses Phänomen dadurch, dass bei den computerunterstützten Testungen die Probanden durch den Zweibeinstand eine größere Standfläche nutzen und demnach stabiler waren als beispielsweise bei den statischen Einbeinständen des Bruininks-Oseretsky Sub-Test (vgl. Goulding et al., 2002, S. 140).

Steffen und Mollinger (2005) konnten in ihrer Studie einen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Körpergewicht und dem ABC-Test, nicht aber für den MDRT, den BBS, den SREO und SREC und den PPT-7 bzw. PPT-9 feststellen, wobei die Korrelation zwischen Körpergewicht und den ABC-Werten mit einem R^2 von -.24 nur einen schwachen negativen Zusammenhang darstellt (siehe Tab. 17, Kapitel 4.2)

Die genannten Studien weisen auf signifikante Korrelationen zwischen dem Körpergewicht und dem statischen Gleichgewicht (vgl. Greve et al., 2007; Menegoni et al., 2009), die sich besonders deutlich bei Testkonditionen mit reduzierter Standfläche zeigen (vgl. Goulding et al., 2003). Der Einfluss des Körpergewichts auf das dynamische Gleichgewicht gilt dagegen als umstritten.

4.5 Training und Gleichgewicht

Das Gleichgewicht spielt im Alltag und in sportlichen Bewegungen eine zentrale Rolle. Gleichgewichtsprobleme, die aufgrund einer hohen Körpermasse oder degenerativen Prozesse im Alter entstehen, müssen durch gezielte Trainingsmaßnahmen behandelt werden, um die Defizite im Alltag zu kompensieren oder bestenfalls zu verhindern. Daher ist es wichtig zu erkennen, welchen Einfluss körperliche Aktivität auf das statische und dynamische Gleichgewicht hat.

Aus der Trainingslehre ist bekannt, dass wiederholte Bewegungen zu Anpassungen im muskulären System führen. Wer öfter auf einem Bein steht, wird darin auch besser werden, weil sich das sensomotorische System an die Aufgabe anpasst. Dieser Lerneffekt ist darauf zurückzuführen, dass sich neue Bewegungsabläufe durch Feedback- und Feedforward-Mechanismen, wie in Kapitel 2.3 beschrieben, im motorischen Cortex abbilden und so neue Strategien zur Aufgabenlösung entwickelt werden. Es stellt sich die Frage, ob dieser Trainingseffekt für statische und dynamische Gleichgewichtsaufgaben gleichermaßen von Bedeutung ist. Ebenso ist von Interesse, durch welche Bewegungen sich die Gleichgewichtsfähigkeit am besten trainieren lässt und welche Sportarten geeignet sind, um Defizite in der Gleichgewichtsfähigkeit zu beheben.

Die Recherche erfolgte im Zeitraum zwischen 3.3.2012 und 1.2.2013 mittels der Suchmaschinen Vifasport, Isiweboknowledge, Sciencedirect und Pubmed. Als Suchwörter dienten „physical activity“, „training“, „static“, „dynamic“, „balance“, „effect“, „healthy“, „comparison“, „postural stability“, „balance exercise training“, „influence“, und „sport-specific training“.

Im Folgenden sollen zunächst retrospektive Studien diskutiert werden, die den Einfluss von körperlicher Bewegung auf das Gleichgewicht haben, und im Anschluss daran prospektive Studien angeführt werden, die einzelne Sportarten und deren Wirkungen auf das Gleichgewicht beschreiben.

4.5.1 Körperliche Aktivität

Da jede Alltagsbewegung nur gelingt, wenn der Körper fähig ist, das Gleichgewicht zu halten, spielen Bewegungen in der Trainierbarkeit des Gleichgewichts eine entscheidende Rolle. In diesem Kapitel soll beleuchtet werden, welchen Einfluss körperliche Aktivität im Allgemeinen auf die statische und dynamische Gleichgewichtsfähigkeit hat. Es geht an dieser Stelle zunächst darum, herauszufinden, ob ein sportlicher Lebensstil, ohne auf spezifische Bewegungen einzugehen, das Gleichgewicht beeinflusst.

Bulbulian und Hargan (2000) und Perrin, Gauchard et al. (1999) beschäftigten sich mit der Fragestellung, ob der Einfluss körperliche Aktivität auf das Gleichgewicht von der zeitlichen Komponente abhängt. Die Teilnehmerinnen und Teilnehmer wurden in beiden Studien nach ihrem Aktivitätslevel in 4 Gruppen eingeteilt (siehe Tab.38).

Tab. 38: Vergleich der Studien von Bulbulian und Hargan (2000, S.319ff) und Perrin et al. (1999, S. 121ff)

Studie	Bulbulian und Hargan (2000, S.319ff)	Perrin et al. (1999, S.121ff)
Einteilung der Probandinnen und Probanden	56 Personen – AA: Frühere Athleten, die vor kurzem noch aktiv waren (n=155; 69.1 ± 4.4 Jahre; 77.8 ± 9.8 kg) – AI: Frühere Athleten, die vor kurzem inaktiv waren (n=12; 66.7 Jahre; 87.2 ± 15.1kg) – CA: Kontrollgruppe, die vor kurzem aktiv war (n=14; 68.6 ± 4.5 Jahre; 73.9 ± 15kg) – CI: Kontrollgruppe, die vor kurzem inaktiv war (n=15; 72.8 ± 4.8 Jahre; 81.1 ± 14.8kg)	65 Personen (71.8 ± 0.8 Jahre) – AA: (Aktiv-aktiv) Frühere Athleten, die vor kurzem noch aktiv waren (n= 13; 73.9 Jahre) – AI: (Aktiv-inaktiv) Personen, die in ihrer Jugend sportlich aktiv waren, aber seit mindestens 30 Jahren keinen Sport mehr ausübten (n= 14; 67.9 Jahre). – IA: (Inaktiv-aktiv) Personen, die erst vor kurzem mit der sportlichen Aktivität begonnen haben und davor inaktiv waren (n= 25; 71.9 Jahre). – II: (Inaktiv-inaktiv) Personen, die nie sportlich

		aktiv waren (n= 13; 73.7 Jahre)
Statische Tests	Zweibein- (Sharpened Romberg Test, Tandemstand) und Einbeinstands mit offenen und geschlossenen für 60 Sekunden	Beidbeinstand für 20 Sekunden mit offenen und 20 Sekunden mit geschlossenen Augen (Parameter: COP-Schwankungen)
Dynamische Tests	Schrittweite und Schrittlänge beim Gehen mit offenen und geschlossenen Augen	Fast Dynamic Test und Slow Sinusoidal Test: EMG der Reizantworten auf externe Störreize

Das statische Gleichgewicht wurde mittels Zweibeinstand erhoben, wobei sich die Zeitdauer der Testungen der beiden Studien unterschied. Während Bulbulian und Hargan (2000, S.320) die Probandinnen und Probanden für die Dauer von 60 Sekunden getestet haben, standen den Teilnehmerinnen und Teilnehmern von Perrin et al. (1999, S.123) 20 Sekunden zur Verfügung. Erstere stellten den Testpersonen einen Probeversuch pro Testkondition zur Verfügung und führten jeden Test 3 Mal durch, wobei der beste Versuch jeweils zur Auswertung herangezogen wurde. Zusätzlich wurden alle 3 Testversuche für alle 4 Testkonditionen miteinander verglichen. Es zeigte sich kein signifikanter Lerneffekt, mit der Ausnahme der AA-Gruppe für den Gleichgewichtstest mit geschlossenen Augen, bei dem die Ergebnisse anstiegen (von 6.2 zu 15.6 Sekunden, $p>0.2$). Während bei Bulbulian und Hargan (2000, S.320f) die Testdauer als Parameter verwendet wurde, ermittelten Perrin et al. (1999, S.122) die COP-Schwankungen beim Zweibeinstand mittels einer Kraftmessplatte.

Um das dynamische Gleichgewicht zu evaluieren haben Bulbulian und Hargan (2000, S.320) die Schrittweite und Schrittlänge mittels Fußabdrücken auf einem am Boden liegenden Papier mit offenen und geschlossenen Augen beim Gehen ermittelt. Perrin et al. (1999, S.123) haben zur Ermittlung der Daten zwei dynamische Tests, bei denen die Probandinnen und Probanden externen Störreizen ausgesetzt waren, angewendet und mittels EMG die Strategien der Reaktionen auf die Reize aufgezeichnet.

4.5.1.1 Statisches Gleichgewicht

Bulbulian und Hargan (2000, S.322) konnten bessere Gleichgewichtsleistungen in den beiden vor kurzem noch aktiven Gruppen (AA und CA) feststellen, welche beim

Sharpened Romberg Test mit offenen Augen signifikant längere Testzeiten ($p < 0.05$) erreichten als die vor kurzem inaktiven Personen (AI und CI). Für die Testkondition mit geschlossenen Augen konnte kein Gruppeneffekt ($p = 0.71$) ermittelt werden (siehe Tab.39).

Tab. 39: Ergebnisse des Sharpened Romberg Tests und des Unipedal Tests mit offenen (EO) und geschlossenen (EC) Augen (Mittelwert und Standardabweichung in Sekunden)

Group ^d	Sharpened Romberg test		Unipedal test	
	EO	EC ^c	EO	EC ^c
AA	60.0 ± 0.0 ^{ae}	20.8 ± 5.2 ^e	40.0 ± 4.5 ^{bef}	7.8 ± 2.5
AI	41.5 ± 7.2	7.8 ± 2.7	33.0 ± 7.1	9.0 ± 3.1
CA	59.4 ± 0.5 ^{ae}	15.3 ± 4.3 ^e	55.1 ± 3.4 ^{ae}	8.3 ± 2.5
CI	41.8 ± 6.1	9.7 ± 4.2	27.5 ± 6.1	3.8 ± 0.6

^a Significant difference from AI and CI ($p < 0.05$).

^b Marginally different from CI ($p = 0.1$).

^c Significant difference from EO for all groups ($p < 0.01$).

^d Group descriptions as outlined in Table 1.

^e Significantly current activity main effect ($p < 0.05$).

^f Marginal activity by group interaction ($p = 0.054$).

Quelle: Bulbulian und Hargan (2000, S.322)

Perrin et al. (1999, S. 124) hingegen konnten zwischen der von vor kurzem noch aktiven Gruppen (AA und IA) und der inaktiven Gruppe (II) eine signifikant höhere Schwankungsfläche in Zusammenhang mit dem Abfall der sportlichen Aktivität, sowohl für die Testung mit offenen als auch mit geschlossenen Augen feststellen (siehe Abb.25).

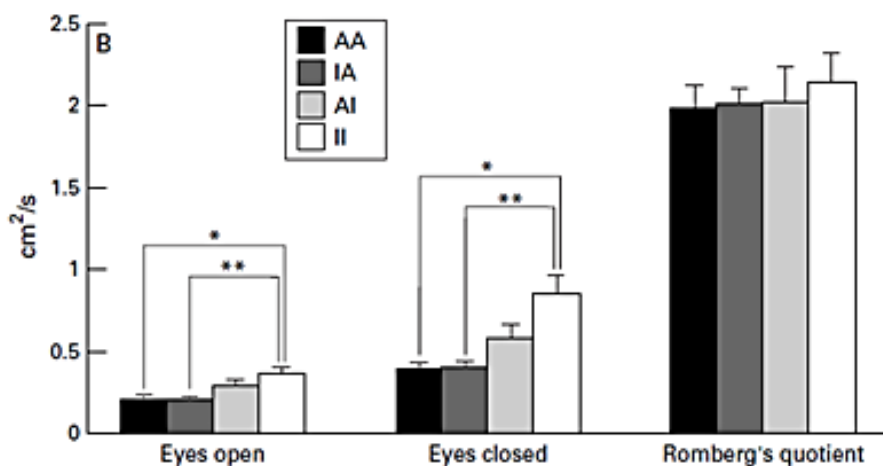


Abb. 25: Vergleich der Ergebnisse des COP-Schwankungsfläche (cm^2) pro Zeit (s) mit offenen und geschlossenen Augen zwischen den 4 Gruppen (Statistische Signifikanz: * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$) nach Perrin et al. (1999, S.123)

Der Romberg-Quotient der COP-Fläche war in allen vier Gruppen gleich, aber der Quotient der Schwankungen des COPs war im Vergleich zur II-Gruppe ($p < 0.05$) signifikant geringer in den vor kurzem aktiven Gruppen (AA und IA). Dass die AI-Gruppe nicht signifikant besser abschnitt als die II-Gruppe, könnte dadurch erklärt werden, dass sportliche Aktivität keinen langen Benefit in der Gleichgewichtsfähigkeit mit sich zieht (Perrin et al., 1999, S.125).

Auch die Werte der anterior-posterioren Schwankungen zeigten eine Verbindung zur sportlichen Aktivität. Höhere Schwankungen in anterior-posteriorer Richtung zeigten sich bei der sportlich inaktiven Gruppe (II) im Vergleich zu den aktiven Gruppen (AA und IA) bei einem Signifikanzniveau von $p < 0.01$ sowohl für die Testung mit offenen also auch mit geschlossenen Augen (Perrin et al., 1999, S.124; vgl. Abb.26). Die inaktiv-gewordene Gruppe (AI) unterschied sich unter der Testkondition mit offenen Augen nicht von der II-Gruppe, erreichte jedoch signifikant bessere Werte als die II-Gruppe mit geschlossenen Augen ($p < 0.05$). Perrin et al. (1999, S.125) erklären sich die geringere Abhängigkeit der aktiven Gruppen von der visuellen Information durch ein besser trainiertes somatosensorisches System.

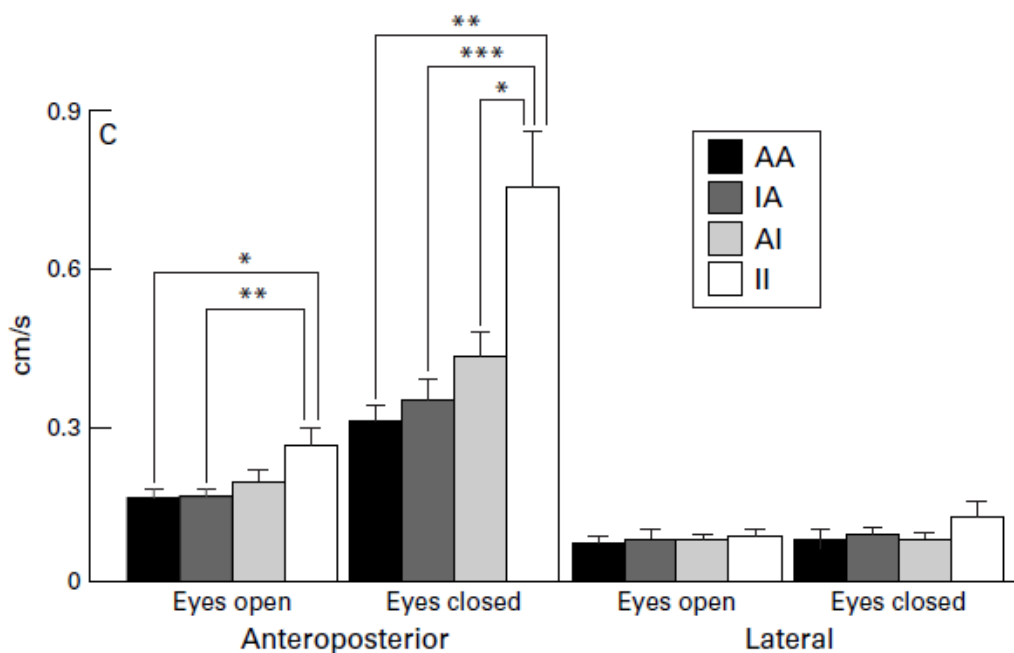


Abb. 26: Vergleich der Ergebnisse der anterior-posterioren und lateralen COP-Schwankungen (cm) pro Sekunde (s) mit offenen und geschlossenen Augen zwischen den 4 Gruppen (Statistische Signifikanz: * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$) nach Perrin et al. (1999, S.123)

Beim Einbeinstand konnten auch Bulbulian und Harrin (2000, S.322f) einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen bei der Testung mit offenen Augen ($p < 0.002$) feststellen (siehe Tab.39). Vor kurzem aktive Probandinnen und Probanden (CA und AA) schnitten besser ab als die vor kurzem inaktiven Gruppen, wobei nur die CA-Gruppe eine statistisch signifikant bessere Gleichgewichtsleistung erbrachten als die beiden vor kurzem inaktiven Gruppen ($p < 0.05$).

Die Ergebnisse von Perrin et al. (1999) verdeutlichen, dass körperliche Aktivität zu einer besseren Leistungsfähigkeit im statischen Gleichgewicht führten, wobei vor kurzem absolviertes Training profitabler ist als sportliche Aktivität in der Jugend. Dies könnte mit dem Alterungsprozess und damit einhergehend mit der Abnahme der Muskelmasse und der Kraft zusammenhängen (vgl. Lexel, 1995; Meusel, 1984; Hurley, 1995; zit.n. Perrin et al., 1999, S.125).

4.5.1.2 Dynamisches Gleichgewicht

Beim dynamischen Gleichgewichtstest erreichten die vor kurzem aktiven Gruppen bei Bulbulian und Harrin (2000, S.323) signifikant längere Schrittlängen als die CI-Gruppe, wobei kein signifikanter Unterschied der Schrittlänge, weder mit offenen, noch mit geschlossenen Augen, zwischen der AI- und den vor kurzem aktiven Gruppen gefunden werden konnte (siehe Tab.40). Die Interpretation der Gleichgewichtsleistungen beim Gehen wurden bereits in früheren Studien untersucht, die gezeigt haben, dass größere Schrittweiten und kürzere Schrittlängen mit Problemen des Gleichgewichts bzw. mit Konditionen, die eine aufrechte Haltung unter erschwerten Bedingungen fordern, wie beispielsweise das bergab-gehen, einhergehen (vgl. Heitmann et al., 1989; Stolze et al., 1997; Winter et al., 1990; Kawamura et al., 1991; zit.n. Bulbulian & Hargan, 2000, S.323).

Tab. 40: Ergebnisse der Schrittlänge mit offenen (EO) und geschlossenen (EC) Augen (Mittelwert und Standardabweichung in mm)

Group ^d	EO	EC
AA	746.1 ± 28.0 ^{ac}	664.0 ± 35.7 ^{bc}
AI	699.0 ± 25.3	587.3 ± 29.2
CA	724.6 ± 24.3 ^{ac}	615.0 ± 27.3 ^{bc}
CI	643.7 ± 26.5	509.6 ± 32.9

^a Significantly different from CI ($p < 0.05$).

^b Significantly different from CI ($p < 0.05$).

^c Significant activity main effect ($p < 0.05$).

^d Group descriptions as outlined in Table 1.

Quelle: Bulbulian und Hargan (2002, S.323)

Auch Perrin et al. (1999, S.124) konnten in den beiden durchgeführten dynamischen Gleichgewichtstests Gruppenunterschiede feststellen. Die inaktive Gruppe (II) erreichte höhere Werte in den kurzen und den langen Latenzantworten auf den Störreiz im Vergleich zu den vor kurzem Aktiven (AA und IA; $p < 0.05$, siehe Abb.27). Ähnliche Trends zeigten sich auch in einer früheren Studie von Perrin et al. (1991), die die Gleichgewichtsfähigkeit bei jüngeren Basketballspielerinnen und -spielern untersuchten. Vor kurzem aktive Personen konnten dabei externe Störreize besser kompensieren, was mit einer besseren neuromuskulären Kontrolle zu tun haben könnte (vgl. Lord, Ward & Williams, 1996; zit.n. Perrin et al., 1999, S. 125).

Die Amplitude der kurzen und langen Latenzzeiten betreffend konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen festgestellt werden. Es zeigte sich jedoch ein Trend dahingehend, dass höhere Zeitwerte mit einer geringeren sportlichen Aktivität einhergehen.

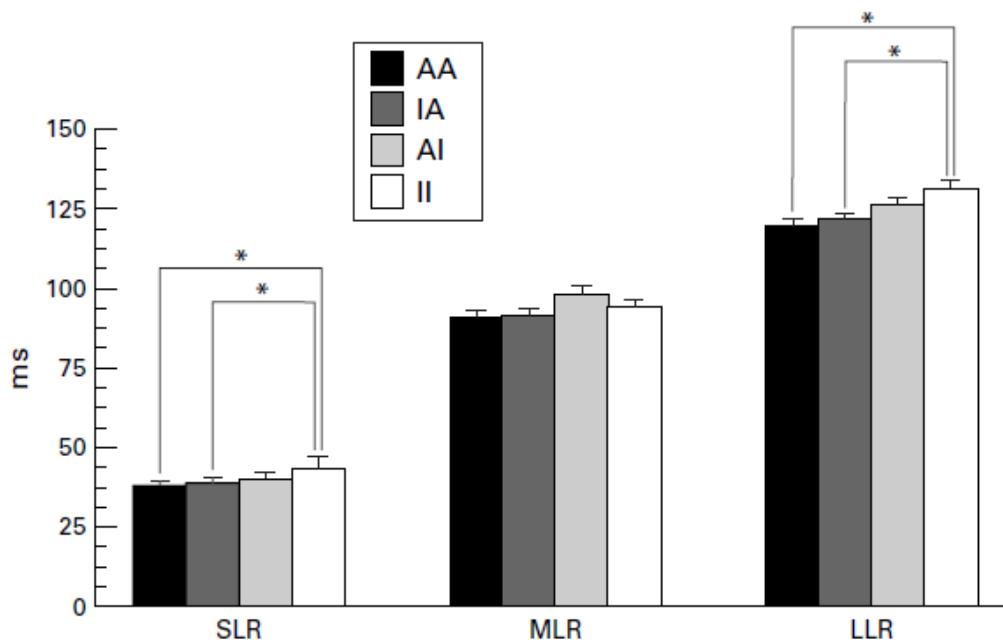


Abb. 27: Vergleich der kurzen (SLR), mittleren (MLR) und langen Latenzantworten (LLR) der elektromyographischen Messungen in den 4 Gruppen gemessen in ms (Statistische Signifikanz: * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$). nach Perrin et al. (1999, S.124)

Beim slow sinusoidal test konnten Perrin et al. (1999, S.124) keine signifikanten Unterschiede bei den dynamischen Gleichgewichtstests mit offenen Augen zwischen den Gruppen feststellen. Im Gegensatz dazu zeigten sich inhomogene Typ-II Muster bei der Testung mit geschlossenen Augen in allen Gruppen (AA 78%, IA 60%, AI 72%, II 62%), sowie auch einige Stürze (AA 8%, IA 12%, AI 7%, II 23%; vgl. Abb.28).

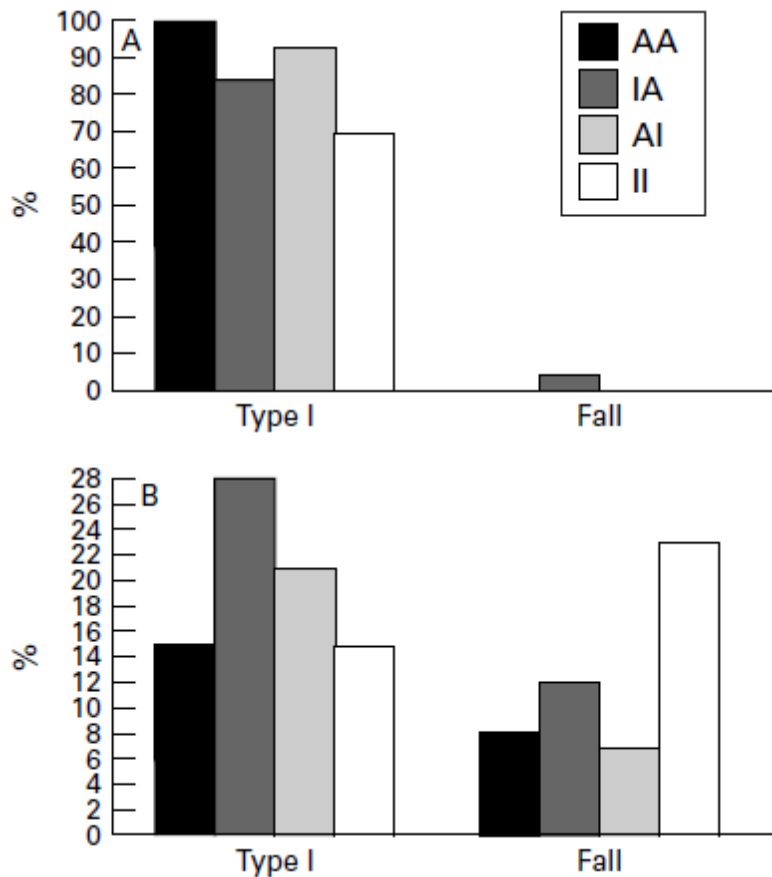


Abb. 28: Gruppenvergleiche der Prozent der Testpersonen der Typ I Muster während des Gleichgewichtstests mit offenen (A) und geschlossenen Augen (B) nach Perrin et al. (1999, S.124)

Als mögliche Ursachen für diese Ergebnisse geben Perrin et al. (1999, S.125) eine geringere Beweglichkeit des Sprunggelenks und eine geringere sensorische Informationsverarbeitung an.

Den genannten Studien zufolge hat körperliche Aktivität einen Einfluss auf die statische und dynamische Gleichgewichtsfähigkeit. Es kann die Hypothese aufgestellt werden, dass vor kurzem ausgeübte physische Aktivität mehr Einfluss auf die statische und dynamische Gleichgewichtsleistung hat als frühere sportliche Aktivität. Gleichsam stellt sich die Frage, welche Rolle die jeweilige Sportart spielt.

4.5.2 Sportartspezifisches Training

Um die Gleichgewichtsfähigkeit von Personen zu verbessern, ist es wichtig, regelmäßig sportlich aktiv zu sein. Dabei stellt sich die Frage, welches Training am besten dazu geeignet ist, um die Entwicklung der Gleichgewichtsfähigkeit zu fördern. Um diese Frage zu beantworten, ist es wesentlich zu wissen, welche Anforderungen diverse Sportarten an

das Gleichgewicht stellen. Eine Balletttänzerin wird wahrscheinlich andere Testergebnisse bei statischen und dynamischen Gleichgewichtstests erzielen als eine Marathonläuferin, weil das Training der beiden Sportlerinnen ganz anders aufgebaut ist. Dies lässt vermuten, dass die Entwicklung der statischen und dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit von sportartspezifischen Komponenten, und somit spezifischen Bewegungen abhängt.

Aufgrund des aktuellen Forschungsstands sollen in diesem Kapitel ausgewählte Sportarten diskutiert werden, deren Effekt sowohl für das statische als auch für das dynamische Gleichgewicht getestet wurden. Zu diesen Sportarten zählen Fußball, Basketball, Gymnastik, Tanzen, Golf, Tai Chi und Wassergymnastik. Zunächst wird der Effekt sportartspezifischen Trainings auf die statische Gleichgewichtsfähigkeit behandelt.

4.5.2.1 Statisches Gleichgewicht

Bressel et al. (2007) haben an 34 freiwilligen Athletinnen (11 Fußballerinnen, 11 Basketballerinnen und 12 Gymnastinnen) den sportartspezifischen Trainingseffekt auf das statische Gleichgewicht BESS (Balance Error Scoring System) nach Riemann et al. (1999) getestet, bei dem 3 Standvariationen (Zweibein-, Einbein- und Tandemstand) an einem harten und einem weichen Untergrund absolviert werden. Nach Bressel et al. (2007, S.44) erzielten Basketballerinnen verglichen mit den Gymnastikerinnen im statischen Test ($p = 0.01$, Effektgröße = 0.86) schlechtere Ergebnisse (Ergebnisse siehe Tab.41).

Tab. 41: Balance Scoren der Fußballerinnen, Basketballerinnen und Gymnastikerinnen (Mittelwert der Gruppe und Standardabweichung)

Sport	Balance Error Scoring System Static Balance, Unitless Error	Star Excursion Balance Test Dynamic Balance, Σ % of Leg Length
Soccer		
Dominant limb	13.3 ± 1.3	756 ± 16.1
Nondominant limb	11.6 ± 1.4	756 ± 13.6
Mean	12.5 ± 1.1	756 ± 14.0†
Basketball		
Dominant limb	13.6 ± 1.1	694 ± 16.1
Nondominant limb	14.5 ± 1.4	714 ± 13.6
Mean	14.1 ± 1.1	704 ± 14.0
Gymnastics		
Dominant limb	8.8 ± 1.1	731 ± 15.4
Nondominant limb	9.3 ± 1.3	739 ± 13.0
Mean	9.1 ± 1.1‡	735 ± 13.4

*Values are mean ± SEM.

†Significantly greater than basketball group, $P = .04$.

‡Significantly less than basketball group, $P = .01$.

Quelle: Bressel et al. (2007, S.44)

Der BESS-Error-Score war für die Gymnastinnen um 55% geringer als für die Basketballerinnen (siehe Abb.29).

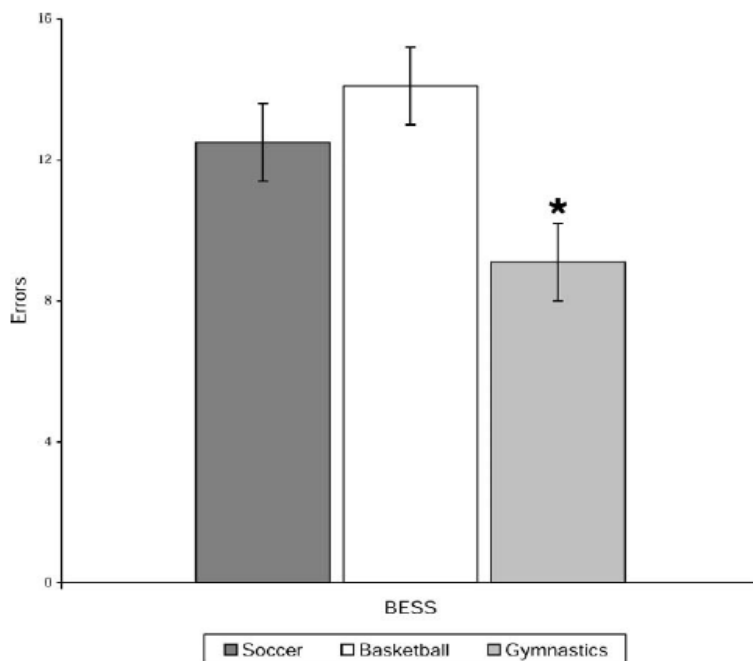


Abb. 29: Vergleich der Ergebnisse des BESS für die Fußballerinnen, Basketballerinnen und Gymnastinnen.

* zeigt, dass die Gymnastinnen weniger Errors erreichten als die Basketballerinnen ($p = .01$; vgl. Bressel et al., 2007, S.45)

Gymnastik eignet sich demzufolge besser zur Verbesserung des statischen Gleichgewichts als Basketball. Dies könnte auf die für die Sportart charakteristischen statischen Elemente wie z.B. das einbeinige Stehen auf dem Schwebebalken zurückzuführen sein. Dass sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gymnastinnen und den Fußballerinnen zeigen, erklären sich die Autoren dadurch, dass die beiden Gleichgewichtstests nicht sensibel genug sind, um feinere Unterschiede in den Gleichgewichtsleistungen zu finden (vgl. Bressel et al., 2007, S. 45).

Zu den ästhetischen Sportarten gehört neben Gymnastik auch Tanzen. Sofiandis et al. (2009) haben den Effekt eines 10-wöchigen griechischen Tanztrainings auf das statische und dynamische Gleichgewicht untersucht. Dazu wurden 26 ältere Personen in zwei Gruppen eingeteilt: eine Tanzgruppe (DG; n = 14; 13 Frauen und 1 Mann; 69.23 ± 4.35 Jahre; 68.45 ± 7.35 kg; 167.23 ± 5.23 cm) und eine Kontrollgruppe (CG; n = 12, 7 Frauen und 5 Männer; 72.57 ± 5.25 Jahre; 70.22 ± 9.92 kg; 169.23 ± 8.45 cm). Die Tanzgruppe nahm zweimal wöchentlich an einem 60-minütigen Tanztraining über 10 Wochen teil. Beide Gruppen wurden vor und nach der Trainingsphase getestet. Zur Evaluierung der Gleichgewichtsfähigkeit und des Trainingseffekts wurden der Sharpened Romberg Tandem (SR, 15 Sekunden) und der Einbeinstand (OL, 10 Sekunden) herangezogen und folgende Parameter ausgewertet (vgl. Sofiandis et al., 2009, S.171):

COP_{max} ... maximale Schwankungsamplitude des COP in sagittaler (x-Achse) und frontaler Ebene (y-Achse)

COP_{SD} ... Standardabweichung der durchschnittlichen COP-Schwankung in sagittaler (x-Achse) und frontaler Ebene (y-Achse)

TR_{max} ... Maximalwert der radialen Verschiebung des Rumpfes in der Translation (x, anterior/posterior) und Rotation (y, medial/lateral)

TR_{SD} ... Standardabweichung der Rumpfvorschiebung in Translation (x) und Rotation (y)

Die Tabellen 42 und 43 zeigen, dass keine signifikanten Differenzen zwischen den Gruppen in den Testergebnissen beider statischer Tests vor der Intervention und keine signifikanten Effekte des Tanzworkouts auf die posturalen Schwankungen des Sharpened Romberg Test festgestellt werden konnten. Eine mögliche Erklärung dafür ist, dass Einbeinstände eine größere posturale Herausforderung darstellen als der Tandemstand (SR).

Tab. 42: Ergebnisse des beim Sharpened-Romberg Tandem-Tests

	Prepractice		Postpractice	
	Dance group	Control group	Dance group	Control group
COP_{max} (x; cm)	3.338 ± 0.689	3.490 ± 0.628	3.502 ± 0.569	3.450 ± 0.307
COP_{max} (y; cm)	2.665 ± 0.895	2.303 ± 0.593	2.498 ± 1.039	2.493 ± 0.835
COP_{SD} (x; cm)	0.713 ± 0.155	0.737 ± 0.163	0.734 ± 0.125	0.733 ± 0.112
COP_{SD} (y; cm)	0.477 ± 0.141	0.445 ± 0.113	0.457 ± 0.193	0.467 ± 0.173
TR_{max} (x; °)	2.299 ± 1.053	3.246 ± 1.752	2.345 ± 0.774	2.650 ± 1.508
TR_{max} (y; °)	2.150 ± 1.084	3.051 ± 1.613	2.389 ± 0.917	2.525 ± 1.478
TR_{SD} (x; °)	0.562 ± 0.236	0.650 ± 0.323	0.576 ± 0.198	0.631 ± 0.369
TR_{SD} (y; °)	0.543 ± 0.253	0.635 ± 0.265	0.607 ± 0.237	0.616 ± 0.379

Quelle: Sofiandis et al. (2009, S.173)

Im Einbeinstand-Test konnten Sofiandis et al. (2009) signifikante Veränderungen der posturalen Schwankungen und der Rumpf-Kinematik nach der Intervention finden (Tab.43).

Tab. 43: Testergebnisse des Einbeinstands

	Prepractice		Postpractice	
	Dance group	Control group	Dance group	Control group
COP_{max} (x; cm)	6.330 ± 3.736	4.938 ± 1.580	4.609 ± 1.585	4.573 ± 1.679
COP_{max} (y; cm)	8.592 ± 5.866	7.199 ± 4.416	$5.087^* \pm 3.058$	6.165 ± 3.504
COP_{SD} (x; cm)	1.332 ± 0.921	0.946 ± 0.212	0.937 ± 0.251	0.906 ± 0.277
COP_{SD} (y; cm)	1.735 ± 1.157	1.423 ± 0.901	$1.068^* \pm 0.0568$	1.246 ± 0.636
TR_{max} (x; °)	6.677 ± 3.819	4.653 ± 1.669	3.277 ± 1.463	3.623 ± 1.671
TR_{max} (y; °)	9.033 ± 4.439	5.785 ± 3.227	$4.598^* \pm 3.069$	5.366 ± 3.018
TR_{SD} (x; °)	1.515 ± 0.830	1.127 ± 0.386	0.805 ± 0.356	0.889 ± 0.485
TR_{SD} (y; °)	2.093 ± 1.184	1.362 ± 0.715	$1.131^* \pm 0.740$	1.296 ± 0.792

*Significantly different than prepractice value at $p < .05$.

Quelle: Sofiandis et al. (2009, S.174)

Die maximalen COP-Schwankungen (COP_{max}) der Tanzgruppe und die COP-Schwankungen (COP_{SD}) in frontaler Ebene (y) beim Einbeinstand waren nach der Intervention signifikant geringer. Die COP-Schwankungen in sagittaler Ebene wurden ebenfalls geringer, erreichten jedoch nicht das Signifikanzniveau von 0.005. Die verbesserte Gleichgewichtsleistung nach der Intervention erklären die Autorinnen und Autoren aufgrund des hohen Anteils an langen Einbeinständen während des traditionell griechischen Tanzes und der Fähigkeit, das Sprunggelenk zu stabilisieren (vgl. Sofianidis

et al., 2009, S.177). Ebenfalls sank nach der Intervention bei der Tanzgruppe die maximale Schwankungsamplitude des Rumpfes (TR_{max}) und die Standardabweichung (TR_{SD}) der maximalen Rumpfbewegung nach medial-lateral (x) signifikant abfällt. Durch Tanztraining kann somit das statische Gleichgewicht nachweislich verbessert werden.

Einen ähnlichen Effekt stellt auch das Golftraining dar. Tsang und Hui-Chan (2010) konnten signifikant längere Standzeiten beim statischen Einbeinstand bei Golfern verglichen mit einer Kontrollgruppe messen (siehe Abb.30). Dazu wurden 11 Golfer und 12 Nicht-Golfer (66.2 ± 6.8 und 71.3 ± 6.6 Jahre alt) untersucht.

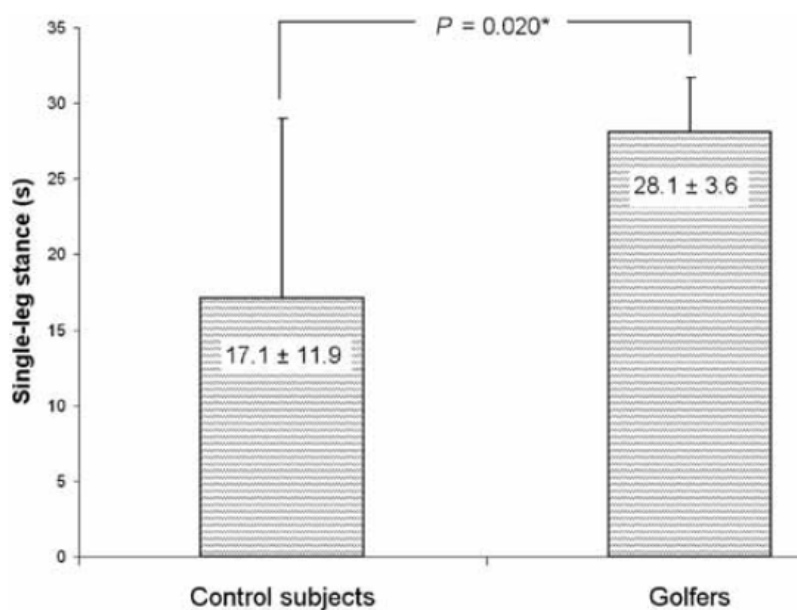


Abb. 30: Vergleich der Ergebnisse des Einbeinstands zwischen der Kontrollgruppe und der Golfgruppe. Dargestellt sind der Mittelwert und die Standardabweichung (* $p < 0.05$) nach Tsang und Hui-Chan (2010, S.7)

Neben Tanzen und Golf stellt auch Wassergymnastik ein Training zur Verbesserung der statischen Gleichgewichtsfähigkeit dar, wobei es mehrere Arten von Wassergymnastik gibt, die sich auch in ihrer Wirkung unterscheiden. Daher haben Kaneda et al. (2008) die Auswirkungen von Aquajogging und herkömmlicher Wassergymnastik auf das Gleichgewicht bei 30 gesunden Älteren (4 Männer, 26 Frauen) im Durchschnittsalter von $60,7 (\pm 4.1)$ Jahren untersucht. Die Hälfte der Personen wurde in der Einfachblindstudie zur Aqua-Jogging Gruppe, die andere Hälfte zur normalen Wassergymnastik eingeteilt. Die Teilnehmerinnen und Teilnehmer führten das Training zweimalwöchentlich für insgesamt 12 Wochen durch. Die Einheiten wurden so gegliedert, dass nach einem 10-minütigen

Aufwärmen am Land und einem 20-minütigem Walkingteil im Wasser ein 30-minütiger Hauptteil folgte, wo die Gruppen ihr spezifisches Training absolvierten. Im Anschluss daran folgten ein 10-minütiger Entspannungsteil an Land und ein 10-minütiger Regenerationsteil im Wasser (Kaneda et al., 2008, S.384). Mittels Posturographie des Zweibeinstandes wurde die statische Gleichgewichtsfähigkeit der Personen erhoben. Es zeigte sich ein signifikanter Abfall der posturalen Schwankungsfläche bei der Wassergymnastik-Gruppe. In Hinblick auf die Schwankungsweite konnte sich die Aquajogging-Gruppe durch das Training signifikant verbessern (Kaneda et al., 2008, S.388; vgl. Tab.44). Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass Wassergymnastik einen stärkeren Einfluss auf das statische Gleichgewicht hat als Aquajogging.

Tab. 44: Ergebnisse der Tests vor und 10 Wochen nach der Intervention (Mittelwert und Standardabweichung)

	Pre		Post	
	NWE (n = 15)	DWRE (n = 15)	NWE (n = 15)	DWRE (n = 15)
Postural-sway distance (cm)	47.42 ± 16.51	45.02 ± 12.39	45.84 ± 15.38	41.24 ± 10.81*
Postural-sway area (cm ²)	2.24 ± 1.19	1.75 ± 0.80	1.70 ± 0.64*	1.84 ± 0.83
Tandem-walking time (s)	7.8 ± 1.3	7.8 ± 2.1	7.3 ± 1.4	6.7 ± 1.2*
Reaction time (ms)	486.8 ± 88.3	461.6 ± 48.6	450.1 ± 69.3*	417.0 ± 36.9*
11-m normal walking speed (m/s)	1.43 ± 0.14	1.38 ± 0.16	1.44 ± 0.18	1.40 ± 0.17
11-m maximal walking speed (m/s)	1.93 ± 0.15	2.00 ± 0.19	1.99 ± 0.20	2.07 ± 0.30

Note. NEW = normal water exercise group; DWRE = deep-water-running exercise group.

*Significant difference between pre- and posttest, $p = .05$

Quelle: Kaneda et al. (2008, S.387)

Um die Auswirkungen von Wassergymnastiktraining auf das Gleichgewicht exakter untersuchen zu können, sind jedoch detailliertere Evaluierungen der Gleichgewichtsfähigkeit erforderlich, da die Testung der posturalen Schwankungen insuffizient ist. Ebenfalls ist anzumerken, dass die Test-Retest-Reliabilität für die posturale Schwankungsfläche (ICC=.54) gering ist.

Der Frage, welchen Einfluss Tai Chi Chuan auf die posturale Stabilität hat, gingen Wong et al. (2001) nach. Die Probandinnen und Probanden der Studie wurden in Gruppen geteilt:

die Kontrollgruppe (n=14) und die Tai Chi-Gruppe (n=25), die mindestens 2 Jahre lang Tai Chi Chuan ausübten. Die Tai Chi-Gruppe wurde anschließend bezogen auf die Trainingsdauer noch einmal unterteilt in Gruppe 1, die weniger als 3 Jahre regelmäßig Tai Chi praktizierte, und die Gruppe 2, die 3 Jahre und länger trainierte. Unter Anwendung des Sensory Organisation Test (SOT) unter 6 Konditionen konnten die Autoren in den statischen Testkonditionen keine signifikanten Unterschiede zwischen der Trainingsgruppe und der Kontrollgruppe feststellen. Dazu gehören der SOT mit offenen Augen und fixiertem Untergrund (EO, Kondition 1) und der SOT mit geschlossenen Augen und fixiertem Untergrund (EC, Kondition 2). Unter der Kondition mit fixiertem Untergrund und auf die Körperschwankungen bezogenem Visusfeld (SV, Kondition 3) konnten die Autoren bessere Ergebnisse der Tai Chi Chuan-Gruppen in der Sprunggelenksstrategie feststellen (Wong et al., 2001, S.610; siehe Tab.45).

Tab. 45: Vergleich der Sprunggelenksstrategie zwischen den drei Gruppen

	Groups	Mean Difference	<i>p</i>
SV	Control and Group I	3.20 ± 1.2	.035*
	Control and Group II	1.99 ± 0.96	.139
	Groups I and II	1.20 ± 1.16	.921
ECSS	Control and Group I	9.15 ± 3.91	.075
	Control and Group II	8.93 ± 3.15	.021*
	Groups I and II	0.22 ± 3.76	1.0
SVSS	Control and Group I	16.38 ± 5.11	.008*
	Control and Group II	15.96 ± 4.11	.001*
	Groups I and II	0.41 ± 4.90	1.0

* *p* < .05 by using Bonferroni adjustment.

Quelle: Wong et al. (2001, S.610)

Zusammenfassend kann behauptet werden, dass Tanzen, Golf und Wassergymnastik einen Einfluss auf das statische Gleichgewicht haben, und demzufolge geeignet sind, um das statische Gleichgewicht zu verbessern. Keine signifikante Verbesserung der statischen Gleichgewichtsfähigkeit wurde in den genannten Studien durch Aquajogging und Tai Chi Chuan erzielt.

4.5.2.2 Dynamisches Gleichgewicht

Der Dynamic Weight-Shiftig Test (WS, 20 Sekunden), den Sofianidis et al. (2009, S.170) in anterior-posteriorer bzw. in medial/lateraler Richtung herangezogen haben, um das dynamische Gleichgewicht zwischen der Tanzgruppe und einer Kontrollgruppe zu

vergleichen. Es zeigte signifikant bessere Testergebnisse in beiden Gruppen nach der Intervention (vgl. Tab.46).

Tab. 46: Maximale anteroposteriore (x) Schwankungsweite (COP_{max}), durchschnittliche Kreisamplitude (TR_M) und Standardabweichung (TR_{sd}) der Rumpfrotation, mittlere Amplitude der anterioren ($TR_{forward}$) und posterioren ($TR_{backward}$) Rumpfneigung und die Anzahl der Gewichtsverlagerungskreise (n cycles) in sagittaler Ebene

	Prepractice		Postpractice	
	Dance group	Control group	Dance group	Control group
COP_{max} (x; cm)	9.12 ± 2.26	10.06 ± 3.21	4.50** ± 0.82	3.25** ± 1.23
TR_M (°)	48.30 ± 12.49	52.27 ± 17.16	69.71** ± 9.97	52.80 ± 12.48
TR_{sd} (°)	6.03 ± 2.67	3.32 ± 1.74	4.44* ± 1.34	4.37 ± 3.65
$TR_{forward}$ (°)	37.71 ± 13.28	31.51 ± 12.77	33.02* ± 8.42	24.28* ± 11.97248
$TR_{backward}$ (°)	-10.85 ± 8.45	-20.94 ± 6.80	-36.6** ± 10.57	-29.01 ± 13.75
n cycles	6.06 ± 1.08	5.75 ± 1.28	9.81* ± 1.25	8.31* ± 2.25

*Significantly different than prepractice value at $p < .05$. **Significantly different than prepractice value at $p < .001$.

Quelle: Sofiandis et al. (2009, S.174)

Der TR_M und der $TR_{backward}$ der Tanzgruppe stiegen nach der Intervention signifikant an, während der TR_{SD} signifikant abfiel. In der Kontrollgruppe konnten dagegen keine signifikanten Unterschiede zwischen Prä- und Posttrainingstest gefunden werden (siehe Abb.31). Der Mittelwert der Auslenkung in anteriorer Richtung ($TR_{forward}$) fiel beim Posttrainingstest in beiden Gruppen signifikant ab, was auf einen möglichen Lerneffekt zurückzuführen sein könnte. Die Anzahl der WS-Zyklen während eines 20-sekündigen Versuchs stieg in beiden Gruppen signifikant an (siehe Tab.47).

Tab. 47: Maximale Schwankungsamplitude (COP_{max}) des COPs in mediolateraler (y) Richtung, mittlere Kreisamplitude (TR_{mean}) und Standardabweichung (TR_{sd}) der Rumpfrotation, und Anzahl der Kreise der Gewichtsverlagerung in frontaler Ebene

	Prepractice		Postpractice	
	Dance group	Control group	Dance group	Control group
COP_{max} (y; cm)	14.370 ± 4.591	19.022 ± 5.818	15.651 ± 3.177	17.922 ± 5.912
TR_M (°)	52.961 ± 13.364	52.267 ± 12.811	63.890* ± 12.184	51.247 ± 13.508
TR_{SD} (°)	3.660 ± 1.472	3.423 ± 1.523	3.685 ± 1.127	3.076 ± 2.071
n cycles	6.059 ± 1.08	5.750 ± 1.28	9.815** ± 1.25	8.312* ± 2.25

*Significantly different than prepractice value at $p < .05$. **Significantly different than prepractice value at $p < .001$.

Quelle: Sofiandis et al. (2009, S.176)

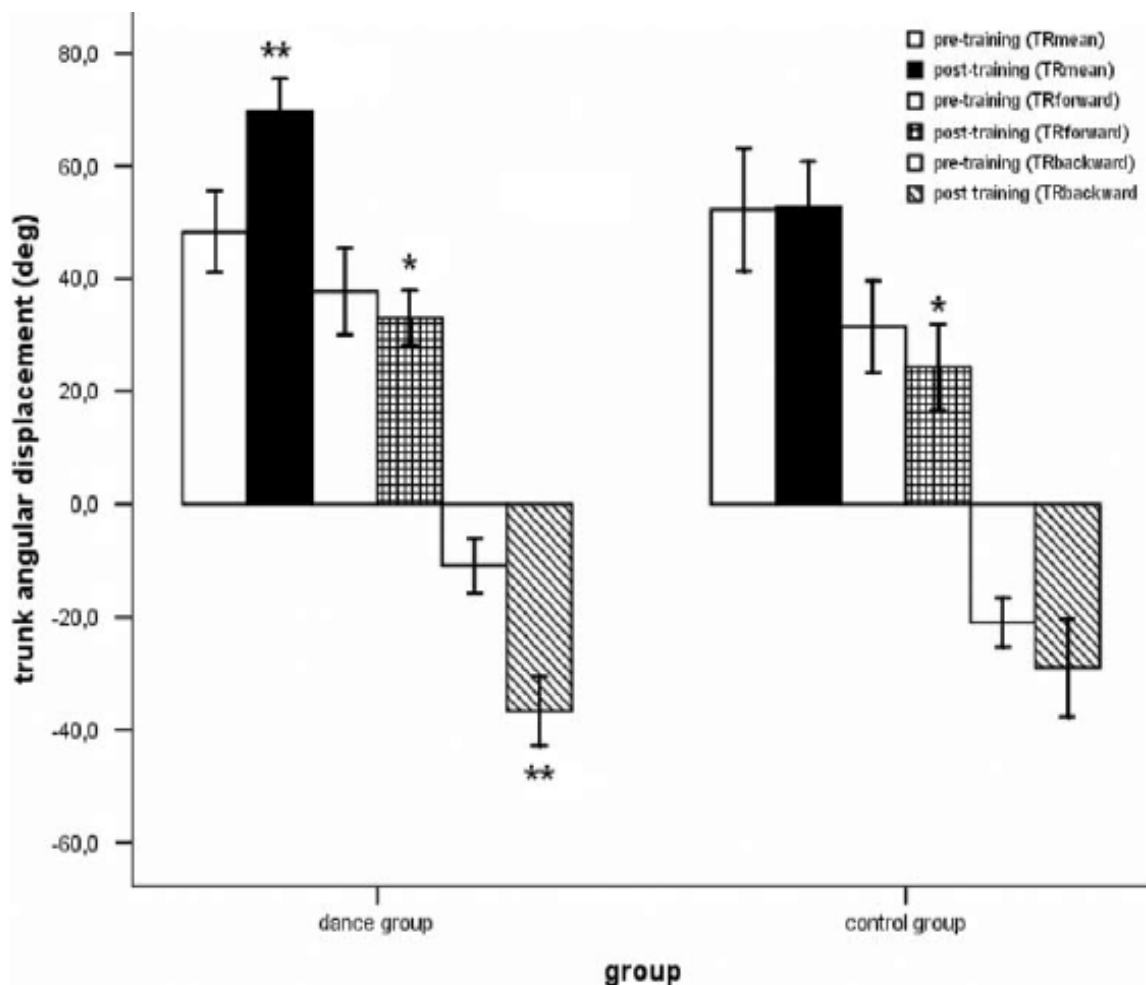


Abb. 31: Durchschnittliche Kreisamplitude der Rumpfrotation (TR_{mean}) und der mittleren Amplitude der anterioren ($TR_{forward}$) und posterioren ($TR_{backward}$) Rumpfneigung während der sagittalen Gewichtsverlagerung vor und nach dem Training. Ein signifikanter Abfall der Rumpfneigung wurde bei der Tanzgruppe berechnet (* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; Sofianidis et al., 2009, S.175)

Tanzen stellt somit ein adäquates Training zur Verbesserung des dynamischen Gleichgewichts dar. Ähnlich effektiv ist auch Aquajogging, wie es die Studie von Kaneda et al. (2008) zeigt. Zur Testung wurden der Tandem-Walking-Test, ein normaler und ein maximaler Walking-Test (11 Meter) zur Messung der Ganggeschwindigkeit, sowie ein Reaktionstest zur Evaluierung der Funktionen des zentralen Nervensystems verwendet. Nach der Intervention konnte ein signifikanter Abfall in der Tandem-Walking Zeit bei der Aquajogging-Gruppe festgestellt werden. Die Reaktionszeit fiel bei beiden Gruppen (Aquajogging und Wassergymnastik) signifikant ab, und auch die Ganggeschwindigkeiten der 11m-Walkingtests zeigten keine signifikanten Gruppenunterschiede. In keiner der

Messungen konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Trainingsgruppen festgestellt werden (siehe Tab.48).

Tab. 48: Ergebnisse der Tests vor und 10 Wochen nach der Intervention (Mittelwert und Standardabweichung)

	Pre		Post	
	NWE (n = 15)	DWRE (n = 15)	NWE (n = 15)	DWRE (n = 15)
Postural-sway distance (cm)	47.42 ± 16.51	45.02 ± 12.39	45.84 ± 15.38	41.24 ± 10.81*
Postural-sway area (cm ²)	2.24 ± 1.19	1.75 ± 0.80	1.70 ± 0.64*	1.84 ± 0.83
Tandem-walking time (s)	7.8 ± 1.3	7.8 ± 2.1	7.3 ± 1.4	6.7 ± 1.2*
Reaction time (ms)	486.8 ± 88.3	461.6 ± 48.6	450.1 ± 69.3*	417.0 ± 36.9*
11-m normal walking speed (m/s)	1.43 ± 0.14	1.38 ± 0.16	1.44 ± 0.18	1.40 ± 0.17
11-m maximal walking speed (m/s)	1.93 ± 0.15	2.00 ± 0.19	1.99 ± 0.20	2.07 ± 0.30

Note. NEW = normal water exercise group; DWRE = deep-water-running exercise group.

*Significant difference between pre- and posttest, $p = .05$

Quelle: Kaneda et al. (2008, S.387)

Während die Wassergymnastikgruppe ihre Reaktionszeit signifikant verbesserte, konnten bei der Aqua-Jogginggruppe signifikante Verbesserungen in der Tandem-Walkingzeit und der Reaktionszeit erzielt werden. Aquajogging stellt daher eine bessere Trainingsmethode dar, um die dynamische Gleichgewichtsfähigkeit und damit einhergehend die Funktionen des zentralen Nervensystems zu verbessern. Anzumerken ist an dieser Stelle, dass andere Faktoren, wie beispielsweise die Veränderung der Muskelkraft, der Flexibilität oder der aeroben Leistungsfähigkeit durch das Training im Wasser mögliche Einflussfaktoren für die dynamischen Gleichgewichtsleistungen darstellen (Kaneda et al., 2008, S.390).

Mit dem Forward-Lunge Test, der auf die Körpergröße normiert wurde, und einem dynamischen Gleichgewichtstest auf der Kraftmessplatte, bei dem die Testpersonen einbeinig stehend mit externen Störfaktoren in Form von Kraftmessplattenbewegungen konfrontiert wurden, haben Tsang und Hui-Chan (2010, S.6) das dynamische Gleichgewicht von Golfern und Nichtgolfern untersucht. Beim dynamischen Einbeinstand konnte die Golfgruppe geringere COP-Schwankungen bei den anterioren ($p=0.005$) und

posterioren ($p=0.041$) Plattenbewegungen erreichen als die Kontrollgruppe (siehe Abb. 32).

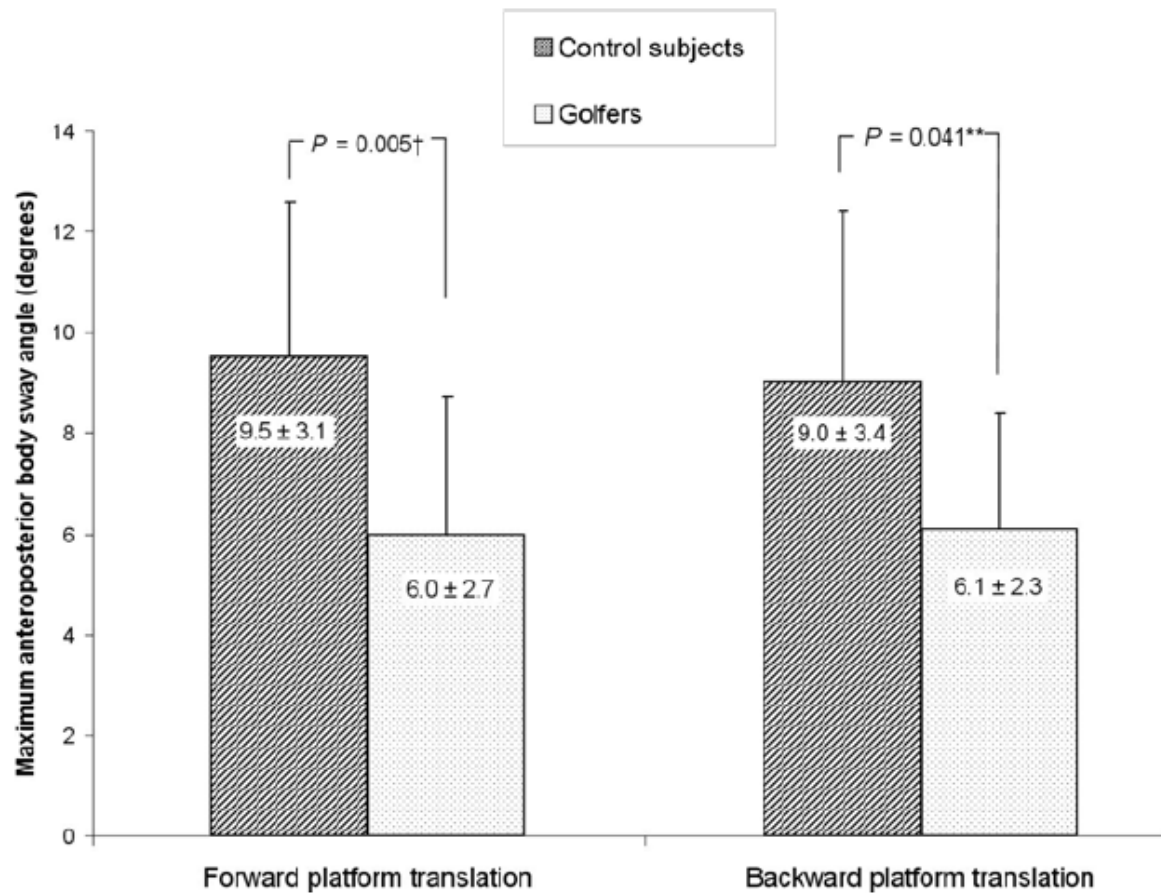


Abb. 32: Vergleich der Ergebnisse des Einbeinstands mit externem Störreiz zwischen den beiden Gruppen (** $p < 0.05$, $^\dagger p < 0.01$) berechnet durch univariate Tests (multivariate Tests zeigen eine allgemeine statistisch signifikante Differenz bei $p = 0.023$; Tsang & Hui-Chan, 2010, S.7)

Auch beim Forward-Lunge Test schnitten die Golfer besser ab (vgl. Abb.33). Sie erreichten längere Schrittlängen sowohl für das dominante als auch für das nicht-dominante Bein ($p=0.043$).

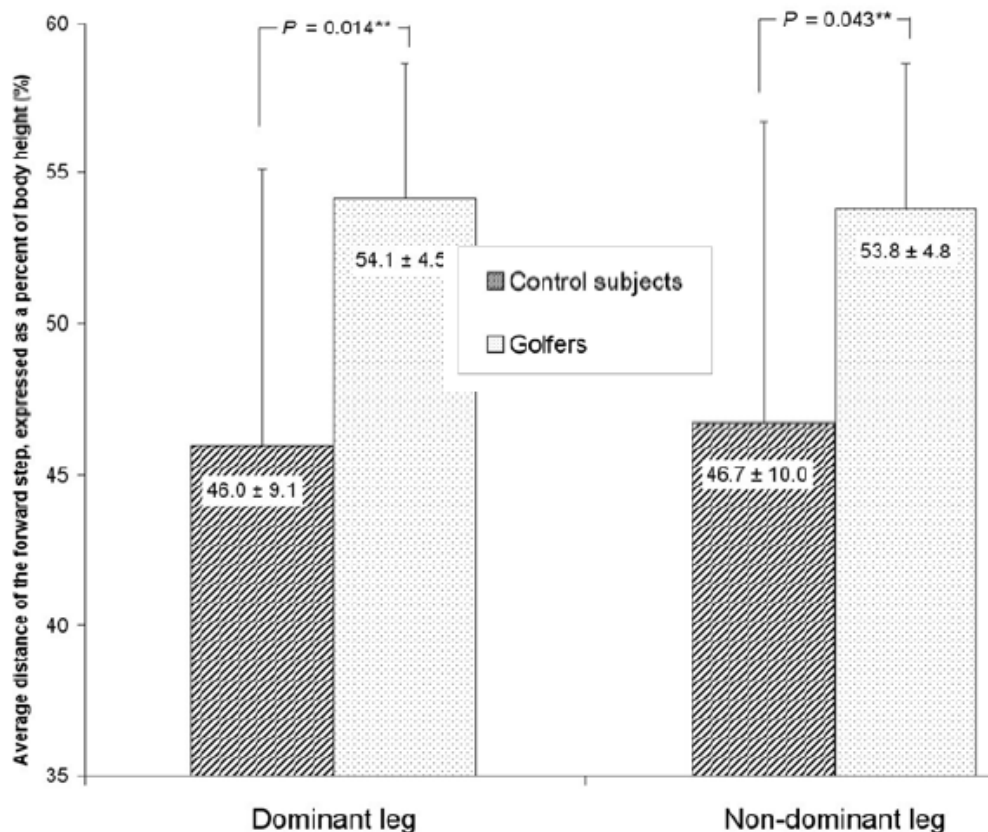


Abb. 33: Vergleich der Ergebnisse des Forward-Lunge Tests (Mittelwert und Standardabweichung; ** $p < 0.05$ für die univariaten Tests) Die multivariaten Tests zeigen eine allgemein statistische signifikante Differenz bei $p = 0.32$ für den Forward-Lunge Test (Tsang & Hui-Chan, 2010, S.8)

Tsang und Hui-Chan (2010, S.9f) erklären die bessere Gleichgewichtsleistung der Golfer durch die im Golfsport typischen Bewegungsabläufe, wie beispielsweise die Gewichtsverlagerung beim Golfschlag, sowie das Gehen auf der meist unebenen Golfanlage (Selicki & Segall, 1996; zit.n. Tsang & Hui-Chan, 2010, S.10). Aufgrund der geringen Teilnehmerzahl sind die Ergebnisse der Studie jedoch nur begrenzt aussagekräftig, da die teilnehmenden Golfer einen allgemein höheren Aktivitätslevel angegeben hatten als die Kontrollgruppe, und somit Golftraining nicht der alleinige Grund für die bessere Leistungsfähigkeit der Golfer sein könnte. Außerdem konnte nicht belegt werden, ob das Golfspielen per se die Gleichgewichtsfähigkeit positiv beeinflusst oder das Gehen auf dem Golfplatz (Tsang & Hui-Chan, 2010, S.11).

Ähnlich wie beim Golfsport sind auch im Tai Chi Chuan dynamische Gewichtsverlagerung charakteristisch. Wong et al. (2001, S.608ff) konnten mittels Rhythmic Weight Shifting Test (RWS) in 3 Richtungen Gruppendifferenzen in der Gleichgewichtsleistung feststellen.

Bei der Gewichtsverlagerung in sagittaler Ebene erreichten beide Tai Chi-Gruppen signifikant bessere Werte als die Kontrollgruppe (siehe Tab.49).

Tab. 49: Vergleich der dynamischen Stabilität der sagittalen Achsengeschwindigkeit mittels Bonferroni Angleichung zwischen den Gruppen

	Groups	Mean Difference	<i>p</i>
Composition	Control and Group I	.86 ± .33	.043*
	Control and Group II	.81 ± .27	.014*
	Groups I and II	.05 ± .32	1.0

* *p* < .05.

Quelle: Wong et al. (2001, S.610)

Wong et al. (2001, S.608ff) konnten keine signifikanten Unterschiede der SOT mit offenen Augen und beweglichem Untergrund (SS, Kondition 4) berechnen. Unter 5 (ECSS, geschlossene Augen und beweglicher Untergrund) und 6 (SVSS, schwankendes Visusfeld und beweglicher Untergrund) konnten die Autoren bessere Ergebnisse in der maximalen Stabilität und in der Anwendung der Sprunggelenksstrategie in den Tai Chi Chuan-Gruppen verglichen mit der Kontrollgruppe feststellen (Wong et al., 2001, S.610), wobei keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Tai Chi-Gruppen festgestellt wurden (vgl. Tab.50).

Tab. 50: Vergleich der maximalen Stabilität und der durchschnittlichen Geschwindigkeit der COG-Bewegungen zwischen den Gruppen nach Wong (2001, S.610)

Stability Test	Groups	Mean Difference	<i>p</i>
Maximal stability			
ECSS	Control and Group I	16.87 ± 5.62	.0144*
	Control and Group II	12.21 ± 4.52	.0311*
	Groups I and II	4.66 ± 5.29	1.0
SVSS	Control and Group I	21.80 ± 5.15	.0004*
	Control and Group II	19.74 ± 4.14	.0001*
	Groups I and II	2.06 ± 4.94	1.0
Average velocity[†]			
ECSS	Control and Group I	.65 ± .18	.0027*
	Control and Group II	.68 ± .14	.0001*
	Groups I and II	.04 ± .18	1.0
SVSS	Control and Group I	.59 ± .17	.0038*
	Control and Group II	.59 ± .14	.0003*
	Groups I and II	.004 ± .16	1.0

* *p* < .05, by using Bonferroni adjustment.

[†] Velocity of COG.

Quelle: Wong et al. (2001, S.610)

Die Tai Chi Chuan-Gruppen erreichten schnellere Durchschnittsgeschwindigkeiten der COG-Bewegungen in den Konditionen 5 (ECSS) und 6 (SVSS) im Vergleich zur Kontrollgruppe. Somit wirkt sich Tai Chi Chuan-Training positiv auf das dynamische Gleichgewicht aus.

Ebenso kann Fußball dazu beitragen, das dynamische Gleichgewicht zu verbessern. Bressel et al. (2007, S.44) haben mittels SEBT bessere Werte der Fußballerinnen verglichen mit den Basketballerinnen gemessen ($p=0.04$, Effektgröße = 1; vgl. Abb.34). Die besseren SEBT-Werte der Fußballerinnen könnten durch sportartspezifische Handlungen, wie beispielsweise die dynamischen Einbeinstände während des Passes oder beim Schießen des Balles erklärt werden.

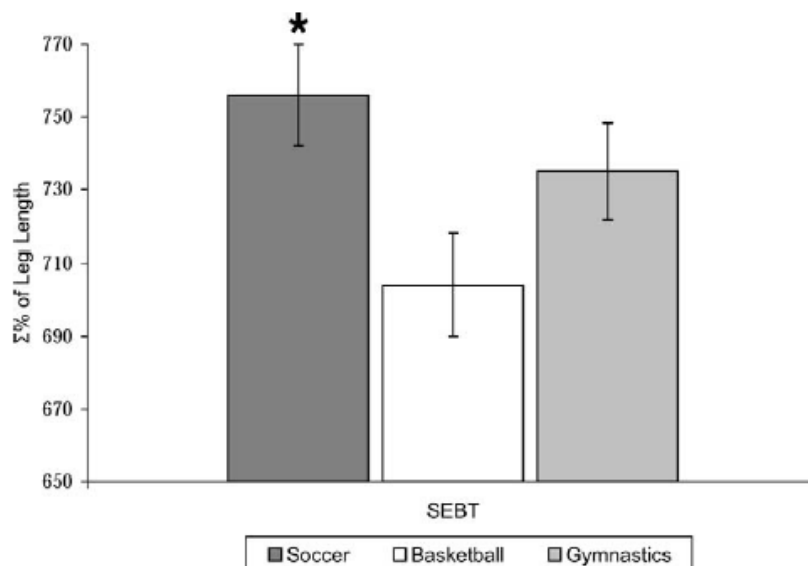


Abb. 34: Vergleich der Ergebnisse des SEBT für alle 3 Gruppen. * bedeutet, dass die Fußballerinnen signifikant größere Reichweiten erreichten als die Basketballerinnen ($p = .04$; vgl. Bressel et al., 2007, S.45)

Keinen signifikanten Unterschied in den Ergebnissen des SEBT konnten zwischen den Gymnastinnen und den Fußballerinnen gefunden werden. Die Autoren erklären dies durch eine ähnliche sensomotorische Aufgabenstellung in den beiden Sportarten (Bressel et al., 2007, S. 45).

Aus den Studien geht hervor, dass viele der genannten Sportarten einen positiven Einfluss auf die dynamische Gleichgewichtsfähigkeit haben. Vor allem Golf, Tai Chi Chuan, Tanzen Aquajogging und Fußball sind Sportarten, die das dynamische Gleichgewicht positiv beeinflussen, und sind daher geeignet, um das dynamische Gleichgewicht zu verbessern.

Die sportartspezifischen Unterschiede in den statischen und dynamischen Gleichgewichtstests zeigen, dass spezifische sensomotorische Herausforderungen wichtiger für die Entwicklung eines optimalen Balancesystems sind als generelle sportliche Aktivität (Bressel et al., 2007, S.44).

5 Zusammenfassung und Ausblick

Die im Kapitel 4 angeführten Studien zeigen, dass die Parameter von statischen und dynamischen Gleichgewichtsmessungen nur bedingt zusammenhängen und vom jeweiligen Test abhängig sind. Während einige Autoren statistisch signifikante Korrelationen zwischen den Parametern der statischen Tests und jenen der dynamischen Gleichgewichtstests berechnen konnten (vgl. Williams & Morris, 2011; Hrysomallis et al., 2006; De Noronha Ribeiro Daniel et al., 2011; Hoffman & Koceja, 1997), deuteten andere Studien darauf hin, dass es keine signifikanten Interdependenzen gibt (vgl. Sell, 2012; Karimi & Solomonidis, 2011; Kang & Dingwell, 2006). Der Zusammenhang zwischen den Ergebnissen statischer und dynamischer Gleichgewichtstests gilt somit als umstritten.

Die unterschiedlichen Ergebnisse der Studien könnten damit zusammenhängen, dass die Evaluierung der Gleichgewichtsfähigkeit mit einigen Problemen konfrontiert wird. So hängt das dynamische Gleichgewicht etwa stark mit anderen Faktoren wie beispielsweise der Muskelkraft, der Beweglichkeit und der motorischen Kontrolle zusammen (vgl. Williams & Morris, 2011, S.63). Daher sind die Ergebnisse dynamischer Gleichgewichtstests mit Vorsicht zu interpretieren. Als weiteres Problem dynamischer Gleichgewichtstests nennen Hrysomallis et. al (2006, S.290) die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse.

Bei statischen Gleichgewichtstests ist zu berücksichtigen, dass die statischen Gleichgewichtsbedingungen durch die vorangegangenen dynamischen Phasen beeinflusst werden (vgl. Jonsson et al., 2004, S.692; Jonsson et al., 2005, S.206). Um einen Eindruck über die Gleichgewichtsfähigkeit von Personen sowie den Defiziten zu erhalten, empfiehlt sich aus den genannten Gründen eine Aneinanderreihung diverser Gleichgewichtstests in der Praxis. Chiari et al. (2002) sind der Meinung, dass verschiedene biomechanische Faktoren in Übereinstimmung gebracht werden müssen, um Gleichgewichtstests miteinander vergleichen zu können. Dazu zählen die Körperhöhe, das Körpergewicht, die Fläche des Fußkontaktes, die maximale Fußbreite und der Fußöffnungswinkel. Gribble et al. (2007, S.41) sind der Meinung, dass zur Testung der Gleichgewichtsfähigkeit auch die Tageszeit berücksichtigt werden muss, da die Testergebnisse statischer und dynamischer Gleichgewichtstests Differenzen zu den unterschiedlichen Tageszeiten zeigen. Es ist jedoch nicht klar, ob ein möglicher Lerneffekt diese begünstigt. In weiteren Studien wäre

zu erforschen, inwieweit die Tageszeit die Testergebnisse beeinflusst, und wie bedeutsam ein möglicher Lerneffekt für Gleichgewichtstestungen ist.

Zu den wesentlichen Einflussfaktoren des Gleichgewichts, die im Kapitel 4 beschrieben wurden, zählen das Alter, das Körpergewicht und die sportliche Aktivität. Der Einfluss der einzelnen Faktoren auf das statische bzw. dynamische Gleichgewicht (GG) wird in der nachfolgenden Abbildung verdeutlicht.



Abb. 35: Überblick über die Einflussfaktoren auf das statische und dynamische Gleichgewicht

Das Alter hat Einfluss auf das statische und dynamische Gleichgewicht, wobei ältere Personen definitiv schlechtere Ergebnisse erzielten als die jüngeren Probandinnen und Probanden (vgl. Hsiao-Wecksler et al., 2003; El Haber et al., 2008; Masui et al., 2005; Liaw et al., 2009; Steffen & Mollinger, 2005; Jonsson et al, 2005). An dieser Stelle sei angefügt, dass in der vorliegenden Arbeit der Einfluss des Alters ausschließlich durch Studien mit erwachsenen Personen diskutiert wurde. Der Entwicklungsprozess der Gleichgewichtsfähigkeit im Kindesalter wurde nicht dargestellt. Für weitere Studien wäre dies eine spannende Thematik. Es stellt sich in diesem Zusammenhang auch die Frage, ob und in welchen Anteilen die Gleichgewichtsfähigkeit angeboren bzw. erworben wird. Weiter wäre es auch interessant zu erforschen, ob das dynamische Gleichgewicht eher trainierbar ist bzw. das statische Gleichgewicht eher von der genetischen Komponente abhängt.

Neben dem Alter zählt körperliche Aktivität ebenso zu den Einflussfaktoren auf das Gleichgewicht. Dabei spielt die vor kurzem durchgeführte Aktivität eine größere Rolle als die Aktivität in der Jugend (vgl. Bulbulian & Hargan, 2000; Perrin et al., 1999). Diese aktivitätsbezogenen Unterschiede zeigen sich sowohl bei den statischen als auch bei den dynamischen Tests und sind unter anderem von der Sportart abhängig. Da in den meisten der im Kapitel 4.5.2 diskutierten Sportarten die dynamische Komponente dominiert, zeigen sich Verbesserungen der Gleichgewichtsleistungen durch sportliches Training vor allem in den dynamischen Gleichgewichtstests (vgl. Sofiandis et al., 2009; Tsang & Hui-Chan, 2010; Wong et al., 2001; Kaneda et al., 2008). Bressel et al. (2007, S.44) weisen darauf hin, dass spezifische sensomotorische Herausforderungen, die von den biomechanischen Besonderheiten der Sportart abhängen, wichtiger für die Entwicklung der Gleichgewichtsfähigkeit sind als allgemein physische Aktivität.

Das Gleichgewicht wird auch von übermäßigem Körpergewicht negativ beeinflusst, wobei der Einfluss der Übergewichts auf das statische Gleichgewicht sich bei Testkonditionen mit reduzierter Standfläche verstärkt (Goulding et al., 2003, S.136). Die Ergebnisse der Studien deuten auch darauf hin, dass der Einfluss des Übergewichts auf die statische Gleichgewichtsfähigkeit mit dem Geschlecht zusammenhängt. Die übergewichtigen Männer erzielten schlechtere Testergebnisse als die übergewichtigen Frauen. Das dynamische Gleichgewicht betreffend gehen die Meinungen der Autoren hingegen auseinander (vgl. Steffen & Mollinger, 2005; Goulding et al., 2003; Menegoni et al., 2009). Für weitere Studien wäre wünschenswert, die Fettverteilung einzubeziehen, um zu erheben, ob die Lokalisation der Körpermasse oder die Körpermasse selbst für die schwächeren posturalen Leistungen von Bedeutung sind.

Der Einfluss des Geschlechts auf das Gleichgewicht gilt ebenfalls als umstritten. Während einige Autoren geschlechterspezifische Unterschiede bei den statischen und dynamischen Gleichgewichtstests messen konnten (Faraldo-García et al., 2011; Steffen & Mollinger, 2005; Gribble et al., 2009; Bulbulian & Hargan, 2000), haben Andere keine signifikanten Unterschiede in den statischen und dynamischen Gleichgewichtstestergebnissen feststellen können (Cooper et al., 2011; Musselman & Brouwer, 2005). Sowohl bei den Testparametern des statischen, als auch bei jenen des dynamischen Gleichgewichts schnitten Männer bei visuellen Konfliktsituationen signifikant schlechter ab als Frauen. Es wäre wünschenswert, in weiteren Studien zu erforschen, durch welche Faktoren das

visuelle System die Gleichgewichtsfähigkeit bei Männern und Frauen auf unterschiedliche Weise beeinflusst.

Anzumerken ist, dass der Einfluss des Geschlechts auf das Gleichgewicht möglicherweise mit genetischen und hormonellen Faktoren sowie Umweltfaktoren und den Differenzen in der Anthropometrie zwischen Männern und Frauen zusammenhängt (Wells, 2007; zit.n. Cooper et al., 2011, S.6). So hängen beispielsweise die geschlechterspezifischen Differenzen in den COP-Schwankungen in medio-lateraler Richtung bei Goulding et al. (2003) mit der androgenen und gynoiden Fettverteilung zusammen. Da beim androgenen Typ die Körpermasse vor allem in anteriorer Richtung platziert ist, wohingegen das Körperfett beim gynoiden Typ eher in frontaler Ebene gespeichert wird, könnten sich dadurch auch Unterschiede in den Richtungen der COP-Schwankungen ergeben. Ebenso könnte die Körpergröße und der Somatotyp einen Einfluss auf die Gleichgewichtsfähigkeit darstellen. Für weitere Studien wäre es daher wünschenswert, zu erforschen, ob und mit welchen anthropometrischen Faktoren geschlechterspezifische Unterschiede in den Gleichgewichtsleistungen zusammenhängen.

Bei der Evaluierung der Gleichgewichtsfähigkeit sollte den genannten Ergebnissen zufolge beachtet werden, dass das statische und das dynamische Gleichgewicht nicht miteinander vergleichbar sind, und dass die Gleichgewichtsfähigkeit vor allem vom Alter, dem Aktivitätslevel, der Sportart und dem Körpergewicht beeinflusst wird. Es ist jedoch nicht ausgeschlossen, dass weitere Faktoren die Gleichgewichtsfähigkeit beeinflussen. Hier sei angefügt, dass die vorliegende Arbeit nur Studien mit gesunden Probandinnen und Probanden beinhaltet. Erkrankungen wurden in der Arbeit nicht berücksichtigt. Es soll jedoch an dieser Stelle ein Ausblick über mögliche Forschungsgebiete, die sich mit den Einflussfaktoren auf das Gleichgewicht beschäftigen, gegeben werden.

So ist es beispielsweise möglich, dass Fußfehlstellungen durch die Veränderung der Unterstützungsfläche einen möglichen Einflussfaktor auf das Gleichgewicht darstellen. Vor allem bei dynamischen Tests konnten Cote et al. (2005, S.44) größere COP-Schwankungsweiten in anteriorer und anteromedialer Richtung für Personen, die pronierte Fußstellungen aufweisen, berechnen. Die zur Supination tendierenden Personen konnten ihren Körperschwerpunkt dagegen signifikant weiter nach posterior und posterior-lateral auslenken. Die Auslenkungen nach lateral waren bei der Supinatorengruppe und der neutralen Fußstellungsgruppe verglichen mit den Pronatoren größer (vgl. Cote et al., 2005,

S.44). Weitere Studien wären wünschenswert, die sich mit den einzelnen Fußdeformitäten und deren Einfluss auf das Gleichgewicht beschäftigen.

Ein weiteres Gebiet, in welchem die Gleichgewichtsfähigkeit von großer Bedeutung ist, ist die Orthopädie. Personen, die einen Gelenkersatz in der unteren Extremität implantiert bekommen haben, haben oft Probleme, das operierte Bein wieder zu belasten, wodurch sich Probleme in der Gleichgewichtsfähigkeit ergeben. Eine mögliche Ursache könnte das mangelnde Vertrauen auf das operierte Körperteil bzw. die Angst zu Stürzen sein. Es wäre daher von Relevanz, zu erforschen, ob orthopädische Patientinnen und Patienten gleichermaßen im statischen und dynamischen Gleichgewicht Probleme zeigen, und wodurch diese Probleme beeinflusst werden.

Die Testung der Gleichgewichtsfähigkeit bleibt ein spannendes Forschungsgebiet, in dem noch einige Fragen offen zu sein scheinen. In diesem Sinne möchte ich mit einem Zitat von Isaac Newton schließen:

„Was wir wissen, ist ein Tropfen; was wir nicht wissen, ein Ozean.“

Isaac Newton

6 Literaturverzeichnis

- Ageberg, E., Zätterström, R., Fridén, T. & Moritz, U. (2001). Individual factors affecting stabiometry and one-leg hop test in 75 healthy subjects, aged 15-44 years. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 11, 47-53.
- Banzer W., Pfeifer, K., Vogt, L. (2004). *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin..* Berlin: Springer-Verlag.
- Bös, K. (2001). *Handbuch Motorische Tests*. Göttingen: Hogrefe-Verlag.
- Bressel, E., Yonker, J.C., Kras, J. & Heath, E.M. (2007). Comparison of Static and Dynamic Balance in Female Collegiate Soccer, Basketball, and Gymnastics Athletes. *Journal of Athletic Training*, 42 (1), 42-46.
- Brinckmann, P., Frobin, W., Leivsetz, G. (2000). *Orthopädische Biomechanik*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Bulbulian, R. & Hargan, M.L. (2000). The effect of activity history and current activity on static and dynamic postural balance in older adults. *Physiology & Behavior*, 70, 319-325.
- Choy, N.L., Bauer, S. & Nitz, J. (2003). Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 58, 525-530.
- Clark, K.N. (2004). Balance and strength training for obese individuals. *ACSM'S Health Fitness Journal*, 8, 14-20.
- Cooper, R., Hardy, R., Sayer, A.A., Ben-Shlomo, Y., Birnie, K., Cooper, C., Craig, L., Deary, I.J., Demakakos, P., Gallacher, J., McNeill, G., Martin, R.M., Starr, J.M., Steptoe, A. & Kuh, D. (2011). Age and Gender Differences in Physical Capability Levels from Mid-Life Onwards: The Harmonisation and Meta-Analysis of Data from Eight UK Cohort Studies. *PLoS ONE*, 6 (11), 1-14.
- Cote, K.P., Brunet, M.E., Gansneder, P.M. & Shultz, S.J. (2005). Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *Journal of Athletic Training*, 40(1), 41-46.
- De Noronha Ribeiro Daniel, F., de Souza Vale, R.G., Santos Giani, T., Bacellar, S., Escobar, T., Stoutenberg, M. & Dantas, E.H.M. (2011). Correlation between static balance and functional autonomy in elderly women. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 52, 111-114.

- Diemer, F. & Sutor, V. (2007). *Praxis der medizinischen Trainingstherapie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- Doherty, T.J., Vandervoort, A.A., Taylor, A.W. & Brown, W.F. (1993). Effects of motor unit losses on strength in older men and women. *Journal of Applied Physiology*, 74, 868-874.
- Ekdahl, C., Jarnlo, G.B., Andersson, S.I. (1989). Standing balance in healthy subjects: evaluation of a quantitative test battery on a force platform. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 21, 187-195.
- El Haber, N., Erbas, B., Hill, K.D. & Wark, J.D. (2008). Relationship between age and measures of balance, strength and gait: linear and non-linear analyses. *Clinical Science*, 114, 719-727.
- Faraldo-García, A., Santos-Pérez, S., Labella-Caballero, T. & Soto-Varela, A. (2011). Influence of Gender on the Sensory Organisation Test and the Limits of Stability in Healthy Subjects. *Acta Otorrinolaringol Española*, 62 (5), 333-338.
- Fetz, F. (1990). *Sensomotorisches Gleichgewicht im Sport*. Wien: Österreichischer Bundesverlag Gesellschaft m. b. H.
- Frändin, K., Sonn, U., Svantesson, U., & Grimby, G. (1995). Functional balance tests in 76-year-olds in relation to performance, activities of daily living and platform tests. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 27, 231-241.
- Goldie, P.A., Bach, T.M. & Evans, O.M. (1989). Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70, 510-517.
- Goldie, P.A., Evans, O.M. & Bach, T.M. (1992). Steadiness in one-legged stance: development of a reliable force-platform testing procedure. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73, 348-354.
- Goulding, A., Jones, I.E., Taylor, R.W., Piggot, J.M. & Taylor, D. (2003). Dynamic and static tests of balance and postural sway in boys: effects of previous wrist bone fractures and high adiposity. *Gait and Posture*, 17, 136-141.
- Granacher, U. & Gollhofer, A. (2005). Auswirkungen des Alterns auf die Schnellkraftfähigkeit und das Reflexverhalten. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 56 (3), 68-73.
- Greve, J., Alonso, A., Bordini, A.C.P.G. & Camanho, G.L. (2007). Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics*, 62, 717-720.
- Gribble, P. & Hertel, J. (2003). Predictors for performance of dynamic postural control using the Star Excursion Balance Test. *Measurement in physical education and exercise science*, 7 (2), 89-100.

- Gribble, P.A., Robinson, R.H., Hertel, J. & Denegar, C.R. (2009). The Effects of Gender and Fatigue on Dynamic Postural Control. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18, 240-257.
- Gribble, P.A., Tucker, W.S., White, P.A. (2007). Time-of-Day Influences on Static and Dynamic Postural Control. *Journal of Athletic Training*, 42 (1), 35-41.
- Gruber, M. (2001). *Die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks vor und nach einem spezifischen sensomotorischen Training bei unverletzten Sportlern*. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Sportwissenschaft.
- Guskiewicz, K. & Riemann, B. (2000). Contribution of the Peripheral Somatosensory System to Balance and Postural Equilibrium. In F. Fu & S. Lephart (Hrsg.), *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability* (S.37-51). Illinois: Human Kinetics.
- Götz-Neumann, K. (2006). *Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie*. Stuttgart: Thieme.
- Hasenberg, R. (1997). Differenzierung des motorischen Gleichgewichts. In E. Loosch & M. Tammé (Hrsg.), *Motorik – Struktur und Funktion* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft 79, S. 199-203). Hamburg: Czwalina Verlag.
- Hirabayashi, S. & Iwasaki, Y. (1995). Developmental perspective of sensory organization on postural control. *Brain and Development*, 17, 111-113.
- Hirtz, P., Hotz, A. & Ludwig, G. (2000). *Bewegungskompetenzen: Gleichgewicht*. (Schriftenreihe für Bewegung, Spiel und Sport, 2). Schorndorf: Verlag Karl Hofmann.
- Hochmuth, C. (1982). *Biomechanik sportlicher Bewegungen* (4. Auflage). Berlin: Sportverlag.
- Hoffman, M.A. & Koceja, D.M. (1997). Dynamic balance testing with electrically evoked perturbation: a test of reliability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78, 290-293.
- Hrysomallis, C., McLaughlin, P. & Goodman, C. (2006). Relationship between static and dynamic balance tests among elite Australian Footballers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 9, 288-291.
- Hsiao-Wecksler, E.T., Katdare, K., Matson, J., Liu, W. Lipsitz, L.A. & Collins, J.J. (2003). Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. *Journal of Biomechanics*, 36, 1327-1333.
- Hurley, B.F. (1995). Age, gender, and muscular strength. *Journal of Gerontology*, 50A, 41-44.
- Jonsson, E., Seiger, A. & Hirschfeld, H. (2004). One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness? *Clinical Biomechanics*, 19, 688-694.

- Jonsson, E., Seiger, A. & Hirschfeld, H. (2005). Postural steadiness and weight distribution during tandem stance in healthy young and elderly adults. *Clinical Biomechanics*, 20, 202-208.
- Kaeppel, V. & Weiß, J. (1998). *Das Wörterbuch medizinischer Fachausdrücke*. Mannheim: Dudenverlag.
- Kaneda, K., Sato, D., Wakabayashi, H., Hanai, A. & Nomura, T. (2008). A Comparison of the Effects of Different Water Exercise Programs on Balance Ability in Elderly People. *Journal of Aging and Physical Activity*, 16, 381-392.
- Kang, H.G. & Dingwell, J.B. (2006). A direct comparison of local dynamic stability during unperturbed standing and walking. *Experimental Brain Research*, 172, 35-48.
- Karimi, M.T. & Solomonidis, S. (2011). The relationship between parameters of static and dynamic stability tests. *Journal of Research in Medical Science*, 16 (4), 530-535.
- Kawamura, K., Tokuhiko, A., Takechi, H. (1991). Gait analysis of slope walking: a study on step length, stride width, time factors and deviation in the center of pressure. *Acta Med Okayama*, 3, 179-184.
- Lajoie, Y., Teasdale, N., Bard, C. & Fleury, M. (1996). Upright standing and gait: are there changes in attentional requirements related to normal aging? *Experimental Aging Research*, 22, 185-198.
- Laube, W. (2009). *Sensomotorisches System. Physiologisches Detailwissen für Physiotherapeuten*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- Lexel, J. (1995). Human aging, muscle mass, and fiber type composition. *Journal of Gerontology*, 50A, 11-16.
- Liaw, M.-Y., Chen, C.-L., Pei, Y.-C., Leong, C.-P. & Lau, Y.-C. (2009). Comparison of the Static and Dynamic Balance Performance in Young, Middle-aged, and Elderly Healthy People. *Chang Gung Medical Journal*, 32, 297-304.
- Lin, M.R., Hwang, H.F., Hu, M.H., Wu, H.D., Wang, Y.W., Huang, F.C. (2004). Psychometric comparisons of the timed up and go, oneleg stand, functional reach, and tinetti balance measures in community-dwelling older people. *Journal of the American Geriatric Society*, 52, 1343-1348.
- Lord, S.R., Ward, J.A. & Williams, P. (1996). Exercise effect on dynamic stability in older women: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 232-236.

- Maffiuletti, N.A., Agosti, F., Proietti, M. et al. (2005). Postural instability of extremely obese individuals improves after a body weight reduction program entailing specific balance training. *Journal of Endocrinological Investigation*, 28, 2-7.
- Masui, T., Hasegawa, Y., Matsuyama, Y., Sakano, S., Kawasaki, M. & Suzuki, S. (2005). Gender differences in platform measures of balance in rural community-dwelling elders. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 41, 201-209.
- Mathesona, A.J., Darlingtona, C.L. & Smith, P.F. (1999). Further evidence for age-related deficits in human postural function. *Journal of Vestibular Research*, 9, 261-264.
- Menegoni, F., Galli, M., Tacchini, E., Vismara, L., Cavigioli, M. und Capodaglio, P. (2009). Gender-specific Effect of Obesity on Balance. *Obesity*, 17, 1951-1956.
- Meusel, H. (1984). Developing physical fitness for the elderly through sport and exercise. *British Journal of Sports Medicine*, 18, 4-12.
- Musselman, K. & Brouwer, B. (2005). Gender-Related Differences in Physical Performance Among Seniors. *Journal of Aging and Physical Activity*, 13, 239-253.
- Perracine, M.R. & Ramos, L.R. (2002). Fall-related factors in a cohort of elderly community residents. *Revista de Saúde Pública*, 36, 709-716.
- Perrin, P.P., Gauchard, G.C., Perrot, C. & Jeandel, C. (1999). Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. *British Journal of Sports Medicine*, 33, 121-126.
- Perrin, P., Jeandel, C., Perrin, C. & Bene, M. (1997). Influence of visual control, conduction, and central integration on static and dynamic balance in healthy older adults. *Gerontology*, 43, 207-218.
- Riemann, B.L., Guskiewicz, K.M. & Shields, E.W. (1999) Relationship between clinical and forceplate measures of postural stability. *Journal of Sports Rehabilitation*, 8, 71-82.
- Selicki, F.A. & Segall, E. (1996). The mind/body connection of the golf swing. *Clinics in Sports Medicine*, 15, 191-201.
- Sell, T.C. (2012). An examination, correlation, and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy, physically active adults. *Physical Therapy in Sport*, 13, 80-86.
- Shumway-Cook, A., Baldwin, M., Polissar, N.L. & Gruber, W.(1997). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. *Physical Therapy*, 77, 812-819.
- Sofianidis, G., Hatzitaki, V., Douka, S. & Grouios, G. (2009). Effect of a 10-Week Traditional Dance Program on Static and Dynamic Balance Control in Elderly Adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 17, 167-180.

- Steffen, T.M. & Mollinger, L.A. (2005). Age- and Gender-related Test Performance in Community-dwelling Adults. *Journal of Neurological Physical Performance* 29 (4), 181-188.
- Stolze, H., Kuhtz-Buschbeck, J.P., Mondwurf, C., Boczek-Funcke, A., Johnk, K., Deuschl, G., Illert, M. (1997). Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 6, 490-497.
- Teasdale, N., Hue, O., Marcotte, J. et al. (2007). Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. *International Journal of Obesity (London)*, 31, 153-160.
- Topper, A.K., Maki, B.E. & Holliday, P.J. (1993). Are activity-based assessments of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of fall? *Journal of the American Geriatric Society*, 41, 479-487.
- Tsang, W.W.N. & Hui-Chan, C.W.Y. (2010). Static and Dynamic Balance Control in Older Golfers. *Journal of Aging and Physical Activity*, 18, 1-13.
- Wells, J.C. (2007). Sexual dimorphism of body composition. *Best Practice and Research Clinical Endocrinology and Metabolism* 21, 415-430.
- Whipple, R., Wolfson, L. & Amerman, P. (1987). The relationship of knee and ankle weakness to falls in Nursing Home residents: an isokinetic study. *Journal of the American Geriatric Society*, 35, 13-20.
- Wiacek, M., Hagner, W., Hagner-Derengowska, M., Bluj, M., Drozd, M., Czereba, J. & Zubrzycki, I.Z. (2009). Correlations between postural stability and strength of lower body extremities of women population living in long-term care facilities. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 48, 346-349.
- Wick, D. (2009). *Biomechanik im Sport. Lehrbuch der biomechanischen Grundlagen sportlicher Bewegungen*. Balingen: Spitta Verlag.
- Williams, G.P., Greenwood, K.M., Robertson, V.J., Goldie, P.A. & Morris M.E. (2006). High-Level Mobility Assessment Tool (HiMAT): Interrater Reliability, Retest Reliability, and Internal Consistency. *Physical Therapy*, 86, 395-400.
- Williams, G. P. & Morris, M. E. (2011). Tests of static balance do not predict mobility performance following traumatic brain injury. *Physiotherapy Canada*, 63 (1), 58-64.
- Winter, D.A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3, 193-214.
- Winter, D.A., Patla, A.E., Frank, J.S., Walt, S.E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, 6, 340-347.

- Wong, A.M., Lin, Y.-C., Chou, S.-W., Tang, F.-T. & Wong, P.-Y. (2001). Coordination Exercise and Postural Stability in Elderly People: Effect of Tai Chi Chuan. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 608-612.
- Woollacott, M. H. & Tang, P.F. (1997). Balance control during walking in the older adult: research and its implications. *Physical Therapy*, 77, 646-660.
- Zelpour, C. (2010). *Springer Lexikon Physiotherapie*. Heidelberg: Springer Verlag.
- Ziganek-Sohlke, F. (2008). *StuBs - Sturzprophylaxe durch Bewegungsschulung. Mehr Bewegungssicherheit im Alltag*. München: Richard Pflaum Verlag.

7 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Übersicht über die statischen Gleichgewichtstests	30
Tab. 2: Übersicht über die dynamischen Gleichgewichtstests	31
Tab. 3: Paarweise Korrelation zwischen den statischen und dynamischen Stabilitätsmessungen (Korrelationskoeffizient)	35
Tab. 4: Maximale Auslenkungen des COP nach medial-lateral der Gleichgewichtstests	36
Tab. 5: Charakteristika der Probandinnen und Probanden	36
Tab. 6: Statische Gleichgewichtsleistungen der Patientinnen und Patienten	37
Tab. 7: Durchschnittswerte und Standardabweichung der dynamischen Gleichgewichtstests	38
Tab. 8: Zusammenhang zwischen den statischen und dynamischen Gleichgewichtsleistungen	40
Tab. 9: Charakteristika der Probandinnen	45
Tab. 10: Deskriptive Ergebnisse der COP-Schwankungen nach rechts (RLD), links (LLD), anterior (AD) und posterior (PD) sowie der elliptischen Fläche (EA)	45
Tab. 11: Deskriptive Ergebnisse der Tests des LADEG Protokolls	46
Tab. 12: Korrelationen zwischen den Testergebnissen des LADEG Protokolls und den COP- Schwankungen	47
Tab. 13: Korrelationen zwischen den statischen und dynamischen Parametern	48
Tab. 14: Durchschnittswerte der Parameter der anterior-posterioren Gleichgewichtsmessungen	51
Tab. 15: Messwerte der E AREA und LNG/TIME für den Zweibeinstand mit offenen und geschlossenen Augen	54
Tab. 16: Korrelation zwischen Alter und E AREA bzw. LNG/TIME mit offenen und geschlossenen Augen	54
Tab. 17: Ergebnisse der Ganganalyse	57
Tab. 18: Demographische Charakteristika der Probandinnen und Probanden	60
Tab. 19: Ergebnisse der multiplen linearen Regression für die Tests	60
Tab. 20: Demographische Daten der Probandinnen und Probanden	62
Tab. 21: Reaktionszeiten und Kontrolle der Bewegungsausführung des LOS bei 75% des LOS in 8 Bewegungsrichtungen und in den 3 Altersgruppen	63
Tab. 22: Ergebnisse der Stabilitätsmessungen des SOT unter den Konditionen 1 (Eyes open), 2 (Eyes closed), 3 (Swayed vision), 4 (Eyes open, Swayed support), 5 (Eyes closed, swayed support) und 6 (swayed vision, swayed support) in den drei Altersgruppen	64
Tab. 23: Bewegungskontrolle und –geschwindigkeit beim RWS in allen drei Altersgruppen	65
Tab. 24: Ergebnisse der Sprunggelenksstrategiemessung des SOT in den drei Altersgruppen	67
Tab. 25: Ergebnisse der Kraftmessungen	68
Tab. 26: Median der vertikalen Kraftvariabilität des Einbeinstands in Relation zu den 5 Zeitintervallen der jüngeren und älteren Testpersonen	70
Tab. 27: Median der medial-lateralen Kraftvariabilität des Einbeinstands in Relation zu den 5 Zeitintervallen der jüngeren und älteren Testpersonen	71
Tab. 28: Mittelwerte und Standardabweichungen der Aktivitäten des M. gastrocnemius lateralis und des M. tibialis anterioris des vorderen und hinteren Beins während beider Tandemstand- Positionen dargestellt in Relationen zu einem Referenzversuch	74
Tab. 29: Durchschnittswerte (X), Standardabweichung (SD) und 95% Konfidenzintervalle (CI) der Testergebnisse nach Alter und Geschlecht	77

Tab. 30: Vergleich der Testwerte zwischen Männern und Frauen	78
Tab. 31: Vergleich zwischen den beiden Gleichgewichtskonditionen (offene und geschlossene Augen)	79
Tab. 32: Deskriptive Statistik des SOT.....	84
Tab. 33: Mittelwerte und Standardabweichungen der personenbezogenen Daten und maximalen COP-Schwankungen	86
Tab. 34: Pearson-Korrelation zwischen den normalisierten COP-Parametern und dem Körpergewicht eingeteilt nach dem Geschlecht	89
Tab. 35: Normalisierte COP-basierende Mittelwerte und Standardabweichungen der männlichen Gruppen	89
Tab. 36: Normalisierte COP-basierende Mittelwerte und Standardabweichungen der weiblichen Gruppen	90
Tab. 37: Vergleich der Ergebnisse der übergewichtigen (BMI > 85. Perzentile) und normalgewichtigen (BMI < 85. Perzentile) Buben	93
Tab. 38: Vergleich der Studien von Bulbulian und Hargan (2000, S.319ff) und Perrin et al. (1999, S. 121ff)	97
Tab. 39: Ergebnisse des Sharpened Romberg Tests und des Unipedal Tests mit offenen (EO) und geschlossenen (EC) Augen (Mittelwert und Standardabweichung in Sekunden).....	99
Tab. 40: Ergebnisse der Schrittlänge mit offenen (EO) und geschlossenen (EC) Augen (Mittelwert und Standardabweichung in mm)	101
Tab. 41: Balance Scoren der Fußballerinnen, Basketballerinnen und Gymnastikerinnen (Mittelwert der Gruppe und Standardabweichung).....	105
Tab. 42: Ergebnisse des beim Sharpened-Romberg Tandem-Tests	107
Tab. 43: Testergebnisse des Einbeinstands	107
Tab. 44: Ergebnisse der Tests vor und 10 Wochen nach der Intervention (Mittelwert und Standardabweichung)	109
Tab. 45: Vergleich der Sprunggelenksstrategie zwischen den drei Gruppen	110
Tab. 46: Maximale anteroposteriore (x) Schwankungsweite (<i>COP_{max}</i>) , durchschnittliche Kreisamplitude (<i>TRM</i>) und Standardabweichung (<i>TRsd</i>) der Rumpfrotation, mittlere Amplitude der anterioren (<i>TRforward</i>) und posterioren (<i>TRbackward</i>) Rumpfneigung und die Anzahl der Gewichtsverlagerungskreise (n cycles) in sagittaler Ebene	111
Tab. 47: Maximale Schwankungsamplitude (<i>COP_{max}</i>) des COPs in mediolateraler (y) Richtung, mittlere Kreisamplitude (<i>TRmean</i>) und Standardabweichung (<i>TRsd</i>) der Rumpfrotation, und Anzahl der Kreise der Gewichtsverlagerung in frontaler Ebene	111
Tab. 48: Ergebnisse der Tests vor und 10 Wochen nach der Intervention (Mittelwert und Standardabweichung)	113
Tab. 49: Vergleich der dynamischen Stabilität der sagittalen Achsengeschwindigkeit mittels Bonferroni Angleichung zwischen den Gruppen.....	116
Tab. 50: Vergleich der maximalen Stabilität und der durchschnittlichen Geschwindigkeit der COG-Bewegungen zwischen den Gruppen nach Wong (2001, S.610)	116
Tab. 51: Protokoll der Literaturrecherche	135

8 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Systeme der Gleichgewichtskontrolle nach Diemer und Sutor (2007, S.89)	13
Abb. 2: Schema der Einteilung des motorischen Gleichgewichts nach Fetz (1990, S.23).....	15
Abb. 3: Arten des Gleichgewichts nach Wick (2009, S.67)	18
Abb. 4: Sensomotorisches System nach Laube (2009, S. 44)	21
Abb. 5: Schema der dynamischen Gleichgewichtskontrolle nach Guskiewicz und Riemann (2000, S.38)	24
Abb. 6: Strategien zur Erhaltung des Gleichgewichts nach Diemer und Sutor (2007, S.92)	25
Abb. 7: Anterior-posteriorer (a) und medial-lateraler (b) Sprung über eine Hürde nach Sell (2012, S.83).....	34
Abb. 8: Zusammenhang zwischen dem Total static balance Scoren und dem High-Level Mobility Assessment Tool Scoren nach Williams und Morris (2011, S.62)	39
Abb. 9: Zusammenhang zwischen den Total balance Scoren und der Ganggeschwindigkeit nach Williams und Morris (2011, S.61)	41
Abb. 10: Korrelationen zwischen Stehen und Gehen für die Parameter bezogen auf die exponentiellen Anpassungen zu den durchschnittlichen lokalen Abweichungen für jede Testperson (vgl. Kang & Dingwell, 2006, S.44).....	43
Abb. 11: Korrelationen zwischen den lokalen Stabilitätsparametern bezogen auf das Gehen und die COP-Messungen bezogen auf die Standversuche nach Kang und Dingwell (2006, S.46)	44
Abb. 12: Modell des Testvorgangs nach Hsiao-Wecksler et al. (2003, S.1328)	50
Abb. 13: Beispiele für die Ergebnisse der FDT-basierenden Analysen zweier Testpersonen (Hsiao-Wecksler et al., 2003, S.1331). Abb. a zeigt ein Beispiel für eine gute Vorhersage, während die Abb. b die berechnete Funktionskurve nur eine schlechte Vorhersage über die dynamische Gleichgewichtsreaktion zulässt.	51
Abb. 14: Vertikale Kraftvariabilität in 5 Zeitintervallen in beiden Altersgruppen (Jonsson et al., 2004, S.692).....	70
Abb. 15: Medial-laterale Kraftvariabilität des Einbeinstands in 5 Zeitintervallen in beiden Altersgruppen (Jonsson et al., 2004, S. 692)	71
Abb. 16: Medial-laterale Kraftvariabilität des Tandemstands für 10 Zeitintervalle in beiden Testgruppen (Jonsson et al., 2005, S. 205).....	73
Abb. 17: Geschlecht × Kondition × Zeit Interaktionen der auf die Beinlänge normalisierten Reichweiten in anteriorer Richtung für Männer nach Gribble et al. (2009, S.247)	81
Abb. 18: Geschlecht × Kondition × Zeit Interaktionen der auf die Beinlänge normalisierten Reichweiten in anteriorer Richtung für Frauen nach Gribble et al. (2009, S.247)	81
Abb. 19: Geschlecht × Zeit Interaktion für die auf die Beinlänge normalisierte Reichweite in medialer Richtung (MAXD; + p<0.05, Gruppendifferenz) nach Gribble et al. (2009, S.250)	82
Abb. 20: Geschlecht × Zeit Interaktion für die Knieflexion in medialer Richtung (+ p<0.05, Gruppendifferenz) nach Gribble et al. (2009, S.250)	82
Abb. 21: Geschlecht × Zeit Interaktion für die auf die Beinlänge normalisierte Reichweite in posteriorer Richtung (MAXD; + p<0.05, Gruppendifferenz) nach Gribble et al. (2009, S.251)	83
Abb. 22: Interaktion für die Knieflexion in posteriorer Richtung (+ p<0.05, Gruppendifferenz) nach Gribble et al. (2009, S.251)	83

Abb. 23: Korrelation zwischen Körpergewicht und <i>RANGEML</i> bei den Frauen (HF: weiße Kreise, OF: weiße Quadrate, Regressionslinie strichliert, $r = n.s.$) und den Männern (HF dunkle Kreise, OM: dunkle Quadrate, Regressionslinie durchgehend, $r = 0.52$) nach Menegoni (2009, S.1954) ..	91
Abb. 24: Zusammenhang zwischen Bruininks-Oseretsky Testscore und Fettmasse der Buben ($r = -0.367$, $p < 0.001$) nach Goulding et al. (2002, S. 139)	94
Abb. 25: Vergleich der Ergebnisse des COP-Schwankungsfläche (cm^2) pro Zeit (s) mit offenen und geschlossenen Augen zwischen den 4 Gruppen (Statistische Signifikanz: * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$) nach Perrin et al. (1999, S.123)	99
Abb. 26: Vergleich der Ergebnisse der anterior-posterioren und lateralen COP-Schwankungen (cm) pro Sekunde (s) mit offenen und geschlossenen Augen zwischen den 4 Gruppen (Statistische Signifikanz: * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$) nach Perrin et al. (1999, S.123)	100
Abb. 27: Vergleich der kurzen (SLR), mittleren (MLR) und langen Latenzantworten (LLR) der elektromyographischen Messungen in den 4 Gruppen gemessen in ms (Statistische Signifikanz: * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$). nach Perrin et al. (1999, S.124)	102
Abb. 28: Gruppenvergleiche der Prozent der Testpersonen der Typ I Muster während des Gleichgewichtstests mit offenen (A) und geschlossenen Augen (B) nach Perrin et al. (1999, S.124)	103
Abb. 29: Vergleich der Ergebnisse des BESS für die Fußballerinnen, Basketballerinnen und Gymnastinnen. * zeigt, dass die Gymnastinnen weniger Errors erreichten als die Basketballerinnen ($p = .01$; vgl. Bressel et al., 2007, S.45)	105
Abb. 30: Vergleich der Ergebnisse des Einbeinstands zwischen der Kontrollgruppe und der Golfgruppe. Dargestellt sind der Mittelwert und die Standardabweichung (* $p < 0.05$) nach Tsang und Hui-Chan (2010, S.7)	108
Abb. 31: Durchschnittliche Kreisamplitude der Rumpfrotation (TR_{mean}) und der mittleren Amplitude der anterioren ($TR_{forward}$) und posterioren ($TR_{backward}$) Rumpfneigung während der sagittalen Gewichtsverlagerung vor und nach dem Training. Ein signifikanter Abfall der Rumpfneigung wurde bei der Tanzgruppe berechnet (* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; Sofianidis et al., 2009, S.175)	112
Abb. 32: Vergleich der Ergebnisse des Einbeinstands mit externem Störreiz zwischen den beiden Gruppen (** $p < 0.05$, † $p < 0.01$) berechnet durch univariate Tests (multivariate Tests zeigen eine allgemeine statistisch signifikante Differenz bei $p = 0.023$; Tsang & Hui-Chan, 2010, S.7)	114
Abb. 33: Vergleich der Ergebnisse des Forward-Lunge Tests (Mittelwert und Standardabweichung; ** $p < 0.05$ für die univariaten Tests) Die multivariaten Tests zeigen eine allgemein statistische signifikante Differenz bei $p = 0.32$ für den Forward-Lunge Test (Tsang & Hui-Chan, 2010, S.8) ...	115
Abb. 34: Vergleich der Ergebnisse des SEBT für alle 3 Gruppen. * bedeutet, dass die Fußballerinnen signifikant größere Reichweiten erreichten als die Basketballerinnen ($p = .04$; vgl. Bressel et al., 2007, S.45)	117
Abb. 35: Überblick über die Einflussfaktoren auf das statische und dynamische Gleichgewicht .	120

9 Anlagen

Tab. 51: Protokoll der Literaturrecherche

Datum	Suchmaschine	Schlüsselwörter	Treffer
03.03.2012	A	Correlation, static balance, dynamic balance	5/66
03.03.2012	B	relationship static dynamic postural balance tests healthy subjects	5/1596
03.03.2012	B	(relationship static dynamic postural balance tests healthy subjects) AND LIMIT-TO(topics, "postural control")	1/35
03.03.2012	B	prediction postural balance static dynamic healthy) AND LIMIT-TO(topics, "postural control")	0/18
03.03.2012	B	(correlation postural balance static dynamic healthy) AND LIMIT-TO(topics, "postural control,cop,postural sway,postural stability")	3/132
03.03.2012	C	Überall=statisches und Überall=gleichgewicht und Überall=dynamisches und Überall=gleichgewicht	0/14
03.03.2012	D	Gleichgewicht statisch dynamisch	0/4
03.03.2012	D	body weight static dynamic balance	2/23
03.03.2012	D	physical activity static dynamic balance	3/23
03.03.2012	D	static dynamic stability elderly	3/15
18.03.2012	E	Static dynamic balance comparison healthy	3/18
18.03.2012	E	Static dynamic balance tests correlation healthy	0/22
18.03.2012	B	comparison static dynamic postural balance age healthy subjects) AND EXCLUDE(topics, "patient") AND EXCLUDE(topics, "back pain,child,parkinson,cerebral palsy,lumbar spine") AND LIMIT-TO(topics, "cop")	0/38
10.04.2012	E	Correlation static dynamic balance age healthy	0/20
10.04.2012	E	Comparison static dynamic balance age healthy	2/15
10.04.2012	E	Static dynamic balance tests healthy elderly	7/35
10.04.2012	E	Effect static dynamic balance tests healthy elderly	2/24
21.05.2012	B	gender sex differences postural balance static dynamic healthy) AND EXCLUDE(topics, "acl injury,patient")	2/323
21.05.2012	B	effect obesity postural stability static dynamic balance) AND EXCLUDE(topics, "back pain,spinal cord,cerebral palsy,cord injury,heart failure,rem sleep")	2/324
21.05.2012	B	effect obesity postural stability static dynamic balance) AND EXCLUDE(topics, "back pain,spinal cord,cerebral palsy,cord injury,heart failure,rem sleep") AND EXCLUDE(contenttype, "2,3,4,5","Book") AND EXCLUDE(topics, "patient,osteo arthritis")	1/174
02.06.2012	E	Gender effect static dynamic balance tests healthy	1/6
02.06.2012	E	Gender differences static dynamic balance healthy	1/7
02.06.2012	E	Gender static dynamic balance healthy	1/14

02.06.2012	E	Obesity static dynamic balance	1/20
02.06.2012	E	Overweight static dynamic balance	1/10
03.07.2012	F	Balance static dynamic gender differences	3/21
19.07.2012	E	static dynamic balance effect physical activity healthy	3/12
19.07.2012	E	static dynamic balance changes physical activity	0/28
19.07.2012	E	static dynamic balance comparison training	1/14
19.07.2012	B	static dynamic postural stability physical activity) AND LIMIT-TO(topics, "physical activity")	0/21
19.07.2012	B	static dynamic postural balance physical activity) AND LIMIT-TO(topics, "physical activity")	0/27
19.07.2012	B	static dynamic balance exercise training) AND EXCLUDE(topics, "patient") AND LIMIT-TO(topics, "physical activity,exercise")	1/56
19.07.2012	B	influence sport-specific training static dynamic balance) AND LIMIT-TO(topics, "physical activity,postural control")	1/57
19.07.2012	B	training static dynamic balance comparison	1/7
21.08.2012	A	Gender sex differences postural balance	15/62
21.08.2012	E	balance static dynamic gender effects healthy	1/6
21.08.2012	E	Balance static dynamic gender differences	1/21
08.11.2012	E	Correlation static dynamic balance age healthy	1/22
08.11.2012	E	Static dynamic balance tests healthy elderly	7/35
08.11.2012	E	Effect static dynamic balance test elderly healthy	2/24
08.11.2012	E	Static dynamic balance effect sport	3/42
01.02.2013	A	Correlation static dynamic balance	5/73
01.02.2013	A	Correlation static dynamic balance gender differences	1/1
01.02.2013	A	Correlation static dynamic balance age differences	2/7
01.02.2013	E	Static dynamic balance sports effect	3/45
01.02.2013	B	Gender effects postural sway healthy	9/14
01.02.2013	A	Gender differences static dynamic balance	2/15
01.02.2013	A	Age static dynamic balance healthy subjects	4/44
01.02.2013	A	Physical activity static dynamic balance healthy subjects	3/23

Suchmaschinen: Pubmed (A), Sciencedirect (B), Sportlf (C), Vifasport (D), Isiwebofknowledge (E) und wokinfo (F)

Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Bettina Edlinger, versichere hiermit, dass ich die vorliegende Magisterarbeit selbst und ohne Benutzung anderer als der kenntlich gemachten Quellen verfasst habe. Die gegenständliche Arbeit wurde bisher noch keinen anderen Prüfungsgremien vorgelegt und auch noch nicht veröffentlicht.“

Wien, im Juli 2013

Bettina Edlinger

Curriculum Vitae

PERSÖNLICHE DATEN

Name, Vorname: Edlinger, Bettina
Geburtsort: Neunkirchen (NÖ)
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: Österreich

SCHULE UND STUDIUM

Seit 03/2011 *Magisterstudium Sportwissenschaft* an der Universität Wien
03/2007 – 02/2011 *Bakkalaureatsstudium Sportwissenschaft* an der Universität Wien
10/2006 – 02/2007 *Studium der Ernährungswissenschaft* an der Universität Wien
09/1998 – 06/2006 *Realgymnasium* unter bes. Ber. der sportlichen Ausbildung am BG
Zehnergasse (Wr. Neustadt)

SONSTIGE AUSBILDUNGEN

04/2011 – 04/2011 *Basiskurs Ganganalyse* im Orthopädischen Spital Speising
06/2008 – 06/2008 Ausbildung zum *Aqua Fit Basic Coach* der Sportunion Österreich
08/2007 – 08/2007 Ausbildung zum *MVe Pilates Instructor* bei City Pilates Wien
07/2007 – 07/2007 Ausbildung zur *Klassischen Masseurin* am Massageinstitut
Herricht in Wien
07/2006 – 07/2006 Ausbildung zur *Aerobictrainerin* bei SAFA Austria in Wien

BERUFLICHE TÄTIGKEITEN

06/2012 – 08/2012 *Sportwissenschaftlerin* im Kur- und Rehabilitationszentrum
Bad Pirawarth
Seit 02/2011 *Fitnessstestgerätebetreuung* für Gesundes NÖ
05/2011-12/2012 Betreuung von *Teambuilding-Seminaren* bei JUFA(Stmk.)
02/2010 – 06/2011 Ehrenamtliche Mitarbeit beim Kulturverein „Ich bin ok“
für *kognitiv Beeinträchtigte*
09/2007-06/2012 *Fitness-, Aerobic- und Pilatetrainerin* in der Moving
Freizeitanlage in Wimpassing (NÖ)