

Dynamische Posturographie –  
Entwicklung und Validierung einer Testbatterie  
zur Gleichgewichtsdiagnostik  
unter Verwendung des Posturomeds

## **Dissertation**

zur Erlangung des Doktorgrades der Philosophie (Dr. phil.)

vorgelegt

der Philosophischen Fakultät II  
Philologien, Kommunikations- und Musikwissenschaften  
Institut für Sportwissenschaft

der Martin–Luther–Universität Halle–Wittenberg

Herr Florian Heilmann  
geb. am 31.01.1992 in Koblenz

1. Gutachter: Prof. Dr. Rainer Wollny  
2. Gutachter: Prof. Dr. Thomas Jöllenbeck  
Datum der Verteidigung: 10.07.2019

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Gleichgewicht.....</b>	<b>5</b>
2.1	Gleichgewicht aus Sicht verschiedener Wissenschaftsdisziplinen.....	5
2.2	Gleichgewicht im Kontext verschiedener Fähigkeits-/Fertigkeitsmodelle.....	9
2.3	Supraposturale Aufgaben .....	17
2.4	Ausgleichsbewegungen zur Erhaltung des Gleichgewichts .....	18
2.5	Gleichgewichtssysteme .....	22
2.5.1	Menschliche Gleichgewichtssysteme .....	22
2.5.2	Gleichgewichtssysteme in der Robotik .....	31
2.6	Training des menschlichen Gleichgewichtssystems.....	36
2.7	Posturographie .....	38
2.7.1	Klinische Gleichgewichtsdiagnostik .....	39
2.7.2	Statische Posturographie.....	44
2.7.3	Dynamische Posturographie .....	45
2.7.4	Sportmotorische Tests – Gleichgewichtsdiagnostik.....	46
<b>3</b>	<b>Forschungsstand.....</b>	<b>52</b>
3.1	Parameter der Gleichgewichtsdiagnostik .....	52
3.2	Vergleich der Gleichgewichtsleistung von Sportartengruppen anhand posturographischer Messungen .....	54
3.3	Reproduzierbarkeit posturographischer Messungen .....	60
3.4	Reliabilität posturographischer Messungen.....	66
3.5	Forschungsdefizite und Modellbildung .....	73
3.5.1	Forschungsdefizite.....	73
3.5.2	Modellbildung .....	74
3.5.2.1	Modell zur Charakterisierung des Gleichgewichts.....	74
3.5.2.2	Modell zur Gleichgewichtsleistung .....	75
<b>4</b>	<b>Experimente zum Gleichgewicht .....</b>	<b>81</b>
4.1	Forschungsziele .....	81
4.2	Forschungsansatz.....	83
4.3	Übergreifende Untersuchungsmethodik .....	87
4.3.1	Datenerfassung und Messinstrumentarium .....	88
4.3.1.1	Posturomed .....	88
4.3.1.2	Kinetische Daten.....	90
4.3.1.3	Kinematische Daten.....	91
4.3.1.4	Probandenbefragung .....	93

4.3.2	Testdurchführung.....	94
4.3.3	Datenverarbeitung .....	95
4.3.3.1	Posturographische Parameter .....	96
<b>5</b>	<b>Entwicklung der dynamischen Posturographie auf dem Posturomed (Vorstudie) .....</b>	<b>100</b>
5.1	Vorbemerkungen und forschungsleitende Fragestellungen .....	100
5.1.1	Hauptfragestellungen 1 bis 3 – Entwicklung des Testsettings .....	100
5.1.2	Hauptfragestellung 4 – Evaluierung posturographischer Parameter .....	101
5.1.3	Nebenfragestellung – Gleichgewicht im Spannungsfeld des Fähigkeits-/Fertigkeitskonzepts.....	101
5.1.4	Poweranalyse .....	101
5.2	Spezielle Untersuchungsmethodik .....	101
5.3	Statistische Auswertungsverfahren.....	104
5.4	Ergebnisse.....	105
5.4.1	Statische Testbedingungen .....	105
5.4.2	Dynamische Testbedingungen.....	108
5.4.3	Korrelationen zwischen posturographischen Testbedingungen .....	110
5.4.4	Korrelationen zwischen den posturographischen Parametern.....	111
5.4.5	Mittelwertvergleiche zwischen statischen und dynamischen posturographischen Messungen.....	113
5.4.6	Poweranalyse .....	115
5.5	Diskussion .....	116
5.6	Schlussfolgerungen.....	117
<b>6</b>	<b>Dynamisches Gleichgewicht bei Personen mit hoher und geringer Bewegungserfahrung sowie Bestimmung der Reliabilität (Hauptstudie 1) .....</b>	<b>120</b>
6.1	Vorbemerkungen und forschungsleitende Fragestellungen .....	120
6.1.1	Hauptfragestellungen 1 und 2 – Interpersonelle Unterschiede hinsichtlich des Gleichgewichts .....	121
6.1.2	Hauptfragestellung 3 – Reliabilität der Posturographie .....	121
6.1.3	Nebenfragestellungen 1 und 2 – Prüfbarkeit der Ausgleichsstrategien bei Gleichgewichtsleistungen .....	122
6.2	Spezielle Untersuchungsmethodik .....	122
6.3	Statistische Auswertungsverfahren.....	125
6.4	Ergebnisse und Diskussion .....	125
6.4.1	Hauptfragestellung – Interpersonelle Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung.....	126
6.4.1.1	Statische Testbedingungen .....	126
6.4.1.2	Dynamische Testbedingungen.....	131
6.4.2	Nebenfragestellung – Reliabilität der Posturographie.....	136

6.4.3	Nebenfragestellung – Prüfbarkeit der Strategien zum Ausgleich von Perturbationen.....	141
6.4.3.1	Reduzierung der Freiheitsgrade.....	143
6.4.3.2	Schnelle Ausgleichbewegungen.....	145
6.4.3.3	Körperschwerpunktabsenkung.....	145
6.4.3.4	Stabilität durch Geschwindigkeit.....	146
6.5	Schlussfolgerungen.....	147
<b>7</b>	<b>Erlernbarkeit von Bewegungen zum Ausgleich von Perturbationen und Reproduzierbarkeit posturographischer Messungen (Hauptstudie 2).....</b>	<b>150</b>
7.1	Vorbemerkungen und forschungsleitende Fragestellungen.....	150
7.1.1	Hauptfragestellung 1 und 2 – Überprüfung der Aneignung der Kriteriumsbelegung.....	150
7.1.2	Nebenfragestellung – Reproduzierbarkeit der Posturographie.....	151
7.2	Spezielle Untersuchungsmethodik.....	151
7.3	Statistische Auswertungsverfahren.....	152
7.4	Ergebnisse und Diskussion.....	152
7.4.1	Hauptfragestellung – Überprüfung der Aneignung der Kriteriumsbelegung.....	153
7.4.2	Nebenfragestellung – Reproduzierbarkeit der Posturographie.....	158
7.5	Schlussfolgerungen.....	161
<b>8</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>163</b>
<b>9</b>	<b>Ausblick.....</b>	<b>169</b>
<b>10</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>174</b>



# Abkürzungsverzeichnis

A	Schwankungsfläche	KSP	Körperschwerpunkt
A-P	anterio-posterior	max.	maximal
B <sub>Ag</sub>	beidbeinig, Augen geschlossen	M-L	medio-lateral
B <sub>AgKh</sub>	beidbeinig, Augen geschlossen, Kopf hinten	mm/s <sup>2</sup>	Millimeter pro Sekunde zum Quadrat
B <sub>AgKl</sub>	beidbeinig, Augen geschlossen, Kopf links	MW	Mittelwert
B <sub>AgKr</sub>	beidbeinig, Augen geschlossen, Kopf rechts	n	Probandenzahl
B <sub>AgKv</sub>	beidbeinig, Augen geschlossen, Kopf vorne	p	Irrtumswahrscheinlichkeit
B <sub>Ao</sub>	beidbeinig, Augen offen	r	Korrelation
BOS	Base of Support	RMS	Root-Mean-Square
B <sub>SAg</sub>	beidbeinig, Schaumstoff, Augen geschlossen	SD	Standardabweichung
B <sub>SAo</sub>	beidbeinig, Schaumstoff, Augen offen	sec	Sekunde
C7	Marker auf dem siebten Halswir- bel	SI <sub>ACC</sub>	Standardabweichung der Beschleunigung
COG	Centre of Gravity	SI <sub>TFB</sub>	Standardabweichung der Kraftverteilung
COM	Centre of Mass	SOT	Sensory-Organization-Test
COP	Centre of Pressure	SS	Strategy-Score
CS	Composite-Score	ST	Stabilitätsindex
CV	Variationskoeffizient	SW	Schwankungsweg
D	Federkonstante	T <sub>c</sub>	Drehmoment
d	Cohens d	TKD	Taekwondo
EL <sub>Ag</sub> - ER <sub>Ag</sub>	einbeinig, links/rechts, Augen geschlossen	TL <sub>Ag</sub> - TR <sub>Ag</sub>	Tandemstand, links/rechts vorne, Augen geschlossen
EL <sub>Ao</sub> - ER <sub>Ao</sub>	einbeinig, links/rechts, Augen offen	TL <sub>Ao</sub> - TR <sub>Ao</sub>	Tandemstand, links/rechts vorne, Augen offen
EL <sub>SAg</sub> - ER <sub>SAg</sub>	einbeinig, links/rechts, Schaumstoff, Augen geschlossen	TL <sub>SAg</sub> - TR <sub>SAg</sub>	Tandemstand, links/rechts vorne, Schaumstoff, Augen geschlossen
EL <sub>SAo</sub> - ER <sub>SAo</sub>	einbeinig, links/rechts, Schaumstoff, Augen offen	TL <sub>SAo</sub> - TR <sub>SAo</sub>	Tandemstand, links/rechts vorne, Schaumstoff, Augen offen
ES	Equilibrium-Score	W	Körpergewicht
F	Kraft	WDI	Weight-Distribution-Index
FFT	Fast-Fourier-Transformation	Z	Teststatistik Wilcoxon-Test
FT	d'Alembertsche Trägheitskraft	ZNS	Zentrales Nervensystem
g's	Sensitivität	ΔR	Widerstandsänderung
ICC <sub>obj</sub>	Intraklassenkorrelation (Objektivität)	η <sub>p</sub> <sup>2</sup>	Eta-Quadrat
ICC <sub>rr</sub>	Intraklassenkorrelation (Reliabilität)	X <sup>2</sup>	Chi-Quadrat
k.A.	keine Angabe	ε	Dehnung
		ρ	Synchronisation

# 1 Einleitung

„Das Gleichgewicht [spielt] im Leben des Menschen eine viel größere Rolle als man glaubt.

Es ist ständig bedroht und wird dauernd korrigiert, ohne dass uns dieses Kräftespiel zum Bewußtsein kommt.“

(Karl Müllly, 1933)

Die aufrechte Standposition des Menschen ist aus physikalisch-statischer Sicht ohne zusätzliche Belastung ungünstig, da das Gravitationszentrum des Körpers oberhalb seines Druckzentrums positioniert ist. Die Distanz der beiden Massepunkte (Gravitationszentrum und Druckzentrum) und die Freiheitsgrade des Körpers weichen oft von der gemeinsamen Vertikalen ab. Der menschliche Körper befindet sich selten im Gleichgewicht (Brödemann, 2003, S. 6). Die Voraussetzungen (Funktion des Gleichgewichtssystems, Erfahrungen mit dem Ausgleich von Schwankungen) für den Ausgleich der Perturbationen müssen vorhanden sein, um das Gleichgewicht zu erhalten oder wiederherzustellen. Probleme mit Teilen des Gleichgewichtssystems (Propriozeption, optischer Sinn, Vestibularorgan usw.) können Stürze oder extreme Schwankungen zur Folge haben.

Zur Quantifizierung des menschlichen Gleichgewichts wurden verschiedene Verfahren entwickelt (Klinische Gleichgewichtstests, Sportmotorische Tests, instrumentelle Posturographie), welche das Konstrukt Gleichgewicht mithilfe von statischen und dynamischen Tests oder Bewegungsabfolgen (Gleichgewicht im Gang) beschreiben. „Bis ca. Mitte der 1980er Jahre existierten kaum Verfahren zur systematischen und kontrollierten Beurteilung des Körpergleichgewichts. Traditionellerweise wurde das Gleichgewicht mit dem Romberg-Test beurteilt.“ (Steib, Streber & Pfeifer, 2017, S. 391). Inzwischen sind eine große Anzahl an Diagnosemöglichkeiten entwickelt worden: klinische Gleichgewichtsskalen, sportmotorische Tests und instrumentelle Verfahren. Die Mehrzahl der instrumentellen Verfahren nutzt die Messung des Centre of Pressure (COP) unter Verwendung von piezoelektrischen Kraftmessplatten zur Beschreibung und Bewertung des statischen Gleichgewichts. Aus dem COP werden verschiedene Schwankungsparameter bestimmt. Dynamische Verfahren nutzen kippende oder schwingende Kraftmessplatten, um das Verhalten des Probanden nach Eigenperturbationen zu untersuchen. Kombiniert werden die statischen und dynamischen Verfahren mit verschiedenen Anforderungsbedingungen wie geschlossenen Augen, einer bewegten Umgebung oder Zusatzaufgaben, wie z. B. dem Buchstaben suchen. Die posturographischen Verfahren dienen der Identifizierung von Defiziten des Gleichgewichtssystems. Aussagen über das Gleichgewicht im Zusammenhang mit dem Sport werden selten getätigt (Turbanski & Schmidtbleicher, 2008).

Die „Arten des Gleichgewichts“ wurden von Fetz (1989, S. 18) beschrieben. Fetz (1989) setzt die klare Differenzierung des statischen und dynamischen Gleichgewichts voraus, welche nicht durch empirische Befunde belegt werden kann. In der Literatur bleibt die Frage offen, inwieweit eine Übertragbarkeit zwischen Gleichgewichtsaufgaben mit verschiedenen Anforderungen (statisch, dynamisch) besteht. Der *erste Forschungsanreiz* der Arbeit stellt die Entwicklung eines Ansatzes zur Strukturierung des Konstruktes Gleichgewicht dar. Gleichgewichtsaufgaben werden hinsichtlich der Anforderungen dargestellt und eingeordnet.

Der *zweite Forschungsanreiz* der vorliegenden Dissertation besteht darin, ein Verfahren zu entwickeln und zu evaluieren, mit dem dynamische Standpositionen mit hoher Güte gemessen werden können. Zur Evaluation des Verfahrens soll im Gegensatz zu den vorliegenden Studien (Wrisley, Stephens, Mosley, Wojnowski, Duffy & Burkard 2007; Leitner, Mair, Paul, Wick, Mittermaier, Sycha und Ebenbichler, 2009; Pang, Lam, Wong, Au und Chow, 2011 Tesio et al., 2013; Akhbari et al., 2015; Herbert & Manago, 2017; Harro & Garascia, 2018) keine kippende, sondern eine schwingende Grundplatte (Posturomed, Haider, Pullenreuth) genutzt werden. Mit einem ähnlichen Versuchsaufbau wurden dynamische Versuche durchgeführt, jedoch wurde das Verfahren im Zusammenhang mit den Studien nicht evaluiert oder hinsichtlich der Gütekriterien überprüft. Sportlergruppen wurden bisher nicht mithilfe des dynamischen Verfahrens hinsichtlich der Gleichgewichtsleistung miteinander verglichen. In der Dissertation werden Parameter zur Untersuchung des statischen und dynamischen Gleichgewichts evaluiert und gegenübergestellt.

Trotz der intensiven Forschung zu posturographischen Verfahren ist nicht geklärt, inwieweit das Gleichgewicht, wie von Hirtz (1985) beschrieben, eine sportmotorische Fähigkeit oder eine strategieabhängige Fertigkeit ist. Mechling (2003, S. 348 nach Göhner, 1999, S. 207) schrieb, dass die von den Theorieentwürfen stammende scheinbare Sicherheit manchmal eher „einem Missbrauch [gleich] [...]. Am auffälligsten [...] [sei] dieser ‚Missbrauch‘ bei der Anwendung des Fähigkeitskonzepts, dessen theoretische Bearbeitung zurzeit unterbrochen, vielleicht sogar endgültig abgebrochen ist. Dessen praktische Anwendung aber in sehr vielen Sportarten erfolgreich weitergeführt wird.“ Die „abgebrochene Untersuchung“ wird in einem Teil der vorliegenden Arbeit wieder aufgenommen. Die Einordnung des Gleichgewichts in das Fähigkeits-Fertigkeits-Modell stellt den *dritten Forschungsanreiz* dar.

Das eigene Forschungsprojekt zielt auf die Entwicklung und Evaluierung der dynamischen Posturographie unter Verwendung einer schwingend gelagerten Grundplatte (Posturomed) ab. Neben der methodischen Weiterentwicklung wird die sportwissenschaftliche Fragestellung nach der Einordnung des Gleichgewichts in das Fähigkeits-Fertigkeitskonzept bearbeitet. Die vorliegende Dissertation gliedert sich in zwei Abschnitte (theoretischer und empirischer Abschnitt). Der theoretische Abschnitt gibt Hintergrundinformationen zum Begriff Gleichgewicht, ordnet das Gleichgewicht in verschiedene Konzepte und Modelle ein (Charakterisierung des Gleichgewichts nach Fetz [1989], Fähigkeits-Fertigkeits-Modell), beschreibt Bewegungen zum Ausgleich von Schwankungen und stellt die motorische Kontrolle der Bewegungen dar. Die Möglichkeiten der Diagnostik des Gleichgewichts werden in Bezug zu sportmotorischen Tests, klinischen Gleichgewichtsskalen und instrumentellen Tests behandelt.

Im Kapitel 2 wird das Gleichgewicht in seinen verschiedenen Facetten beschrieben. Die Sicht verschiedener Wissenschaftsdisziplinen auf das Gleichgewicht wird dargestellt. Das Phänomen Gleichgewicht wird im Kontext von Fähigkeits-Fertigkeitsmodellen erörtert und die Kritik an den Konzepten dargelegt (Kapitel 2.2). Supraposturale Aufgaben und deren Einfluss auf das Gleichgewicht werden charakterisiert (motorische, perzeptiv-kognitive und kognitiven Manipulationen; 2.3). In Kapitel 2.4 wird auf die verschiedenen Ausgleichsbewegungen zur Erhaltung des Körpergleichgewichts eingegangen, die in der Literatur beschrieben werden. Verlässt der Druckmittelpunkt (COP; Centre-of-Pressure) des Körpers die Unterstützungsfläche ist das Gleichgewicht bedroht. Die Schwankung kann durch Strategien wie die Fußgelenks-, Hüft- oder eine kombinierte Strategie aus-



geglichen werden. Neben den sogenannten Fixed-Support-Strategien sind Change-of-Support Strategien möglich, bei denen die Unterstützungsfläche durch einen Schritt zur Seite oder nach vorne vergrößert wird. Kapitel 2.5 erörtert die verschiedenen Gleichgewichtssysteme und geht dabei auf die biologischen Lösungen des Problems der Erhaltung des Gleichgewichts ein. Der technische Ansatz zur Erhaltung des Gleichgewichts bei Maschinen oder Robotern wird dargestellt. Verschiedene Lösungen zur Gleichgewichtsdiagnostik wie die klinische Gleichgewichtsdiagnostik, sportmotorische Tests, die statische und dynamische Posturographie (instrumentelle Verfahren) werden beschrieben. Im Forschungsstand wird auf die Charakterisierung des Gleichgewichts eingegangen und ein Modell zur Gleichgewichtsleistung abgebildet. Das Modell beinhaltet die Grundvoraussetzungen für Gleichgewichtsleistungen, Ausgleichsstrategien bei Gleichgewichtsleistungen. In Kapitel 3.1 werden die aus der Literatur entnommenen Parameter zur Gleichgewichtsdiagnostik beschrieben. Die weiteren Teile des Forschungsstandes gehen auf die Literatur zu den drei empirischen Studien der vorliegenden Arbeit ein. Studien zum interpersonellen Vergleich durch posturographische Untersuchungen werden dargestellt (3.2). Forschungsergebnisse zur Reproduzierbarkeit und zur Reliabilität werden in Kapitel 3.3 und 3.4 wiedergegeben. In Kapitel 3.5 werden die Forschungsdefizite dargestellt. Kapitel 3.6 beschreibt die eigenen oder modifizierten Modelle, die in der Dissertation überprüft werden.

Im ersten empirischen Teil der Abhandlung (Kapitel 4) werden die Forschungsziele (4.1), der Forschungsansatz (4.2) sowie die übergreifende Forschungsmethodik erörtert (4.3). In Kapitel 4.4 und 4.5 wird die Datenerfassung und die Berechnung der Parameter der dynamischen Posturographie beleuchtet.

In der Vorstudie dieser Arbeit (Kapitel 5) wird der Ansatz zur Identifizierung von Testbedingungen und Parametern zur dynamischen Posturographie auf dem Posturomed und um den damit verbundenen messmethodischen Aspekt erklärt. Weiterhin wird geprüft, inwieweit signifikante Unterschiede zwischen statischen und dynamischen Testbedingen nachzuweisen sind. Differenzen geben einen ersten Hinweis auf die fehlende Übertragbarkeit zwischen Gleichgewichtsaufgaben mit verschiedenen Anforderungen. In der Hauptstudie 1 (Kapitel 6) werden die in der Vorstudie evaluierten Testbedingungen zur statischen und dynamischen Gleichgewichtsregulation genutzt und ergänzt, um die Differenzierung zwischen verschiedenen Probandengruppen aus den Sportarten Eishockey, Fußball und Taekwondo oder Probanden<sup>1</sup> ohne sportliche Aktivität zu erreichen. Geprüft wird, inwieweit verschiedene Standpositionen von Sportlern einer Sportart mit höheren oder geringeren Leistung gelöst werden können und inwieweit dies im Zusammenhang mit den charakteristischen Eigenschaften der Sportart stehen. Die Testbedingungen werden von einem Teil der Kohorte mehrmals über den Zeitraum von circa einer Woche durchgeführt. Mithilfe des Test-Retest-Designs wird die Reliabilität des Verfahrens überprüft. Die Validierung der Testbedingungen erfordert ähnliche Ergebnisse und eine geringe Streuung und Varianz der Gleichgewichtsleistung. Die Nebenfragestellung, inwieweit die Ausgleichsstrategien mithilfe von Messwerten oder kinematischen sowie kinetischen Kenngrößen belegt werden können, soll in der Hauptstudie 1 beantwortet werden. Für die Ausgleichsstrategien (Schnelle Ausgleichsbewegungen, Reduzierung der Freiheitsgrade, Stabilität durch Geschwindigkeit, Körperschwerpunktabsenkung). Im letzten Teil (Kapitel 7) dieser Arbeit

---

<sup>1</sup> In der folgenden Arbeit wird aus Gründen der besseren Lesbarkeit ausschließlich die männliche Form verwendet. Die Form bezieht sich auf Personen beiderlei Geschlechts.

wird auf die Frage eingegangen, inwieweit das Gleichgewicht oder das Reagieren und Antizipieren von Perturbationen eine übergreifende Fähigkeit oder eine erlernbare, situationsabhängige Fertigkeit darstellen. Zur Prüfung, inwieweit eine Bewegung erlernt wird, muss eine Bewegungsaufgabe gestellt werden, die eine hohe Anforderung an das Gleichgewichtssystem stellt. Die Bewegung darf nicht sofort beherrscht werden. Mit dem Studiendesign wird gleichzeitig ermittelt, inwieweit die Testbedingungen innerhalb mehrerer Messwiederholungen reproduzierbar sind und inwieweit es Probeversuchen bedarf, um die Versuchspersonen an die Testbedingungen zu gewöhnen, damit die Personen stetig die gleiche Leistung zeigen können. Die Ergebnisse der empirischen Arbeit werden in Kapitel 8 zusammenfassend dargestellt. Aus den Ergebnissen werden allgemeingültige und spezielle (auf die vorliegende empirische Arbeit bezogene) Schlussfolgerungen gezogen. In Kapitel 9 wird ein Ausblick auf neu entstandene Forschungsfragen und auf zukünftig denkbare Forschungsansätze gegeben.

Dank schulde ich denjenigen Personen, die dazu beigetragen haben, dass ich mein Forschungsvorhaben in dieser Weise umsetzen konnte. Insbesondere danke ich meinem Mentor Prof. Dr. Rainer Wollny, der mir die Möglichkeit gab, als junger Wissenschaftler an seinem Arbeitsbereich zu forschen und der mir die nötigen Voraussetzungen bot meine Forschungsvorhaben in diesem Umfang umzusetzen zu können. Prof. Dr. Rainer Wollny stand mir immer mit einem Rat zur Seite. Viel gelernt habe ich durch die Gespräche mit meinem Kollegen Dr. Lars Reinhardt. Er stand mir jederzeit bei Fragen zur Programmierung oder Messtechnik zur Seite. Für die anregenden Gespräche mit Dr. Lars Reinhardt möchte ich mich bedanken. Besonderen Dank schulde ich Dr. Ronald Burger, der mich inspiriert hat mein Studium der Sportwissenschaften zu vertiefen und den Schritt der Promotion zu gehen.

Meiner Familie

## 2 Gleichgewicht

Im Kapitel 2 wird das Gleichgewicht aus der Sicht verschiedener Wissenschaftsdisziplinen erläutert (2.1) und im Kontext des Fähigkeits-Fertigkeitsmodell beschrieben (2.2). Die Supraposturalen Aufgaben und die Ausgleichbewegungen zum Erhalt des Gleichgewichts werden beleuchtet. In Kapitel 2.5 werden das menschliche Gleichgewichtssystem und das auf dem menschlichen aufgebaute Gleichgewichtssystem charakterisiert. Kapitel 2.6 geht auf die Möglichkeiten des Gleichgewichtstrainings ein. Im letzten Kapitel des Abschnitts (2.7) wird die Gleichgewichtsdagnostik (Posturographie) dargestellt.

### 2.1 Gleichgewicht aus Sicht verschiedener Wissenschaftsdisziplinen

Der Begriff „Gleichgewicht“ wird in verschiedenen Wissenschaftsdisziplinen wie der Systemtheorie, der Ökologie, der Chemie, der Physik (Mechanik), der Medizin und der Sportwissenschaft zum Teil sehr unterschiedlich definiert. Das Gleichgewicht wird mit einer Waage assoziiert. Bei der sogenannten Balkenwaage sind die Waagschalen auf einer Ebene im Gleichgewicht, wenn die beiden auf den Seiten anliegenden Massen, identisch sind. Etymologisch sind die Begriffe Bewegung, Gleichgewicht, Balance und Waage eng miteinander verbunden (Hirtz, Hotz & Ludwig, 2005).

Die *Systemtheorie* fasst den Begriff Gleichgewicht weit. Nach Giesen (1991, S. 297) ist das Gleichgewicht die „Eigenschaft von Systemprozessen, die Veränderungen der Elemente innerhalb bestimmter Grenzen zu halten. In gleichgewichtigen Systemprozessen werden Abweichungen von den Sollwerten des Systems durch Regelmechanismen wieder reduziert“. Die chronologische Entwicklung eines dynamischen Systems lässt sich durch die Charakterisierung der Gleichgewichtszustände abschätzen. Strogatz und Kern (2015) definieren folgende Gleichgewichtszustände:

1. *Stabiles Gleichgewicht*: Das System kehrt nach einer Störung in den Ausgangszustand zurück.
2. *Labiles Gleichgewicht*: Das System geht bei kleinsten Störungen in einen anderen Zustand über.
3. *Metastabiles Gleichgewicht*: Das System geht nach ausreichend großen Störungen in den stabileren Gleichgewichtszustand über. Bei zwei Gleichgewichtszuständen spricht man von bistabil.
4. *Indifferentes Gleichgewicht*: Das System kommt nach jeder Störung in einem neuen Zustand zur Ruhe.

In der Systemtheorie sind die Anpassung und die Rückführung in einen Gleichgewichtszustand im Zusammenhang mit der Kybernetik, der Selbstregulation und der Systemsteuerung zu betrachten (Giesen, 1991). Das Modell der Kybernetik beschreibt, dass Systeme durch bestimmte Sollwerte oder Zielzustände gekennzeichnet werden können. Umwelteinflüsse (verändertes Licht) oder interne Störungen führen zur Abweichung der Systemprozesse von den Zielzuständen oder Sollwerten. Die Abweichungen werden durch den Sensormechanismus wahrgenommen und als entsprechende Informationen an das Steuerungszentrum weitergeleitet (Giesen, 1991). Das Steuerzentrum leitet Schritte zur Störungsbehebung ein. Sobald die Abweichung ausgeglichen und der Sollwert wiederhergestellt ist, wird die Information dem Steuerungszentrum zurückgemeldet und der Regelmechanismus ausgeschaltet (Giesen, 1991). Diese Regelvorgänge lassen sich auf den menschlichen Orga-

nismus übertragen. Das in Kapitel 3.2 vorgestellte Gleichgewichtsmodell wurde auf Grundlage der Systemtheorie entwickelt.

„Die *Ökologie* definiert den Begriff Gleichgewicht als die „subjektiv nachvollziehbare Beobachtung, dass sich systemar bestimmte Objekte der Natur (z. B. Ökosysteme) in ihrer Erscheinung zwischen zwei Betrachtungszeitpunkten nicht ändern, sie erscheinen uns ‘stabil‘“ (Egerton, 1973, S. 322). Der Begriff wird allerdings kritisiert, da sich einzelne Individuen oder qualitative Vorgänge in der lebenden Natur kontinuierlich verändern (DeAngelis & Waterhouse, 1987).

In der *Chemie* wird der Begriff Gleichgewicht abweichend definiert: In chemischen Reaktionen ist das chemische Gleichgewicht der Zustand, in dem sowohl die miteinander reagierenden Stoffe als auch die Produkte in Konzentrationen vorliegen, die sich im Lauf der Zeit nicht mehr ändern (Atkins & Paula, 2006). Normalerweise ergibt sich dieser Zustand, wenn die Vorwärtsreaktion mit der gleichen Geschwindigkeit wie die Umkehrreaktion abläuft. Die Reaktionsgeschwindigkeiten der Vorwärts- und Rückwärtsreaktionen sind im Allgemeinen nicht gleich Null, sondern haben lediglich den gleichen Betrag. Somit bestehen keine Nettoveränderungen in den Konzentrationen der Reaktanten und des Produkts. Derartige Zustände werden als chemisch-dynamisches Gleichgewicht bezeichnet (Atkins & Jones, 2008).

Die *Physik (Mechanik)* beschreibt den Begriff des statischen Gleichgewichts als das Gleichgewicht der Kräfte, die auf ein Objekt oder einen Körper wirken (Gl. 1). Der Körper verharrt in Ruhe. Nach dem 1. und 2. Newtonschen Gesetz bedeutet dies, dass keine resultierende Kraft auf den Körper wirkt (Kamke & Walcher, 2013). Das Gleiche muss für die wirkenden Drehmomente gelten (Gl. 2).

$$\text{Kraft} \quad \vec{F}_1 + \vec{F}_2 + \vec{F}_3 \dots + \vec{F}_n = \sum_{i=1}^n \vec{F}_i = 0 \quad (\text{Gl. 1})$$

$$\text{Drehmoment} \quad \vec{M}_1 + \vec{M}_2 + \vec{M}_3 \dots + \vec{M}_n = \sum_{j=1}^m \vec{M}_j = 0 \quad (\text{Gl. 2})$$

Die genannte Definition gilt ebenso für das dynamische Gleichgewicht. Die Bewegung eines Massenpunkts kann durch das Newtonsche Bewegungsgesetz beschrieben werden. In der Beschreibung ist  $F$  die resultierende Kraft, also die Summe aller am Massenpunkt angreifenden Kräfte (Gross, Hauger, Schnell & Wriggers, 2018). „[Das negative] Produkt aus der Masse  $m$  und der Beschleunigung  $a$  tritt formal als eine Kraft auf, die nach d'Alembert (1717-1783) die d'Alembertsche Trägheitskraft  $F_T$  genannt wird. Diese Kraft ist keine Kraft im Newtonschen Sinne, da zu dieser keine Gegenkraft existiert (verletzt das Axiom *actio = reactio*; Gross et al., 1989). Diese Kraft wird als Scheinkraft bezeichnet. Die Kraft ist entgegengesetzt zur Beschleunigung  $a$  gerichtet (Gl. 3).

$$ma = F; \quad F - ma = 0; \quad F_T = -ma; \quad F + F_T = 0 \quad (\text{Gl. 3})$$

„Hiernach bewegt sich ein Massenpunkt so, daß die Resultierende  $F$  der an ihm angreifenden Kräfte und die d'Alembertsche Trägheitskraft  $F_T$ , im Gleichgewicht‘ sind. Da der Massenpunkt jedoch nicht in Ruhe ist, sondern sich bewegt, bezeichnet man dies als ‚dynamisches Gleichgewicht‘“ (Gross et al., 1989, S. 166). Innerhalb der Teildisziplinen bestehen mehrere Definitionen des Begriffs Gleichgewicht.

In der *Medizin* kann das Gleichgewicht auf physischer oder psychischer Ebene dargestellt werden. Das physische Gleichgewicht beschreibt den durch muskuläre Koordination erzielten, stabilen Körperzustand mit ausgeglichener Gewichtsverteilung in Ruhe oder in Bewegung. Das psychische Gleichgewicht beschreibt hingegen einen mentalen Zustand, der durch emotionale Ausgeglichenheit charakterisiert ist. Häufig wird in der Medizin im Zusammenhang mit dem Gleichgewicht der Begriff „Balance“ verwendet. Balance beschreibt die ausgeglichene Gewichtsbelastung beim Körpergleichgewicht und wird im nachfolgenden Text synonym mit dem Gleichgewicht benutzt. Pollock, Durward, Rowe und Paul (2000) grenzen den Begriff Balance (engl. für Gleichgewicht) gegenüber der Stabilität ab. Stabilität bedeutet, dass je größer die Verschiebung des Schwerpunktes gegenüber der Unterstützungsfläche sein kann, ohne dass das Objekt oder der Körper zu Fall kommt, desto größer dessen Stabilität ist. „Was Gleichgewicht ist und was es für uns sowie das Sporttreiben bedeutet, glauben wir allgemein zu wissen, wenn auch nicht, ob es ein disziplinübergreifendes oder ob es ein sportartspezifisches gibt“ (Hirtz et al., 2000, S. 16).

In der *Sportwissenschaft* geht die Definition des Begriffs Gleichgewicht auf den Wissenschaftler Karl Müllly (1877-1960) zurück. Müllly erkannte eine Vielzahl an relevanten Gleichgewichtskomponenten, die immer noch relevant sind und die Bewegungskompetenz Gleichgewicht beschreiben (Hirtz et al., 2000). Müllly stellte die Hypothese auf, dass das Gleichgewicht „[...] im Leben des Menschen eine viel größere Rolle [spielt] als man glaubt. Es ist ständig bedroht und wird andauernd korrigiert, ohne daß uns dieses Kräftespiel zum Bewußtsein kommt. [...] Nur in gewissen Fällen, wenn wir stolpern oder ins Leere treten, wenn uns also eine kleine Gefahr droht, kommt plötzlich und unerwartet die Gleichgewichtsschwankung ins Bewußtsein“ (Hirtz et al., 2005, S. 16; nach Müllly, 1933, S. 21).

In der sportwissenschaftlich historischen Betrachtung des Begriffs Gleichgewicht findet sich folgende Definition des Begriffs: Unter Gleichgewichtsfähigkeit wird die Fähigkeit verstanden, „den eigenen oder fremde Körper (oder Fremdgegenstände), die sich nicht in einer absolut stabilen Gleichgewichtslage (Hochmuth, 1972: stabiles Gleichgewicht) befinden, in der vorhandenen indifferenten oder labilen Gleichgewichtslage, durch Ausgleichsbewegungen zu belassen“ (Röthig, 1992). Mit diesen Merkmalen ist das *Körpergleichgewicht* grundlegend für jede sportliche Bewegungshandlung. Die Strukturierung des *motorischen Gleichgewichts* wurde von Fleishman (1975) in Balancieraufgaben mit einer statischen, dynamischen oder objektbezogenen Dimension vorgenommen. Hinsichtlich der Motorik des Menschen lassen sich drei weitere Formen des Gleichgewichts unterscheiden. Diese Unterteilung geht auf Fetz (1972) zurück: das *statische Gleichgewicht* beschreibt die Einhaltung einer bestimmten Position oder Lage. Das *dynamische Gleichgewicht* beschreibt die Einhaltung des Gleichgewichts in einer bestimmten Bewegung (z. B. Skifahren). Das *Objektgleichgewicht* grenzt sich gegenüber dem *Körpergleichgewicht* ab. Das Objektgleichgewicht bezieht sich auf die Einflussnahme auf einen gewissen Gegenstand oder Körper, um diesen im Gleichgewicht zu halten. Heidemann (2006) führte diese beiden Modelle zusammen (Abb. 1). Im Modell von Heidemann (2006) wird das dynamische Gleichgewicht (Abgrenzung zum statischen Gleichgewicht) in *translatorische Belastung* und *rotatorische Belastung* eingeteilt. Dies bedeutet, dass die Bewegungen, in denen das Gleichgewicht aufrechterhalten oder wiederhergestellt werden muss, in der horizontalen Ebene (translatorisch) stattfinden oder dass eine rotatorische Bewegung ausgeglichen werden muss. Das Objektgleichgewicht wird in *ortsgebunden* und *frei beweglich* unterschieden. Ein Pendel stellt in diesem Fall ein ortsgebundenes Objekt dar, das in einer Achse fest

verankert ist. Ein Beispiel für ein frei bewegliches Objekt ist ein Ball, der auf einer Plattform jongliert wird. Der menschliche Körper ist durch die aufrechte Haltung gezwungen, sich an verschiedenste Situationen anzupassen. Die wirkenden Kräfte müssen derart ausgeglichen werden, dass die Gesamtkraft Richtung Null tendiert (Newtonsches Gesetz; Pollok, Duward, Rowe & Paul, 2000).

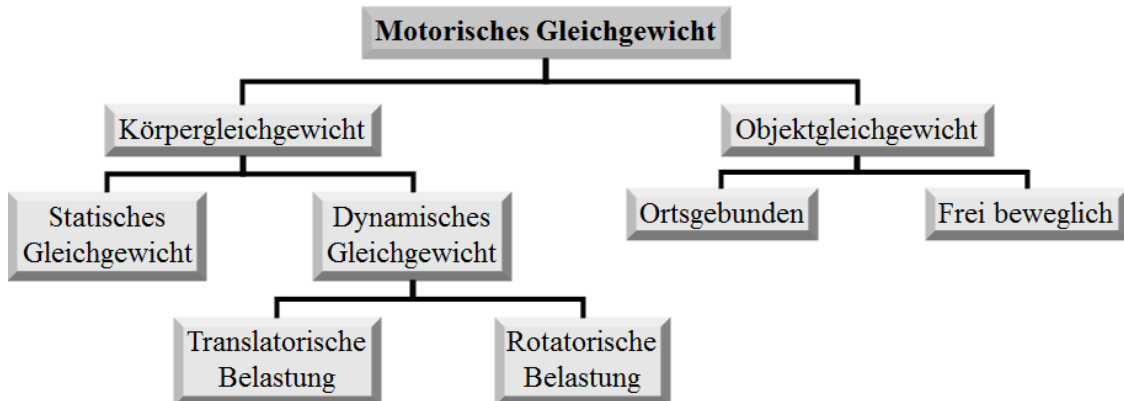


Abb. 1: Charakterisierung des Gleichgewichts (mod. nach Heidemann, 2006, S. 59 nach Fetz, 1989, S. 118)

Der Mensch muss sich nur auf zwei Gliedmaßen aufrecht halten und fortbewegen. Die Unterstützungsflächen, in diesem Fall die Füße, sind in Relation zur Körpergröße des Menschen sehr klein, was hohe Anforderungen an das Gleichgewichtssystem stellt. Das Gleichgewicht wird mit folgenden menschlichen Bewegungen assoziiert (Pollok et al., 2000, S. 404): Kontrolle der Haltung in einer bestimmten Position (Sitzen, Stehen), eine Willkürbewegung oder der Wechsel aus der einen in eine andere Position und das Reagieren auf external gesteuerte Einflüsse, wie z. B. Stöße. Eine weitere Klassifikation von Gleichgewicht findet sich bei Teipel (1995):

- Das *Standgewicht* (auf stabilen Unterlagen oder labilen Unterstützungsflächen) sorgt für den Erhalt und die Wiederherstellung des Körpergleichgewichts bei Bewegungen ohne Ortsveränderung. Das Standgleichgewicht umfasst die Gleichgewichtskontrolle auf stabiler Unterlage und auf labilen Standflächen.
- Das *Balanciergleichgewicht* (auf stabilen oder sich bewegenden Geräten) dient dem Erhalt oder der Wiederherstellung des Körpergleichgewichts bei Bewegungen mit Ortsveränderungen.
- Das *Drehgleichgewicht* (bei und nach Drehbewegungen um die verschiedenen Achsen) sorgt für den Erhalt oder die Wiederherstellung des Körpergleichgewichts bei und nach Drehbewegungen um die verschiedenen Körperachsen.
- Das *Fluggleichgewicht* (in der stützlosen Phase) dient dem Erhalt und der Wiederherstellung des Körpergleichgewichts in der stützlosen Phase.

Die Aufarbeitung der verschiedenen Definitionen des Begriffs Gleichgewicht verweist auf die Tatsache, dass strittige Meinungen hinsichtlich der Einordnung des Gleichgewichts im Fähigkeits-Fertigkeitsmodell vorliegen.

## 2.2 Gleichgewicht im Kontext verschiedener Fähigkeits-/Fertigkeitsmodelle

Das Gleichgewicht bezeichnen Cumbee (1954), Blume (1978) und Hirtz (1985) als koordinative Fähigkeit. Zum besseren Verständnis des Fähigkeitsbegriffs wird dieser vorliegend anhand des Fähigkeitsmodells von Bös (1987) erläutert. Die motorischen Fähigkeiten werden nach diesem Modell in energetisch determinierte (konditionelle) und informationsorientierte (koordinative) Fähigkeiten sowie in passive Systeme der Energieübertragung (Beweglichkeit) aufgeteilt (Abb. 2). Die energetisch determinierten Fähigkeiten unterteilen sich wiederum in die Ausdauer- und Kraftleistungsfähigkeit sowie die Schnelligkeitsleistungsfähigkeit. Letztere zählt neben der Koordination zu den informationsorientierten Fähigkeiten. Auf die weiteren Unterteilungen der Ausdauer-, Kraft- und Schnelligkeitsleistungsfähigkeit wird in dieser Arbeit nicht eingegangen. Die Koordination untergliedert sich in die Reaktionsschnelligkeit, Koordination unter Zeitdruck und Koordination unter Präzisionsdruck aufgeteilt. Dass dies nicht die einzig mögliche Systematisierung der koordinativen Fähigkeiten darstellt, wird im Folgenden deutlich werden. Im Gegensatz zu den klar abgrenzbaren Dimensionen der Ausdauer, Kraft und Schnelligkeit lässt sich die Koordination nur in Dimensionen unterteilen.

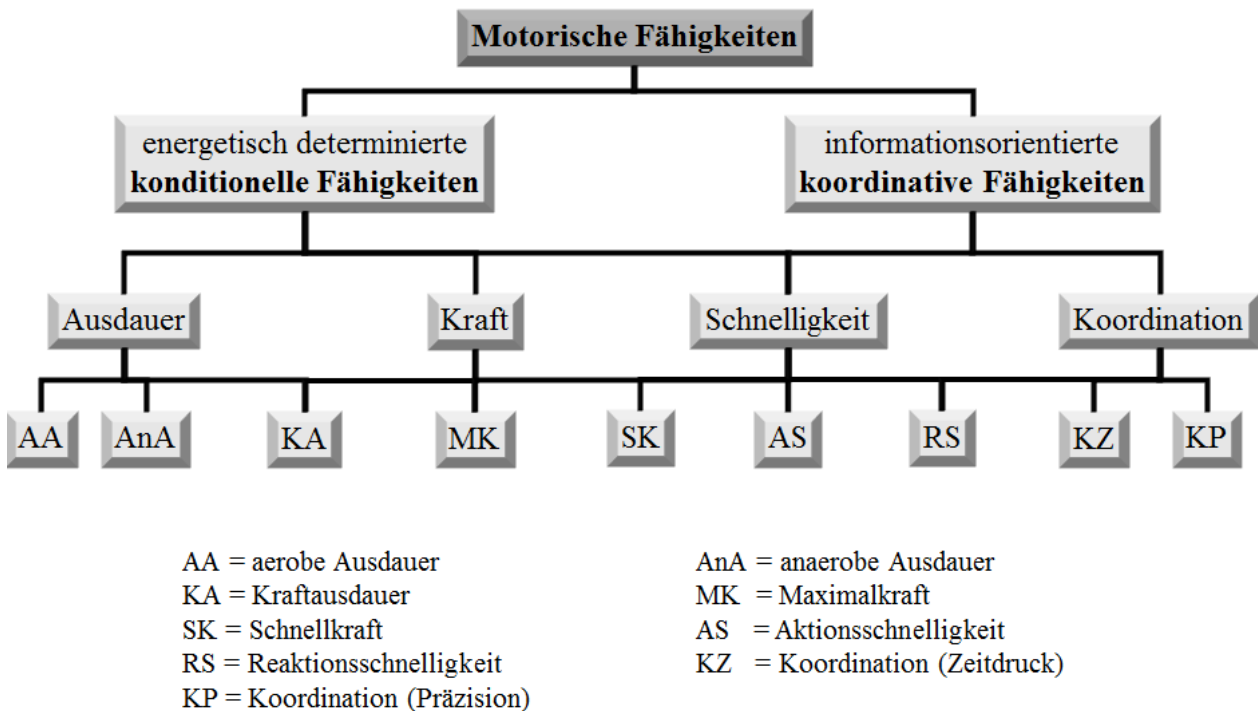


Abb. 2: Differenzierung motorischer Fähigkeiten (mod. nach Bös, 1987, S. 116)

Als „[k]oordinative Fähigkeiten bezeichnet die Bewegungswissenschaft des Sports [...] spezifische Leistungsvoraussetzungen des Zentralnervensystems für die Bewältigung einer bestimmten (sport-)motorischen Anforderungsklasse“ (Wollny, 2017, S. 43). Die nicht direkt beobachtbaren (latenten) koordinativen Fähigkeiten charakterisieren inhaltlich die Aufnahme, Verarbeitung und Speicherung von Informationen sowie die zentralnervösen Prozesse im Rahmen einer Bewegungsaufgabe (Wollny, 2017). „Die koordinativen Fähigkeiten befähigen den Menschen, motorische Handlungen in bekannten oder nicht vorhersehbaren Situationen sicher, effektiv und ökonomisch zu realisie-

ren“ (Wollny, 2017, S. 44). Die Latenz der Koordination ist der Grund für Schwierigkeiten in der Entwicklung sportmotorischer Tests zur Beschreibung der einzelnen Dimensionen.

Im Gegensatz zu den koordinativen Fähigkeiten stellen motorische Fertigkeiten durch Lernprozesse „erworbene Bewegungsmuster zur Bewältigung spezieller Bewegungsaufgaben des Alltags, des Berufs, der Freizeit oder des Sports dar“ (Wollny, 2017, S. 21). Unterschieden wird zwischen offenen und geschlossenen sportmotorischen Fertigkeiten. Die offenen Fertigkeiten kennzeichnen ein hoher Variabilitätsgrad und eine geringe Abhängigkeit vom Bewegungsablauf der jeweiligen Sportart (Kampf-, Mannschafts-, Natursportarten usw.; Wollny, 2017). Geschlossene Fertigkeiten wie das Turnen eines Saltos rückwärts beim Bodenturnen oder der Weitsprung mit einer bestimmten Technik haben hingegen einen geringeren Variationsgrad (Wollny, 2017). Der Unterschied zwischen den sportmotorischen Fähigkeiten und Fertigkeiten besteht wie schon kurz umrissen in der Erlernbarkeit oder Trainierbarkeit der Merkmale. Fähigkeiten sind teilweise genetisch dispositioniert, können trainiert werden und bilden die Grundlage für die zu erlernenden sportmotorischen Fertigkeiten oder sportartspezifischen Techniken. Im Gegensatz zu den motorischen Fertigkeiten ist der Kenntnisstand über die koordinativen Fähigkeiten indessen wenig differenziert (Roth, 1999; Wollny, 2017). Die begrifflichen und inhaltlichen Unklarheiten führt Roth (1999) auf die bislang induktiv getätigten Strukturierungsbemühungen und divergierenden Ergebnisse zurück. Die folgenden Ausführungen lehnen sich an die Abhandlungen von Mechling (2003, S. 348) und Roth (1999) an. Mechling beschreibt (2003, S. 348 nach Göhner, 1999, S. 207; Magill, 1998, S. 276; Schmidt & Young, 1991, S. 13), dass die von den Theorieentwürfen stammende scheinbare Sicherheit manchmal eher „einem Missbrauch [gleich] [...] Am auffälligsten ist dieser ‚Missbrauch‘ bei der Anwendung des Fähigkeitskonzepts, dessen theoretische Bearbeitung zurzeit unterbrochen, vielleicht sogar endgültig abgebrochen ist. Dessen praktische Anwendung aber in sehr vielen Sportarten erfolgreich weitergeführt wird.“

Nach Mechling (2003, S. 353 nach Roth, 1998) lassen sich die Konzepte zu koordinativen Fähigkeiten induktiv, induktiv-empirisch-analytisch oder deduktiv gewinnen. Die induktiven Fähigkeitskonzepte basieren auf Expertenratings, bei denen der Frage nachgegangen wurde, welche grundlegenden Voraussetzungen für sportmotorische Fertigkeiten bestehen (Blume, 1978; Hirtz, 1964). In der Differenziellen Psychologie (Fleishman, 1975) können koordinative Fähigkeiten aufgrund motorischer Testwerte von mehreren tausend Versuchspersonen empirisch-analytisch (Faktorenanalyse) beschrieben werden. Deduktiv gewonnene Konzepte koordinativer Fähigkeiten entstanden aus der Theorie, wurden im Nachgang geprüft und liegen in der Sportwissenschaft vereinzelt vor (Roth, 1982; Regulationsmodi der Bewegungskoordination). Die *induktiv* und *induktiv-empirisch-analytisch* gewonnenen Konzepte werden in Tabelle 1 dargestellt. Die theoretisch basierten Fähigkeitskonzepte, die teilweise empirisch überprüft wurden (*induktive Fähigkeitskonzepte*), werden im folgenden Abschnitt beleuchtet.

In der Begriffssystematik von Blume (1978) werden neben der Gleichgewichtsfähigkeit die Differenzierungs-, Kopplungs-, Rhythmisierungs-, Orientierungs-, Reaktions- und die Umstellungsfähigkeit benannt (Tab. 1). Im Ansatz von Meinel und Schnabel (2004, S. 217) definiert sich die sogenannte Gleichgewichtsfähigkeit als die Fähigkeit, einen Gleichgewichtszustand beizubehalten oder mit einem hohen Tempo wiederherzustellen. Neben der Gleichgewichtsfähigkeit werden die kinäs-



thetische Differenzierungs-, räumliche Orientierungs-, Rhythmus- und die komplexe Reaktionsfähigkeit im Strukturmodell der koordinativen Fähigkeiten genannt (Hirtz, 1964; Tab. 1).

Die induktiv gewonnenen Konzepte koordinativer Fähigkeiten werden als Konstrukte durch verschiedene sportmotorische Tests beschrieben, jedoch können die Konstrukte nicht empirisch-analytisch nachgewiesen werden. Hierfür fehlen die empirischen Befunde, dass die Konstrukte eine übergeordnete, fertigkeitenübergreifende Funktion haben. Mit den Daten der motorischen Tests lassen sich die koordinativen Fähigkeiten nicht gegeneinander abgrenzen und kategorisieren. Die induktiv gewonnenen Fähigkeiten sind jedoch sehr verbreitet und werden weiterhin in vielen bewegungswissenschaftlichen Lehrbüchern beschrieben. Dies liegt an der einfachen Beschreibung und Umsetzung der Ergebnisse sportmotorischer Tests in Trainingsempfehlungen.

„Den größten Verbreitungs- und Akzeptanzgrad im deutschsprachigen Raum dürfte derzeit das Modell von Hirtz (1985) besitzen“ (Roth, 1999, S. 251). In seinem Konzept ergänzte Hirtz (1977) die Fähigkeiten der Bewegungskoordination unter Zeit- und Präzisionsdruck. Diese Fähigkeiten wurden durch motorische Testverfahren an mehreren tausend Probanden und die darauffolgende Faktorenanalyse identifiziert. Durch die empirisch-analytische Überprüfung der koordinativen Fähigkeiten bei Hirtz (1977) können Teile der induktiven Systematisierung bestätigt werden.

Tab. 1: Die induktiv und induktiv-empirisch-analytisch gewonnenen Fähigkeitskonzepte

<b>Induktiv gewonnene koordinative Fähigkeiten</b>	<b>Empirisch-analytisch gewonnene Fähigkeiten</b>	
Blume (1978), Hirtz (1964)	Hirtz (1977)	Fleishman (1975)
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Gleichgewichtsfähigkeit</li> <li>- Differenzierungsfähigkeit</li> <li>- Kopplungsfähigkeit</li> <li>- Orientierungsfähigkeit</li> <li>- Rhythmisierungsfähigkeit</li> <li>- Reaktionsfähigkeit</li> <li>- Umstellungsfähigkeit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Reaktionsfähigkeit</li> <li>- Bewegungskoordination unter Zeitdruck</li> <li>- Differenzierungsfähigkeit</li> <li>- Umstellungsfähigkeit</li> <li>- Bewegungskoordination unter Präzisionsdruck</li> <li>- Räumlich-zeitlich visuelle Orientierungsfähigkeit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Multilimb-coordination</li> <li>- Control-precision</li> <li>- Response-orientation</li> <li>- Reaction-time</li> <li>- Rate-control</li> <li>- Manual-dexterity</li> <li>- Finger-dexterity</li> <li>- Arm-hand-steadiness</li> <li>- Wrist-finger-speed</li> <li>- Aiming</li> </ul>

Trotz der Bestätigung der Interpretationskonstrukte ist die Stabilität der Faktoren keineswegs gesichert. Die Generalisierbarkeit ist somit nicht gegeben (Mechling, 2003). Roth (1999) fügte dem Modell die übergeordneten Fähigkeiten Steuerungs-, Adaptions- und motorische Lernfähigkeit hinzu (Abb. 3).

Die induktiv-empirisch-analytische Systematisierung von Fleishman (1975; Tab. 1) beinhaltet die Fähigkeiten „Multilimb-coordination“, „Control-precision“, „Response-orientation“, „Reaction-time“, „Rate-control“, „Manual-dexterity“, „Finger-dexterity“, „Arm-hand-steadiness“, „Wrist-finger-speed“ und „Aiming“, die mithilfe psychomotorischer Tests identifiziert wurden. Der Nachteil dieses auf einer Faktorenanalyse aufgebauten Modells liegt darin, dass die Fähigkeiten direkt von den Tests abhängen. Dieser Test wurde ursprünglich jedoch nicht zur Überprüfung von sport-

motorischen Fähigkeiten entwickelt, sondern um berufsspezifische Anforderungsmerkmale von Piloten zu testen. Eine weitere Systematik aus dem US-amerikanischen Raum schließt das Gleichgewicht als koordinative Fähigkeit mit ein. Cumbee, Meyer & Peterson (1957) formulierten fünf koordinative Fähigkeiten: „Balancing objects“, „Timing of movements“, „Two-handed agility“, „Speed of change of directions“ und „Body balance“.

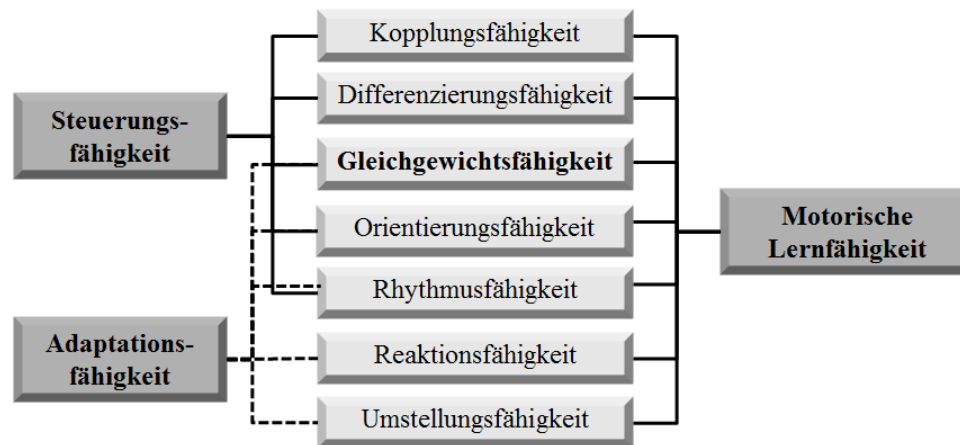


Abb. 3: Hierarchische Ordnung koordinativer Fähigkeiten (mod. nach Roth, 1999, S. 252 nach Zimmermann, 1987, S. 258)

Die Systematisierung erfolgte auf Basis einer Studie mit 92 Schülerinnen der dritten und vierten Klasse, die 23 sportmotorische Tests (Ball fangen, Jump and Reach, Gleichgewichtsübungen usw.) absolvierten. Zur Identifizierung der Koordinationsvariablen wurde eine Faktorenanalyse mit den Ergebnissen der sportmotorischen Tests berechnet. Trotz der empirisch-analytischen Herangehensweise weist die Studie eine wesentliche Schwäche auf: Die Koordinationsvariablen gelten nur für die spezielle Stichprobe. In einer weiteren Studie konnten die Variablen „Balancing objects“ und „Speed of change of direction of arms and hands“ identifiziert werden, die Stichprobe umfasste hier College-Studentinnen. Die Konzepte zur Systematisierung der koordinativen Fähigkeiten aus den frühen 1990er Jahren stellen gleichwohl keinen gänzlich neuen Ansatz dar, sondern versuchen, die verschiedenen Strukturmodelle zu integrieren und die Grundannahmen ergänzend zusammenzufassen.

Diese Konzepte werden als *deduktiv gewonnene Fähigkeitskonzepte* bezeichnet. In einer Untersuchung postuliert Hossner (1995), dass das motorische System modular organisiert ist und eine Fähigkeit dann als ein Motorikmodul gilt, wenn die Fähigkeit als technikübergreifende und technikspezifische charakterisiert werden kann. Die Modularitätshypothese (Fodor, 1983) geht von einer Verbindung funktionaler Aspekte des kognitiven und motorischen Verhaltens mit neuroanatomischen und konnektionistischen Kenntnissen biologischer Strukturen aus (Wollny, 2007). Die Bewegungsregulation wird durch modulare Input- und Outputmodule und nichtmodulare, zentrale Systeme gewährleistet. Folgende Fähigkeiten identifiziert Hossner (1995) als Module:

- Zeitdosierung (Fähigkeit zur prozentualen Festlegung von Bewegungszeiten)
- Geschwindigkeitsregulation (Fähigkeit zur Regulation der Fortbewegungsgeschwindigkeit)
- Zielgenauigkeit (Fähigkeit zur Zielgenauigkeit)

Die Module sind technikunspezifisch, wenn die Optimierung der Fähigkeiten unabhängig von der speziellen motorischen Fertigkeit erfolgt (Wollny, 2007). „Die als übergeordnete Anforderung aufzufassende Fähigkeit zur zeitlichen Strukturierung der Bewegung konnte nicht als Modul und damit nicht als allgemeine Fähigkeit nachgewiesen werden und wird von [(Hossner, 1995)] [...] als spezifische Fähigkeit betrachtet“ (Mechling, 2003, S. 354–355). Dieses Modell besitzt keinen Mehrwert gegenüber den anderen Modellen. Abbildung 4 zeigt den dichotomen Charakter der Koordination und bestätigt damit die Einteilung in die Kategorien Zeit und Präzision, die erstmals von Roth (1982) vorgenommen wurde.

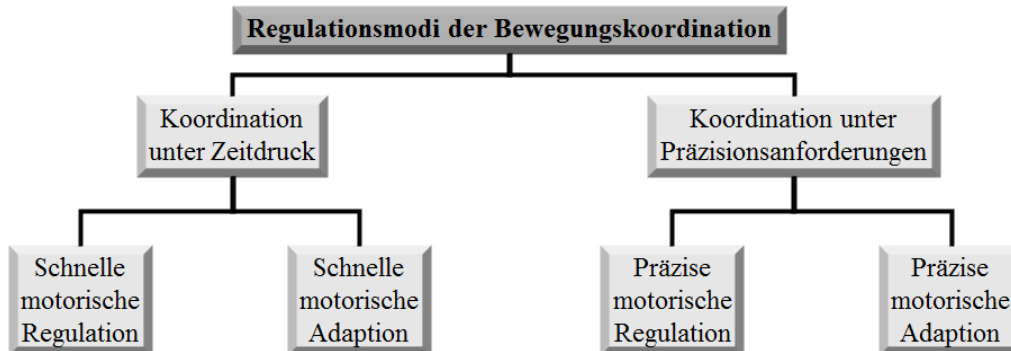


Abb. 4: Regulationsmodi der Bewegungskoordination (Roth, 1982, S. 18)

Im Modell der Regulationsmodi der Bewegungskoordination von Roth (1982) erfolgt die Aufteilung der Modi zunächst nach der Koordination unter Zeitdruck und der Koordination unter Präzisionsanforderungen. Die Koordination unter Zeitdruck gliedert sich erneut in die schnelle motorische Regulation und Adaption, während sich die Präzisionsanforderungen in die präzise motorische Regulation und Adaption unterteilen. Die Regulationsmodi wurden deduktiv entwickelt und von Roth (1982) als eindimensional nachgewiesen. Die weitere Aufteilung in die schnelle und präzise motorische Regulation sowie Adaption belegten Bös und Mechling (1983) empirisch ebenfalls als eindimensional. Trotz der Bestätigungen eröffnet das Modell nur einen eingeschränkten Blick auf die Koordination.

Das Modell zur Systematisierung koordinativer Anforderungen von Neumaier und Mechling (1994, S. 211) bewertet koordinative Anforderungen von Bewegungsaufgaben anhand von Merkmalen wie der afferenten und efferenten Informationsverarbeitung (Abb. 5). Die efferente Informationsverarbeitung kann klein- oder großmotorisch ablaufen. Der Schuss mit dem Sportgewehr etwa stellt eine kleinmotorische Verarbeitung dar, der Schlagwurf beim Handball eine großmotorische. Die Informationsverarbeitungen werden mithilfe der Druckbedingungen wie Zeit-, Präzisions-, Komplexitäts-, Organisations-, Belastungs- und Variabilitätsdruck charakterisiert. Die einzelnen Druckbedingungen können empirisch geprüft werden. Diese leiten sich auf „Grundlage aufgabenabhängiger Bezugsgrößen, Plausibilitätsüberlegungen und übereinstimmender Annahmen moderner Fähigkeitssystematiken“ ab (Wollny, 2017, S. 51). Das Modell stimmt in Teilen mit den Modellen von Hirtz (1977) und Zimmermann (1987) überein. Die daraus konstruierbaren koordinativen Trainingsmaßnahmen sind nahezu unerschöpflich und lassen sich gleichermaßen auf offene und geschlossene Fertigkeiten anwenden (Wollny, 2017).

Grundsätzlich weist die fähigkeitsorientierte Betrachtungsweise drei Kritikpunkte auf: (1) die Konsistenz der Leistung bei Aufgaben gleicher Struktur, (2) die Stabilität der Leistung über die Zeit oder nach Übung und (3) altersbedingte Leistungsveränderungen (Mechling, 2003).

*Konsistenz der Leistung bei Aufgaben gleicher Struktur*

Unter Zugrundelegung eines aktuellen Modells der Systematisierung koordinativer Fähigkeiten (Neumaier & Mechling, 1994) sollten sich bei zwei motorischen Aufgaben mit einem ähnlichen Anforderungsprofil hohe Korrelationen ergeben (Mechling, 2003). Das bedeutet, in zwei Aufgaben, die z. B. das Konstrukt der koordinativen Kopplungsfähigkeit beschreiben, sollte dieselbe Person eine ähnlich geringe oder hohe Leistung zeigen (*Konsistenz*). Dies ist oft nicht der Fall. Nach Mechling (2003, S. 356) gehen „die klassischen Spezifitätshinweise [...] u.a. auf Untersuchungen von Henry (1961; 1968), Bachmann (1961), Drowatzky und Zuccato (1967) sowie Singer (1966) zurück. Die Autoren fanden keine Belege für eine ‚Superfähigkeit‘ und kaum Belege für die generelle Stabilität von Einzelfähigkeiten über verschiedene Aufgaben hinweg.“

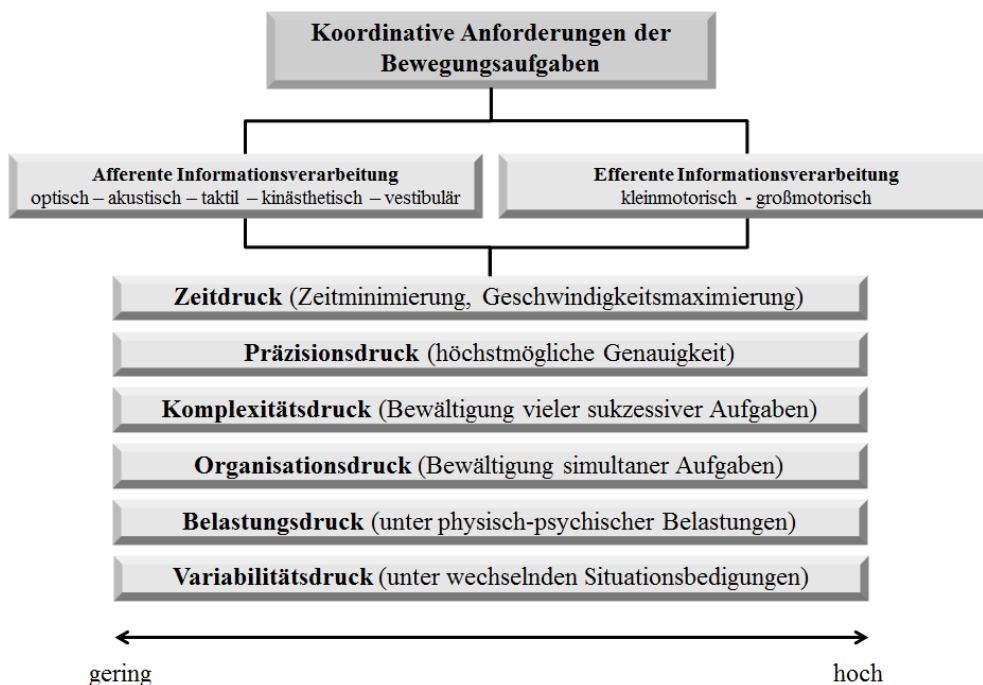


Abb. 5: Analyseraster der koordinativen Anforderungsprofile sportmotorischer Fähigkeiten (mod. nach Neumaier & Mechling, 1994, S. 211)

*Stabilität der Leistung über die Zeit oder nach Übung*

Der zweite Kritikpunkt ist die *Leistungsstabilität*. Übungsprozesse determinieren die Varianzaufklärung eines Items eines Tests. In der Untersuchung von Fleishman und Hempel (1954, S. 243) zeigte sich, dass die Ausgangsleistung nur gering mit der Endleistung eines Tests korrelierte. Stärker korrelierten jedoch die benachbarten Trials (Mechling, 2003).

*Altersbedingte Veränderungen der sportmotorischen Leistungen*

Der dritte Kritikpunkt umfasst *altersbedingte Leistungsveränderungen*. Das Problem besteht nicht darin, dass die Person sich mit höherem Alter in einer sportmotorischen Leistung verbessert oder

verschlechtert, sondern dass die koordinativen Fähigkeiten im Altersverlauf im unterschiedlichen Maße zusammenhängen (Hirtz, 1979). Insgesamt bestehen starke Zweifel daran, dass übergreifende koordinative Fähigkeiten existieren.

Die Kritik an den Modellen bezieht sich im Einzelnen auf die koordinativen Fähigkeiten. Die Inkonsistenz der Ergebnisse wird jedoch besonders im Zusammenhang mit der Gleichgewichtsfähigkeit klar. Deren Konstrukt ist im kombinierten Modell von Zimmermann (1987, S. 258) beschrieben. Im Strukturmodell von Zimmermann (1987) wird die Gleichgewichtsfähigkeit drei übergeordneten Dimensionen (Steuerungs-, Adaptions- und motorische Lernfähigkeit) unterstellt (Abb. 3). Überprüft man jedoch die aktuelle Literatur zum Thema Gleichgewicht, wird dieses Gleichgewicht nicht mehr global und generalisierbar als Fähigkeit beschrieben, sondern eine Gleichgewichtsleistung im direkten Zusammenhang mit einer motorischen Leistung als Fertigkeit angesehen. Lippens und Nagel (2009, S. 324) beschreiben nach Mulder (2007, S. 174) die Kontrolle des Gleichgewichts als „eine Art Basisfertigkeit“, die „die Grundlage für viele ‚richtige‘ Fertigkeiten bildet“. Auch Autoren wie Mechling (2003, S. 356 nach Olivier, 1997, S. 73) sehen „das Gleichgewicht als posturale Gleichgewichtsregulation [...] ‚keinesfalls‘ als quasi konstant und ‚fertigkeitsunspezifisch‘ [an]“.

Die Arbeitsgruppen Turbanski und Schmidtbleicher (2008), Karlsson und Frykberg (2000) sowie Taubert und Kollegen (2010) führten Untersuchungen zur Einordnung des Gleichgewichts in das Fähigkeits-Fertigkeits-Konzept durch. In der Studie von Turbanski und Schmidtbleicher (2008) wurden an denselben Probanden sowohl statische als dynamische Messungen durchgeführt, deren Ergebnisse kaum nachweisbare Zusammenhänge aufwiesen. „Aufgrund dieser [...] geringen Zusammenhänge zwischen der statischen und dynamischen Gleichgewichtsregulation, obwohl die Standpositionen und Durchführungsbedingungen ansonsten identisch waren, sind Zweifel angebracht, inwieweit das motorische Gleichgewicht wirklich als koordinative Fähigkeit angesehen werden kann“ (Turbanski & Schmidtbleicher, 2008). Die fehlende Übertragbarkeit der Voraussetzungen für die Aufgabe spricht dafür, dass das Gleichgewicht als Fertigkeit angesehen werden kann. Sollte das Gleichgewicht eine Fähigkeit darstellen, wären die Gleichgewichtsleistungen in den statischen und dynamischen Tests ähnlich. In einer weiteren Studie (Karlsson & Frykberg, 2000) wurde der Zusammenhang zwischen den Ergebnissen posturographischer Untersuchungen auf der Kraftmessplatte und des Berg Balance Tests<sup>2</sup> untersucht. Nur die Vertikalkraft korrelierte signifikant mit der Gesamtscore des Tests, mit einem Korrelationskoeffizienten von  $r = -.60$  gilt diese Korrelation indes nicht als aussagekräftig. Die negative Korrelation zeigt, dass die Leistung im sportmotorischen Test nicht mit den Leistungen in der instrumentellen Posturographie zusammenhängt, was wiederum auf eine fehlende Übertragbarkeit hinweist. Der wichtigste Hinweis darauf, dass das Gleichgewicht nicht ausschließlich als Fähigkeit angesehen werden kann, ist aber jener, dass Gleichgewichtsaufgaben wie das Stehen auf dem Stabilometer erlernt werden können. Durch den Probanden erfolgen verschiedene Strategieanpassungen, die nicht durch das Training einer Fähigkeit, sondern durch das Aneignen einer Fertigkeit erklärt werden können. Die Studie von Taubert et al. (2010) beschreibt deutlich die Aneignungseffekte, die über mehrere Wochen bei einer Ganzkörpergleichgewichtsaufgabe (Stabilometer, Modell 16030L, Lafayette Instruments) realisiert wurden. Das Diagramm in Abbildung 6 zeigt die Leistung, die dargestellte kippende Platte in der horizontalen Position zu halten ( $3^\circ$  Abweichung in beide Richtungen). Die zeitliche Dauer der Mes-

---

<sup>2</sup> Klinische Gleichgewichtsskala (Beschreibung in Kapitel 2.7.1).

sung betrug 30 Sec. Die Leistung gemessen an der Zeit, in der die kippende Grundplatte im Gleichgewicht gehalten wurde, stieg über sechs Wochen stark an, was auf die Aneignung einer situationsabhängigen Fertigkeit hinweist.

Der Begriff der Gleichgewichtsfähigkeit beschreibt das zu untersuchende Konstrukt somit nicht treffend. Im Gegensatz zu den konditionellen Fähigkeiten, bei denen der Fähigkeitsbegriff passend gewählt scheint, muss sich bei den koordinativen Fähigkeiten, spezieller noch beim Gleichgewicht, vom Begriff der Fähigkeit gelöst werden. Die Kondition definieren Schnabel, Harre und Krug (2008, S. 156) folgendermaßen: Es handelt sich um eine „Komponente der sportlichen Leistungsfähigkeit, die vorrangig durch energetische Faktoren und Prozesse bestimmt ist und im Niveau der körperlich-motorischen Fähigkeiten Kraft, Ausdauer und Schnelligkeit sowie in deren komplexen Zusammenwirken leistungswirksam zum Ausdruck kommt“. Dass die energetischen Faktoren genetisch disponiert oder durch das Training beeinflusst sind, rechtfertigt in diesem Fall den Begriff der Fähigkeit. Die sportmotorischen Tests zur Überprüfung der konditionellen Fähigkeiten zeigen eine hohe Güte. Ein Maximalkrafttest lässt eindeutige Schlüsse auf die Krafftähigkeit zu. Im Vergleich dazu ist bei einem Gleichgewichtstest wie dem Balancieren rückwärts durch die hohe Anforderung an Informationsverarbeitungssysteme der Schluss auf das dahinterstehende Konstrukt des Gleichgewichts nicht ohne Einschränkungen möglich.

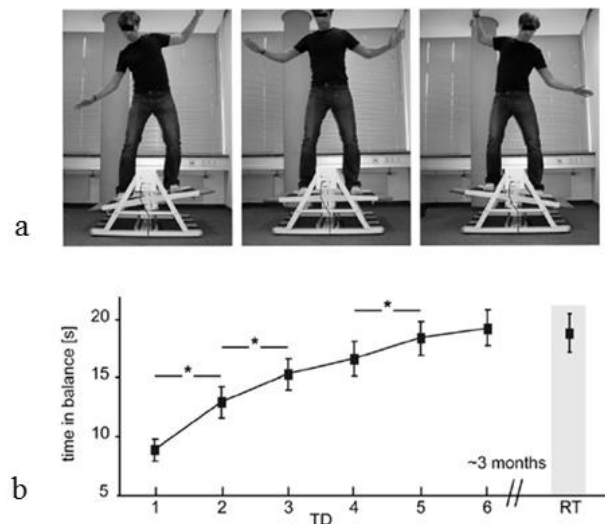


Abb. 6: Steigerung der Gleichgewichtsleistung gemessen durch einen Ganzkörpergleichgewichtstest (a; Stabilometer) über sechs Wochen und nach drei Monaten (b; mod. nach Taubert et al., 2010, S. 11673)

Von dem Begriff der Gleichgewichtsfähigkeit wird insofern Abstand genommen. Der Begriff des Gleichgewichts bietet eine stimmige Bezeichnung des Konstrukts (Kapitel 2.1) und ist in einem engen Zusammenhang mit dem sportlichen Leistungsbegriff zu sehen. Die sportliche Leistung sehen Martin, Carl und Lehnertz (1991) als „das Ergebnis einer sportlichen Handlung, das speziell im Wettkampfsport seinen Niederschlag in einer Maßzahl findet, die der Bewegungshandlung nach vorher festgelegten Regeln zugeordnet wird“. Die Definition impliziert, dass für das Gleichgewicht Parameter gefunden werden müssen, um die Leistung einschätzen zu können. Feste Regeln müssen formuliert werden, um die Tests zu standardisieren. Eine weitere Definition von Schnabel, Harre

und Krug (2008) charakterisiert Leistung als „Einheit von Vollzug und Ergebnis einer sportlichen Handlung oder einer komplexen Handlungsfolge, gemessen oder bewertet an bestimmten sozial determinierten Normen“. Diese Normen bilden im Zusammenhang mit dem Gleichgewicht die Ergebnisse von Messwiederholungen bei einem Probanden zur Einschätzung des Prozesses oder Normwerte, die durch größere Studien ermittelt werden. Das Gleichgewicht kann durch sportmotorische Tests beschrieben werden, in denen der Proband eine gewisse Gleichgewichtsleistung zeigt.

Im Folgenden wird der Begriff des Gleichgewichts zur allgemeinen Beschreibung und jener der Gleichgewichtsleistung zur Beschreibung der Leistung in einem sportmotorischen Test (hohe Gleichgewichtsanforderungen) genutzt. Auf dem Kontinuum zwischen der koordinativen Fähigkeit und der motorischen Fertigkeit wird das Gleichgewicht in Richtung der motorischen Fertigkeit verortet. Die Ergebnisse von Turbanski und Schmidtbleicher (2008), Karlsson und Frykberg (2000) sowie Taubert und Kollegen (2010) liefern Befunde zur Annahme des Fertigungsansatzes. Die induktiv entwickelten Konzepte zu koordinativen Fähigkeiten wie die von Hirtz (1964) oder Blume (1978) sind dagegen nicht empirisch abgesichert.

„Geschickte Gleichgewichtsleistungen beim Bewegen in Sport und Alltag werden im Motoriklabor nicht zum Selbstzweck erbracht, sondern sind immer in den aktuellen Handlungsbezug eingebunden. Sie sind weder das Ziel bewusster, zielgerichteter Handlungen noch das Ergebnis unbewussten, quasiautomatisierten Verhaltens“ (Lippens, 2009, S. 318 nach Groeben & Scheele, 1993, S. 141-45). Die Leistung wie der ruhige Stand kann nicht als alleinige Gleichgewichtsleistung gesehen werden, sondern die Aufgabe, so ruhig wie möglich zu stehen, stellt neben der posturalen Kontrolle eine supraposturale Aufgabe dar.

### **2.3 Supraposturale Aufgaben**

Supraposturale Aufgaben charakterisieren Anforderungen, die während einer Gleichgewichtsleistung erbracht werden müssen. Lippens (2017) weist darauf hin, dass Gleichgewichtsaufgaben mit kognitiven und/oder motorischen Zusatzaufgaben kombiniert werden. Lippens beschreibt (2009, S. 318), dass „auch eine Standwaage, z. B. auf dem Schwebebalken in einem olympischen Wettkampf oder als isolierte Übung im täglichen Fitnessprogramm, aus einer handlungstheoretischen Sichtweise nur sinnvoll [...] [ist], wenn der jeweilige Bedeutungszusammenhang mitgedacht wird“. Derartige Gleichgewichtsanforderungen entstehen in Interaktionen mit der Umwelt, denn es sind Informationen aus der Umwelt nötig. In der Realität sind Gleichgewichtsanforderungen in einen Kontext eingebettet, diese Tatsache gilt sowohl für den Sport als auch für den Alltag. Steht eine Person auf einer Leiter zum Auswechseln einer Glühbirne, stellt diese eine Zusatzaufgabe dar, ebenso die Orientierung des Eishockeyspielers in Richtung der anderen Spieler oder das Führen eines Pucks mit dem Schläger. Lippens (2009 nach Kahneman, 1973; Navon & Gopher, 1979; Wickens, 2005) postuliert, dass die Mehrfach Tätigkeiten um einen zentralen Ressourcenpool konkurrieren. Die einzelnen Aufgaben werden nach Norman und Borow (1975) dann schlechter gelöst. Stoffregen, Bardy und Pagulayan (1999) stellen in diesem Zusammenhang fest, dass nicht jegliche Gleichgewichtsaufgaben durch eine Zusatzaufgabe beeinflusst werden. Stoffregen, Pagulayan, Bardy und Hettinger (2000) kommen zu dem Ergebnis, dass sich eine Aufgabe wie das Suchen von Buchstaben in einem Text positiv auf die Gleichgewichtsleistung auswirkt. Die Beeinflussung der beiden Aufgaben erklären die Autoren damit, dass die suchende Person den nah vor dem Auge positionierten Text nicht

lesen könne. Die Person versucht möglichst ruhig zu stehen. Die Gleichgewichtsleistung ist direkt mit der supraposturalen Aufgabe gekoppelt.

Nach Lippens (2009) existieren drei Arten von supraposturalen Aufgaben. Die Gleichgewichtsleistung kann zunächst durch *sensomotorische Manipulation* beeinflusst werden. Dazu wird beispielsweise eine labile Unterstüzungsfäche, wie eine Schaumstoffmatte oder eine kippende Platte, genutzt. Der Wechsel der Standposition und das Reduzieren der Unterstüzungsfäche oder der Freiheitsgrade der Arme (Anlegen der Arme an die Seite oder auf die Brust) stellen ebenfalls motorische Manipulationen dar. Zu den *kognitiven Manipulationen* zählt das Rückwärtszählen während der Gleichgewichtsaufgabe oder das Lösen einer akustisch oder visuell gestellten Rechenaufgabe. Diese wird mit einem zusätzlichen perzeptiven Anteil durch die Informationsaufnahme gelöst (Lippens, 2005). Eine *perzeptiv-kognitive Manipulation* der Gleichgewichtsleistung stellt zum Beispiel das Suchen von Wörtern oder Buchstaben in einem Text dar (Lippens, 2009, S. 325 nach Stoffregen, Pagulayan, Bardy & Hettlinger, 2000). Die perzeptiv-kognitive Manipulation markiert eine realitätsnahe Situation, in der eine Gleichgewichtsleistung mit einer alltäglichen Aufgabe kombiniert wird. Bei der Kontrolle der Haltung müssen die verschiedenen sensorischen Informationen aufgenommen und integriert werden, wodurch selbstgenerierte Perturbationen auftreten können. Bei Willkürbewegungen werden Schwankungen teilweise vorausgesagt und die Bewegungen dynamisch angepasst (Antizipation), was bei externalen Perturbationen nicht möglich ist. Die externalen Perturbationen muss der Organismus möglichst schnell erkennen und mit Ausgleichsbewegungen gegensteuern (Reaktion). Im folgenden Absatz werden die Ausgleichsbewegungen auf mechanischer und neuronaler Ebene thematisiert.

## 2.4 Ausgleichsbewegungen zur Erhaltung des Gleichgewichts

Die Bewegungen zum Ausgleich von Perturbationen und dem Erhalt des Gleichgewichts lassen sich auf mehreren Ebenen betrachten. Im vorliegenden Kapitel werden die Bewegungen auf mechanischer Ebene in Bezug auf die myoelektrische Aktivierung und motorische Kontrolle beschrieben. Die Erörterung der motorischen Kontrolle der posturalen Bewegungen erfolgt anhand des hierarchischen Modells der motorischen Kontrolle (Abb. 8). Nach Fitzpatrick, Gorman, Burke und Gandevia (1992), Fitzpatrick und McCloskey (1994) sowie Winter, Patla, Prince, Ishac und Gielo-Perczak (1998) kann das Gleichgewicht mithilfe eines *inversen Pendelmodells* beschrieben werden. Bei diesem Modell befindet sich der Schwerpunkt (COM – Centre of Mass) oberhalb des Drehpunkts ( $M_a$  – Ankle Moment). Die Variable  $mg$  stellt hier die Gewichtskraft ( $G$ ) des Körpers dar. Die Gewichtskraft wirkt entgegengesetzt zu  $R$  (Bodenreaktionskraft). Der zentrale Druckpunkt (COP – Centre of Pressure) ist jener Teil der Unterstüzungsfäche, der am meisten Druck auf den Boden ausübt. Die Höhe ( $h$ ) beschreibt den Abstand zwischen COM und  $M_a$  und wird zur Berechnung des Winkels  $\theta_{sw}$  genutzt (Abb. 7a).

Karlsson und Lanshammar (1997) postulieren aufgrund eigener Untersuchungen, dass der menschliche Körperbau und das weiche Gewebe (Schwabbelmasse) gegen den Ansatz sprechen, den Körper als völlig steifes Element in einem invertierten Pendelmodell zu sehen. Stichhaltige Befunde werden aber für eine mögliche Anwendung des Pendelmodells geliefert und die Vereinfachung wird als legitimiert gekennzeichnet (Gage, Winter, Frank & Adkin, 2004; Hof, Gazendam & Sinke, 2005; Schweigart & Mergner, 2008). Ein einfaches Pendelmodell als Berechnungsgrundlage kommt



in einigen Studien mit größeren Perturbationen im Stand oder in der Dynamik zum Einsatz, was eine nicht hinnehmbare Vereinfachung darstellt, weil mehrere Gelenke beteiligt sein müssen. Die Ergebnisse der Untersuchung von Colobert, Crétual, Allard und Delamarche (2006) legen für die antero-posteriore Bewegung ein optimiertes biomechanisches Modell nahe, das davon ausgeht, dass beide Mechanismen (Fußgelenks- und Hüftstrategie) am Ausgleich von Perturbationen beteiligt sind. Wenn ein einfach gelagertes umgekehrtes Pendelmodell die Bewegung beschreiben soll, kann diese ausschließlich im Fußgelenk stattfinden.

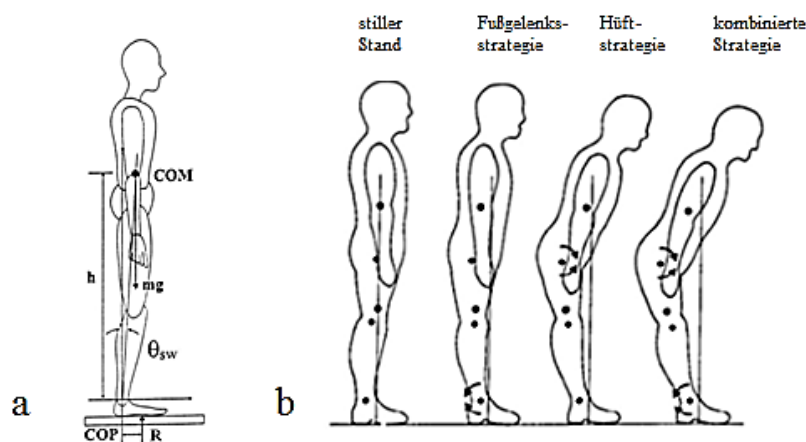


Abb. 7: Modell der am Körper wirkenden Kräfte (a) beim beidbeinigen Stand (Winter, Aftab, Milad & William, 2003, S. 54) und die Fußgelenksstrategie (b), Hüft-Strategie sowie kombinierte Strategie (mod. nach Winter, 1995, S. 199)

Um eine kombinierte Bewegung in den Fußgelenken und der Hüfte zu beschreiben, muss das Modell um einen Punkt zum *Doppelpendelmodell* erweitert werden (Abb. 7b; Colobert, Crétual, Allard & Delamarche, 2006). Bei der Lagerung des Körpers über dem Drehpunkt ohne Arretierung der Freiheitsgrade (durch Anspannung der Muskulatur) und gleichzeitiges Auftreten von Perturbationen (medio-lateral oder antero-posterior) wird davon ausgegangen, dass der Körper als vollständiges Modell auf Masse-Feder-Basis (*Masse-Feder-Modell*) gesehen werden kann. Die Schwabbelmasse des Körpers ist mit in das Modell einzubeziehen. Das *Massenschwerpunktmodell* von Murray, Seireg und Sepic (1975) beschreibt die Balance des Körpers ausschließlich anhand des COG (Centre of Gravity) und der BOS (Base of Support). Der Massenschwerpunkt COM markiert die mittlere Position der Masse in einem Objekt, das COG beschreibt den Punkt, an dem die Schwerkraft wirkt. Beide Punkte befinden sich an der gleichen Stelle, sind aber nur gleich, wenn das Gravitationsfeld, das auf die zwei Punkte wirkt, gleich ist. Nach Duncan, Weiner, Chandler und Studenski (1990) werden die Reaktionen, die das COG über der BOS halten, mithilfe sensorischer Informationen und des zentralen Nervensystems (ZNS) gesteuert. Das Modell scheint inhaltlich plausibel, wurde aber mit den technischen Mitteln zum Zeitpunkt der Publikation (1975) nicht empirisch belegt.

Die Bewegungen zum Ausgleich von Perturbationen müssen mithilfe eines Doppelpendelmodells beschrieben werden, denn die Vereinfachung mithilfe des inversen Einfachpendels kann nur gelten, wenn der Körper geringsten Schwankungen unterliegt, die nur über die Fußgelenke ausgeglichen werden. Der Körper kann durch die Aktivität der Stützmuskulatur im Gleichgewicht gehalten wer-

den. Dieser Ausgleich kann nach Nashner und McCollum (1985) sowie Winter und Kollegen (2003) entweder über die Fußgelenke (*Fußgelenksstrategie*) oder die Hüfte (*Hüftstrategie*) erfolgen. Haltungsreaktionen können aktiv (vorausschauend), reaktiv (regelnd) oder eine Kombination aus beidem sein. Die vorausschauende Anpassung umfasst eine willkürliche Bewegung oder die Erhöhung der Muskelaktivität zum Ausgleich der Perturbation. Eine reaktive Anpassung impliziert eine Bewegung oder Muskelantwort nach einer unvorhergesehenen Störung (Pollock et al., 2000). Stereotype Muster der Muskelaktivierung werden nach Nashner und McCollum (1985) „Knöchelstrategie“ oder „Fußgelenksstrategie“ sowie „Hüftstrategie“ genannt (Gatev, Thomas, Kepple & Hallett, 1999). Zum Ausgleich der antero-posterioren Bewegung dient nach Winter (1995) hauptsächlich die Fußgelenksstrategie. Hierbei kann kleinen Bewegungen und Perturbationen mithilfe der Dorsal- und Plantarflexoren der Fußgelenke gegengesteuert werden. Die Bewegungen müssen in antero-posteriorer Richtung geschehen, denn größere Scherkräfte lassen einen Ausgleich durch die Fußgelenke nicht mehr zu (Chaudhry, Bukiet, Ji & Findley, 2011). Bei größeren, schnelleren Verschiebungen der Unterstützungsfläche reagieren die meisten Menschen mit einem Ausgleich durch eine Beugung oder Streckung des Rumpfes oder der Hüfte. Die Wahl einer Ausgleichsstrategie hängt mit den zur Verfügung stehenden sensorischen Informationen zusammen (Chaudhry et al., 2011). Die ökonomische Programmierung der Bewegung, mit möglichst wenig neuronalem Aufwand auszukommen, spricht gegen die Trennung von Fußgelenks- und Hüftstrategie, denn die Entscheidung zwischen den beiden Strategien ist aufwendig und kostet Zeit. Die Anwendung dieser Modelle ist noch nicht umfangreich erforscht und wird aufgrund einer inkonsistenten Befundlage stark diskutiert (Gatev et al., 1999).

Untersuchungen von Massion (1994) zeigen, dass die Strategie flexibel angepasst wird. Dies geschieht je nach Anforderung und Einschränkungen in den Freiheitsgraden. Die Hüft- und Fußgelenksstrategien sind keine „Alles-oder-nichts-Reaktionen“, sondern ein flexibles Kontinuum zur Reaktion auf verschiedenste Einflüsse oder Perturbationen (*kombinierte Strategie*). Horak und Moor (1993) beobachteten, dass sich die Position auf dem Kontinuum allmählich zu intensiverer Hüft- und schwächerer Fußgelenksstrategie verschiebt, wenn sich die Schwankungen erhöhen. Bei weitem Vorlehnen wurde mehr Aktivität durch die Hüfte registriert. Winter (1995) beschreibt in diesem Zusammenhang, dass das ZNS sich zunächst auf die Stabilisierung des bodennächsten Gelenkes fokussiert. Danach folgen die Knie und die Hüfte. Zu dieser Theorie besteht die Kritik, dass der menschliche Körper mit einem umgekehrten Pendelmodell beschrieben werden könne. Die drei Bewegungsstrategien (Fußgelenks-, Hüftstrategie und ein Schritt zur Wiederherstellung des Gleichgewichts) können kooperativ verwendet werden. Die Person versucht zunächst über die Einleitung eines Drehmoments über das Fußgelenk und bei höherer Schwankung über eine Bewegung der Hüfte die Perturbation auszugleichen. Bei der Wahl der Strategie bestehen jedoch individuelle Unterschiede, Einflussfaktoren sind etwa das Alter sowie die Angst vor einem Sturz. Eine ältere Person mit einem hohen Sturzrisiko neigt nach Perry, Maki und McIlroy (2000) sowie Adkin, Frank, Carpenter und Peysar (2000) dazu, zunächst einen Schritt zum Ausgleich zu tätigen und überwiegend die Hüftstrategie zu nutzen. Wenn posturale Bewegungsstrategien bei 100 ms getriggert werden, dann können Individuen die Auswahl der Strategie willentlich beeinflussen. Dies geschieht nach Absichten, Erfahrungen und Erwartungen (Burleigh, Horak & Malouin, 1994; Shupert & Horak, 1999). Antwortreaktionen werden durch Efferenzen über spinale Reflexwege und supraspinale

Schleifen (Long Loops) getriggert. Diese betreffen den Hirnstamm, das Cerebellum, die Basalganglien und den sensomotorischen Kortex (Gunkel, 2011).

Abbildung 8 führt die hierarchische Struktur der ausgleichenden Bewegungen und deren Ebene in der zentralen und peripheren Verschaltung an. Die Einstellung des Muskeltonus stellt die niederste Ebene in der Regulation des Gleichgewichts – die Reflexantwort (primitive Reflexe) – dar. Als nächste Stufe gelten die tonischen Nackenreflexe, diese werden im Gegensatz zu den primitiven Reflexen auf Ebene des Hirnstamms verarbeitet. Subkortikal werden Ausgleichsreaktionen als weitere Stufe verarbeitet. „Eine Schlüsselstellung bei der Regulation von Position, Kraft und Ausmaß der Kokontraktion antagonistischer Muskeln nehmen die hemmenden Renshaw-Interneurone mit Feedback-Verschaltung und die Ia- und Ib-Interneurone mit Feedforward-Verschaltung ein“ (Gunkel, 2011, S. 7 nach Schmidt & Thews, 1996, S. 889). Die Interneurone werden durch absteigende Bahnen (Tractus reticularis spinalis, Tractus tectospinalis, Tractus rubrospinalis und Tractus corticospinalis) supraspinal kontrolliert. Die Verstärkung oder Hemmung durch die absteigenden Bahnen verändert die Erregbarkeit der Interneurone positiv oder negativ (Gunkel, 2011). Dieser Vorgang wird als Gating-Phänomen bezeichnet (Schmidt, Lang & Heckmann, 2011). Zusätzlich können Effekte primärer sensorischer Afferenzen über die präsynaptische Hemmung unterdrückt werden (Gunkel, 2011).

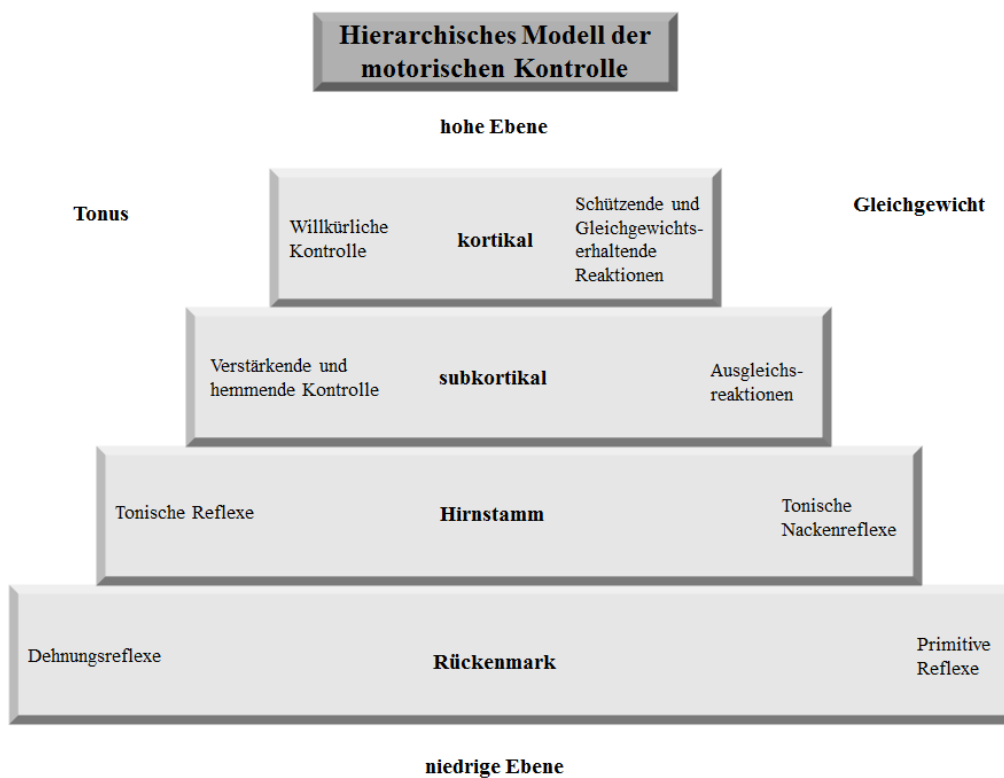


Abb. 8: Ebenen der Muskelkontrolle und Gleichgewichtskontrolle in einem hierarchischen Modell der motorischen Kontrolle (mod. nach Horak, Henry & Shumway-Cook, 1997, S. 37)

Schützende und gleichgewichtserhaltende Reaktionen werden kortikal verarbeitet. Bevor Efferenzen über den Assoziationskortex zu sensorischen Kortexarealen und bewegungsprogrammierenden Zentren im motorischen und prämotorischen Kortex des Stirnlappens geleitet werden, passieren Reize die sogenannte kortiko-thalamo-kortikale Neuronenschleife. An dieser Stelle werden die Be-

fehler vom Kleinhirn feinabgestimmt, korrigiert, moduliert und von den Basalganglien weitergegeben oder unterdrückt, je nachdem, inwieweit der Bewegungsimpuls sinnvoll oder situationsgerecht ist (kortikale Feedbackschleife; Trepel, 2012). Vorausschauende posturale Strategien vor der willkürlichen Bewegung tragen dazu bei, die Stabilität zu erhalten, indem die erwartete Destabilisierung kompensiert wird, die mit dem Bewegen einer Gliedmaße einhergeht. Patienten mit schlecht koordinierten automatischen posturalen Reaktionen zeigen eine posturale Instabilität als Reaktion auf externe Störungen, wohingegen Probanden mit schlecht koordinierten antizipatorischen Anpassungen eine posturale Instabilität bei selbst initiierten Bewegungen aufweisen (Horak, Frank & Nutt, 1996).

## 2.5 Gleichgewichtssysteme

Im folgenden Kapitel 2.5.1 werden zunächst ein Überblick zur motorischen Kontrolle des Gleichgewichts beim Menschen gegeben und die Organe und Teilsysteme beschrieben, die an diesem komplexen Prozess beteiligt sind. Kapitel 2.5.2 stellt die Verbindung zur Technik und Robotik her. Hierbei wird die Übertragung der Informationsverarbeitungs- und -steuerungsprozesse des Menschen auf den Computer und auf die Maschine beschrieben.

### 2.5.1 Menschliche Gleichgewichtssysteme

Die Funktion des Gleichgewichtssystems wird von gesunden Personen im alltäglichen Leben nicht wahrgenommen, da die Leistungen autonom ablaufen, wenn keine signifikante Störung auf den Organismus einwirkt. Erst mit Erreichen der kortikalen oder subkortikalen Ebene der Informationsverarbeitung wird die Arbeit des Gleichgewichtssystems wahrgenommen. Das Gleichgewicht besteht nicht ausschließlich aus unwillkürlichen, reaktiven Reflexen, sondern ebenfalls aus flexiblen motorischen Fähigkeiten oder Fertigkeiten und kann durch Training und Erfahrungen adaptiert werden (Horak et al., 1997). Die Untersuchung von Horak und Kollegen (1997) hat zu einem hierarchischen Reflexmodell geführt (Abb. 8), das die motorische Kontrolle in einem systemischen Ansatz mit der zielorientierten neuronalen Organisation mehrerer interaktiver Komponenten beschreibt. „Im Systemmodell werden auch muskuloskeletale, wahrnehmungs- und umgebungsbezogene Faktoren berücksichtigt, die einen Einfluss auf die Organisation der Systeme hat. Die Systeme sind parallel organisiert und beeinflussen sich gegenseitig. Bei Schädigungen oder Einschränkungen organisieren die Systeme sich selbst neu. Das ZNS kontrolliert vor allem Ziele und Aufgaben. Dies entspricht den heutigen Erkenntnissen aus den Neurowissenschaften“ (Horak et al., 1997). Bei der Störung des Systems wird eine vegetative Störung oder ein Schwindelgefühl wahrgenommen.

Das Gleichgewichtssystem hat verschiedenste Aufgaben, und zwar die Orientierung im Raum, die Erfassung von Beschleunigungskräften sowie die Koordination von Bewegungen, die das Gleichgewichtssystem jedoch nicht allein bewältigen kann. Die Integration verschiedener Informationen ist unerlässlich (Reiß & Reiß, 2015). Um die *Orientierung im Raum* zu gewährleisten, werden Informationen über die Stellung des Kopfes im Raum oder Bewegungen der Umwelt eingeholt. Das *Einwirken von linearen und angularen Beschleunigungskräften* wird durch das Gleichgewichtssystem registriert und integriert. Die Informationen der verschiedenen Teile des Gleichgewichtssystems werden mit dem visuellen Sinn integriert, wodurch die Steuerung der Okulomotorik sowie der gekoppelten Kopfbewegungen durch das Gleichgewichtssystem möglich ist. Das Blickziel soll

durch die Integration der Information möglichst schnell scharf erkannt werden. Durch die Okulomotorik werden indes nicht nur Blickbewegungen gesteuert, sondern großräumige *Bewegungen koordiniert*. In den folgenden Abschnitten werden die verschiedenen Teile des Gleichgewichtssystems beschrieben. Dazu gehören, wie in Abbildung 11 zu sehen, das Gleichgewichtsorgan (Vestibularorgan), das Auge und das somatosensorische System.

### *Vestibularorgan*

„Phylogenetisch ist das Gleichgewichtsorgan eines der ältesten Sinnessysteme, wenn nicht das älteste überhaupt. Vor über 600 Millionen Jahren existierten bereits beim Hohltier Statozysten zur Wahrnehmung der Schwerkraft. Beim Menschen wird das Ohr in der Embryonalentwicklung als erstes aller Sinnesorgane angelegt. Die Entwicklung des Innenohrs beginnt in der 6. Woche“ (Reiß & Reiß, 2015, S. 98). Das Vestibularorgan besteht aus zwei Organenarten: den Otolithenorganen und den Bogengängen. Das Organ befindet sich im Innenohr. In Abbildung 9 sind diese Strukturen dargestellt. Die Otolithenorgane, bestehend aus der Macula utriculi und der Macula sacculi, nehmen die lineare Beschleunigung auf (Scherer, 1997). Zur Registrierung von Bewegung besitzt das Vestibularorgan spezielle Sinneszellen. Diese bestehen aus dem Grundkörper, den sogenannten Stereozilien und den Kinozilien (Sinneshärchen). Letztere erzeugen in der Neutralstellung keine Aktionspotenziale, während bei Neigung in eine Richtung eine Hyperpolarisation entsteht, in der anderen Richtung eine Depolarisation. Die Verrechnung der Aktionspotenziale aus mehreren dieser Zellen führt zur Lageinformation (Gründer, 2010). Den vorhandenen Haarzellen der Otolithenorgane liegt eine gallertige Membran auf. Diese enthält Kalziumkarbonatkristalle, diese Kristalle werden als Otokonien (Ohrstaub) oder Otolithen (Ohrsteine) bezeichnet (Gründer, 2010). „Bei einer Linear- (oder Translations-) beschleunigung bleiben die Otolithen aufgrund ihrer Masseträgheit zurück und die ganze Otolithenmembran verrutscht relativ zum Sinnesepithel“ (Gründer, 2010, S. 675). Durch diese Relativverschiebung entstehen die Aktionspotenziale. Die Bogengänge erfassen Kipp-, Neige- und Drehbewegungen (Scherer, 1997).

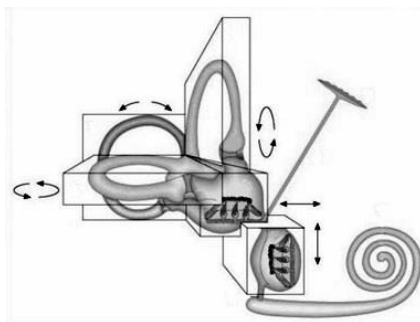


Abb. 9: Schematische Darstellung der Vestibularorgane (mod. nach Stoll, Most, Tegenthoff & Grenzebach, 2004, S. 7)

Die Bogengänge stehen in drei Ebenen fast senkrecht zueinander: „[D]er vordere Bogengang steht in einer vertikalen Ebene etwa  $45^\circ$  aus der frontalen Mittellinie nach vorne geneigt, der hintere ist um etwa  $45^\circ$  nach hinten geneigt. Der horizontale Bogengang steht etwa senkrecht zu den beiden vertikalen,  $30^\circ$  nach oben geneigt“ (Gründer, 2010, S. 673). Die Gänge des Systems sind mit Endolymphe gefüllt. Das knöcherne Labyrinth dreht sich bei einer Kopfbewegung mit, die Endolymphe hingegen ist sehr viel träger und bleibt zurück. Die Relativbewegung von Endolymphe und La-

byrinth bewegt die sogenannte Cupula, eine Art Hülle, welche die Haarsinneszellen einschließt, und schert deren Zilien ab.

Das Vestibularorgan (Abb. 9) dient dem Menschen dazu, sich räumlich zu orientieren (Information über die Kopfstellung). Mithilfe des Vestibularorgans können zudem Informationen über das Einwirken linearer und angularer Beschleunigungskräfte ermittelt und unter Verwendung der afferenten Informationen Bewegungsabläufe im dreidimensionalen Raum geplant, umgesetzt und korrigiert werden. Das Beibehalten der aufrechten Körperhaltung wird durch das Vestibularorgan möglich (Reiß, 2009). Dieses ist mit dem visuellen System verschaltet, das die Koordination der Augenbewegungen, der Kopf- und Körperbewegungen sowie die Anpassung der Beschleunigungen ermöglicht. Das Blickziel soll möglichst schnell und scharf gesehen werden (Reiß, 2009). Im Sport können relevante Beschleunigungsreize zum Beispiel durch die Drehbeschleunigung bei einem Salto ausgelöst werden. Treten Störungen beim Vestibularorgan auf, kann dies verheerende Folgen haben. Diese Folgen werden am Ende des Kapitels beschrieben.

### *Optischer Sinn*

„Mit keinem anderen Organ nehmen wir die Umwelt in einer solchen Vielfalt wahr wie mit dem Auge“ (Trepel, 2008, S. 340). Die Augen sind von knöchernen Strukturen (Augenhöhlen) begrenzt und geschützt. Augenlider und Tränenapparat schützen den sichtbaren Teil des Auges vor Einflüssen aus der Umwelt. Die drei Häute des Augapfels sind die äußere (Sklera und Kornea), die mittlere (Choroidea und Iris) und die innere Augenhaut (Retina). Die verschiedenen Anteile lassen sich wiederum in verschiedene Schichten aufteilen (Trepel, 2008). „Funktionell unterscheidet man den lichtbrechenden Apparat und die Retina, welche das projizierte, reelle Bild in elektrische Impulse umwandelt“ (Trepel, 2008, S. 340). Der Sehnerv leitet die durch das einfallende Licht aufgenommenen Informationen direkt an das Gehirn weiter. Bewegungen des Augapfels werden durch die Augenmuskeln (Ziliarmuskeln) gewährleistet (Trepel, 2008).

Das Auge stellt eine Afferenz des Gleichgewichtssystems dar. Das vestibuläre System ist mit dem optischen System verknüpft, sodass das Individuum feste oder bewegte Ziele bei Eigenbewegungen oder bei Erschütterungen visuell fixieren oder verfolgen kann (Reiß & Reiß, 2015). Hierfür verwendet der Körper folgende Mechanismen der Augenbewegung:

1. Vestibulookulärer Reflex (VOR): Blickstabilisierung der optischen Wahrnehmung während Bewegungen des Kopfes und des Körpers durch kompensatorische Augenbewegungen
2. Sakkadisches System: Sakkaden sind schnelle Augenbewegungen (Geschwindigkeit: 200-700°/s), die willkürlich (um schnell ein Objekt in den Bereich der Fovea, der Sehgrube, zu bekommen) oder unwillkürlich (schnelle Rückstellbewegung beim Nystagmus [physiologische Blickbewegung]) auftreten können (Körper und fixiertes Bild bewegen sich nicht)
3. Blickfolgesystem (langsame Blickfolge): zuständig für langsame Augenbewegung zur Verfolgung bewegter Sehziele (ohne eine Eigenbewegung)
4. Vergenzsystem: verantwortlich für die Zielfixation bei Änderung einer Entfernung (Konvergenz: nasale Bewegung beider Augen, Sehachsen werden zusammengeführt; Divergenz: Augen werden nach temporal bewegt, Sehachsen auseinandergeführt)

Psychologisch und physiologisch werden zwei visuelle Systeme unterschieden: „das fokale Sehen, das mit bewusster Wahrnehmung (zum Beispiel von Formen, Gesichtern usw.) gekoppelt ist[,] und

das ambiente Sehen, das unterbewusst verarbeitet wird und der motorischen Kontrolle dient“ (Ludwig & Schmitt, 2006, S. 5 nach Loosch, 1999, S. 165). Das ambient-visuelle System stellt hinsichtlich der Gleichgewichts- und Haltemotorik einen sehr schnellen Informationskanal dar, dessen Inhalt nicht vom Bewusstsein verarbeitet oder daran vorbeigeleitet wird. Das System spricht auf Änderungen des optischen Flusses (Verschiebungen des Bildes auf der Netzhaut) an und kann innerhalb von circa 100 ms Reaktionen der Gleichgewichts- und Haltemotorik bewirken (Ludwig & Schmitt, 2006, S. 5 nach Prentice & Drew, 2001, S. 680). Die Zusammenhänge der Steuerung der Augenbewegungen aufgrund von Drehungen des Kopfes oder des Körpers und damit verbundene Muskelaktivierungen werden in Abbildung 10 dargestellt.

Durch die Drehung des Körpers nach rechts wird der horizontale Bogengang aktiviert. Die Information über diese Drehung wird über die Vestibulariskerne zum Kleinhirn und Rückenmark geleitet. Über das Rückenmark werden die Effektoren aktiviert, die für jene Bewegungen zuständig sind, die den Körper nach einer Drehung stabilisieren. Die Vestibulariszentren geben die Information über die Drehung an die Augenmuskelkerne weiter, die eine Bewegung der Augen initiieren, um den Blick zu stabilisieren.

### Somatosensorisches System

Den dritten Informationsgeber des Gleichgewichtssystems stellt das somatosensorische System dar. Dieses besteht aus mehreren Teilsystemen und deren Afferenzen oder Rezeptoren:

- Hautrezeptoren – Mechanorezeption (Merkel-, Pacini-, Ruffini- und Meissner-Körperchen)
- Muskel- und Gelenkrezeptoren – Propriozeption (Golgi-Sehnenapparat)
- Viszerale Sinne – Viszerozeption (Eingeweide, Pleura, Peritoneum; Treede, 2007)

Die *Mechanorezeption* steht für die drei Sinnesqualitäten Druck, Berührung und Vibration. Die relevanten Sinne für eine Gleichgewichtsleistung stellen hier die Druck- und die Berührungssensibilität dar.

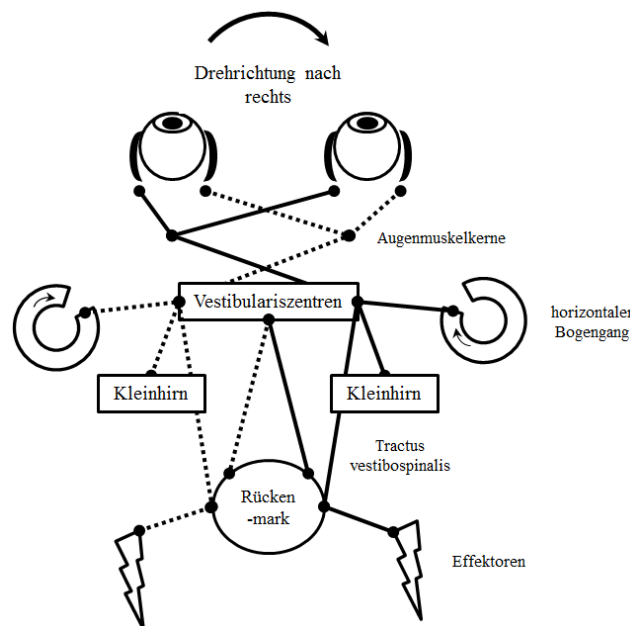


Abb. 10: Vestibulookulärer Reflex

- Die *Merkel-Körperchen (SA I)* registrieren Druck, Berührung und Vibration präzise und auf kleiner Fläche. Merkel-Körperchen liegen direkt unter der Epidermis und haben eine unterschiedliche Verteilung auf der Haut. An Hand und Fuß sind mehr Merkel-Körperchen an den Fingern und Zehen vorhanden als auf der Handfläche oder dem Fußrücken. In unbehaarten Hautbereichen finden sich keine Merkel-Körperchen, in behaarten Bereichen liegen die Merkel-Körperchen tief unter der Haut.
- Die *Meissner-Körperchen (RA)* liegen direkt unterhalb der Epidermis. In behaarten Hautbereichen sind die Meissner-Körperchen nicht vorhanden. Insgesamt kommen die *Meissner-Körperchen* in der Haut häufiger vor als die anderen Mechanorezeptoren und können Druck und Vibration mit höchster Präzision erfassen.
- Die *Ruffini-Körperchen (SA II)* sind sensitiv für Hautdehnung, Druck und Berührung. Ruffini-Körperchen befinden sich sowohl in behaarten als auch in unbehaarten Hautbereichen im Corium. Die Verteilung der Ruffini-Körperchen unterscheidet sich nicht stark zwischen den verschiedenen rezeptiven Feldern.
- Die *Pacini-Körperchen (PC)* melden Berührungen und Vibrationen auf größeren Arealen zurück, ohne diese genau zu lokalisieren. Pacini-Körperchen kommen in der Subkutis der Haut (behaart und unbehaart) vor und deren Häufigkeit ist geringer als die der anderen Mechanorezeptoren.

Die Hautrezeptoren nehmen auf, welcher Teil des Fußes am höchsten mit Druck belastet wird. Das Gehirn kann bei zu hohem Druck im Vor- oder Rückfußbereich mit einer Reizweiterleitung Richtung Effektoren (Muskulatur) oder mit einer Gegenbewegung reagieren. Zugleich sind kleinste Änderungen des Drucks oder eine sehr hohe Auflösung bei Druck an verschiedenen Stellen registrierbar. Die „SA1-Rezeptoren und RA-Rezeptoren liefern aufgrund ihrer kleinen rezeptiven Felder die genaueste Information für die räumliche Diskrimination der Mechanorezeption“ (Treede, 2017, S. 283). Besonders wichtig sind in diesem Zusammenhang die Merkel- und Meissner-Körperchen.

Die *Propriozeption* (Muskel- und Gelenkssensibilität) kann drei verschiedene Sinnesleistungen abdecken:

- Lage-/Stellungssinn: liefert Informationen über die Stellung der Gelenke und Gliedmaßen
- Bewegungssinn: registriert die Geschwindigkeit und Richtung einer Lage/Stellungsänderung
- Kraftsinn: liefert Informationen über die genutzte Kraft, um Muskelaktivitäten anzupassen

Die Rezeptoren der Muskel- und Gelenkssensibilität sind Muskelspindeln, Golgi-Sehnenorgane und Gelenksensoren. *Muskelspindeln* messen die Muskellänge oder dessen Verkürzung oder Dehnung. Die Sensitivität wird über  $\gamma$ -Motoneurone reguliert. Die Muskelspindeln liegen direkt am Muskel an (Trepel, 2008). *Golgi-Sehnenorgane* „liegen in den Sehnen eines Skelettmuskels und sind daher in Serie zum Muskel geschaltet. Die Organe haben die Aufgabe, in der Sehne des Muskels die mechanische Spannung zu messen – sie messen somit die Kraft, die an der Sehne des Muskels ausgeübt wird“ (Dietz, 2006, S. 26). Die *Gelenksensoren* „ähneln histologisch den Sehnenensoren. Sie entladen proportional zur Stellung eines Gelenks und zur Geschwindigkeit der Gelenkbewegung [...] In einem Gelenk gibt es unterschiedliche Sensorpopulationen, die jeweils bei bestimmten Gelenkbewegungen entladen“ (Hick & Hick, 2013, S. 354). Die bewusste Propriozeption wird über die Hinterstrangbahnen an den Thalamus und an den sensorischen Kortex weitergeleitet. Die Meldung der Information der unbewussten Propriozeption über die Kleinhirnseitenstrangbahnen (Tractus



spinocerebellares) an das Kleinhirn geschieht. Wichtig für Situationen, in denen eine Gleichgewichtsleistung gefordert ist, sind Lage- und Bewegungssinn. Der Kraftsinn ist für die Registrierung einer an einem Körperteil, etwa einem Finger, angreifenden Kraft relevant. Der Reaktionsmechanismus des Lage- und Bewegungssinns gestaltet sich wie folgt: Eine Person steht einbeinig auf einem ebenen, festen Boden. Durch eine Eigenperturbation wird eine Gegensteuerung erforderlich. Die Person benötigt Informationen über die Stellung der Gliedmaßen (Lageinformation) und leitet infolgedessen eine Reaktion ein. Diese erfordert weitere Ist-/Sollwert-Abgleiche, die durch den Bewegungssinn in Muskeln und Gelenken registriert werden. Die *Viszerozeption* (Eingeweidesensibilität) hat keinen Einfluss auf das Gleichgewicht. „Die Funktionszustände der Eingeweideorgane werden ständig durch vagale und spinale viszerale Afferenzen an das ZNS gemeldet, dies führt in der Regel jedoch nicht zu einer bewussten Wahrnehmung“ (Treede, 2017, S. 292). Die Funktionszustände der einzelnen Organe haben keine Verbindung mit dem motorischen Gleichgewicht. Die wichtigsten Reize des somatosensorischen Informationsgebers betreffen die Füße, die Beine sowie die Halswirbelsäule. Inwieweit ein Training (propriozeptives Training) zu einer Verbesserung dieser Reaktionsmechanismen führen kann, wird in Kapitel 2.6 geklärt.

### Informationsverarbeitung des Gleichgewichtssystems

Die Integration der Information aus den vestibulären, somatosensorischen und optischen Afferenzen des Gleichgewichtssystems geschieht im Gleichgewichtskerngebiet des Gehirns. An dieser Stelle werden die Informationen gebunden verarbeitet. Die visuelle Information wird im Auge registriert, an frontale und okzipitale Hirnrindenregionen weitergeleitet und gelangt über das pontine Blickzentrum zum Integrationszentrum. Vom Gleichgewichtsorgan geschieht die Reizweiterleitung über den N. vestibularis sofort zum Integrationszentrum. Die somatosensorische Information wiederum wird entweder über den N. spinovestibularis direkt zum Integrationszentrum weitergeleitet oder zunächst durch die untere Olive (Nucleus olivaris inferior) und das Kleinhirn (Cerebellum) verarbeitet (Abb. 11). Zur Verarbeitung der Informationen aus den Gleichgewichtsteilsystemen im Kerngebiet finden sich beim Menschen medial zum unteren Kleinhirnstiel vier Vestibulariskerne (pro Seite – rechts und links). Diese nehmen unterschiedliche Informationen auf, sind aber funktionell miteinander verbunden.

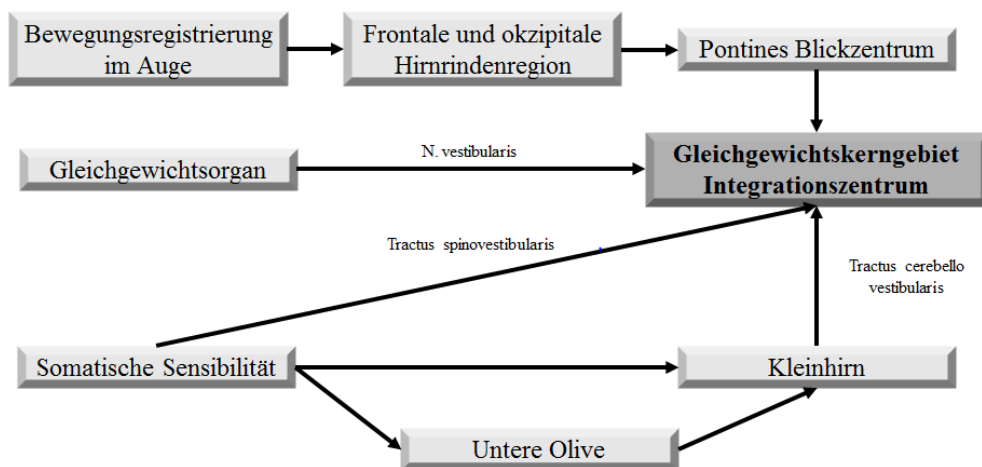


Abb. 11: Afferenzen und Verschaltung des Gleichgewichtssystems (mod. nach Scherer, 1997, S. 18)

Der *Nucleus vestibularis superior* (Bechterew-Kern) ist bedeutsam für die Blickfeldmotorik, nimmt Afferenzen aus den Ampullen (Endigungen der Bogengänge) auf und leitet Efferenzen zu den Kernen der Blickmotorik und zum Cerebellum weiter. Der *Nucleus vestibularis superior* ist mit dem kontralateralen *N. vestibularis superior* durch eine „kräftige“ Kommissur verbunden (Tegenthoff et al., 2004). Der *Nucleus vestibularis lateralis* (Deiters-Kern) übernimmt eine wichtige Rolle in der Steuerung der Stützmotorik. Der Kern nimmt Afferenzen aus Sakkulus und Utrikulus auf und besitzt Efferenzen zum Rückenmark und zu den motorischen Zentren. Der Tractus vestibulospinalis zieht zu diesem Kern und sorgt dafür, dass Informationen aus der Hals- und Armmuskulatur aufgenommen werden können. Dies ist eine Besonderheit des Gleichgewichtssystems. Anders als z. B. eine Verletzung des Auges, die zur Blindheit führt, bewirkt eine Läsion oder eine Schädigung des Vestibularorgans keinen völligen Verlust des Bewegungssinns. Der *Nucleus vestibularis lateralis* besitzt zudem Afferenzen zum Cerebellum. Der dritte Kern, genannt *Nucleus vestibularis medialis* (Schwalbe-Kern), nimmt Afferenzen aus dem Utrikulus auf und gibt Efferenzen zum Rückenmark und zum Augenmuskelkern weiter (Tegenthoff, Most & Stoll, 2004). Hingegen weist der letzte Kern, der *Nucleus vestibularis inferior* (Roller-Kern), eine wenig klare Aufgabentrennung auf. Der Kern erhält afferente Informationen aus Sakkulus und Cerebellum und gibt wiederum efferente Informationen an das Cerebellum zurück (Tegenthoff et al., 2004).

Die Efferenzen der Vestibulariskerne führen zu  $\alpha$ - und  $\gamma$ -Motoneuronen der Antigravitätismuskulatur (Taube, 2013). Diese Muskeln kontrahieren, um auf Einflüsse auf oder Perturbationen des Gleichgewichts zu reagieren. Die schnellste und einfachste Verarbeitung sensorischer Information findet im Rückenmark statt. Die schnelle Dehnung eines Muskels, wie die des Wadenmuskels beim seitlichen Auftreten auf einen Stein, löst eine über spinale Bahnen vermittelte Reaktion aus. Die efferente Verschaltung findet auf dem  $\alpha$ -Motoneuron des homonymen Muskels statt. Der Muskel antwortet nach etwa 40-50 ms mit einer Kontraktion oder Entspannung (Taube, 2013). Spätere Muskelreaktionen („Long-Loop“-Schleife, 90-100 ms) stammen von kortikalen Zentren und werden über den Kortikospinaltrakt zum  $\alpha$ -Motoneuron vermittelt. Die höheren Zentren sind dafür verantwortlich, das Ausmaß der präsynaptischen Inhibition situationsspezifisch festzulegen (Taube, 2013). „Es wird davon ausgegangen, dass mehrere Strukturen des Gehirns, wie der Motorkortex, die Basalganglien oder das Cerebellum in der Lage sind, spinale Reflexe kontextspezifisch zu modulieren“ (Taube, 2013, S. 32 nach Meunier & Pierrot-Deseilligny, 1998; Filloux, 1996; Dontsova & Shkvriskaia, 1979). Afferente Informationen aus somatosensorischen, visuellen oder vestibulären Quellen müssen integriert werden, um eine komplexe sensorische Umgebung des Subjekts zusammenhängend zu interpretieren. Bei Änderung dieser Umgebung wird die Gewichtung der verschiedenen Informationen verändert. In einer gut beleuchteten Umgebung auf einer festen Unterstü-  
tzungsfläche verlassen sich gesunde Personen üblicherweise auf 70 % somatosensorische, 10 % visuelle und 20 % vestibuläre Informationen (Kars, Hijmans, Geertzen & Zijlstra, 2009; Horak, 2006, S. 9 nach Peterka, 2002, S. 1098; Fitzpatrick & McCloskey, 1994; Jáuregui-Renaud, Kovacovics, Vrethem, Odjvist & Ledin, 1998). Bei der somatosensorischen Information soll es sich hauptsächlich um jene von Rezeptoren der unbehaarten Haut der Fußsohlen handeln. Der Stellungssinn der Muskeln und Gelenke ist ebenfalls beteiligt (Peterka, 2002). Bei instabilen Oberflächen wird die sensorische Gewichtung auf die vestibuläre und die visuelle Information verlegt. Da hier die Rückmeldung über die Unterstü-  
tzungsfläche relativ gesehen weniger Information bietet, wird die soma-

tosensorische Haltungsorientierung verringert (Horak, Nashner, Diener, 1990; Horak, 2006, S. 9 nach Peterka, 2002, S. 1099; Wilke, Froböse & Schulz, 2003).

Die Fähigkeit, sensorische Information abhängig von den äußeren Gegebenheiten neu zu gewichten, ist wichtig, um das Gleichgewicht und die Stabilität bei einem Wechsel der Gegebenheiten aufrechtzuerhalten. Ein Beispiel stellt der Wechsel von einem ebenen Gehsteig auf einen unebenen, unbeleuchteten Gartenweg dar. Der Mensch muss die sensorischen Gewichtungen zudem sehr schnell anpassen können. Eine Hierarchie der Teilsysteme, also eine Abfolge der Wichtigkeit, ist immer in Zusammenhang mit den jeweiligen Umweltbedingungen zu sehen. Entfällt eine Information eines Gleichgewichtssystems völlig, muss auf die anderen Systeme umverteilt werden. Das optische System etwa besitzt einen hohen Stellenwert (Tegenthoff, Most & Stoll, 2004). Fällt die optische Information weg (z. B. durch Lidschluss), erfolgt die wesentliche Erhöhung der afferenten Reize, die vom Gleichgewichtsorgan zum Hirn weitergegeben werden (Schwesig, 2006). Entfallen diese afferenten Meldungen vom Gleichgewichtsorgan, wird die Gewichtung in Richtung des visuellen und somatosensorischen Systems verlagert (Wilke et al., 2003; Schwesig, 2006). Horak und Kollegen (1990) postulieren, dass vestibuläre Informationen während des ruhigen Stehens nicht nötig sind, wenn andere sensorische Informationen (visuell, somatosensorisch) vorhanden sind. Die Abbildung 12 stellt die Hierarchie aus den vorliegenden Ergebnissen zur Bedeutung der posturalen Systeme bei verschiedenen Bedingungen dar. „In Abhängigkeit von der Bewegungsgeschwindigkeit ist ergänzend festzuhalten, dass das visuelle System vor allem bei langsamen und gleichförmigen Bewegungen erfasst, während das vestibuläre System ausschließlich Beschleunigungen erfasst“ (Schwesig, 2006, S. 83).

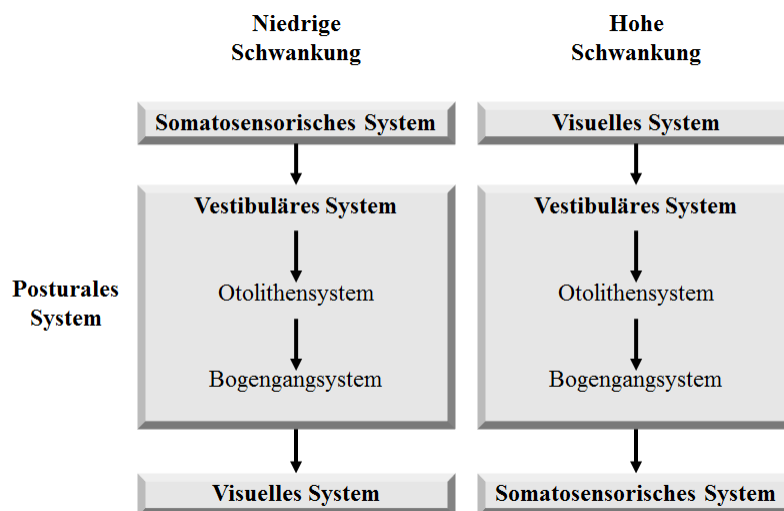


Abb. 12: Hierarchie des posturalen Systems (angelehnt an Schwesig, 2006, S. 83, nach Scherer, 1997 u. Tegenthoff, Most & Stoll, 2004, S. 120)

Alle Teilsysteme müssen funktionieren, um eine möglichst effiziente Ausgleichsbewegung ausführen zu können. Störungen des *visuellen Sinns* ziehen eine starke Beeinträchtigung bei Anforderungen an das Gleichgewichtssystem nach sich. Funktionsstörungen können beispielsweise durch Augenfehlstellungen oder einen sogenannten Nystagmus entstehen (Reiß & Reiß, 2015). Letzterer

stellt eine vestibulookuläre Störung dar, einen Defekt in der Verschaltung oder dem Abgleich der vestibulären und visuellen Informationen. Funktionseinschränkungen des visuellen Systems führen also zu einer Verschlechterung des Gleichgewichts. Zur direkten Adaption des Körpergleichgewichts durch ein Training des visuellen Systems (Blicktraining) sind keine Befunde bekannt.

Personen mit *Störungen des vestibulären Systems*, ausgelöst durch beispielsweise eine Neuropathie, können die Fähigkeit verlieren, die Informationsverarbeitung bei wechselnden Umweltverhältnissen anzupassen. Dieser Funktionsverlust führt zu einem drastisch erhöhten Sturzrisiko. Die Störung des vestibulären Systems geht häufig mit dem Symptom Schwindel einher. Schwindel und Gleichgewichtsstörungen werden ähnlich wie das Symptom Schmerz von der betroffenen Person als sehr unangenehm empfunden (Haid, 1990). „Viele Ärzte unterschiedlicher Fachdisziplin werden damit konfrontiert, wie z. B. der Allgemeinmediziner, Internist, Neurologe, Neurochirurg, HNO-Arzt, Pädiater, Orthopäde und Augenarzt“ (Haid, 1990, S. 5). Die Schwierigkeit bei der Behandlung liegt darin, die genaue Ursache herauszufinden. Viele Symptome können gemeinsam mit dem Schwindel auftreten. Eine wichtige Frage lautet, inwieweit die Läsionsstelle oder die Störung im peripher-vestibulären, zentral-vestibulären oder einem kombinierten Abschnitt verortet ist (Haid, 1990).

*Störungen des somatosensorischen Sinns* können wie beim visuellen und vestibulären Sinn verschiedenste Ursachen und Ausprägungen haben. Die Ursache gründet jedoch in der zentralen Verschaltung der somatosensorischen Afferenzen. Hier lassen sich die „Läsionen, die das somatosensorische System betreffen, [...] anatomisch und funktionell zwischen denen des anterioren parietalen Kortex (Gyrus postcentralis) und denen des posterioren parietalen Kortex [...] unterscheiden“ (Grefkes & Fink, 2007, S. 292). Bei Ausfällen der Somatosensorik können keine Informationen aus den Mechanorezeptoren, den Propriozeptoren oder den Viszerorezeptoren aufgenommen werden, die ein wichtiger Bestandteil des gleichgewichtserhaltenden Systems sind. Besonders gravierend gestaltet sich der Ausfall der Mechanorezeptoren der Fußsohlen sowie der Propriozeptoren des Nackens und der unteren Gliedmaßen, weil diese hauptsächlich an den Korrekturreaktionen beteiligt sind.

*Störungen des zentralen Nervensystems* können ebenfalls schwerwiegende Folgen für das Gleichgewicht haben. Bei der Alzheimer-Krankheit kann die Fähigkeit beeinträchtigt sein, die sensorische Gewichtung anzupassen und auf die vorhandenen Erfahrungen hinsichtlich Gleichgewichtsaufgaben zurückzugreifen. Möglich sind daneben verschiedenste zentralnervöse Erkrankungen wie Hirnstammläsionen, cerebelläre Läsionen, zerebrovaskuläre Störungen, Migräne und Epilepsie oder entzündliche Erkrankungen wie Meningitis, Enzephalitis oder Multiple Sklerose (Scherer, 1992). Die Erkrankungen können zu einer gestörten Verarbeitung somatosensorischer, vestibulärer oder visueller Informationen führen, die Folgen sind Gleichgewichtsstörungen und Schwindel. Nach der Theorie der „neuronalen Plastizität“ wird davon ausgegangen, dass das Gehirn und seine Verschaltungen sehr variabel oder plastisch sind. Damit soll eine Reorganisation oder eine Verstärkung einer Verschaltung möglich sein (Knecht & Ringelstein, 1999). Das bedeutet, dass auf der einen Seite viele Störungen des Gleichgewichts ausgeglichen werden und auf der anderen Seite das Gleichgewicht verbessert wird. Im Kapitel 2.5.2 wird die Systematik der Gleichgewichtskontrolle auf die Technik übertragen.

## 2.5.2 Gleichgewichtssysteme in der Robotik

Mit der Regelungstheorie, einem Teilgebiet der angewandten Mathematik, wurde der Grundstein für die Kybernetik gelegt. „Eine der wichtigsten Arbeitsmethoden der Kybernetik besteht darin, daß Analogien zwischen technischen [Roboter] und biologischen Systemen [Mensch] aufgezeigt werden. Diese Analogien regen dazu an, Kenntnisse, Untersuchungsverfahren oder Denkschemata aus dem einen Bereich auf den anderen zu übertragen und dadurch neue Einsichten zu gewinnen. Als eine der fruchtbarsten Analogien in diesem Sinne haben sich die Regelungsvorgänge erwiesen. Derartige Regelungsvorgänge dienen im Allgemeinen dazu, den Zustand eines Systems gegen den Einfluß unvorhersehbarer Störungen zu stabilisieren“ (Röhler, 1973, S. 11). Eine solche fruchtbare Analogie bieten die vom biologischen Organismus bekannten Steuerungsmechanismen zur Erhaltung des Gleichgewichts. Am einfachsten lassen sich die Vorgänge auf ein inverses Pendel übertragen. Dieses „zählt zu den Standardbeispielen der Regelungstechnik für die Stabilisierung einer instabilen Regelstrecke. Als Grundlage steht das Balancierproblem eines Stabes, der mit einem Motor auf einem Wagen (bei möglichst reibungsfreier Montur) entlang einer Achse in aufrechte Stellung gebracht bzw. gehalten werden soll“ (Schweitzer, Dörflinger & Jopp, 2010, S. 3). Die zu steuernde Größe bei einem solchen inversen Pendel ist der Winkel  $\Theta$  zwischen dem Pendel und der Vertikalachse (Abb. 13). Der Winkel  $\Theta$  wird fortlaufend durch einen Winkelaufnehmer gemessen und mit der Führungsgröße  $\Theta = 0$  verglichen. Diese beschreibt die aufrechte Stellung des Pendels. Bei einer Abweichung zwischen der gemessenen Größe (Istwert) und der Führungsgröße (Sollwert) erfolgt eine Steuerung, um Ist- und Sollwert wieder aneinander anzugleichen, und zwar durch Bewegung des Basispunkts ( $M$ ) unter den Schwerpunkt ( $m$ ) des inversen Pendels. Die Differenz zwischen Soll- und Istwert wird durch einen Regler in eine Stellgröße für den Aktuator (Motor des mechanischen Rollwagens,  $\vec{F}$ ) übersetzt. Eine wichtige Variable, die bei der Programmierung des Steuerungsalgorithmus berücksichtigt werden muss, ist die Länge des Stabpendels ( $l$ ), denn die Länge beeinflusst die zum Ist-/Sollwert-Ausgleich benötigte Kraft ( $\vec{F}$ ).

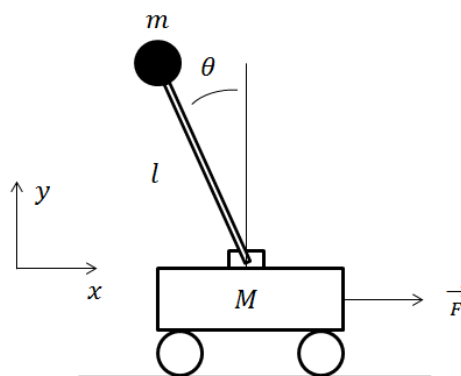


Abb. 13: Inverses Pendel auf einem mechanischen Rollwagen

Im Alltag finden sich praxisnahe Anwendungen des inversen Pendels, wie das Balancieren von Personen in der Akrobatik oder das Balancieren eines Stabes auf einem Finger. In den geschilderten Fällen wird der Winkel über den optischen Sinn erfasst und mit der Führungsgröße verglichen. Den Aktuator (oder Effektor) stellt die Muskulatur des Arms und der Hand dar. Die Stellgröße wird an diese Effektoren weitergeleitet und der Stab in Waage gehalten.

Wie in Kapitel 2.2.6 ausgeführt, kann der aufrecht stehende Mensch mit Einschränkungen vereinfacht als inverses Pendel betrachtet werden. Dessen Schwerpunkt liegt oberhalb der Standfläche und Körperbewegungen bringen das Pendel aus dem Gleichgewicht, sodass eine Gegenbewegung erforderlich ist, um dieses wiederherzustellen beziehungsweise zu erhalten. Diese Vereinfachung wurde durch verschiedene Studien kritisiert (Karlsson & Lanshammar, 1997).

Das Fahren auf einem Einrad kann ebenfalls mit der Stabilisierung eines inversen Pendels verglichen werden. Die Fahrzeugentwicklung aus dem Jahr 2001 – der Segway Personal Transporter, ein einachsiger Elektromotorroller – übernimmt das Ausbalancieren mittels elektronischer Regelung. Der Sensor zur Erfassung des Winkels, ein Gyroskop, ist ähnlich aufgebaut wie ein Bogengang des Vestibularorgans. Ein Gyroskop kann im Bogengang eine Verschiebung von Flüssigkeit messen und durch die Änderung von Spannungszuständen können Neigungswinkel berechnet werden. Die Bewegung des Segways wird durch einen aufwendigen Steuerungsmechanismus ermöglicht. Bei Neigung des Gerätes nach vorn werden automatisch die Räder in diese Richtung angesteuert. Hierin liegt indes der Unterschied zum einfachen Ausbalancieren, wobei eine Bewegung in die entgegengesetzte Richtung initiiert wird. Bei einer schrägen Neigung des Segways wird ein Rad schneller bewegt als das andere, wodurch die Kurvenfahrt zustande kommt.

Wesentlich komplexer ist die Entwicklung eines Roboters als lebensgroßer Nachbau eines Menschen. Als Weiterentwicklung des zuvor beschriebenen fahrenden Roboters (inverses Pendel) gilt der einbeinige Roboter, dessen Konstruktion sehr anspruchsvoll ist. Die Hüpfmaschine von Raibert, Hodgins und Siggraph (1991) ist ein solcher einbeiniger Roboter. Das Gleichgewicht hält dieser Roboter durch ein Gyroskop, die Bewegung erfolgt mithilfe eines federgelagerten Teleskopbeines. Bei horizontaler Ausrichtung des Oberkörpers wird die Richtung der Fortbewegung durch ein Kippen des Oberkörpers bestimmt, die Sprungweite durch die Schwingung des Teleskopbeines (Pieper, 2007). „Mit den zweibeinigen Robotern wird versucht, den Maschinen eine menschenähnliche Form zugeben [sic!]. Einer der vielleicht bekanntesten Zweibeinigen ist ASIMO (Advanced Step in Innovative Mobility)“ (Pieper, 2007, S. 34). Die Regelungstechnik für diese Roboter ist wesentlich aufwendiger gestaltet. Diese Roboter müssen im Gegensatz zu den bisher betrachteten technischen Systemen etliche Freiheitsgrade, wie zum Beispiel die Gelenkwinkel in Knie, Hüfte und Sprunggelenken, einstellen können. Der von Honda entwickelte Roboter ASIMO hat insgesamt 26 Freiheitsgrade (Tab. 2).

Die Freiheitsgrade reguliert der Roboter mithilfe ähnlicher Sensoren wie der Mensch. Unterschieden werden taktile, nicht-taktile und interne Sensoren. Erstere sind z. B. Tast-, gleitende sowie Kraft-Moment-Sensoren und „dienen zur Aufnahme und Erkennung von Informationen durch den mechanischen Kontakt bestimmter Elemente. Taktile Sensoren werden zum größten Teil im Bereich des Robotergreifers eingesetzt. Sie dienen zum Beispiel zur Positionsbestimmung, Objekterkennung oder zur Ermittlung der Oberflächenbeschaffenheit“ (Pieper, 2007, S. 10). Taktile Sensoren könnten somit eingesetzt werden, um die Somatosensorik des Menschen nachzuempfinden. Nicht-taktile Sensoren sind Näherungs-, Abstands-, Positions- und visuelle Sensoren. Zu den visuellen Sensoren gehören zum Beispiel die Photodioden. Positionsempfindliche Dioden können feststellen, mit welcher Intensität und an welchem Punkt Licht einfällt, und anhand dieser Information durch Triangulationen bestimmte Positionen im Raum ermittelt werden (Pieper, 2007). Derlei Sensoren lassen sich einsetzen, um einen Roboter im Raum zu steuern. Vergleichbar ist der visuelle Sensor mit dem menschlichen Auge. Die Genauigkeit hängt von seiner Auflösung und der Verarbeitungskapazität

des verschalteten Rechners ab. Interne Sensoren wiederum können zum Beispiel Beschleunigungs-, Inertial-, Geschwindigkeits- oder Positionssensoren sein. Die internen Sensoren sind wichtig, um die Lage eines Roboters zu erfassen. Dazu dienen Informationen zur Position, zur Geschwindigkeit und zur Orientierung im Raum (Pieper, 2007).

Tab. 2: Freiheitsgrade des humanoiden Roboters ASIMO (Honda Motor Europe Ltd., Berkshire, England, 2005)

ASIMOS Freiheitsgrade	
Anzahl	Gelenk
2	Kopf (hoch/runter, drehen)
6	Schulter (vorne/hinten, rechts/links, drehen)
2	Ellenbogen (vorne/hinten)
2	Handgelenk (drehen)
2	Hand (greifen, ohne Finger)
6	Hüfte (vorne/hinten, rechts/links, drehen)
2	Knie (vorne/hinten)
4	Fuß (vorne/hinten, rechts/links)
<hr/>	
= 26	Gesamt

Zu den Inertialsensoren gehört das Gyroskop, das die Drehrichtung und die Orientierung eines Körpers im dreidimensionalen Raum bestimmen kann. Die ebenfalls zugehörigen Beschleunigungssensoren lassen sich mit dem Vestibularorgan des Menschen vergleichen. Beim Menschen werden die verschiedenen Richtungen über die drei Bogengänge abgedeckt und die Beschleunigungen in der Translation mithilfe der Makkulaorgane erfasst. Beim Inertialsensor werden die Drehrichtungen in den verschiedenen Achsen (x-, y- und z-Achse oder Gieren [engl. yaw], Nicken [pitch] und Rollen [engl. roll]) über drei orthogonal zueinander angebrachte Drehratensensoren (gyroskopische Sensoren) erfasst. Zur Erfassung der translatorischen Bewegung in x-, y- und z-Achse dienen drei jeweils aufeinander orthogonal stehende Beschleunigungssensoren (Translationssensoren). Mit den Sensoren lassen sich redundante Informationen zum menschlichen Gleichgewicht durch den Roboter aufnehmen.

Modelle wie jenes von Peterka (2009; Abb. 14) versuchen die Gleichgewichtskontrolle eines humanoiden Roboters zu beschreiben. Die ersten Modelle lehnten sich stark an die Ergebnisse experimenteller Studien zur Gewichtung sensorischer Information an. Magnusson, Enbom, Johansson & Pyykkö (1990) beschrieben die Wichtigkeit der somatosensorischen Information der Fußsohlen in der posturalen Kontrolle (anterior-posteriore Richtung). Aus den Studien wurden zunächst Modelle abgeleitet, welche die Informationen von visuellen Sensoren oder Inertialsensoren (vestibuläre Information beim Menschen) außer Acht lassen. Eine solche Darstellung findet sich in Abbildung 14a. In der Feedbackschleife 1 (Loop 1) wird lediglich Information aus einem Winkelsensor in den Fußgelenken des Roboters genutzt. Der Roboter (invertierter Pendelkörper) wird durch einen „Regler“ stabilisiert, der ein korrigierendes Drehmoment  $T_c$  erzeugt.  $K_P$  und  $K_D$  geben in der Steuerung bestimmte Rückkopplungsverzögerungen, die aus positions- und geschwindigkeitsbezogenen Werten oder Drehmomenten abgeleitet werden. Die Schleife 2 implementiert ein Feedback über das COP. Dieses kann über Druck- oder Kraftsensoren in den Füßen des Roboters aufgenommen werden. In Abbildung 14b ist ein stark vereinfachtes Modell der Kontrolle des Gleichgewichts beim

Menschen dargestellt. Im Bereich der sensorischen Integration fließen Informationen aus dem visuellen, vestibulären und dem propriozeptiven System zusammen.

Anders als beim humanoiden Roboter ist eine Verzögerungszeit vor der neuronalen Kontrolle und der Feedbackschleife der Drehmomenteinleitung im Modell implementiert. Diese Verzögerungszeit ist durch die komplexe Verschaltung und durch den evolutionär gestalteten Aufbau des menschlichen Nervensystems bedingt. Der Mensch hat im Vergleich der zwei Modelle den Vorteil, dass dieser sensorische Information verschieden gewichten kann (Kap. 2.3.1). Dies ist im Roboter-Modell (a) nicht vorgesehen und verlangt den Einbezug von Erfahrungen beim Menschen und spezieller Algorithmen beim Roboter. Die Kippung des Untergrunds wird durch den Fußgelenkssensor aufgenommen. Die zweite Feedbackschleife registriert das COP und meldet es an die Steuereinheit. Die Informationen werden integriert und zur Einstellung des Drehmoments am Fußgelenk genutzt (Motor). Bei der posturalen Kontrolle des Menschen (b) wird visuelle, vestibuläre und propriozeptive Information verarbeitet (Feedbackschleife 1). Die Kippung des Untergrunds verändert die Propriozeption der Fußgelenke. Die visuelle Umwelt wird vom visuellen System aufgenommen und mit der Lageinformation des vestibulären Sinns integriert. Die Feedbackschleife 2 meldet kontinuierlich das Drehmoment am Fußgelenk zurück. Die gesamte Information wird durch das Nervensystem verarbeitet und in ein Drehmoment umgerechnet, das der Effektor (Fußgelenkmuskulatur) initiiert. Mergner, Huethe, Maurer & Ament (2006) beschreiben in einem Experiment, wie die Kontrolle des Standes beim Roboter durch folgende Informationen möglich ist:

1. Körperbewegung im Raum (vestibuläres System)
2. Körperbewegung in Bezug auf die Füße (Knöchelwinkel-Propriozeption)
3. Drehmoment zwischen Körper und Füßen (Knöcheldrehmoment-Propriozeption)

Verschiedene Aspekte sprechen für und gegen die Implementierung solcher Informationen in ein Modell zur Gleichgewichtsregulation bei Robotern. Ein Argument für die Implementierung ist, dass der Roboter in biologischen Studien (Biorobotics) genutzt werden könnte. Webb (2001) beschreibt die ausgedehnte Debatte zu diesem Ansatz. Hingegen lautet ein Argument gegen die Implementierung, dass das menschliche Gleichgewichtssystem als Modellvorlage aus der Evolution entstanden ist und dass in diesem biologische Einschränkungen bestehen. Diese umfassen (1) Zeitverzögerungen, die der *Übertragung sensorischer wie auch motorischer Signale* geschuldet sind, für die eine neuronale Verarbeitung erforderlich ist, um die Rohsignale zu interpretieren oder Signale und Informationen aus mehreren Sensorsystemen zu integrieren (fusionieren). Des Weiteren stellen die komplexen *Eigenschaften der Muskulatur* einschließlich Muskelaktivierung und Kontraktionsdynamik (2) ein großes Problem für die Modellbildung anhand humanoider Vorbilder dar. Ferner gestaltet sich die *Dynamik der Kräfteerzeugung über Muskel-/Sehnen-Systeme* (3) als ein Hindernis bei der direkten Übernahme von Parametern aus dem menschlichen Modell. Beim Roboter können durch Elektromotoren an den Gelenken jegliche Winkel präzise und schnell eingestellt werden. Das Einstellen von Winkeln ist beim Menschen zwar ebenfalls möglich, ist durch die oben angesprochenen Dynamiken aber wesentlich aufwendiger. Die Anforderung, mehrere *Muskeln oder Muskelgruppen gleichzeitig zu koordinieren* (4), ist in der Übersetzung der Modellbildung und in der Programmierung sehr komplex. Das Rauschen und die hohe Variabilität in den sensorischen Afferenzen und motorischen Efferenzen begrenzen die Genauigkeit von Schätzungen der sensorischen Informationen und der damit gekoppelten motorischen Reaktionen (Peterka, 2009).



Innerhalb der Robotik wurde in den letzten Jahren intensiv geforscht und somit ist das Erbringen von Anforderungen wie der einer sofortigen Ausgleichsbewegung bei willkürlicher Neigung des Oberkörpers nach vorn möglich. Die Programmierung einer solchen Ausgleichsbewegung durch das Gleichgewichtssystem stellt für den Menschen eine große Herausforderung dar.

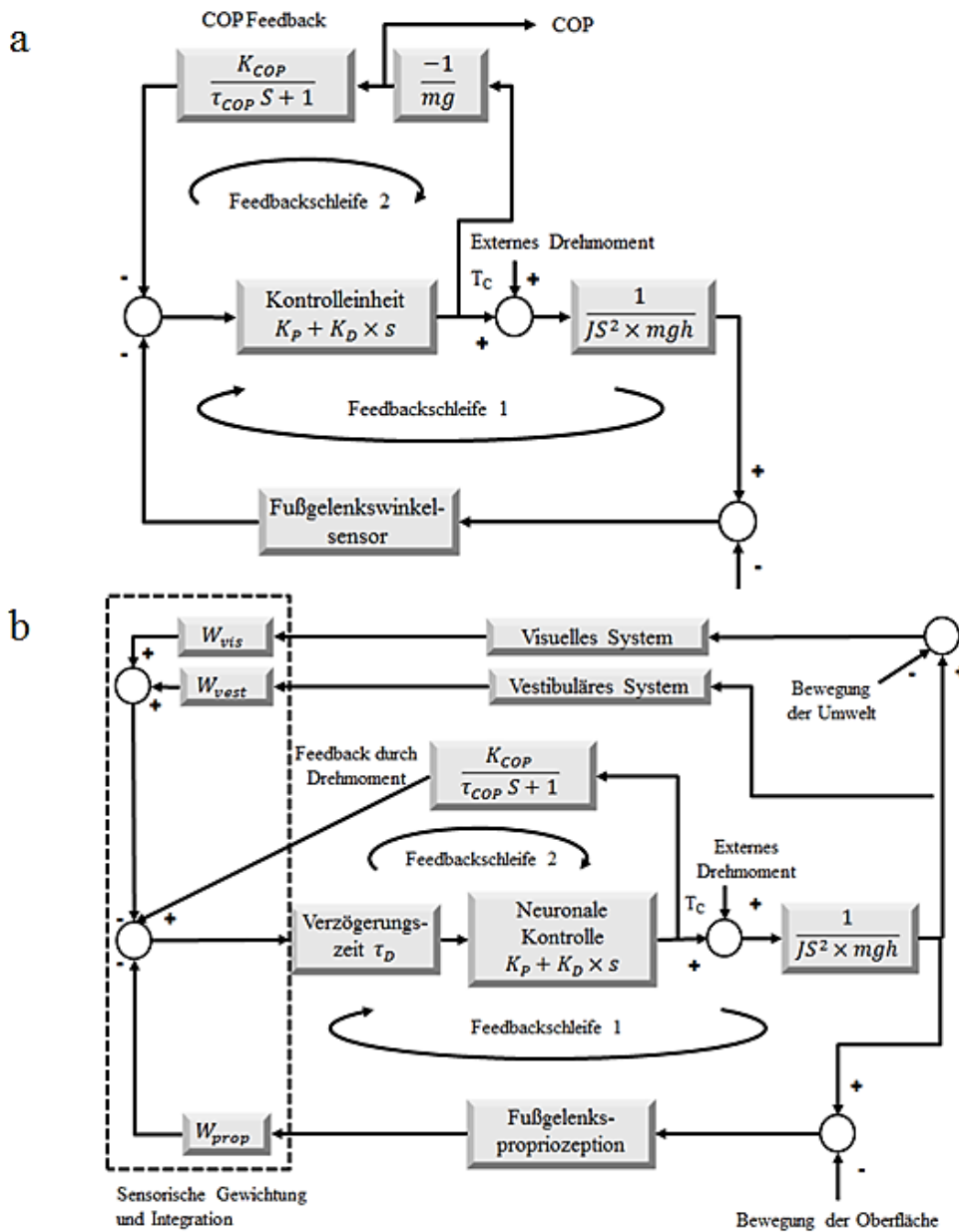


Abb. 14: Blockdiagramm eines Modells zur Gleichgewichtskontrolle eines humanoiden Roboters (a) und einer vereinfachten Darstellung der menschlichen Gleichgewichtskontrolle (b; mod. nach Peterka, 2009, S. 151)

Die Arbeitsgruppe Zebenay, Lippi & Mergener (2015) stellte einen Ansatz vor, bei dem die beschriebenen Probleme der Modellbildung mit hoher Informationsverarbeitungsanforderung in den Blick genommen werden. Der Ansatz zeigt, dass eine Verarbeitung und integrierte Nutzung von Informationen aus vestibulären (Inertialsensoren) und propriozeptiven Eingängen (Gelenkpositionen und -geschwindigkeiten; DEC-System – Disturbance Estimation and Compensation) gegenüber der

Nutzung von Rohsignalen einen Vorteil hat. In dem Ansatz ist kein dynamisches Modell des Körpers integriert. Eine Verzögerungszeit wie beim Menschen ist hinnehmbar. Der untersuchte Roboter war in der Lage, sein Gleichgewicht zu halten und auf Störimpulse, wie eine Bewegung der Unterstützungsfläche, eine willkürliche Rumpfbeuge sowie von außen einwirkende Stöße, zu reagieren. Die Ergebnisse zeigen, dass das Steuerungskonzept robust ist und das Gleichgewicht des Roboters bei komplexen Störungsbedingungen erhalten werden kann. Im nächsten Kapitel wird beschrieben, wie das Gleichgewicht auf Ebene der Grundvoraussetzungen trainiert und verbessert werden kann.

## 2.6 Training des menschlichen Gleichgewichtssystems

Das Gleichgewichtssystem des Menschen kann auf verschiedene Weise trainiert werden, denn die afferenten Informationsgeber, wie das visuelle, propriozeptive und das vestibuläre System, bieten Ansatzpunkte für Adaptionen. Das *visuelle System* spielt für das Gleichgewichtssystem eine große Rolle. In Kapitel 2.3 wurde die Gewichtung der afferenten Information bei hoher Schwankung während einer Gleichgewichtsanforderung beschrieben. Die visuelle Information wird in diesem Fall sehr stark gewichtet. Zur Informationsaufnahme über die statische Umwelt bei Bewegung des Körpers werden verschiedene Fixationspunkte gesucht, um sich orientieren zu können und die Bewegungsinformation mit den anderen Informationen des Gleichgewichtssystems abzugleichen. Dazu ist eine gute Funktion des visuellen Sinns unabdingbar. Schnell (1999, S. 925) postuliert, dass „neben den verschiedenen Sehschärfearten [...] das räumliche und das periphere Sehvermögen, das Kontrast-, Farb- und Dämmerungssehen, die Akkommodation, die Flimmerverschmelzungsfrequenz, das Bewegungssehen sowie die Auge-Kopf-Körper-Koordination bei sportlichen Betätigungen von Bedeutung [ist]“. Zur Trainierbarkeit des Sehens bestehen eindeutige Ergebnisse. Demnach ist das Akkomodationstraining, das Training der dynamischen Anpassung der Brechkraft des Auges, nicht in der Lage, die Sehschärfe derart zu stabilisieren, dass keine Sehhilfe mehr getragen werden muss (Schnell, 1996). Schnell (1996) beschreibt, dass dekompenzierte Exophorien (Abweichungen eines Auges von der mittleren Sehrichtung) sowie eine Myopie (Kurzsichtigkeit) durch Konvergenz- oder Entspannungsübungen nicht kompensierbar sind. Nachgewiesen ist hingegen, dass das dynamische (Raum-)Sehen trainiert werden kann. Ortungsgeschwindigkeit und Ortungspräzision steigen mit einer höheren Sakkadenfrequenz an (Schnell, 1996). Durch die Verbesserung der Blickmotorik kann die Sakkadendauer und die Zeit an den Umkehrpunkten bei Blickbewegungen verkürzt werden (Ishigaki & Miyao, 1993; Kohmura & Yoshigi, 2004). Diese Verbesserung der Blickmotorik hat für Bewegungen mit Gleichgewichtsanforderungen eine hohe Relevanz, denn es müssen schnelle und präzise Verortungen im Raum vorgenommen werden. Inwieweit die Güte der Informationssysteme des visuellen Sinns einen direkten Einfluss auf das Gleichgewicht hat, ist nicht bekannt. Das Blicktraining soll in dieser Arbeit nicht detaillierter besprochen werden, überprüft werden lediglich Einflüsse eines vollständig ausgeschalteten optischen Systems (geschlossene Augen).

Die sensorischen Fähigkeiten werden im Zusammenhang mit Prävention, Rehabilitation sowie der Steigerung sportlicher Leistungsfähigkeit untersucht. In den letzten Jahrzehnten etablierten sich verschiedene Begriffe für das Training der Sensorik beziehungsweise des *propriozeptiven Systems*.

Verwendet werden die Bezeichnungen sensomotorisches, propriozeptives oder neuromuskuläres Training (Pfeifer, Banzer, Hänsel, Hübscher, Vogt & Zech, 2009 nach Risberg, Mørk, Jenssen &

Holm, 2001). Die Industrie wirbt mit dem Begriff des „propriozeptiven Trainings“ als eines neuen, effektiven Gleichgewichtstrainings zur Vermeidung von Verletzungen. Die Arbeitsgruppe um Pfeiffer (2008) stellt in ihrer Übersichtsarbeit fest, dass die Studienlage eine gute Effektivität der Interventionsmaßnahmen hinsichtlich der Verletzungsprävention zeigt, während für die überwiegende Zahl der erhobenen Outcomes in den Studien zur Therapie nach Sportverletzungen und zur Leistungsverbesserung keine Wirksamkeit festgestellt werden konnte. Mit dem Begriff des propriozeptiven Trainings sind indes zwei Missverständnisse entstanden. Das erste bezieht sich auf den Glauben, dass Propriozeption ein Schlüsselfaktor für die Verbesserung von Balance in jeder Situation sei. Die Gleichgewichtskontrolle ist, wie schon in vorigen Kapiteln beschrieben, ein komplizierter sensomotorischer Steuerungsprozess, der abhängig ist von der neuromuskulären Funktion, kognitiven Prozessen und Umweltfaktoren (Hertel, 2000). Häufig wurde das Gleichgewicht gemessen, um den gesamten Umfang der propriozeptiven Funktion zu messen (Kim, van Ryssegem & Hong, 2011 nach Mattacola & Lloyd, 1997; Fu & Hui-Chan, 2005; Calmels, Escafit, Domenach & Minaire, 1991). Dies kann missverständlich sein und den Zusammenhang zwischen Propriozeption und Gleichgewichtskontrolle zu eng erscheinen lassen oder sogar zu einer synonymen Verwendung der Begriffe führen. Ein weiteres Missverständnis ist die unreflektierte Annahme, dass die Propriozeption durch Training verbessert werden könne (Ashton-Miller, Wojtys, Huston & Fry-Welch, 2001). Die Wirkung von propriozeptiven Übungen wie plyometrischen Sprüngen sowie Schnelligkeits- oder Krafttraining mit dem Schwerpunkt auf dem Gleichgewicht wurde zwar begründet nachgewiesen (Kim et al., 2011 nach Mattacola & Lloyd, 1997; Horak, 2006; Hughes & Rochester, 2008). Die Studien definieren jedoch den Begriff des „propriozeptiven Trainings“ nicht näher beziehungsweise dieser wird nicht gegen den Begriff des Gleichgewichtstrainings abgegrenzt. Die gemessenen Effekte können nicht auf das propriozeptive Training zurückgeführt werden. In den Trainingsprogrammen wird ferner die zentralnervöse Komponente der Propriozeption zu selten beachtet. Die Anpassung der Verschaltung im ZNS ist ein Schlüsselfaktor für die Entwicklung der sensorischen Fähigkeiten und sensomotorischen Fertigkeiten. Um ein ideales Lernumfeld für das ZNS zu schaffen, sollte ein Trainingsprogramm unterschiedliche sensorische Fähigkeiten mit adäquaten Aufgabenstellungen und wechselnden Umweltbedingungen ansprechen (Kim et al., 2011).

Das Training des *vestibulären Sinns* nach einer Funktionsstörung des Vestibularorgans oder bei einer chronischen Erkrankung ist möglich (Shepard, Telian, Smith-Wheelock & Raj, 1993; Toole, Hirsch, Forkink, Lehman & Maitland, 2000). Durch ein solches Training kann die Funktion des vestibulären Sinns verbessert werden. Für verschiedene Sportarten wie das Eiskunstlaufen oder das Ballett ist eine Anpassung der okulovestibulären Verschaltung möglich. Eiskunstläufer können den Schwindel unterdrücken, indem diese lernen, dem Nystagmus mit einer anderen Art von Augenbewegung entgegenzuwirken, die als optokinetischer Nystagmus bezeichnet wird. Dieser optokinetische Nystagmus tritt in der entgegengesetzten Richtung des regulären Nystagmus auf und ermöglicht es, ein sich bewegendes Objekt – wie einen vorbeirasenden Zug – mit den Augen zu verfolgen, während der Kopf an seinem Platz bleibt (Tanguy, Quarck, Etard, Gauthier & Denise, 2008). Bei Raumfahrern lässt sich durch ein Training verschiedener Kopfbewegungen in einer Zentrifuge eine Anpassung des vestibulären Sinns hinsichtlich des Schwindels erreichen (Clément, Deguine, Parant, Costes-Salon, Vasseur-Clausen & Pavy-LeTraon, 2001). Zur Überprüfung des Einflusses eines Trainings des vestibulären Systems auf das Gleichgewicht oder posturographische Messungen wurden Studien mit einem Trainingsgerät für das vestibuläre System (Spacecurl, Physio Börse, Witt-

lich) durchgeführt. Das Spacecurl ähnelt mit seinen drei Achsen einem Gyroskop, darin kann ein Mensch aufrecht stehen und sich durch eigene Bewegung oder Gewichtsverlagerung in den Ebenen des Raums bewegen. Granert (2005) leitete eine dieser Studien mit 104 Krankenschwestern mit rezidivierenden Rückenbeschwerden. Die Probandinnen wurden mithilfe des Interaktiven Balancesystems<sup>3</sup> posturographisch untersucht. Die Experimentalgruppe absolvierte in durchschnittlich einem halben Jahr 36 Trainingseinheiten mit dem Spacecurl. „Im Ergebnis verbesserten 75.7 % der trainierenden Probanden die Standstabilität im Posttrainingstest hochsignifikant um ca. 1/3 gegenüber ihren posturographischen Ausgangswerten, die untrainierten Gruppen zeigten keine signifikanten Veränderungen. Die Frequenzanalysen (Interaktives Balancesystem) der Trainierenden ergaben eine signifikante Verbesserung in dem Frequenzbereich, der typischerweise als Marker für (peripher-)vestibuläre Störungen gewertet wird“ (Granert 2005). Die Interventionen zeigten somit einen Effekt bei Störungen des vestibulären Systems. Insgesamt kann durch diese Tatsache nachgewiesen werden, dass bei einer Verbesserung der Funktion des vestibulären Sinns in der untersuchten Stichprobe (durch das Training mit dem Spacecurl) das Gleichgewicht positiv beeinflusst werden konnte. Scholtz und Jäckel (2014) berichten von ähnlichen Ergebnissen. Studien, bei denen Interventionen in diesem Bereich zu positiven Veränderungen bei gesunden Probanden geführt haben, sind nicht bekannt. Denkbar ist die Anwendung von Trainings des vestibulären Systems im Zusammenhang mit Kampfsportarten, in denen nach einer Drehung wie bei einem Tritt infolge der Trainings durch die hohe Drehbeschleunigung kein Schwindel ausgelöst wird und keine Störung des Gleichgewichts erfolgt. Bei anderen Gleichgewichtsanforderungen ist aufgrund der hohen Beteiligung des somatosensorischen Sinns mit einem eher geringen Effekt zu rechnen.

Die zentrale Verschaltung und die Bewegungserfahrung des Probanden hinsichtlich Gleichgewichtsaufgaben sind leistungsdeterminierend. Zur Diagnostik der Gleichgewichtsleistung oder zur Aufdeckung von Schwachstellen bei den einzelnen Gleichgewichtssystemen wurden verschiedene Verfahren entwickelt. Mit diesen können Standpositionen auf dem Boden (statisch) und auf labilen Untergründen (dynamisch) oder sogar Bewegungen mit Gleichgewichtsanforderungen untersucht werden. Im Kapitel 2.7 werden diese Verfahren zur Diagnostik des Gleichgewichts dargestellt.

## **2.7 Posturographie**

Das folgende Kapitel stellt die Möglichkeiten der Gleichgewichtsdagnostik in den verschiedenen Facetten dar (Klinische Gleichgewichtsdagnostik, Statische u. Dynamische Gleichgewichtsdagnostik, Sportmotorische Tests). „Posturographische Untersuchungen dienen der Analyse der Körperschwankungen und Muskelaktivität während des Stehens in Ruhe oder bei Bewegung der Standfläche (nach Provokation). Die wichtigsten Verfahren sind die statische und dynamische Posturographie“ (Ernst & Allum, 2001, S. 114). Vor der Entwicklung instrumenteller Verfahren wurden einfache motorische Tests verwendet, um das Gleichgewicht des Probanden oder Patienten zu quantifizieren oder qualitativ zu beurteilen. Dazu zählen die klinischen Gleichgewichtstests. Am häufigsten kommen klinische Gleichgewichtsskalen zum Einsatz, die als Aufgaben Koordinationstests beinhalten. Diese werden in Kapitel 2.7.1 detaillierter beschrieben. In der Sportwissenschaft werden sportmotorische Tests zur Gleichgewichtsdagnostik durchgeführt. Für diese Tests wird kaum Material benötigt und die Verfahren beanspruchen nur wenig Zeit. Die Tests werden allerdings kritisiert,

---

<sup>3</sup> Messsystem zur statischen Posturographie (Beschreibung in Kapitel 2.7.2)

da eine Prozessdiagnostik mit solch einfachen Skalen nicht möglich sein soll (Browne & O'Hare, 2001). Instrumentelle Verfahren können zwar eine Prozessdiagnostik leisten, sind aber wesentlich kostenintensiver, aufwendiger und komplexer in der Durchführung.

### 2.7.1 Klinische Gleichgewichtsdiagnostik

Die klinische Gleichgewichtsdiagnostik hat das Ziel, die Ursache für Gleichgewichtsstörungen oder Schwindel aufzudecken. Nach Reiß und Reiß (2009, S. 183) können die nachfolgend aufgelisteten Verfahren der klinischen Gleichgewichts- und der Vestibularidiagnostik zugeordnet werden. Die Verfahren werden nicht detaillierter beschrieben, denn sie dienen der reinen Diagnostik im Fall der pathologischen Störung des Systems.

1. Koordinationsprüfungen
2. Fahndung nach Nystagmus
3. Provokationsmaßnahmen (Lockerungsmaßnahmen)
4. Thermische Erregbarkeitsprüfung
5. Computernystagmographie
6. Drehprüfungen
7. Otolithendiagnostik

Die Koordinationsprüfungen, die Fahndung nach dem Nystagmus und Provokationsmaßnahmen sind ökonomische Verfahren der klinischen Gleichgewichtsdiagnostik. Hingegen stellen die thermische Erregbarkeitsprüfung, die Computernystagmographie, Drehprüfungen und die Otolithendiagnostik aufwändige Verfahren dar. Die Beschreibung der Verfahren erfolgt nach der Ökonomie und der Relevanz für die vorliegende Dissertation.

Die *Koordinationsprüfungen* widmen sich der komplexen sensomotorischen Funktion. Die Prüfungen werden in Stehversuche (Romberg-Test), Gehversuche (Unterberger-Test, Blindgang, Schachbrettgehen), erschwertes Gehen (auf Matratzen oder weichem Schaumgummi) und Positionsversuche (Finger-Nase-Zeigerversuch, Knie-Hacke-Versuch, Schreibtest nach Fukuda, vertikaler Zeichentest nach Stoll) unterschieden (Reiß & Reiß, 2009). Auf die komplexen Koordinationsprüfungen und die Bewertung nach den Gütekriterien wird später in diesem Kapitel eingegangen.

Die *Fahndung nach einem Nystagmus* prüft, inwieweit der Patient durch verschiedene Provokationen eine ungewöhnliche Reaktion zeigt, die eine Störung der vestibulookulären Verarbeitung bedeuten kann.

*Provokations- oder Lockerungsmaßnahmen* sind weitere Methoden, um den Grund für eine Gleichgewichtsstörung oder Schwindel zu ermitteln. Provokationsmaßnahmen sind zum Beispiel das Kopfschütteln (einfache Vestibularisprüfung), Lage- und Lagerungsprüfungen (Provokation und Erkennung eines Nystagmus), das sogenannte Dix-Hallpike-Manöver sowie der Kopfimpulstest nach Halmagyi und Curthoys. Die beiden letztgenannten Manöver sind klassische Tests zur Auslösung eines beginnenden paroxysmalen Lagerungsschwindels und zur Identifikation der betroffenen Seite sowie zur Untersuchung des horizontalen Anteils des vestibulookulären Reflexes (Reiß & Reiß, 2009). Die Verfahren sind Standardprovokationen aus der HNO-Diagnostik.

Die *thermische Erregbarkeitsprüfung* stellt unter den Maßnahmen die einzige Möglichkeit dar, jeden einzelnen Bogengang zu prüfen. Dies geschieht durch die Einleitung von Flüssigkeiten verschiedener Temperaturen.

Bei der *Computernystagmographie* werden jeweils zwei Elektroden horizontal und vertikal auf der Haut platziert (Reiß & Reiß, 2009). Das Auge entspricht einem elektrischen Dipol, da zwischen Kornea und Retina ein Potenzialgefälle besteht. Bei jeder Augenbewegung ändert sich die Spannung proportional zur Amplitude und der Frequenz des Nystagmus. Der Vorteil dieser Methode liegt darin, dass keine optischen Störeinflüsse bei der Messung auftreten können (z. B. bei geschlossenen Augen). Die Videookulographie beziehungsweise Videonystagmographie als Form der Computernystagmographie registriert Augenbewegungen in zweidimensionaler Richtung (horizontal, vertikal). Der Nystagmus wird durch eine Analyse von Sakkaden mittels Hochfrequenzkamera ermittelt und der jeweiligen Seite zugeordnet (Reiß & Reiß, 2009).

Die *Drehprüfungen* dienen der Beurteilung der Funktion des vestibulären Systems und der zentralen Verschaltung sowie von Kompensationsvorgängen. Der Drehreiz führt zu einer Auslösung des vestibulookulären Reflexes und einer gleichzeitigen Stimulation beider peripherer Gleichgewichtsorgane (Reiß & Reiß, 2009). Die Drehprüfungen unterteilen sich in rotatorische und Pendeldrehprüfungen, deren Unterschied in der Beteiligung der verschiedenen vestibulären Anteile liegt.

Bei der *Otolithendiagnostik* werden Sakkuli und Utrikuli durch eine Linearbeschleunigung erregt. Nur wenige nicht praktikable Tests, die zudem meist nicht sind. Das Ziel dieser Diagnostik ist die Gewinnung von Aussagen zur Otolithenfunktion, wie zum Beispiel durch Registrierung linearer Beschleunigung (Reiß & Reiß, 2009), um die Ursachen für Gleichgewichtsstörungen und Schwindel aufzudecken.

Die komplexen Gleichgewichtstests (Tab. 3) dienen der Feststellung und Einordnung der Gleichgewichtsleistung des Probanden oder Patienten anhand klinischer Skalen. Hierzu zählen der *Tinetti-Test* (Tinetti, 1986), die *Berg Balance Scale* (Berg, Wood-Dauphinee, Williams & Maki, 1992) oder der *Timed-up-and-go-Test* (Mathias, Nayak & Isaacs, 1986). Jeder der Tests erhebt nur einen Teil der großen Vielfalt an Aspekten der Gleichgewichtskontrolle (Pollok et al., 2000). Die Durchführung der Tests wird im Folgenden beschrieben und die Reliabilität anhand von Studienergebnissen bewertet.

Der *Tinetti-Test* dient der Beurteilung des Gleichgewichts und der Mobilität im Alter. Der Test besteht aus einem Gleichgewichtstest und einer Gehprobe. Bewertet werden Items wie das Gleichgewicht im Sitzen, das Aufstehen von einem Stuhl, der Versuch des Aufstehens, die Balance in den ersten 5 sec nach dem Aufstehen, die Standsicherheit, die Sicherheit beim Stoß gegen die Brust, die Balance mit geschlossenen Augen und Füßen sowie die Drehung um 360° und das anschließende Hinsetzen. Beim Gehversuch bestehen weitere sieben Items, die mit 0 bis 4 Punkten bewertet werden. Die zu vergebenden Punkte variieren je nach Aufgabe. Der Tinetti-Test ist mit seinen 16 Items sehr umfangreich und prüft viele verschiedene Facetten des Gleichgewichts ab. Die Items und die auszuführenden Bewegungen sind alltagsnah. Die Bewertung des Tests wird nach Kriterien systematisch gestaltet. Kloos und Kollegen (2004) konnten Kappa-Koeffizienten zwischen .40 und 1.00 nachweisen. Das bedeutet, dass eine mittlere bis hohe Übereinstimmung zwischen verschiedenen Ratern besteht. Cipriany-Dacko, Innerst, Johannsen und Rude (1997) fanden ähnlich gute Über-

einstimmungen zwischen den Ratern ( $\kappa = .40$  und  $1.00$ ) und konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen erfahrenen Ärzten und Novizen in der Bewertung der Gleichgewichtsleistung feststellen. Der Test bietet zwar Informationen zur Bewertung des Gleichgewichts im klinischen Setting, kann aber keine Prozessdiagnostik leisten und ist nicht für die Messung des Gleichgewichts bei sportlichen Personen geeignet.

Die *Berg Balance Scale* umfasst 14 Items, die im Kollektiv mit einer Punktzahl von 0 bis 4 bewertet werden. Die Personen müssen hier aufstehen (Item 1), stehen ohne Unterstützung (Item 2), sitzen ohne Unterstützung (Item 3) und sich hinsetzen (Item 4). Bei der Aufgabe „Transfer“ (Item 5) muss die Person/der Patient einen Transfer von Sitz zu Sitz durch eine Drehung („tiefer Transfer“) schaffen. Aufgabe 6 ist das Stehen mit geschlossenen Augen, es folgen das Stehen mit Füßen dicht nebeneinander (enger Fußstand, Item 7), mit ausgestrecktem Arm nach vorn langen (Item 8), einen Gegenstand vom Boden aufheben (Item 9), sich umdrehen, um nach hinten zu schauen (Item 10), sich um  $360^\circ$  drehen (Item 11), abwechselnd die Füße auf eine Fußbank stellen (Item 12), das Stehen mit einem Fuß vor dem anderen (Tandemstand, Item 13) und das Stehen auf einem Bein (Einbeinstand, Item 14). Diese sehr umfangreiche Testbatterie untersucht das Gleichgewicht und die Mobilität bei sehr vielen verschiedenen, alltagsnahen Aufgaben. Die Berg Balance Scale zielt auf den gleichen Outcome wie der Tinetti-Test ab und ist mit 14 Items ebenfalls sehr umfangreich. Bei diesem Test konnten ebenfalls gute Übereinstimmungen zwischen zwei unabhängigen Ratern festgestellt werden (Conradsson et al., 2007). Die Kappa-Koeffizienten reichten von  $\kappa = .55$  (Item 14) und  $\kappa = .83$  (Item 5). Der Test ist gegenüber den anderen Tests sehr ökonomisch. Mit nur einem Item erhebt der Test das Gleichgewicht und die Mobilität bei einer alltagsnahen Aufgabe. In einer Studie untersuchten Berg und Kollegen (1992) den Test hinsichtlich der Gütekriterien. Das Cronbachs Alpha bei älteren Bewohnern von Pflegeeinrichtungen und Schlaganfallpatienten lag zwischen .83 und .97. Um die Zuverlässigkeit der Tester zu bewerten, wurden Therapeuten, die 35 Schlaganfallpatienten behandelten, gebeten, diese anhand der Balance-Skala innerhalb von 24 Stunden nach dem unabhängigen Bewerter erneut zu bewerten. Um die Intrarater-Reliability zu beurteilen, wurden 18 Bewohner und sechs Schlaganfallpatienten im Abstand von einer Woche von demselben Rater erneut bewertet. Die Übereinstimmung zwischen den Bewertern war ausgezeichnet ( $ICC_{rr} = .98$ ), ebenso die Konsistenz innerhalb desselben Bewerters zu zwei Zeitpunkten ( $ICC_{rr} = .97$ ). Conradsson und Kollegen (2007) fanden ebenfalls gute Übereinstimmungen zwischen zwei unabhängigen Ratern, die Kappa-Koeffizienten reichten von  $\kappa = .55$  (Item 14) bis  $\kappa = .83$  (Item 5). Wie der Tinetti-Test ist die Berg Balance Scale nicht geeignet, um Aussagen über das Gleichgewicht außerhalb des klinischen Settings zu treffen. Die Prozessdiagnostik über mehrere Messzeitpunkte ist nicht möglich.

Der *Timed-up-and-go-Test* ist einfacher konzipiert als die beiden anderen Standardtests. Der Test ist zur Diagnostik von Gleichgewicht und Mobilität sowie dem Sturzrisiko der Personen/Patienten geeignet. Der Patient sitzt bei diesem Test auf einem Stuhl (mit Armlehne) und wird aufgefordert aufzustehen, drei Meter zu gehen, umzukehren und sich wieder zu setzen. Hilfsmittel wie Gehhilfen sind dabei erlaubt, Hilfe von anderen Personen nicht. Der primäre Outcome des Tests ist die Bewegungszeit. Diese wird mit einer Normwerttabelle bewertet. Weniger als zehn sec bedeutet, dass der Patient keine Mobilitätseinschränkungen hat. Eine Zeit zwischen 11 und 19 sec bedeutet eine leichte, i. d. R. irrelevante, eine Zeit von 20 bis 29 sec eine abklärungsbedürftige, relevante und eine Zeit länger als 30 sec eine starke Mobilitätseinschränkung. Um die Test-Retest-Reliabilität des Timed-

up-and-go-Tests zu untersuchen, prüften Ng und Hui-Chan (2005) die Fähigkeit des Tests zur Unterscheidung zwischen Probanden mit chronischem Schlaganfall und gesunden älteren Probanden. Der Test zeigte eine ausgezeichnete Zuverlässigkeit ( $ICC_{IT} > .95$ ). Der Test leistet keine Prozessdiagnostik und hat eine geringe Aussagekraft hinsichtlich des allgemeinen Gleichgewichts.

Der *Community Balance and Mobility Test* besitzt 13 Items, die das Gleichgewicht im Gehen und Stehen erheben, und ist sehr material- und zeitaufwendig in der Durchführung. Die Vorbereitung und die Anweisungen an den Probanden erfordern einen erfahrenen Versuchsleiter. Eine Studie von Wright, Ryan und Brewer (2010) untersuchte den Community Balance and Mobility Test hinsichtlich der Interrater-Intraklassenkorrelation ( $ICC_{obj} = .93$ ) und der Intraklassenkorrelation ( $ICC_{IT} = .90$ ). Die minimale nachweisbare Veränderung betrug 13.5 %. Bezogen auf jugendliche Probanden zeigte der Community Balance and Mobility Test eine hervorragende Zuverlässigkeit. Der Test ermöglicht keine Prozessdiagnostik.

Der *Functional Reach Test* erfasst, inwieweit eine Person über die Länge der Arme hinaus nach vorn reichen kann, ohne das Gleichgewicht zu verlieren. Der Test ist sehr ökonomisch und gut standardisierbar, aber erlaubt nur Aussagen über die Grenzen der Stabilität und über die Größe der Unterstützungsfläche. Der Functional-Reach-Test misst präzise (Variationskoeffizient = 2.5 %) und stabil (Korrelationskoeffizient innerhalb der Klassen über Tage = .81). Alter und Größe beeinflussen das Ergebnis. Die Studie, aus der diese Ergebnisse entnommen wurden, testete 128 Freiwillige im Alter von 21 bis 87 Jahren (Duncan et al., 1990).

Ein weiterer in der klinischen Praxis regelmäßig durchgeführter Test ist der *Clinical Test of Sensory Integration in Balance*. Der Test erfasst das Körpergleichgewicht in verschiedenen Situationen mit wechselnden verfügbaren Umweltinformationen. Dazu werden die Probanden auf einer kippenden Kraftmessplatte untersucht (Labortest). Zur Durchführung des Tests bedarf es eines Messinstrumentariums und der Test kann nicht zu den klinischen Skalen gezählt werden. Der Test bringt zudem sehr hohe Kosten mit sich und ist überaus zeitaufwendig. Die Genauigkeit und die Aussagekraft sind dafür hoch. Weitere instrumentelle Tests werden in Kapitel 3 detailliert dargestellt. Der Clinical Test of Sensory Integration in Balance wird im Zusammenhang mit den klinischen Gleichgewichtsskalen beschrieben. Wichtig ist, dass die meisten dieser Tests gut evaluiert und zu einem großen Teil in die Leitlinien der relevanten medizinischen Fachbereiche eingearbeitet sind. Am häufigsten werden in den oben aufgeführten Studien die Berg Balance Scale, der Functional Reach Test, der Single Leg Stance Test, der Community Balance and Mobility Test, der Clinical Test of Sensory Integration in Balance und der Timed-up-and-go-Test verwendet.

In der Studie befragten Sibley, Straus, Inness, Salbach und Jaglal (2011) Physiotherapeuten, welchen der Tests die Therapeuten am häufigsten anwenden. Demnach kamen der Single-Leg-Stance-Test (79.1 %), die Berg Balance Scale (45.0 %) und der Timed-up-and-go-Test (27.6 %) am häufigsten zum Einsatz. Die Tests weisen jeweils Vor- und Nachteile (Tab. 3) auf, die der Untersuchungsleiter oder der Arzt abwägen muss. Für jeden Patienten ist anhand der Symptome der richtige Test auszuwählen. Die meisten der beschriebenen Tests eignen sich für eine grobe Aussage über das momentane Gleichgewicht. Die Prozessdiagnostik ist mit solchen einfachen Skalen nicht möglich (Browne & O'Hare, 2001).



Die Voraussage, mit welcher Wahrscheinlichkeit ein Patient stürzen könnte, konnten die Tests nicht treffen. Einer von drei Patienten wurde in diesem Merkmal falsch eingeschätzt (Riddle & Stratford, 1999). Die genauere Diagnostik erfordert instrumentelle Tests. Die verschiedenen klinischen Tests wurden in einer großen Zahl an Studien auf die Validität, Reliabilität und Objektivität überprüft. Ein groß angelegter Review von Saether, Helbostad, Riphagen und Vik (2013) betrachtete 22 dieser Tests und stellt die aktuelle Forschungslage dar.

Tab. 3: Übersicht über die wichtigsten klinischen Skalen zur Diagnostik des Gleichgewichts

Test	Beschreibung	Bewertung	
<b>Komplextest</b>		<b>Pro</b>	<b>Contra</b>
<b>Tinetti-Test</b>	Gleichgewichtstests und Gehprobe	- sehr umfangreich (geringe Aufgabenspezifik) - alltagsnahe Aufgaben - gute Interrater-Reliabilität	- keine Prozessdiagnostik - auf klinisches Setting beschränkt
<b>Berg-Balance-Scale</b>	Alltagsaufgaben im Bezug zum Gleichgewicht (z. B. abwechselnd die Füße auf eine Fußbank stellen)	- sehr umfangreich (geringe Aufgabenspezifik) - alltagsnahe Aufgaben - gute Interrater-Reliabilität	- keine Prozessdiagnostik - auf klinisches Setting beschränkt
<b>Timed "Up &amp; Go" Test</b>	Aufstehen von einem Stuhl und Gehprobe	- ökonomisch - alltagsnahe Aufgabe	- keine Prozessdiagnostik - geringe Aussagekraft hinsichtlich des Gleichgewichts
<b>Community Balance and Mobility Test</b>	Gleichgewichtstests im Stehen und Gehen mit verschiedenen Anforderungsbedingungen	- sehr umfangreich (geringe Aufgabenspezifik) - alltagsnahe Aufgaben	- erfahrener Versuchsleiter nötig - keine Prozessdiagnostik - hoher Material- und Zeitaufwand
<b>Einfache Tests</b>			
<b>Single-Leg-Stance-Test</b>	Einbeinstand (Arme auf der Hüfte)	- ökonomisch	- hohe Aufgabenspezifik - geringe Aussagekraft hinsichtlich allg. Gleichgewicht
<b>Functional-Reach-Test</b>	Fähigkeit über die Länge der Arme hinaus nach vorne zu reichen ohne das Gleichgewicht zu verlieren	- ökonomisch	- hohe Aufgabenspezifik - geringe Aussagekraft hinsichtlich allg. Gleichgewicht
<b>Labortest</b>			
<b>Clinical Test of Sensory Integration in Balance</b>	instrumenteller Test zur Erfassung des Gleichgewichts in verschiedenen Situationen mit wechselnden verfügbaren Umweltinformationen	- hohe Aussagekraft im Bezug auf das Gleichgewicht	- hohe Materialkosten (Messgerät) - hoher Zeitaufwand wenig alltagsnah

Die Autoren unterteilten die Tests in die verschiedenen Arten der Gleichgewichts- und Haltungskontrolle oder charakterisierten die Aufgabe als „Erreichen“ oder „Wiederherstellen des Gleichgewichts“. Zusätzlich wurde der Fokus der Tests differenziert betrachtet. Dazu wurden die Kategorien Haltung, Sitzen, weites Greifen, Rumpfkontrolle und Alltagsaufgabe gebildet. Für die vorliegende Dissertation sind die Kategorien Haltung und Rumpfkontrolle zu betrachten, da diese Aufgabentypen zu den Aufgaben der instrumentellen Posturographie passen.

Die Reliabilität beziehungsweise die Validität wird in den genannten Kategorien lediglich mit den vom Autor festgelegten Stufen „unbekannt“ bis „limitiert“ bewertet. Einzig bei der Inhaltsvalidität schneiden die Tests mit der Bewertungsstufe „stark“ ab (Saether et al., 2013). Die „Inhaltsvalidität ist durch den Grad gekennzeichnet, mit dem die Messergebnisse inhaltlich-semantisch das der Messung zugrunde liegende Konstrukt repräsentieren (Himme, 2009, S. 492). Die Ergebnisse zeigen, dass die Tests das Konstrukt des Gleichgewichts tatsächlich beschreiben. Da die Reliabilität (interne Konsistenz, Intrarater- und Interrater-Reliabilität und Messfehler) als „unbekannt“ bis „moderat“ bewertet wird, kann nicht von einer hohen Reproduzierbarkeit der Ergebnisse ausgegangen werden. Diese Aussage bekräftigt die von Browne und O’Hare (2001) aufgestellte Hypothese, dass keine Prozessdiagnostik mit dem Instrument der klinischen Posturographie möglich ist.

Die einfachen Tests und Komplextests zur Beschreibung des Gleichgewichts differieren hinsichtlich der Bewertung anhand der Vor- und Nachteile. Die Komplextests prüfen alltagsnahe Aufgaben ab und zeigen insgesamt eine hohe Interrater-Reliabilität. Die Tests sind umfangreich und haben eine geringe Aufgabenspezifität. Die Nachteile der Komplextests liegen in der Beschränkung auf das klinische Setting und der mangelnden Prozessdiagnostik. Der Community Balance and Mobility Test benötigt einen erfahrenen Versuchsleiter und erfordert einen hohen Material- und Zeitaufwand.

### **2.7.2 Statische Posturographie**

Die präzise Messung mit einem Messgerät (Kraftmessplatte) wird den sportmotorischen und klinischen Tests mit ordinalskalierten Daten vorgezogen. Die statische Posturographie ist aus den Stehversuchen entstanden, die mithilfe der einfachen Beobachtung Messdaten erzeugten. Die ungenaue Erfassungsmethode und der technische Fortschritt führten zur Weiterentwicklung der Methode, in deren Folge die Stehversuche auf einer Kraftmessplatte durchgeführt werden. Die Messung kann hochwertige Daten produzieren, mit denen das Gleichgewicht im Prozess beurteilt werden kann. „Bei der statischen Posturographie stehen die Patienten auf einer Messplattform. Die spontanen Körperschwankungen werden als Projektion des Kraftschwerpunktes (COP) auf die Standfläche kontinuierlich registriert. Die Standsicherheit wird üblicherweise beim Stehen mit geschlossenen Füßen für eine Zeitdauer von 20 bis 60 sec in zwei oder drei Durchgängen gemessen. Erschwerte Standproben, z. B. Tandem- oder Einbeinstand, sind auch möglich“ (Timmann-Braun, 2012, S. 114; Abb. 15). Durch die Messung der Schwankung des COP in x-y-Richtung können verschiedenste Parameter berechnet werden. Hierzu zählen die Schwankungsfläche, der Schwankungsweg oder die Standardabweichung der Schwankung pro sec und viele weitere. Häufig wird die Posturographie mit unterschiedlichen Oberflächen der Messplattform (wie einem Schaumstoffkissen) sowie verschiedenartigen visuellen Anforderungen (geschlossene Augen, bewegte Umwelt) durchgeführt.

Zum einen kann die visuelle Wahrnehmung vollständig ausgeschaltet werden, indem die Augen geschlossen werden. Zum anderen wird ein Fixpunkt oder eine Art künstliche visuelle Umgebung statisch oder dynamisch gezeigt. Dynamisch heißt, dass sich das visuelle Umfeld gesteuert durch die auf die Kraftmessplatte einwirkende Kraft mitbewegen kann. Als statische Posturographie werden all jene Tests bezeichnet, bei denen die Testperson keinen großen Schwankungen ausgesetzt wird. Das bedeutet, die Person hat die Aufgabe, möglichst ruhig zu stehen. Beide Beine sind dabei fest am Boden oder werden auf einer unebenen Fläche (Schaumstoffkissen) platziert.

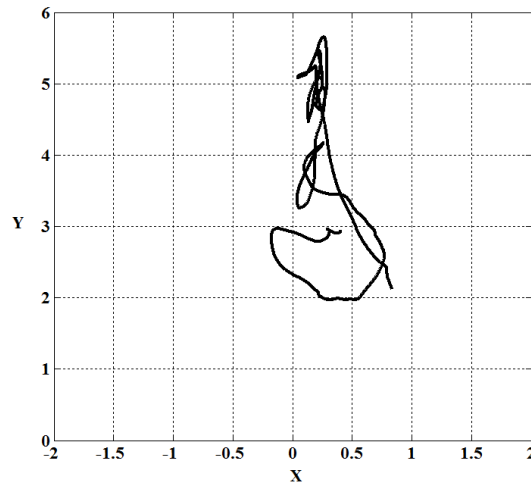


Abb. 15: Schwankungsweg des Centre of Pressure

Perturbationen von außen werden nicht provoziert. Der Nachteil dieser Tests liegt in der mangelnden Übertragbarkeit der Ergebnisse auf Alltagsbewegungen oder sportliche Bewegungen sowie Bewegungen in einer beruflichen Tätigkeit. Da die statische Posturographie nur dazu dient, das Gleichgewicht im Stand zu untersuchen, liefert die Gleichgewichtsmessung keine Informationen über das Gleichgewicht in der Dynamik. Diese können nur mithilfe der dynamischen Posturographie ermittelt werden.

### 2.7.3 Dynamische Posturographie

Bei der dynamischen Posturographie entsprechen der Messaufbau und die Durchführung denen der statischen Posturographie. Die dynamische Posturographie nutzt eine bewegliche Messplattform, mit der kippende Bewegungen um das Sprunggelenk oder translatorisch ausgelöst werden (Stoll et al., 2004). „Man unterscheidet je nach technischer Ausführung eine schnelle dynamische Posturographie von einer langsamen. Bei den langsamen Bewegungen wird die Standfläche  $1^\circ/\text{sec}$  bewegt. Für die Untersuchungen mit schnellen Bewegungen werden  $5^\circ/150 \text{ ms}$  gefordert“ (Stoll et al., 2004, S. 91). Das dynamische Gleichgewicht wird mithilfe von Eigen- und Fremdperturbationen untersucht. Die Eigenperturbationen werden durch die Schwankung des Probanden selbst hervorgerufen und ggf. durch eine kippende oder schwingende Platte verstärkt, Fremdperturbationen können auf die schwingende oder kippende Platte sowie auf den Probanden selbst einwirken (durch Druck oder Zug sowie durch Auslösung eines Zugmechanismus). Die ersten Untersuchungen zur dynamischen Posturographie wurden um das Jahr 1990 durchgeführt. Die Arbeitsgruppe Ledin, Kronhed, Möller und Möller (1990) prüfte die Probanden nicht nur in der statischen Haltung, sondern führte Bedingungen ein, die größere Schwankungen hervorrufen können, wie den Einbeinstand. Weitere Pertur-

bationen waren labile Untergründe (Schwesig, Fischer, Lauenroth, Becker & Leuchte, 2013; Boulgarides, McGinty, Willett & Barnes, 2003), Auslenkbewegungen am Körper, schwingend oder pendelnd gelagerte Untergründe (Chaudhry, Findley, Quigley, & Bukiet, 2004; Ferber-Viart, Ionescu, Morlet, Froehlich, Dubreuil, 2007; Alahmari, Marchetti, Sparto, Furman & Whitney, 2014) oder selbstinitiierte Perturbationen (Alsalaheen, Haines, Yorke & Broglio, 2015; Pickerill & Harter, 2011). Zur Messung des dynamischen Gleichgewichts wurden verschiedene kommerzielle Messsysteme entwickelt. Beispiele hierfür sind:

- Balance Master (NeuroCom)
- SMART EquiTest (NeuroCom)
- VertiGuard (VestiCure GmbH)

Der Sensory Organization Test (SOT, SMART EquiTest, NeuroCom) ist der am häufigsten genutzte dynamische Test zur Überprüfung des Gleichgewichtssystems. Die Probanden stehen bei diesem Test auf einer Messplattform und schauen in eine künstliche Umgebung. Der Untergrund und die Umgebung können sich entsprechend der Ausprägung der spontanen Körperschwankungen bewegen. Diese Mitbewegung des Untergrundes entzieht die somatosensorische Information. Durch das Schließen der Augen wird die Funktion des vestibulären Systems untersucht. Der Einfluss des visuellen Systems wird durch die Mitbewegung der künstlichen Umgebung entsprechend den spontanen Körperschwankungen untersucht (Timmann-Braun, 2012). Der SOT umfasst sechs verschiedene Tests über jeweils dreimal 20 Sec:

1. Augen auf, Untergrund und Umgebung bewegen sich nicht
2. Augen zu, Untergrund und Umgebung bewegen sich nicht
3. Augen auf, Untergrund bewegt sich nicht, Umgebung bewegt sich entsprechend den spontanen Körperschwankungen mit
4. Augen auf, Untergrund bewegt sich entsprechend den spontanen Körperschwankungen mit, Umgebung bewegt sich nicht
5. Augen zu, Untergrund bewegt sich entsprechend den spontanen Körperschwankungen mit, Umgebung bewegt sich nicht
6. Augen auf, Untergrund und Umgebung bewegen sich entsprechend den spontanen Körperschwankungen mit

Die Bedingungen 1 und 2 entsprechen den Standardbedingungen der statischen Posturographie (Timmann-Braun, 2012, S. 116). Die Erweiterung zur dynamischen Posturographie ergibt sich durch den Einsatz einer schwingenden Platte. Die zu diesem Thema veröffentlichten Studien werden in Kapitel 3.6 beschrieben.

#### **2.7.4 Sportmotorische Tests – Gleichgewichtsdagnostik**

Das Gleichgewicht wird von der Sportwissenschaft als Grundvoraussetzung für das Gehen, Laufen oder Stehen angesehen. Die Sportarten Schwebelbalkenturnen (kleine Unterstützungsfläche) oder Fußball (stabiles Stehen auf einem Bein) etwa stellen hohe Ansprüche an das Gleichgewicht, während die Sportarten Eiskunstlauf und Eishockey sowie Taekwondo zusätzlich Erfahrungen hinsichtlich der Einwirkung von Störgrößen (Körperchecks, Tritte) voraussetzen.

Die Komponenten des Gleichgewichts – das kontinuierliche, proaktive und reaktive Gleichgewicht – stellen wichtige Determinanten der sportlichen Leistung dar, die durch gezielte Trainingsmaßnahmen verbessert werden und tragen damit maßgeblich zum Trainings- und Wettkampferfolg in gleichgewichtsorientierten Sportarten wie dem Skilaufen oder Eiskunstlaufen sowie dem Gerätturnen bei.

„Bis ca. Mitte der 1980er Jahre existierten kaum Verfahren zur systematischen und kontrollierten Beurteilung des Körpergleichgewichts. Traditionellerweise wurde das Gleichgewicht mit dem *Romberg-Test* beurteilt, den Romberg bereits 1853 beschrieb“ (Steib, Streber & Pfeifer, 2017, S. 391). Beim Romberg-Test steht die Testperson beidbeinig mit nach vorn ausgestreckten Armen möglichst ruhig, die Beurteilung erfolgt subjektiv durch einen Untersuchungsleiter (Steib, Streber & Pfeifer, 2017). Die Testverfahren wurden seither weiterentwickelt und werden zum Teil mit speziellen Messgeräten durchgeführt.

Gleichgewichtstests im Sport sind sehr spezifisch oder in einen komplexen sportmotorischen Test eingebettet. Sportmotorische Tests (SMT) bauen auf Bewegungsaufgaben auf, deren Realisation auf den Ausprägungsgrad der zugrundeliegenden motorischen Fähigkeiten und Fertigkeiten schließen lässt. Das Gleichgewicht nimmt eine wichtige Stellung in der Liste der leistungsdeterminierenden Komponenten ein. Entsprechende Testaufgaben zum Gleichgewicht finden sich in folgenden sportmotorischen Tests:

- EUROFIT (van Mechelen, 1991)
- Motorik-Modul (Opper, Worth, Wagner & Bös, 2007)
- Körperkoordinationstest für Kinder (Kiphard & Schilling, 2007)
- Deutscher Motorik-Test (Bös & Schlenker, 2009)

Die in Tabelle 4 dargestellten Bewegungsaufgaben (Testitems) werden in den genannten sportmotorischen Tests verwendet, um die Koordination unter Präzisionsdruck (Neumaier & Mechling, 1997) oder das Gleichgewicht zu prüfen. Die Bewegungsaufgabe ist der *Einbeinstand* zum Test des statischen Gleichgewichts oder zur sensomotorischen Regulation bei Präzisionsaufgaben der unteren Extremitäten. Beim EUROFIT (van Mechelen, van Lier, Hlobil, Crolla, & Kemper, 1991) wird folgende Aufgabenstellung ausgeführt: Der Proband steht mit dem bevorzugten Bein 60 sec lang auf einer 3 cm breiten T-Schiene. Die Maßzahl für die Gleichgewichtsleistung sind die Bodenkontakte. Den Test *Balancieren rückwärts* beschreibt Bös (2009, S. 69) wie folgt: „In jeweils zwei gültigen Versuchen balanciert die Testperson rückwärts im Tandemgang über einen 6, 4, 5 oder 3 cm breiten Balken. [...] Gezählt werden die Anzahl der Schritte, bis es zum Bodenkontakt kommt. [...] Anschließend werden zwei gültige Versuche pro Balken bewertet. [...] [Der] Messwert ist die Summe aus allen sechs Versuchen.“ Die Objektivität wurde für dieses Item mit  $ICC_{obj} = .99$  (Bös et al., 2009) gemessen und die Reliabilität mit  $ICC_{tr} = .52$  bis  $.76$  (Bös et al., 2009, S. 398). Zum *monopedalen Überhüpfen* wurde in einer Studie eine Reliabilität von  $ICC_{tr} = .96$  ermittelt (Kiphard & Schilling, 2007). Zur Objektivität konnten keine Angaben gefunden werden.

Der sportmotorische Test *EUROFIT* zeigt, warum allgemeine sportmotorische Tests nicht zur Beurteilung der Gleichgewichtsfähigkeit geeignet sind. Die Reliabilität der Items wird mit  $ICC_{tr} = .68$  bis  $.84$  (Test-Retest-Reliabilität; MW der 9 Items:  $.77$ ) angegeben. Die Güte des Tests (Reliabilität)

reicht somit nicht aus, um spezifische Probleme im Gleichgewichtssystem aufzudecken oder eine Prozessdiagnostik durchzuführen (Engel, 2010 nach Bös, 2001).

Tab. 4: Bewegungsaufgaben zur Evaluierung der Koordination unter Präzisionsdruck und des Gleichgewichts

Item	Beschreibung	Reliabilität und Objektivität
<b>Balancieren rückwärts</b> (Kiphard & Schilling, 2007)	Rückwärts Balancieren im Tandemgang über Balken	ICC <sub>obj</sub> = .99 (Bös et al., 2009) ICC <sub>rr</sub> = .52 - .76 (Bös et al., 2009)
<b>Einbeinstand</b>	Einbeinstand mit offenen Augen (ca. 60 sec) T-Schiene	ICC <sub>obj</sub> = .99 (Bös et al., 2009) ICC <sub>rr</sub> = .96 (Bös et al., 2009); ICC <sub>rr</sub> = .92 (Tittelbach et al., 2005)
<b>Monopedales Hüpfen</b>	Einbeiniges Springen über eine oder mehrere Schaumstoffplatten	ICC <sub>rr</sub> = .96 (Kiphard & Schilling, 2007)

Das *Motorik-Modul* (Opper et al., 2007) beinhaltet zwei Items, die das Konstrukt des Gleichgewichts beschreiben sollen (Balancieren rückwärts, Einbeinstand).

Der *Körperkoordinationstest für Kinder* (Kiphard & Schilling, 2007) umfasst das Balancieren rückwärts und das monopedale Hüpfen. Die weiteren Tests wie das seitliche Hin- und Herspringen und das seitliche Umsetzen zielen nicht auf die Diagnostik des Gleichgewichts ab. Die Test-Retest-Reliabilität lag beim Deutschen Motorik-Test bei einem sehr hohen Wert (Zeitraum: 4 Wochen, n = 68) von ICC<sub>rr</sub> = .97 (Balancieren rückwärts: .80, monopedales Überhüpfen: .96, seitliches Hin- und Herspringen: .95, seitliches Umsetzen: .94) (Bös & Schlenker, 2009).

Die Güte der sportmotorischen Tests und der Einzelitems (Tab. 4) zum Gleichgewicht wird zwar als hoch bewertet, dennoch bleibt die Diagnostik des Gleichgewichts anhand der Einzelitems ungenügend, denn die Tests prüfen sehr aufgabenspezifisch. Die Einzelitems erfassen einzelne Facetten des Gleichgewichts. Im Gegensatz dazu diagnostizieren die Testreihen oder Testbatterien das Gleichgewicht unter Verwendung verschiedenster Testitems (homogene Testbatterien). Zu den Testbatterien gehören der Gleichgewichtstest Reha (Bös, Wydra & Karisch, 1992) das Balance Error Scoring System (Riemann et al., 1999), der Balance Evaluation Systems Test (Horak et al., 2009) und der Star Excursion Balance Test (Gray, 1995). Die Tests werden in Tabelle 5 hinsichtlich der Güte sowie der Vor- und Nachteile charakterisiert.

Der *Gleichgewichtstest Reha* gibt an, das Gleichgewicht in verschiedenen Facetten zu messen. Die Testbatterie erfasst die Gleichgewichtsleistung mithilfe verschiedener Items. Die Aufgaben können „sowohl von Patienten mit ausgesprochenen Gleichgewichtsstörungen als auch von Personen oder Sportlern ohne jede Störung bewältigt werden“ (Bös, Wydra & Karisch, 1992). Die von der Arbeitsgruppe Bös, Wydra und Karisch (1992) gemessene Objektivität des Gleichgewichtstests Reha beträgt .90. Die Reliabilitätsbestimmung ergab einen Test-Retest-Koeffizienten von .78. Der Test-Retest-Koeffizient ist unter Berücksichtigung der zweiseitigen Verteilung des Items als gut zu bewerten. Die interne Konsistenz nach Cronbachs Alpha beträgt .92 (n = 306) (Bös et al., 1992). Eine weitere Güteprüfung ist bei Steib, Streber und Pfeifer (2017) zu finden. Bös und Kollegen (1992) geben die Reliabilität des Tests mit rr = .94 bis .98 an und bewerten die interne Konsistenz mit .94 (Cronbachs- $\alpha$ ). Eine Übersicht über die nicht-apparativen, sportmotorischen Testverfahren hinsichtlich der Güte sowie Vor- und Nachteilen wird in Tabelle 5 gegeben. Die Güte des Gleichgewichts-

test Reha (GGT Bös, Wydra & Karisch, 1992) wird mit mittel bis hoch bewertet (Bös, Wydra & Karisch, 1992). Der Test kann in der sporttherapeutischen Praxis eingesetzt werden, um das Gleichgewicht des Probanden zu bewerten und Gleichgewichtsprobleme aufzudecken. Der Zeitaufwand ist im Gegensatz zum Raum- und Materialaufwand gering.

Tab. 5: Sportmotorische Tests zur Beurteilung des Gleichgewichts

Sport- motorischer Test	Items	Güte	Vor- und Nachteile	
			Pro	Contra
<b>Gleichgewichtstest Reha</b> (Bös, Wydra & Karisch, 1992)	18 Einzelitems - statisches Gleichgewicht (6 Items) - Dynamisches Gleichgewicht (6 Items) - Statisches Gleichgewicht unter erschwerten Bedingungen (6 Items)	ICC <sub>obj</sub> = .90. (Bös et al., 1992) ICC <sub>rr</sub> = .78 (Bös et al., 1992) ICC <sub>rr</sub> = .94 - .98 (Steib, Streber & Pfeifer, 2017) Crohnbachs- $\alpha$ = .92 (Bös et al., 1992) Crohnbachs- $\alpha$ = .94 (Steib, Streber & Pfeifer, 2017)	- Diagnostik des Gleichgewichts bei Sportlern möglich - geringer Zeitaufwand	- hoher Platz- und Materialaufwand
<b>Balance Error Scoring System</b> (Riemann, Guskiewicz & Shields, 1999)	Stehen auf festem und instabilem Untergrund (Schaumstoffkissen) - Bipedal - Monopedal (nicht-dominantes Bein) - Tandemstand	ICC <sub>rr</sub> = .70 ICC <sub>obj</sub> = .57-.85 (Ges.) ICC <sub>obj</sub> = .44-.96 (Subk.)	- ökonomisch - differenziert für verschiedene Anforderungsbedingungen - Diagnostik des Gleichgewichts bei Sportlern möglich	- eingeschränkte Testpopulation - erfahrene Untersucher notwendig
<b>Balance Evaluation Systems Test</b> (Horak et al., 2009)	36 Einzelitems - Biomech. Einschränkungen - Stabilitätslimits - Antizipatorische posturale Anpassungen - Posturale Reaktionen - Sensorische Orientierung - Stabilität im Gang	ICC <sub>rr</sub> $\geq$ .88 (Ges.) ICC <sub>rr</sub> = .63 - .87 (Subk.) ICC <sub>obj</sub> = .91 (Ges.) ICC <sub>obj</sub> = .79 - .96 (Subk.) (Leddy et al., 2011)	- differenziert für verschiedene Anforderungsbedingungen - geringer Raum- u. Materialbedarf - geringer Zeitaufwand	- nicht zur Messung von Sportlern geeignet (für klinisches Setting)
<b>Star Exkursion Balance Test</b> (Gray, 1995)	Dyn. Gleichgewicht Bewegung des freien Beins in acht verschiedene Richtungen	ICC <sub>rr</sub> = .67 - .96 (Subk.) ICC = .35 - .84 (TT1), .81 - .93 (TT2); sig. Lerneffekt vier von acht Richtungen (Hertel, 2000)	- verschiedene Settings (Sportler u. Patienten) - geringer Zeit- und Materialaufwand - dynamische Messung	- Testlernerfekt

Im Jahr 1999 entwickelten Riemann und Kollegen das *Balance Error Scoring System*. Der ökonomische Test besteht aus zwei verschiedenen Testsituationen. Das erste Item prüft die Testperson auf einem ebenen, festen Untergrund, im zweiten Test steht der Proband auf einem instabilen Untergrund (Schaumstoffkissen). Die Güte des Tests wird mit  $ICC_{tr} = .70$  bewertet (Test-Retest-Reliabilität), die Intertester-Reliabilität mit  $ICC_{obj} = .57$  bis  $.85$  für den Gesamtscore und mit  $ICC_{obj} = .44$  bis  $.96$  für die Teilkomponenten. Die Güte ist als mittel bis hoch einzuschätzen. Der Test prüft das statische und dynamische Gleichgewicht differenziert und in seinen Teilsystemen. Da der Schwierigkeitsgrad des Tests hoch ist, ist die Testpopulation auf junge, sportliche Personen beschränkt. Der Test muss von einem erfahrenen Untersuchungsleiter durchgeführt werden (Steib, Streber & Pfeifer, 2017).

Der *Balance Evaluation Systems Test* (Horak, 2009) umfasst 36 Einzelitems. Der Test ist sehr umfangreich und erfordert einen geringen Zeitaufwand. Der Test betrachtet verschiedene Teilsysteme der Gleichgewichtskontrolle, wie biomechanische Einschränkungen, Stabilitätslimits, antizipatorisch-posturale Anpassungen, posturale Reaktionen, die sensorische Orientierung sowie die Stabilität im Gang. Zur seiner Durchführung ist kein hoher Raum-, Zeit- oder Materialaufwand nötig. Die Testbatterie wurde nicht für Sportler konzipiert, sondern eignet sich zur ökonomischen Messung des Gleichgewichts im klinischen Alltag. Die Test-Retest-Reliabilität zeigte für den Gesamtscore eine Intraklassenkorrelation von  $ICC_{tr} \geq .88$  und  $.63$  bis  $ICC_{tr} = .87$  für die Subkategorien. Die Intertester-Reliabilität kann mit einem Wert von  $.91$  für den Gesamtscore und einer Intraklassenkorrelation von  $ICC_{tr} = .79$  bis  $.96$  für die Subkategorien als mittel bis hoch eingestuft werden (Steib, Streber & Pfeifer, 2017, S. 398 nach Leddy, Crouner & Earhart, 2011, S. 81).

Der *Star Excursion Balance Test* wurde von Gray (1995) entwickelt. Der Test misst das dynamische Gleichgewicht unter anderem während des Einbeinstandes. Zur Messung steht die Testperson mit dem rechten oder linken Bein auf dem Boden. Das kontralaterale Bein wird in verschiedene Richtungen bewegt, ohne das Gleichgewicht zu verlieren und das Bein auf dem Boden abzusetzen. Ursprünglich wurden acht Bewegungsrichtungen ausgeführt. Da diese aber eine erhebliche Redundanz aufwiesen, wurden die Bewegungsrichtungen auf drei Hauptbewegungen beschränkt. Gemessen werden nunmehr jeweils sechs Mal die Richtungen „anterior“ sowie „postero-medial“ und „postero-lateral“. Zum Ausschluss von Seitendifferenzen werden beide Körperseiten untersucht und miteinander verglichen. Die Übungen lassen sich mit den oberen und unteren Extremitäten ausführen. Zur Messung der Bewegungen der oberen Extremitäten wird der Oberkörper in der Liegestützposition auf der Testbox abgestützt und der kontralaterale Arm in die Richtungen „medial“ (drei Uhr), „superior-lateral“ (elf Uhr) und „inferior-lateral“ (sieben Uhr) bewegt. Die Testgüte ist hoch. Die Test-Retest-Reliabilität wird mit  $ICC_{tr} = .67$  bis  $.96$  für die Einzelrichtungen bewertet. Bei einer Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse wurde eine Test-Retest-Reliabilität von  $ICC_{tr} = .35$  bis  $.84$  für den ersten Testtag und von  $ICC_{tr} = .81$  bis  $.93$  für den zweiten Testtag ermittelt. In vier der acht Richtungen wurde ein signifikanter Lerneffekt festgestellt (Hertel, 2000). Aufgrund dieses Lerneffekts muss eine Mindestanzahl von vier Messwiederholungen (Robinson & Gribble, 2008) durchgeführt werden, um einen verlässlichen Testwert zu erhalten.

Die Bewertung nach den Gütekriterien zeigt bei den Testbatterien ein wesentlich besseres Ergebnis als bei den einzelnen Items der sportmotorischen Tests. Insgesamt ist die Güte dieser Testreihen oder Testbatterien zur Evaluation des Gleichgewichts aber geringer zu bewerten als die Genauigkeit



der instrumentellen Erfassung (Bös, Wydra & Karisch, 1992). Die sportmotorischen Tests sind ökonomisch und lassen sich mit einfachen Mitteln und in kurzer Zeit durchführen. Die Prozessdiagnostik ist mit Hilfe sportmotorischer Tests jedoch nicht möglich. Trotz der hohen Güte sind die Tests abhängig vom Testleiter. Auf die Güte der instrumentellen Gleichgewichtstests wird in Kapitel 3 eingegangen.

### 3 Forschungsstand

Kapitel 3 bildet den aktuellen Forschungsstand zu den verschiedenen Möglichkeiten der Posturographie ab. In Kapitel 3.1 wird auf die Parameter zur Gleichgewichtsdiagnostik eingegangen. Kapitel 3.2 stellt im Anschluss Studien vor, die den interpersonellen Vergleich durch posturographische Untersuchungen vornehmen. Die Studienlage zur Reproduzierbarkeit und zur Reliabilität wird in Kapitel 3.3 und 3.4 beschrieben. Die Kapitel 3.3 und 3.4 sind jeweils nach den Formen der posturographischen Messung (statisch und dynamisch) aufgeteilt.

#### 3.1 Parameter der Gleichgewichtsdiagnostik

In der vorliegenden Arbeit werden aufgrund messmethodischer Aspekte folgende vier Kategorien von posturographischen Parametern unterschieden:

1. Kraftverteilung über vier unabhängige 1D-Kraftsensoren
2. Centre-of-Pressure-Parameter (COP-Parameter)
3. Kinematische Parameter
4. Frequenzparameter (Frequenzanalyse der Körperschwankung)

Die Kraftverteilung kann durch vier unabhängige 1D-Kraftsensoren oder mithilfe piezoelektrischer Kraftmessplatten bestimmt werden. Kinematische Parameter werden mittels der Daten aus Videoaufnahmen oder einem 3D-Kamerasystem berechnet. Die Frequenzparameter lassen sich aus den drei verschiedenen Informationen (Kraftverteilungsparameter, COP-Parameter, Kinematische Parameter) berechnen, indem das Signal mithilfe einer Fast-Fourier-Transformation (FFT) analysiert wird. Aus deren Daten werden Parameter wie die Leistungsdichte in einem bestimmten Frequenzband errechnet. Die Leistungsdichte in einem Frequenzband gibt an, wie häufig Schwankungen in einem Frequenzbereich liegen. Bei einem Anstieg der Frequenz nimmt die Leistungsdichte in den höheren Frequenzbändern zu. Die einzelnen Frequenzbänder geben nach Schwesig (2006) einen Hinweis darauf, welches der Gleichgewichtssysteme dominant an der Schwankung des Probanden beteiligt ist [0.03-0.1 Hz (F 1) = visuelles und nigrostriatales System; 0.1-0.5 Hz (F 2-4) = peripher-vestibuläres System; 0.5-1.0 Hz (F 5-6) = somatosensorisches System; 1.0 Hz und höher (F 7-8) = cerebelläres System]. In Untersuchungen zu posturographischen Verfahren wurden für die statische und dynamische Posturographie verschiedene Parameter verwendet. Die am häufigsten genutzten Parameter wurden durch eine Literatursichtung identifiziert. Baratto, Morasso, Re und Spada (2002) beschreiben eine Einteilung der Parameter von Gagey (1995), der nach globalen und strukturellen posturographischen Parametern unterscheidet. Die globalen Parameter werden wiederum in zeitabhängige und frequenzabhängige Parameter unterteilt. Die globalen zeitabhängigen Parameter sind jene wie die Länge des Schwankungsweges oder die Größe der Schwankungsfläche, während die frequenzabhängigen Parameter die verschiedenen Frequenzbänder wiedergeben, die durch die FFT der Schwankung berechnet werden. Die strukturellen Parameter werden in Diffusionsplot- und Schwankungsdichteplot-Parameter unterschieden. Erstere beschreiben die Varianz einer Kurve an einem kritischen Punkt, letztere den Mittelwert einer Population über die Höhepunkte einer Schwankungsdichte-Kurve (Baratto et al., 2002). Eine ausführliche Beschreibung der globalen und strukturellen Parameter ist der Abhandlung von Baratto und Kollegen (2002) zu entnehmen. Auf eine Darstellung aller Parameter wird hier verzichtet, da dies den Rahmen des Kapitels sprengen

würde. In diesem Kapitel werden Parameter beschrieben, die auf Grundlage der verwendeten Messsysteme (Kapitel 2.4) entstanden sind.

Die Kraftverteilung über vier unabhängige 1D-Kraftsensoren wird als Parameter auf Grundlage der Daten des Interaktiven Balancesystems (Sunlight Medical Ltd., Israel) berechnet. Die COP-Parameter entstammen der Analyse der Daten der piezoelektrischen Kraftmessplatten. Kinematische Parameter werden unter Verwendung der Daten der 3D-Kinematikanalysen berechnet. Frequenzparameter können mithilfe einer FFT aus den Daten der Kraftverteilung, den COP-Parametern oder den kinematischen Parametern bestimmt werden.

### *Statische Posturographie*

Zur statischen Posturographie werden COP-Parameter der folgenden sechs Kategorien verwendet:

1. *Distanzparameter* beschreiben die Länge des Schwankungsweges des COP. Flächenparameter verbinden die äußeren Punkte des Schwankungsweges zu einer Fläche.
2. *Positionsparameter* zeigen die mittlere Position des COP bezogen auf die x- oder y-Richtung der Schwankung.
3. *Verteilungsparameter* stellen die Streuung (Standardabweichung) der Schwankungsamplitude dar.
4. *Vektorparameter* teilen die Schwankungsfläche in verschiedene Richtungen auf und beschreiben die häufigste Abweichung in eine Richtung.
5. *Beschleunigungsparameter* werden aufgrund der Daten von Beschleunigungssensoren am Körper des Probanden (oder der Grundplatte des Posturomeds) berechnet.
6. *Kinematische Parameter* wurden in den durchgeführten Studien bisher weitgehend außer Acht gelassen. Die kinematischen Parameter können aus den Positionsdaten der Marker aus der 3D-Analyse berechnet werden.

In Untersuchungen der statischen Posturographie (Pinsault, Fleury, Virone, Bouvier, Vaillant & Vuillerme 2008; Bauer, Gröger, Rupprecht & Gassmann, 2008; Carpenter et al., 2000 usw.) wurden vorwiegend der Root Mean Square (RMS) der Schwankung, die Schwankungsfläche, die mittlere Fläche, die Standardabweichung der Schwankung, die Schwankungsgeschwindigkeit und die mittlere Geschwindigkeit der Schwankung berechnet (Distanz- und Verteilungsparameter; Ruhe, Fejer & Walker, 2010). In Studien zur Posturographie unter Verwendung von vier 1D-Kraftsensoren erfolgte eine Berechnung des Parameters Stabilitätsindex (ST), des Gewichtsverteilungsparameters Weight-Distribution-Index (WDI) und verschiedener Korrelationen zwischen den Einzelplatten (Synchronisationsparameter; Schwesig, 2006).

### *Dynamische Posturographie*

Zur Bewertung der dynamischen Posturographie müssen zwei Formen unterschieden werden: zunächst jene Parameter, die mithilfe des Signals einer kippenden oder schwingenden Grundplatte berechnet werden. Hierzu gehören der Equilibrium Score (ES), Strategy Score (SS) und der Composite Score (CS), des Sensory Organization Test (Beschreibung in Kap. 2.6.4). Der ES vergleicht die antero-posteriore Schwankung (A-P-Schwankung) des Probanden mit der theoretischen Schwankungsstabilität innerhalb von  $12.5^\circ$ . Der SS quantifiziert die Bewegungen, die durch die Fußgelenke oder durch die Hüfte realisiert werden (Fuß- oder Hüftgelenksstrategie). Diese Parameter werden

nicht weiter in den Blick genommen, denn in der vorliegenden Arbeit wird keine kippende Platte verwendet. Zur Quantifizierung der Bewegungen einer schwingenden Platte oder der Bewegungen des Probanden darauf können die gleichen Parameter genutzt werden wie bei der statischen Posturographie. Bei einer dynamischen Analyse ist die Beschleunigung der schwingenden Platte relevant. Die Bewegungen von Teilmassen oder Markern stellen eine wichtige Größe dar, diese können durch ein 3D-Kamerasystem ermittelt werden.

### **3.2 Vergleich der Gleichgewichtsleistung von Sportartengruppen anhand posturographischer Messungen**

In Kapitel 3.2 wird der Forschungsstand zu den Differenzen in posturographischen Messungen aufgrund der Zugehörigkeit zu einer Sportartengruppe oder Ungleichheiten der Gleichgewichtsleistung durch die unterschiedlich hohe sportliche Aktivität der Probanden aufgezeigt. Begonnen wird mit einer Darstellung des Suchalgorithmus und einer Aufstellung der gefundenen Studien. Diese werden einzeln beschrieben und in einem Gesamtfazit bewertet.

Die in den folgenden Abschnitten dargestellten literarischen Belege wurden nach einem einheitlichen Suchverfahren ermittelt. Zur Literatursuche dienten die Datenbanken Google Scholar, PubMed und die nationale Datenbank SURF. Die Studien wurden in die Literaturübersicht aufgenommen, wenn die Publikation nach dem Jahr 2000 veröffentlicht wurden, da in diesem Fall gewährleistet ist, dass die Messtechnik neuesten Standards entspricht. Mit den Suchergebnissen zu den Unterschieden zwischen verschiedenen Probandengruppen im Test unter Verwendung des Interaktiven Balance-systems wurde ein Flow-Chart erstellt. Die Darstellung in Abbildung 16 (S. 57) dient als Beispiel für die übrigen Literatursuchen. Neben der Suche anhand des speziellen Suchalgorithmus wurde händisch in den Literaturverzeichnissen der identifizierten Artikel gesucht. Für jeden Abschnitt (statische und dynamische Posturographie usw.) erfolgte eine separate Literatursuche. Die Ergebnisse werden nach dem Publikationsdatum geordnet dargestellt. Die Studien im Zusammenhang mit dem Unterschied in der Gleichgewichtsleistung zwischen Sportlern und sportlich inaktiven Probanden werden nach Sportart zusammengefasst beschrieben und die Studien zur Reproduzierbarkeit und Reliabilität chronologisch nach dem Publikationsdatum erörtert.

#### *Statische Posturographie*

Zur Identifizierung von Studien zur statischen Posturographie (Kraftmessplatten) und den Unterschieden zwischen verschiedenen Sportartengruppen wurde auf die tabellarische Darstellung der Übersichtsarbeit von Kiers, van Dieën, Dekkers, Wittink & Vanhees (2013, S. 1178-1180) zurückgegriffen. Die Studien werden in der Arbeit als hochwertig bewertet. Die Aufstellung wurde durch zwei Studien aus den Literaturangaben der Übersichtsarbeit ergänzt. Für die Suche zur statischen Posturographie unter Verwendung von Kraftmessplatten wird kein Flow-Chart erstellt, denn die Studien wurden aus der Übersichtsarbeit von Kiers und Kollegen (2013) übernommen (Tab. 6). Interpersonelle Vergleiche im Zusammenhang mit der Posturographie werden häufig aufgrund altersbedingter Unterschiede gezogen. In dieser Dissertation stehen hingegen die Unterschiede zwischen sportiven und nicht-sportiven Personen im Vordergrund; zudem wird ein Vergleich zwischen Sportartengruppen gezogen. Der folgende Abschnitt widmet sich Studien zur Gegenüberstellung von sportiven und nicht sportiven Personen sowie von Sportartengruppen bei den verschiedenen Ar-

ten der Posturographie. Insgesamt können Unterschiede bei der statischen Posturographie durch die ausgeführte Sportart und die sportliche Aktivität festgestellt werden.

*Gerätturner und Tänzer* erbringen in den Testbedingungen auf der Kraftmessplatte deutlich höhere Leistungen als andere Sportartengruppen (Vuillerme et al., 2001; Gerbino Griffin & Zurakowski, 2006). Die Studien zur Gleichgewichtsleistung bei verschiedenen Sportartengruppen sowie inaktiven und sportlich aktiven Probanden werden in Tabelle 6 dargestellt. In der Studie von Arkov und Kollegen (2008) wird eine Abstufung der Sportarten nach der Leistung in der statischen Posturographie vorgenommen. Die Unterschiede sind nach den Autoren auf die ansteigenden Gravitationseffekte zurückzuführen. Wasserballspieler haben die geringsten Anforderungen an das Gleichgewichtssystem. Zwischen Schwimmern und Wasserballspielern konnten keine Unterschiede festgestellt werden, diese ergeben sich jedoch beim Vergleich mit Surfern (Chapman, Needham, Allison, Lay & Edward, 2007).

*Gewehrschützen* auf internationalem und olympischem Niveau zeigen nach den Studien von Kontinen, Lyytinen und Era (1999) sowie Su, Wu und Lee (2000) eine geringere Schwankung und höhere Stabilität als eine Kontrollgruppe<sup>4</sup>.

Tab. 6: Studien zu interpersonellen Leistungsvergleichen durch Messungen mit Kraftmessplatten

<b>Autor</b>	<b>Sportarten und sportliche Aktivitäten</b>	<b>Standpositionen</b>	<b>Ergebnisse</b>
Kontinen et al. (1999)	Sportschützen	Schussposition	Profi-Sportschützen geringere Schwankungen
Su et al. (2000)	Sportschützen	BAo, BAg	Schützen bessere Stabilität als Untrainierte
Vuillerme et al. (2001)	Gerätturner, Kontrolle	BAo, ELAo, ELSAo	Ansteigende Schwierigkeit der Aufgaben; geschlossene Augen Gerätturner sig. bessere Leistung ( $p < .05$ )
Noé et al. (2005)	Skifahrer	BAo, BAg	Skifahrer nationales Level Vorteile
Gerbino et al. (2006)	Fußballspieler, Tänzer	BAo, BAg, BSAo und nach einer Landung (Sprung u. Gewichtsverteilung)	Sig. Unterschiede offenen Augen, Schaumstoff u. bei Wechsel Gewichtsverteilung
Chapman et al. (2007)	Surfer, Schwimmer, Wasserballspieler, Kontrollgruppe	BAo, BAg, BAgKh	Standardschwankungsparameter differenzieren nicht (Surfer u. Kontrollgruppe)
Arkov et al. (2008)	Biathleten, Rennbootpiloten, Judokas, Wasserballspieler	BAo, BAg	Biathleten < Judokas < Rennbootpiloten < Wasserballspieler
Agostini et al. (2013)	Volleyballer und Kontrollgruppe	BAo, BAg, schnelle u. langsame Kopfdrehungen	Volleyballer sig. höhere Leistung

<sup>4</sup> Die Kontrollgruppe stellt in der vorliegenden Dissertation keine echte Kontrollgruppe im Sinne der Vergleichbarkeit der Probanden dar, sondern eine Kohorte, die im Gegensatz zu den Sportlern eine geringe sportliche Aktivität aufweist.

Noé und Paillard (2005) postulieren, dass *Skifahrer* mit nationaler Ausbildungsstufe gegenüber jenen mit regionaler Ausbildungsstufe deutliche Vorteile im Gleichgewicht aufweisen. Agostini, Chiramello, Canavese, Bredariol und Knaflitz (2013) untersuchten *Volleyballspieler* und eine Kontrollgruppe mit den Standpositionen BAO und BAg (beidbeiniger Stand mit offenen und geschlossenen Augen) sowie schnellen und langsamen Kopfdrehungen. Die Autoren konnten signifikante Unterschiede hinsichtlich der Schwankungsfläche, des RMS sowie der minimalen und maximalen Auslenkung ( $p \geq .05$ ) feststellen. Unterschiede hinsichtlich der Schwankungsgeschwindigkeit zwischen den beiden Gruppen bestanden nicht. Die untersuchten Volleyballer zeigten insgesamt höhere Leistungen hinsichtlich des Gleichgewichts als die Kontrollgruppe. Die Studien zum Vergleich anhand von Messungen mit Kraftmessplatten postulieren zum einen, dass Aktive oder Sportler eine höhere Gleichgewichtsleistung zeigen als sportlich *inaktive Probanden*. Zum anderen weisen Sportler aus Sportarten, die eine höhere Anforderung an das Gleichgewichtssystem stellen, eine höhere Gleichgewichtsleistung auf (Arkov et al., 2008).

Zur Identifizierung von Artikeln zu Unterschieden in der Gleichgewichtsleistung zwischen Sportlern und sportlich inaktiven Personen sowie zwischen Sportlern verschiedener Sportarten, die durch das Interaktive Balancesystem<sup>5</sup> ermittelt wurden, wurde der Suchalgorithmus „(tetrax system) AND (players OR sports OR sport)“ genutzt. Durch die Literatursuche konnten insgesamt 442 Studien identifiziert werden, zusätzliche Artikel (aus Literaturverzeichnissen) wurden nicht eingeschlossen. In der Datenbank Medline/PubMed fanden sich zum Suchbegriff fünf Studien, auf Google Scholar 421 und auf SURF drei Artikel. Nach einer Sichtung der Titel wurden neun Studien als relevant in die weitere Bearbeitung aufgenommen. Drei Studien waren Doppelungen. Als Ergebnis der Begutachtung der Studienabstracts wurden vier der neun Studien übernommen und im Forschungsstand dargestellt (Tab. 7). Die ausgeschlossenen Studien zeigten keine Spezifik in Bezug auf die hier interessierende Thematik. Die Systematik der Literatursuche wird in Abbildung 20 dargestellt.

Zur statischen Posturographie unter Verwendung des Interaktiven Balancesystems veröffentlichten Alpini, Mattei, Schlecht und Kohen-Raz (2008) eine Studie, in der die Autoren *Eiskunstläuferinnen* und eine Kontrollgruppe untersuchten. In unterschiedlichen Standpositionen (BAO, BAg, BSAO, BSAg) konnten Unterschiede beim Stabilitätsindex ( $p = .10$ ) und Weight-Distribution-Index festgestellt werden. Eiskunstläuferinnen zeigten einen geringeren Weight-Distribution-Index beim bipedalen Stand auf einem Schaumstoffkissen und einen größeren Weight-Distribution-Index bei der Testbedingung ohne Schaumstoffkissen ( $p < .05$ ). Die Ergebnisse der Studie sprechen für eine höhere Leistung der Somatosensorik bei Eiskunstläuferinnen. Erklären lässt sich dieses Phänomen möglicherweise mit der Charakteristik der Sportart. Die verzögerte Wahrnehmung von Druck an der Fußsohle ist charakteristisch für die Sportarten Eiskunstlauf und Eishockey. Für das F1-Frequenzband (0.01-0.1 Hz) konnten signifikante Unterschiede gefunden werden. Die Aktivität war bei den Eiskunstläuferinnen deutlich höher als bei der Kontrollgruppe ( $p < .05$ ). Zhang, Ishikawa-Takata, Hideo, Yamazaki, Morita & Ohta (2008) konnten in ihrer Studie zeigen, dass *Tänzer* im Alter von 60 Jahren und älter eine bessere posturale Stabilität und kürzere Beinreaktionszeiten aufwiesen als eine Kontrollgruppe im gleichen Alter. In der Studie wurden unterschiedliche Standpositionen mit verschiedenen Kopfneigungen (vor, zurück, rechts, links) getestet.

---

<sup>5</sup> Das Interaktive Balancesystem wird im Suchalgorithmus als „tetrax system“ bezeichnet, weil diese Bezeichnung für das Messsystem eine höhere Zahl an Treffern liefert.

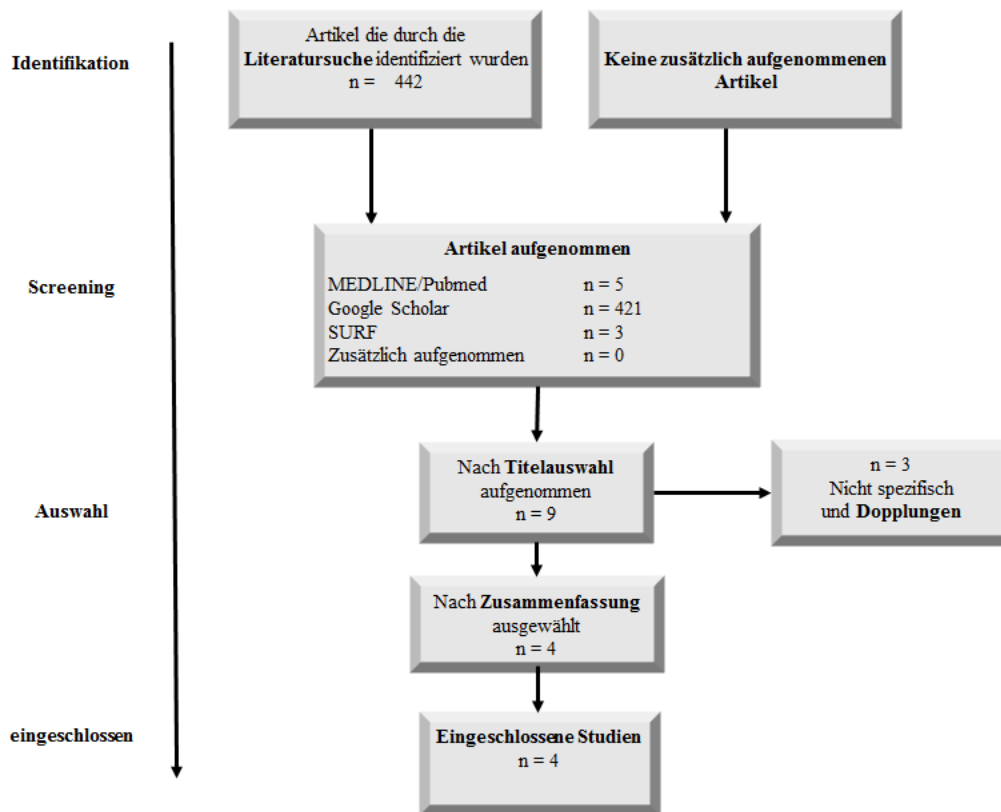


Abb. 16: PRISMA-Flowchart ([www.prisma-statement.org](http://www.prisma-statement.org)) zur Literatursuche zur statischen Posturographie mit dem Interaktive-Balance-System und interpersonellen Leistungsunterschieden zwischen Sportlern und sportlich inaktiven Personen sowie zwischen verschiedenen Sportartengruppen

Die Arbeitsgruppe um Schwesig (2009) untersuchte *Handballer, Gerätturner, Schwimmer, Sportschützen* und eine Kontrollgruppe (Nichtsportler) mit Kopfdrehungen in vier Richtungen. Sportschützen zeigten hierbei in den Frequenzbändern F1 ( $p = .003$ ), F2 - 4 ( $p < .01$ ) und F7 - 8 ( $p = .002$ ) sowie beim Stabilitätsindex ( $p = .002$ ) eine signifikant niedrigere Leistungsdichte und höhere Stabilität im Vergleich zu den übrigen Sportlern. Die spektrale Leistungsdichte der Frequenz oder des Frequenzbandes gibt beim Interaktiven Balancesystem an, wie groß der Anteil des Signals im Bereich des Frequenzbandes ist. Das Frequenzband kennzeichnet hingegen, mit welcher Frequenz der Proband schwankt. Gerätturner stellten im Parameter Synchronisation die leistungsfähigste Kohorte ( $p = .002$ ).

Eine weitere Studie der Arbeitsgruppe Steinberg (2016) untersuchte *Basketballer, Fußballspieler* und *Leichtathleten* (Sprinter und Springer) gegenüber einer Kontrollgruppe. Die Sportler zeigten eine signifikant bessere Stabilität gegenüber der Kontrollgruppe mit einer deutlich niedrigeren Frequenz. Bei der statischen Posturographie zeigte sich, dass die Ausübung von Sportarten wie dem Sportschießen (Haltung als leistungslimitierendes Merkmal) einen Vorteil bergen kann. Gerätturner oder Sportler aus Sportarten mit einer hohen Anforderung an das somatosensorische System (wie das Eiskunstlaufen) zeigen höhere Leistungen gegenüber Sportlern aus anderen Sportarten.

Tab. 7: Studien zu interpersonellen Leistungsvergleichen durch Messungen mit dem Interaktiven-Balance-System

Autoren	Sportarten und sportliche Aktivitäten	Standpositionen	Ergebnisse
Alpini et al. (2008)	Eiskunstläuferinnen, Kontrollgruppe	BAo, BA <sub>g</sub> , BSAo, BSA <sub>g</sub>	N. sig. Unterschiede (p = .10); Eiskunstläuferinnen geringerer WDI (BSAo); größerer WDI ohne Schaumstoff (p < .05); F1-Frequenzband sig. höher
Zhang et al. (2008)	Tänzer, Kontrollgruppe (Ältere)	BAo, BA <sub>g</sub>	Tänzer (≤ 60 Jahre) höhere posturale Stabilität, schnellere Beinreaktionszeiten
Schwesig et al. (2009)	Handballer, Gerätturner, Schwimmer, Sportschützen, Kontrollgruppe (Nichtsportler)	Romberg-Tests	Sportschützen sig. niedrigere Power u. höhere Stabilität; Gerätturner in Synchronisation leistungsfähigste Kohorte (p = .002)
Steinberg et al. (2016)	Basketball, Fußball, Leichtathletik (Sprinter, Springer), Kontrollgruppe	BAo, BA <sub>g</sub> , BSAo, BSA <sub>g</sub>	Sig. bessere Stabilität Sportler; Kontrollgruppe niedrigere Frequenz

Zudem sind Sportler sportlich inaktiven Probanden überlegen. In den Studien wurde festgestellt, dass Sportler sich hinsichtlich der Schwankungsfrequenz von der Kontrollgruppe unterscheiden (Alpin et al., 2008; Schwesig, Kluttig, Leuchte, Becker, Schmidt & Esperer, 2009; Steinberg et al., 2016).

### *Dynamische Posturographie*

Zur Identifizierung von Studien zum Leistungsvergleich durch die dynamische Posturographie oder durch die Messung mit dem Sensory Organization Test wurde der Suchbegriff „(sensory organization test OR equitest) OR dynamic posturography) AND (sport OR sports)“ genutzt. Die Literatursuche lieferte insgesamt 2895 Treffer. Dabei wurden durch die Suche in Google Scholar 2700 Artikel, bei Medline/PubMed 192 Literaturstellen und in der Datenbank SURF drei Veröffentlichungen identifiziert. 17 Artikel konnten nach der Titelsichtung als spezifisch erkannt werden. Die hohe Zahl identifizierter Studien ist auf die weite Verbreitung des Sensory Organization Tests zurückzuführen. Die Studien beschreiben Untersuchungen im Zusammenhang mit dem Messsystem und sportlicher Aktivität, die jedoch keine Vergleiche zwischen Sportlern verschiedener Sportarten ziehen. Neun der identifizierten Artikel waren Doppelungen oder nicht spezifisch. Durch die Sichtung der Zusammenfassungen wurden keine weiteren Artikel ausgeschlossen und acht Studien weiter in den Blick genommen (Tab. 8).

Der Vergleich von Sportlern und untrainierten Personen zeigt beim Sensory Organization Test in-differente Ergebnisse. In der Studie von Golomer und Depui (2000) ergaben sich keine Unterschiede zwischen *Tänzern* und untrainierten Personen. Kritiyakiarana und Jongkamonwiwat (2016) untersuchten Tänzer und eine Kontrollgruppe mit dynamischen Kopfbewegungen in vier Richtungen mit einem modifizierten Sensory Organization Test (mSOT). Die Arbeitsgruppe konnte signifikante Unterschiede zwischen beiden Gruppen feststellen, diese beziehen sich auf die erschwerten Tests.



Tab. 8: Studien zu interpersonellen Leistungsvergleichen durch Messungen mit dem Equitest

Autoren	Sportarten und sportliche Aktivitäten	Standpositionen	Ergebnisse
Golomer et al. (2000)	Tänzer, Kontrollgruppe	Wippe, bipedaler Stand	N. sig.
Tsang et al. (2004)	Tai-Chi-Sportler, Kontrollgruppe	SOT	Tai-Chi-Sportler sig. höhere Gleichgewichtsleistung
Simmons et al. (2005)	Balletttänzer, Kontrollgruppe	SOT	Sig. Unterschiede
Clark et al. (2008)	Sportler (Football, Fußball und Lacrosse), Kontrollgruppe	SOT, DHT-SOT (Kopfbewegungen)	Sig. Unterschiede DHT-SOT N. sig. Standardprotokoll SOT
Gao et al. (2011)	Golfer, Kontrollgruppe	SOT	Golfer höhere Leistung im visuellen u. vestibulären Verhältnis
Fong et al. (2014)	Taekwondo-Kämpfer, Tennisspieler, Kontrollgruppe	SOT	Erwachsene Tennisspieler besserer visueller Sinn TKD-Kämpfer bessere Stabilität
Krityakiarana et al. (2016)	Tänzer, Kontrollgruppe	mSOT, dynamische Kopfbewegungen	Sig. Unterschiede (erschwerte Bedingungen) N. sig. bei BAo
Chow et al. (2016)	Rugby-Spieler, Kontrollgruppe	SOT	Amateur-Rugby-Spieler schlechtere Leistung und Strategie

Im Test mit offenen Augen und keiner weiteren Manipulation bestanden keine signifikanten Unterschiede. Bei Simmons (2005) waren Tänzer der Kontrollgruppe in jenen Tests überlegen, in denen die visuelle Wahrnehmung getestet wurde (Test 4 - 6). Clark und Iltis (2008) konnten Unterschiede bei zusätzlichen Kopfdrehungen feststellen, jedoch keine signifikanten Differenzen beim Standardprotokoll des SOT.

Tsang und Kollegen (2004) untersuchten *Tai-Chi-Sportler* und stellten fest, dass das langwährende Praktizieren von Tai-Chi-Übungen das Gleichgewicht bei älteren Menschen verbessert. Die visuelle und vestibuläre Information wird von den Sportlern stärker gewichtet. Ältere Tai-Chi-Praktizierende zeigten das gleiche Niveau hinsichtlich der Gleichgewichtsleistung wie junge gesunde Probanden, wenn die somatosensorischen, visuellen und vestibulären Bedingungen erschwert wurden. Fong, Chung, Ng, Ma, Chow & Tsang (2014) konnten zeigen, dass *Tennisspieler* bessere Ergebnisse im SOT erzielten als die Studienteilnehmer der Kontrollgruppe ( $p = .005$ ). Das Ergebnis gilt für die Bedingung mit visuellem Feedback. *TKD Praktizierende* wiederum wiesen eine langsamere Reaktion auf als die Kontrollgruppenteilnehmer ( $p = .039$ ). Im Gesamtscore des Tests konnten keine Unterschiede ( $p > .05$ ; somatosensorisches oder vestibuläres Verhältnis) zwischen den Gruppen gefunden werden. Die Tennisspieler schwankten weniger, wenn sie sich stärker auf den visuellen Input konzentrierten, um das Gleichgewicht zu halten. Die TKD-Kämpfer konnten gegenüber den anderen Gruppen stabiler auf einem Bein stehen.

Gao, Hui-Chan und Tsang (2011) untersuchten *Golfer* im Vergleich mit einer Kontrollgruppe hinsichtlich der Gleichgewichtsleistung im SOT. In dieser Studie konnten die Golfer bessere Ergebnisse bei der Manipulation der visuellen und der vestibulären, nicht aber bei Änderung der somatosensorischen Information erreichen. Die einzige Studie, die einen negativen Zusammenhang zwischen dem Ausführen einer Sportart und der Gleichgewichtsleistung fand, war jene von Chow, Fong, Chung, Chung, Ma und Macfarlane (2016).

In der Studie von Chow und Kollegen (2016) wurde die Gleichgewichtsleistung im SOT von 45 *Rugbyspielern* mit der von 41 gesunden, aktiven Probanden verglichen. Die Rugbyspieler erreichten einen um 1.99 bis 54.90 % geringeren SOT-Strategiescore als die Kontrollgruppe ( $p \leq .05$ ). Der Balance Score war in der Rugby-Gruppe um 10.6 bis 14.29 % niedriger als in der Kontrollgruppe ( $p \leq .05$ ). Nach Berücksichtigung von Alter, Geschlecht und Body-Mass-Index wurde nur die Dauer des Rugby-Trainings (in Jahren) unabhängig mit dem SOT-6-Strategiescore assoziiert, was 15.7 % der Varianz erklärt ( $p = .006$ ).

Die Ergebnisse zum Vergleich zwischen Sportlern und sportlich inaktiven Probanden sowie zwischen Probanden verschiedener Sportarten sind inkonsistent. Unterschiede können auf die verschiedenen somatosensorischen Anforderungen der Sportarten zurückgeführt werden. Bei Sportarten wie dem Tanzen oder dem Eiskunstlaufen scheint besonderer Wert auf der Information aus somatosensorischer Wahrnehmung zu liegen. Beim Gerätturnen ist die somatosensorische oder vestibuläre Information wichtiger als die visuelle, denn bei rotatorischen Bewegungen oder bei Gleichgewichtsübungen auf kleinen Unterstützungsflächen wie dem Schwebebalken scheinen diese Systeme stärker ins Gewicht zu fallen. Die Kampfsportarten oder Kampfkünste Taekwondo und Tai-Chi zeichnen sich durch unipedalen Standpositionen und durch den Fokus auf einem sicheren Stand auf verschiedenen Untergründen aus. Die Ausnahme bildet Rugby als eine Sportart mit vielen Richtungswechseln und Ausgleichsbewegungen. Auf Basis einer Studie kann jedoch keine allgemeingültige Aussage für diese Sportart getroffen werden. Ein möglicher Faktor, der zu einer geringeren Gleichgewichtsleistung gegenüber der Kontrollgruppe geführt haben kann, sind Verletzungen, welche die Funktion des Gleichgewichtssystems beeinflussen. Über Unterschiede zwischen der statischen und dynamischen Posturographie bei verschiedenen Sportarten können aufgrund fehlender Studienergebnisse keine Aussagen getätigt werden.

Zum interpersonellen Vergleich oder dem von Sportartengruppen wurden keine Studien gefunden, die das Gleichgewicht mithilfe der dynamischen Posturographie unter Verwendung schwingender Platten oder des Posturomeds ermittelt hätten. Im Zusammenhang mit der dynamischen Posturographie bestehen Forschungslücken. Zur Validierung der statischen und dynamischen Posturographie (SOT) wurden Studien durchgeführt. Die Studien untersuchen die Verfahren hinsichtlich der Reliabilität. Die Testbedingungen müssen über einen kurzen Zeitraum reproduzierbare Ergebnisse (Reproduzierbarkeit) und über einen längeren Zeitraum ähnliche Ergebnisse hervorbringen (Reliabilität). Die Kapitel 3.3 und 3.4 beschäftigen sich mit der Reproduzierbarkeit und der Reliabilität.

### **3.3 Reproduzierbarkeit posturographischer Messungen**

Im folgenden Abschnitt wird auf die Gütekriterien und speziell auf die Reliabilität der posturographischen Messungen eingegangen. Die Reliabilität wurde in einer Vielzahl von Studien untersucht.

Die statischen und dynamischen posturographischen Verfahren werden getrennt voneinander dargestellt.

### *Statische Posturographie*

Die Messungen des COP sind von individuellen Merkmalen des experimentellen Designs abhängig und anfällig gegenüber Verzerrungen, wie dem Rauschen der Digitalisierung des Signals. Die Ergebnisse verschiedener Testdesigns und Messmethoden dürfen deshalb nicht miteinander verglichen werden (Błaszczuk, 2016). Da nicht die Gesamtheit der Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit und Reliabilität posturographischer Messungen in dieser Dissertation beschrieben werden können, weil dies den Rahmen der Arbeit sprengen und mit der Präsentation aller Studienergebnisse kein Mehrwert erlangt würde, wird sich auf die Studien ab dem Jahr 2000 beschränkt. Die Studien wurden aus der Übersichtsarbeit von Ruhe und Kollegen (2010) adaptiert. Die Autoren durchsuchten sechs Online-Datenbanken (Januar 1980 bis Februar 2009) systematisch. Die Darstellung der Studien erfolgt hier nach dem Publikationsdatum (Tab. 9).

Die Studie der Arbeitsgruppe Carpenter und Kollegen (2000) untersuchte die Reproduzierbarkeit in mehreren Messwiederholungen und klärte den Einfluss der Testlänge auf die Reliabilität auf. Die Arbeitsgruppe führte Messungen der Länge 15, 30 und 60 sec durch. Die Intraklassenkorrelation lag zwischen  $ICC_{tr} = .32$  und  $.91$ . Die Autoren der Studie konnten dabei einen klaren Zusammenhang der Testzeit mit der Reliabilität feststellen. Chiari, Cappello, Lenzi & Croce (2000) implementierten neue Parameter in die Analyse des Gleichgewichts und untersuchten verschiedene Situationen mit verschiedenen afferenten Informationen, etwa resultierend aus geöffneten und geschlossenen Augen. Zehn Messungen mit einer Messdauer von 50 sec wurden analysiert. Die Autoren konnten Reliabilitätskoeffizienten ( $ICC_{tr}$ ) von  $.53$  bis  $.87$  je nach Anforderung und Parameter ermitteln. Die Arbeitsgruppe um Kitabayashi (2003) untersuchte insgesamt 34 Parameter. In ihrer Studie wurden drei Messungen mit jeweils 60 sec Dauer durchgeführt und eine Intraklassenkorrelation von  $ICC_{tr} > .70$  für die berechneten Parameter ermittelt. Der höchste Reliabilitätskoeffizient lag bei  $.96$ . Lafond, Corriveau, Hébert, und Prince (2004) führten Messungen von 30, 60 und 120 sec durch und konnten schon nach zwei Versuchen à 120 sec eine Intraklassenkorrelation von  $ICC_{tr} > .90$  feststellen. Doyle, Newton und Burnett (2005) wiederum untersuchten das Gleichgewicht in sehr kurzen Zeitintervallen und berechneten eine Reproduzierbarkeit zwischen  $ICC_{tr} = .28$  und  $.72$  für den Standardparameter (Schwingungsamplitude in A-P-Richtung). Die maximale Schwankungsgeschwindigkeit (A-P) zeigte die schlechteste Reliabilität mit einem  $ICC_{tr}$  zwischen  $.05$  und  $.29$ . Der von der Arbeitsgruppe eingeführte Parameter der fraktalen Dimension wies mittlere bis sehr hohe Reliabilitätskoeffizienten zwischen  $ICC_{tr} = .62$  und  $.90$  auf. Bei Raymakers, Samson und Verhaaret (2005) werden Variationskoeffizienten für posturographische Parameter beschrieben. Die Variationskoeffizienten variieren zwischen  $CV = 14$  (Phasenebene) und  $28$  (Spannweite in A-P-Richtung). Realisiert wurden Messzeiten von 50 Sec.

Die Studie von Amoud, Abadi, Hewson, Michel-Pellegrino, Doussot und Duchêne (2007) untersuchte 90 junge und zehn ältere Probanden hinsichtlich der Gleichgewichtsleistung. Die Arbeitsgruppe konnte feststellen, dass die Stabilogramm-Diffusions-Analyse und die determinierte Fluktuationsanalyse zwischen den Probandengruppen differenzieren können. Die Trennung war bei einer Messdauer von fünf Sekunden möglich. Die Intraklassenkorrelation lag für die determinierte Fluktuationsanalyse bei  $ICC_{tr} = .75$ .

Tab. 9: Studien zur Reproduzierbarkeit posturografischer Messungen mit Kraftmessplatten (mod. nach Ruhe et al., 2010, S.436)

Autoren	Parameter	Messdauer und Messwiederholungen	Ergebnisse
Carpenter et al. (2000)	Root-Mean-Square, mittlere Position	15, 30, 60 sec 3 Messwdh.	ICC <sub>rr</sub> = .32 - .91
Chiari et al. (2000)	Mittlere Geschwindigkeit, Fraktale Dimension, Fläche, Diffusion, Hurst-Exponent	50 sec 10 Messwdh.	ICC <sub>rr</sub> = .53 - .87
Kitabayashi et al. (2003)	34 Parameter	60 sec 3 Messwdh.	ICC <sub>rr</sub> ≥ .70; höchste Reliabilität = .96
Lafond et al. (2004)	Root-Mean-Square, Spannweite, Geschwindigkeit	30, 60, 120 sec 9 Messwdh.	ICC <sub>rr</sub> ≥ .90 (2 Versuche á 120 sec)
Doyle et al. (2005)	Fraktale Dimension, mittlere Geschwindigkeit, Spannweite	10 sec 3 Messwdh.	ICC <sub>rr</sub> = -.28 - .95 FD: ICC <sub>rr</sub> = .62 - .90.
Raymakers et al. (2005)	Spannweite, Phasenebene, Fläche, Diffusionskoeffizient	50 sec 2 Messwdh.	Variationskoeffizient zwischen 14 und 28 %
Amoud et al. (2007)	Hurst-Exponent	bis 30 sec 4 Messwdh.	ICC <sub>rr</sub> steigt mit Messzeit; ICC <sub>rr</sub> = .75.
Harringe et al. (2007)	Schwingungslänge, Standardabweichung, Root-Mean-Square, Geschwindigkeit, Fläche	120 sec 2 Messwdh.	ICC <sub>rr</sub> = .18 - .82 (60 sec) ICC <sub>rr</sub> = .40 - .91 (120 sec)
Doyle et al. (2007)	Diffusionskonstante	30, 60, 90 sec 10 Messwdh.	ICC <sub>rr</sub> ≥ .70 (2 Versuche á 30 sec)
Bauer et al. (2008)	mittlere Fläche, Schwingungslänge	30 sec 2 Messwdh.	ICC <sub>rr</sub> > .75
Demura et al. (2008)	36 Parameter	60 sec 3 Messwdh.	ICC <sub>rr</sub> > .75
Pinsault et al. (2008)	Fläche, Spannweite, Geschwindigkeit, maximale Geschwindigkeit	30 sec 10 Messwdh.	ICC <sub>rr</sub> > .75
Santos et al. (2008)	Geschwindigkeit, Distanz, Root-Mean-Square	60 sec 2 Messwdh.	ICC <sub>rr</sub> = .28 - .50
Salavati et al. (2009)	Geschwindigkeit, Phasenebene	30 sec 3 Messwdh.	ICC <sub>rr</sub> = .33 - .91

Die Reliabilität stieg in dieser Studie mit der Messdauer an. Die von der Arbeitsgruppe neu konzipierten Parameter zeigten eine hohe Reproduzierbarkeit im Vergleich zu den Standardparametern. In der Studie von Harringe, Halvorsen, Renström und Werner (2007) konnte dieses Ergebnis bestätigt werden. Die Arbeitsgruppe führte Messungen von 120 sec durch und analysierte verschiedene Zeitabschnitte hinsichtlich der Reproduzierbarkeit (60 und 120 Sec). Die Arbeitsgruppe um Bauer (2008) untersuchte eine Probandengruppe zu drei Messzeitpunkten jeweils 30 sec lang. In der Stu-

die lag der Reliabilitätskoeffizient bei den berechneten Parametern bei  $ICC_{tr} > .75$ . Diese Aussage gilt ebenfalls für die Reliabilitätsstudie von Demura, Kitabayashi und Hiroki (2008). In der Studie wurden 36 Parameter (z. B. RMS, Fläche, mittlere Geschwindigkeit, RMS-Geschwindigkeit) untersucht, die Messdauer lag bei 60 sec (drei Messwiederholungen). Die umfangreiche Studie von Doyly, Hsiao-Wecksler, Ragan und Rosengren (2007) untersuchte sowohl die Reproduzierbarkeit als auch die Reliabilität anhand von zehn Messungen mit jeweils zwei Messwiederholungen mit 30, 60 und 90 sec Dauer. Die Intraklassenkorrelation lag bei den berechneten Parametern bei mindestens  $ICC_{tr} = .70$  (nach zwei Versuchen à 30 Sec).

Pinsault und weitere Autoren (2008) untersuchten die Reliabilität statischer posturographischer Messungen mit einer Kraftmessplatte. Zehn Messungen à 30 sec wurden durchgeführt und analysiert. Wurden drei Versuche gemittelt, resultierte eine Intraklassenkorrelation von  $ICC_{tr} > .75$ . Santos, Delisle, Larivière, Plamondon und Imbeau (2008) wiesen im Gegensatz zu den bisher beschriebenen Studien nur sehr geringe Reliabilitätskoeffizienten nach. In ihrer Studie wurden Testbedingungen mit geöffneten und geschlossenen Augen umgesetzt, die Messzeit betrug 60 sec (zwei Messwiederholungen). Mit geöffneten Augen lag die Intraklassenkorrelation im Mittel bei  $ICC_{tr} = .46$  (Spannweite von .03 bis .76), mit geschlossenen Augen im Mittel bei  $ICC_{tr} = .41$  (.02 bis .72). In der Studie von Salavati und Kollegen (2009) wurde eine Messzeit von drei Mal 30 sec realisiert. Die Testbedingungen beinhalteten eine Durchführung mit offenen und geschlossenen Augen sowie mit Schaumstoffunterlage. Die Intraklassenkorrelationen betragen über die Messungen zwischen  $ICC_{tr} = .74$  und .91. Mit geöffneten Augen lag der  $ICC_{tr}$ -Wert für den Parameter mittlere Geschwindigkeit bei .84, für die Phasenebene in medio-lateraler Richtung (M-L-Richtung) bei .79, für die Standardabweichung der Geschwindigkeit (in M-L-Richtung) bei .77 und für die Phasenebene in anteroposterior-mediolateraler Richtung bei .71. Mit geschlossenen Augen wurde eine sehr hohe Zuverlässigkeit nachgewiesen. Für die mittlere Geschwindigkeit lag die Intraklassenkorrelation bei  $ICC_{tr} = .91$ . Mit der Manipulation der somatosensorischen Information durch die Schaumstoffunterlage konnten  $ICC_{tr}$ -Werte von .74 und .70 ermittelt werden (Geschwindigkeit und Phasenebene in M-L-Richtung).

Insgesamt kann aus den Ergebnissen gefolgert werden, dass sich die Reliabilität mit der Messzeit verändert. Die Messzeiten lagen in den unterschiedlichen Studien zwischen 10 und 120 Sec. Zwei bis 20 Messwiederholungen wurden durchgeführt. Die Reliabilitätskoeffizienten nahmen Größen zwischen  $ICC_{tr} = .01$  und .96 an. Die höchste Reliabilität konnte durch Kitabayashi und Kollegen (2003) nachgewiesen werden, die eine Intraklassenkorrelation von mindestens  $ICC_{tr} = .70$  für die berechneten Parameter fanden. Die Autoren führten drei Versuche mit jeweils 60 sec Messzeit durch. Die höchste Test-Retest-Reliabilität konnte in dieser Studie für den RMS der Geschwindigkeit nachgewiesen werden ( $ICC_{tr} = .96$ ). Die Zahl der Messwiederholungen innerhalb eines Tages hat einen signifikanten Einfluss auf die Reproduzierbarkeit der Testbedingungen (Santos et al., 2008).

Zur Identifizierung von Studien, welche die Reproduzierbarkeit posturographischer Messungen mit dem Interaktiven Balancesystem darstellen, wurde der Suchbegriff „reliability AND TETRAX“ verwendet. Dieser generierte bei Google Scholar 370 Treffer, bei Medline/PubMed zwei und keinen Treffer bei der nationalen Datenbank SURF. Durch intensive Recherche (Schneeballverfahren) wurden zwei Studien der Arbeitsgruppe um Schwesig (2013; 2014) als relevant identifiziert; eine

weitere Studie konnte bei der Auswahl durch Titel und Zusammenfassung ermittelt werden. Der Ausschluss von Studien erfolgte chronologisch nach Sichtung der Titel und Zusammenfassungen. Tabelle 10 stellt die Studien dar.

Tab. 10: Studien zur Reliabilität der posturographischen Messungen mit dem Interaktiven Balancesystem

Autoren	Parameter	Messdauer- und Messwiederholungen	Ergebnisse
LaPorte et al. (2007)	Sturzindex, Frequenzanalyse	32 sec 2 Messwdh.	$ICC_{rr} = .69 - .93$
Schwesig et al. (2013)	Frequenzanalyse; $SI_{TFB}$ , WDI, Vorfuß-Rückfuß-Verhältnis; Synchronisation	32 sec 2 Messwdh.	$ICC_{rr} = .86$ .63 (BAo), .73 (BAg)
Schwesig et al. (2014)	Frequenzanalyse; $SI_{TFB}$ , WDI, Vorfuß-Rückfuß-Verhältnis; Synchronisation	32 sec 2 Messwdh.	$ICC_{rr} = .92$ $ICC_{rr} = .65$ (BAo) $ICC_{rr} = .83$ (BAg)

In der Studie von LaPorte und Broeder (2007) wurden zehn Probanden mithilfe des Interaktiven Balancesystems untersucht. Die Test-Retest-Reliabilität lag, abhängig von der Testbedingung, zwischen  $ICC_{rr} = .69$  und  $.93$ . Schwesig und Kollegen (2013) führten eine Studie an Patienten mit vestibulärer Neuritis durch. Die Intraklassenkorrelationskoeffizienten für die berechneten Parameter und Testpositionen reichten von  $ICC_{rr} = .71$  bis  $.92$ . Die Zuverlässigkeit einzelner Testpositionen war wesentlich geringer (Schwesig et al., 2013). Schwesig, Becker und Fischer (2014) wendeten das gleiche Studiendesign bei gesunden Probanden an. Acht verschiedene Testbedingungen (Kopfpositionen, vestibuläre Manipulation; Schwesig 2006) wurden wie bei der ersten Studie (Fischer, Becker & Lauenroth, 2013) umgesetzt. Der Intraklassenkorrelationskoeffizient für die berechneten Parameter und über die durchgeführten Testbedingungen lag zwischen  $ICC_{rr} = .78$  und  $.95$ .

Die berechneten Intraklassenkorrelationen ( $ICC_{rr}$ ) können in den guten bis exzellenten Bereich eingeordnet werden. In Anlehnung an Fleiss (1986) kann für die Werte des ICC Folgendes gelten:  $ICC_{rr} = .00$  bis  $.40$  = schlecht,  $.40$  bis  $.75$  = ordentlich bis gut,  $.75$  bis  $1.00$  = exzellent. Hinsichtlich der Intraklassenkorrelationen sind somit sehr indifferente Ergebnisse (Tab. 10) zu berichten. Die Ergebnisse sind abhängig von der Testbedingung, dem Parameter, der Messzeit und der Probandenklientel. Insgesamt zeigten sich bei der statischen Posturographie unter Verwendung des Interaktiven Balancesystems höhere Werte für die Reproduzierbarkeit als für die Messung mit piezoelektrischen Kraftmessplatten. Der nächste Abschnitt beschäftigt sich mit der Reproduzierbarkeit der dynamischen Posturographie.

### *Dynamische Posturographie*

Zur Bestimmung der Gütekriterien oder der Reproduzierbarkeit der dynamischen Posturographie wurden Studien zum posturographischen Verfahren des Sensory Organization Tests durchgeführt. Der Sensory-Organization-Test nutzt eine kippende Kraftmessplatte, um das Gleichgewicht zu quantifizieren. Studien zur Reproduzierbarkeit der Ergebnisse bei der Messung mit einer schwingenden Platte liegen bisher nicht vor.

## Kippende Messplatten

Zur Reproduzierbarkeit des SOT konnten mit dem Suchbegriff „(sensory organization test OR equi-test) OR dynamic posturography) AND (reliability OR reproducibility)“ insgesamt 3100 Studien identifiziert werden, davon 2820 in der Datenbank Google Scholar und 280 bei Medline/PubMed. Die Suche in der nationalen Datenbank SURF ergab keine Treffer. Acht der Artikel in Google Scholar wurden nach der Sichtung der Titel als passend übernommen, vier galten nach der weiteren Analyse der Zusammenfassungen als relevant. Aus der Datenbank Medline/PubMed wurden zunächst sechs Artikel anhand der Titel als geeignet eingestuft, nach der Sichtung der Zusammenfassungen aber allesamt ausgeschlossen. Eine Doppelung ergab sich mit der Datenbank Google Scholar. Die relevanten vier Publikationen wurden nach dem Publikationsdatum geordnet und in Tabelle 11 dargestellt.

Tab. 11: Studien zur Reliabilität des Sensory Organization Tests (SOT) und Balance Rehabilitation Unit (BRU)

Autoren	Parameter	Messdauer- und Messwiederholungen	Ergebnisse
Liao et al. 2001	SOT	20 sec 3 Messwdh.	$ICC_{rr} = -.04 - .79$
Jayakaran et al. 2011	SOT	20 sec 3 Messwdh.	$ICC_{rr} = .71$ $ICC_{rr} = .26 - .85$
Whitney et al. 2011	Schwankungsweg (COP), Root-Mean-Square, Peak-to-peak der Beschleunigung (COP)	20 sec 3 Messwdh.	$ICC_{rr} = .63 - .80$ (Beschleunigung) $ICC_{rr} = .42 - .81$ (COP-Parameter)
Alahmari et al. 2014	Fläche, Geschwindigkeit (COP)	20 sec 3 Messwdh.	$ICC_{rr} = .76$ (BRU)

Liao, Mao und Hwang (2001) untersuchten 50 gesunde Probanden mithilfe des SMART EquiTests (auch SOT oder Sensory Organization Test; Natus Medical Incorporated, San Carlos). Zu jeder Testbedingung wurden drei Messwiederholungen durchgeführt. Die Intraklassenkorrelationen variierten je nach Anforderung zwischen  $ICC_{rr} = -.04$  und  $.79$ . Die Reproduzierbarkeit ist abhängig von den Anforderungssituationen.

Die Arbeitsgruppe Jayakaran, Johnson und Sullivan (2011) untersuchte eine ähnliche Fragestellung. Die Intraklassenkorrelationen lagen für die durchgeführten Testbedingungen bei mindestens  $ICC_{rr} = .71$ , für ältere Personen mit einer transtibialen Amputation zwischen  $ICC_{rr} = .26$  und  $.85$ . Whitney und Kollegen (2011) evaluierten die normalisierte Wegstrecke des COP, den RMS und die Peak-to-Peak-Beschleunigung des COP. In ihrer Studie von Whitney und Kollegen (2011) wurden 81 Probanden ohne bekannte orthopädische oder vestibuläre Defizite (19 - 85 Jahre) rekrutiert. Das Standardprotokoll des SOT (drei Messwiederholungen) kam zur Anwendung. Die Intraklassenkorrelationen lagen für die Beschleunigungsparameter zwischen  $ICC_{rr} = .63$  und  $.80$  sowie zwischen  $ICC_{rr} = .42$  und  $.81$  für die COP-Parameter. Die jüngste identifizierte Studie zur Reproduzierbarkeit der dynamischen Posturographie wurde von Alahmari und Kollegen (2014) durchgeführt. Die Arbeitsgruppe untersuchte 90 Probanden, von den Probanden hatten 30 Probanden vestibuläre Störungen

(Altersgruppe 18 - 85 Jahre), 30 waren junge gesunde Erwachsene (18 - 50 Jahre) und 30 Probanden entstammten einer älteren gesunden Erwachsenenengruppe (60 - 85 Jahre). Die Intraklassenkorrelation lag für die untersuchten Probanden und Anforderungen bei  $ICC_{rr} = .76$ .

Die Reliabilitäten liegen insgesamt in einem Bereich von  $-.04$  bis  $.85$  ( $ICC_{rr}$ ). Die sehr niedrigen Werte sind durch die Testsituation bedingt. Bei den angesprochenen Tests hatten die Probanden die Augen geschlossen und befanden sich auf einer kippenden Platte (Liao et al., 2001). Die Streuung des Mittelwertes nahm durch die hohe Anforderung zu.

Die Literaturbefunde zeigen insgesamt, dass die Reproduzierbarkeit der posturographischen Verfahren, die mithilfe der Kraftmessplatte, des Interaktiven Balancesystems und des SOT durchgeführt wurden, abhängig von der untersuchten Probandenklientel ist. Die gesunden Probandengruppen wiesen andere Werte hinsichtlich der Reproduzierbarkeit der Verfahren auf als die Probandengruppen mit körperlichen Einschränkungen. Die Testbedingungen müssen gegebenenfalls an die Probandengruppe angepasst werden. Die Reproduzierbarkeit ist überdies abhängig von der Testbedingung und dem berechneten Parameter. Die dynamische Posturographie zeigte insgesamt eine geringere Zuverlässigkeit als die statische. Die Variabilität in der mehrmaligen Messung ist durch die Schwierigkeit der Aufgaben oder durch die Anforderungen des Verfahrens zu erklären. Die höchsten Werte für die Reproduzierbarkeit zeigte die statische Posturographie unter Verwendung des Interaktiven Balancesystems. In der ruhigen Standposition ohne von außen auf den Probanden einwirkende Perturbationen ist die Zuverlässigkeit des Verfahrens hoch. Bei somatosensorischer, vestibulärer oder visueller Manipulation sinkt der Wert für die Zuverlässigkeit und die Variabilität steigt.

### **3.4 Reliabilität posturographischer Messungen**

Für die Güte der posturographischen Verfahren ist neben der Reproduzierbarkeit relevant, inwieweit das Verfahren über mehrere Tage oder Wochen die gleichen Testergebnisse zeigt. Ist die Reliabilität über den gewählten Zeitraum der Messungen hoch, ermöglicht dies die Prozessdiagnostik mit der kontinuierlichen Messung der Gleichgewichtsleistung.

#### *Statische Posturographie*

Zur Reliabilität posturographischer Messungen wurden nur wenige Studien gefunden. Die Studien, welche die Reliabilität der Verfahren in den Blick nehmen, beschränken sich auf einen Messtag und mehrere Messwiederholungen sowie die Berechnung einer Intraklassenkorrelation. In Tabelle 12 werden Studien dargestellt, bei denen die aufeinander folgenden Messungen einen Mindestabstand von 24 Stunden hatten. Diese Studien untersuchten die Reliabilität statischer posturographischer Messungen und wurden der Übersichtsarbeit von Ruhe und Kollegen (2010, S. 436) entnommen.

Die dargestellten Studien untersuchten jeweils sehr unterschiedliche Parameter für das statische Gleichgewicht. Intraklassenkorrelationen von  $ICC_{rr} = .10$  bis  $.89$  können berichtet werden. Die Studie von Rogind, Simonsen, Era und Bliddal (2003) berichtet Variationskoeffizienten von  $CV = .13$  bis  $.23$ . Die Unterschiede in den Korrelationen sind entweder auf den untersuchten Parameter oder auf die umgesetzte Testbedingung zurückzuführen. In der Studie von Rogind und Kollegen (2003) erfolgten vier Messungen mit 25 sec Messdauer. Die Ergebnisse der Studie von Schmid und Kollegen (2002) zeigen, dass die Berechnung unterschiedlicher Parameter verschieden hohe Reliabili-



tätskoeffizienten zur Folge hat. Acht Probanden zwischen 24 und 32 Jahren wurden von der Arbeitsgruppe untersucht. Unklar bleibt bei dieser Studie, wie häufig und in welchem zeitlichen Abstand gemessen wurde. Mit der mittleren Geschwindigkeit wurde eine Intraklassenkorrelation von  $ICC_{tr} = .71$  bis  $.75$  erreicht, mit dem Parameter Hurst-Exponent lag die  $ICC_{tr}$  bei  $.21$  bis  $.39$ . Die  $ICC_{tr}$  der mittleren Geschwindigkeit wird als hoch und die Reliabilität des Hurst-Exponenten als gering interpretiert. Neben dem Parameter ist die  $ICC_{tr}$  abhängig von der Testsituation. Die Abhängigkeit der Reliabilität vom berechneten Parameter wird in der Studie von Haidan (2008) deutlich. Darin wurden zwölf Probanden mit Kreuzbandverletzungen auf einer Kraftmessplatte untersucht. Insgesamt erfolgten drei Messungen à 30 Sec. Eine sehr gute Reliabilität konnte für die COP-Fläche bei geschlossenen Augen und unebenem Untergrund ermittelt werden ( $ICC_{tr} = .65$ ), bei geöffneten Augen und ebenem Untergrund war die Reliabilität geringer ( $ICC_{tr} = .10$ ). Lin, Seol, Nussbaum und Madigan (2008) untersuchten 32 gesunde Personen an vier verschiedenen Tagen in ruhiger aufrechter Haltung. Analysiert wurde das COP über 60 Sec. Die verschiedenen Testbedingungen ergaben für die Gruppe der jungen Probanden eine Intraklassenkorrelation zwischen  $ICC_{tr} = .41$  und  $.91$  (selber Tag). Für die mittlere Geschwindigkeit konnte über mehrere Tage ein  $ICC_{tr}$  von  $\geq .75$  bestimmt werden. Insgesamt lagen die Intraklassenkorrelationen über die vier Tage für die berechneten Parameter zwischen  $ICC_{tr} = .34$  und  $.79$ . Bei den älteren Probanden zeigten die berechneten Parameter einen  $ICC_{tr} > .75$  ( $ICC_{tr} = .70$  bis  $.95$ ; selber Tag), die Reliabilität zwischen den Tagen betrug je nach Parameter zwischen  $ICC_{tr} = .56$  und  $.92$ . Die Zuverlässigkeit der Messungen am selben Tag war höher als jene von Messungen zwischen den Tagen.

Tab. 12: Studien zur Reliabilität der posturographischen Messungen mit Kraftmessplatten (mod. nach Ruhe et al. 2010, S. 436)

Autoren	Parameter	Messdauer- und Messwiederholungen	Ergebnisse
Schmid et al. (2002)	Mittlere Geschwindigkeit, Fläche, Amplitude, Hurst-Exponent	k. A.	$ICC_{tr} = .13 - .75$
Rogind et al. (2003)	Geschwindigkeit, max. Ampl., Schwingungsindex	25 sec 4 Messwdh.	$CV = .13 - .23$
Haidan et al. (2008)	Standardabweichung, Amplitude, Phasenebene	30 sec 3 Messwdh.	$ICC_{tr} = .10 - .89$
Lin et al. (2008)	mittlere Geschwindigkeit, Root-Mean-Square, Fläche, Hurst-Exponent	60 sec 4 Messwdh.	$ICC_{tr} \geq .75$

Insgesamt bestehen inkonsistente Ergebnisse hinsichtlich der Reliabilität des Verfahrens der statischen Posturographie mithilfe von Kraftmessplatten. Die Reliabilitätskoeffizienten liegen je nach Testsituation (unipedaler, bipedaler oder Tandemstandposition) und Parameter (Stabilitätsindex, Standardabweichung der Beschleunigung) in einem niedrigen bis sehr hohen Bereich ( $ICC_{tr} = .18$  bis  $.92$ ). Die Parameter und Testbedingungen müssen nach der Güte ausgewählt werden.

Studien zur Reliabilität posturographischer Messungen mit dem Interaktiven Balancesystem wurden mit dem folgenden Suchbegriff identifiziert: „reliability AND TETRAX“. Die zur Reproduzierbar-

keit gefundenen Studien wurden für die Suche als „nicht spezifisch“ ausgeschlossen. Nach der Sichtung der Titel und der Zusammenfassungen der insgesamt 377 eruierten Artikel wurden zwei als relevant für die Fragestellung der Dissertation angesehen (Tab. 13).

Die Studie von Zhang und Kollegen (2011) untersuchte 22 ältere Probanden an zwei Messtagen. Die zweite Messung erfolgte mit einem Abstand von einer Woche zur Ausgangsmessung. Eine Intraklassenkorrelation oder Test-Retest-Reliabilität von  $ICC_{tr} = .79$  bis  $.88$  konnte nachgewiesen werden. Die Arbeitsgruppe um Akkaya (2015) untersuchte die gleiche Fragestellung wie Zhang et al. (2011). Die 65 Probanden waren im Alltag nur minimal körperlich aktiv. Die Autoren konnten für den Parameter Stabilitätsindex je nach Testbedingung  $ICC_{tr}$ -Werte zwischen  $.68$  bis  $.86$  ermitteln. Im Mittel lag die Intraklassenkorrelation bei  $ICC_{tr} = .85$ . Die zwei Messwiederholungen dieser Studie fanden 24 und 48 Stunden nach der Ausgangsmessung statt.

Tab. 13: Studien zur Reliabilität der posturographischen Messungen mit dem Interaktiven Balancesystem

Autoren	Parameter	Messdauer- und Messwiederholungen	Ergebnisse
Zhang et al. (2011)	Stabilitätsindex	32 sec 2 Messwdh.	$ICC_{tr} = .79 - .88$ (eine Woche)
Akkaya et al. (2015)	Stabilitätsindex	32 sec 2 Messwdh.	$ICC_{tr} = .68 - .86$

Insgesamt wurden Intraklassenkorrelationen von  $ICC_{tr} = .68$  bis  $.88$  nachwiesen. Die Reliabilität kann für die Testbedingungen als mittel bis hoch eingestuft werden. Im Vergleich zu den Messungen unter Verwendung der piezoelektrischen Kraftmessplatten wurden für jene mithilfe des Interaktiven Balancesystems höhere Werte für die Zuverlässigkeit des Verfahrens über mehrere Messtage ermittelt.

### *Dynamische Posturographie*

Im folgenden Abschnitt werden Studien zur Reliabilität der dynamischen Posturographie unter Verwendung des SOT und des Posturomeds zusammengetragen. Der Forschungsstand wird getrennt für die beiden Möglichkeiten der dynamischen Messung mithilfe kippender Kraftmessplatten, wie des SOT, und schwingender Platten (Posturomed) betrachtet.

### *Kippende Kraftmessplatten*

Studien zur Reliabilität des SOT wurden mithilfe des Suchbegriffs „(sensory organization test OR equitest) OR dynamic posturography) AND (reliability OR reproducibility)“ identifiziert. Insgesamt konnten 3100 Studien gefunden werden. In der Datenbank Google Scholar wurden 2820 Studien ermittelt, auf Medline/PubMed 280 Artikel. In der nationalen Datenbank SURF konnten keine Studien zu dem Suchbegriff identifiziert werden. 14 der Artikel auf der Plattform Google Scholar wurden anhand der Titel als relevant eingestuft, davon wurden acht Artikel nach Sichtung der Zusammenfassungen ausgeschlossen, denn die Studien waren nicht spezifisch für den hiesigen Forschungsstand. In der Datenbank Medline/PubMed fanden sich zunächst zwölf relevante Artikel, fünf der Artikel waren jedoch nicht spezifisch und weitere sechs Artikel waren Doppelungen. Ins-

gesamt wurden somit sieben Artikel zur Darstellung im Forschungsstand der Dissertation übernommen. Die Studien werden nach dem Publikationsdatum geordnet in Tabelle 14 dargestellt.

Wrisley, Stephens, Mosley, Wojnowski, Duffy und Burkard (2007) führten mit 13 Probanden den SOT unter Verwendung des SMART EquiTests durch. Die Messungen fanden über einen Zeitraum von zwei Wochen jeweils fünf Mal statt, ein weiterer Test wurde einen Monat nach dem Ausgangstest durchgeführt. Die Test-Retest-Reliabilität ( $ICC_{rr}$ ) des Composite Scores (.67) und des Equilibrium Scores (.35 bis .79) war moderat bis gut. Die Analyse der wiederholten Messungen (Varianz) ergab eine signifikante Zunahme der beiden Scores für die Bedingungen 4, 5 und 6 über die fünf Sitzungen. Nach der dritten Sitzung wurde ein Plateau erreicht und über den weiteren Monat beibehalten. Die Studie der Arbeitsgruppe Leitner und Kollegen (2009) untersuchte 32 Patienten mit chronischen Rückenleiden sowie 19 nicht-sportliche Probanden (Kontrollgruppe). Die Probanden wurden zwei bis drei Wochen nach der Ausgangsmessung erneut untersucht. Die berechneten Intraklassenkorrelationen für die gesunde Kontrollgruppe am ersten Messtag betragen  $ICC_{rr} = .38$  (Tests 7 und 8) bis  $.77$  (Test 2), jene für die Patienten mit chronischen Rückenschmerzen  $ICC_{rr} = .33$  (Test 5) bis  $.62$  (Test 3). Die ICC-Werte zwischen den Messtagen lagen bei  $ICC_{rr} = .26$  (Test 2) bis  $.79$  (Test 4). Pang und Kollegen (2011) führten in einer Studie mit 92 jungen gesunden Erwachsenen (28.3 Jahre) und 73 älteren gesunden Erwachsenen (60.3 Jahre) den SOT und HS-SOT durch. 77 Probanden aus diesen Gruppen wurden in einem weiteren Test (ein bis zwei Wochen später) untersucht (56 junge, 21 ältere Erwachsene). Der Equilibrium Score (ES) der Situationen 2 und 5 des SOT (geschlossene Augen, fixierte und kippende Platte) und des HS-SOT wurde gemessen. Die  $ICC_{rr}$  für die HS-SOT Scores (Situationen 2 und 5) bei den jungen Personen lagen zwischen  $.78$  und  $.85$ , die Werte der älteren Kohorte betragen  $ICC_{rr} = .55$  bis  $.64$ . Die Intraklassenkorrelationen für den SOT wurden in diesem Artikel nicht angegeben. Tesio und Kollegen (2013) untersuchten 15 Probanden mit dem SOT. Die weiteren Messungen fanden eine und drei Wochen später statt. Die Intraklassenkorrelationen für die durchgeführten Testbedingungen betragen  $ICC_{rr} = .73$  (eine Woche) und  $.83$  (drei Wochen). Akhbari und Kollegen (2015) untersuchten neben den Standardparametern des SOT die Reaktionszeit (RT; vom Zeitpunkt der ersten Messplattenbewegung bis zur COP-Bewegung) und die Latenzzeit (Zeit von der ersten COP-Bewegung bis zur stärksten Bewegung) sowie die Amplitude der COP-Bewegung. In der Studie wurden Probanden mit Problemen mit dem vorderen Kreuzband und Probanden mit einer Plastik des vorderen Kreuzbands untersucht. Sechs Messungen mit jeweils 20 sec Messzeit wurden aufgezeichnet und die Messungen an zwei weiteren Zeitpunkten wiederholt (eine und drei Wochen später). Die Reliabilität konnte mit moderat bis sehr hoch bewertet werden. Bei der Gruppe mit den Kreuzbandleiden konnte über die Messungen eine Reliabilität ( $ICC_{rr}$ ) zwischen  $.63$  und  $.88$  festgestellt werden, bei jener mit der Kreuzbandplastik lag der Wert zwischen  $.62$  und  $.93$ . Bei einer weiteren, gesunden Kontrollgruppe wurden Werte zwischen  $ICC_{rr} = .69$  und  $.98$  für die verschiedenen Testbedingungen nachgewiesen. Herbert und Manago (2017) führten den SOT an 30 Teilnehmern mit Multipler Sklerose durch. Die Messung wurde nach zwei Wochen unter gleichen Bedingungen wiederholt. Die sechs Bedingungen des SOT zeigten eine moderate bis sehr hohe Zuverlässigkeit ( $ICC_{rr} = .70$  bis  $.90$ ) und eine sehr hohe Zuverlässigkeit für den Composite Score ( $ICC_{rr} = .90$ ). Die jüngste unter den beschriebenen Studien wurde von Harro und Garascia (2018) mit 46 gesunden, älteren Erwachsenen (67 Jahre) durchgeführt. Ein Test- und Retest erfolgte, um die Reliabilität des SOT zu bewerten. Der Composite und der Equilib-

rium Score des SOT konnten, verglichen mit dem Retest, eine Intraklassenkorrelation von .89 erreichen. Das vestibuläre Verhältnis des SOT zeigte einen  $ICC_{tr}$ -Wert von .71.

Tab. 14: Studien zur Reliabilität des Sensory Organization Tests (SOT)

Autoren	Parameter	Messdauer- und Messwiederholungen	Ergebnisse
Wrisley et al. (2007)	SOT	20 sec 3 Messwdh.	$ICC_{tr} = .67$ (CS); $ICC_{tr} = .43 - .79$ (ES) $ICC_{tr} = .35$ (Test 3)
Leitner et al. (2009)	SOT	20 sec 3 Messwdh.	$ICC_{tr} = .46$
Pang et al. (2011)	Equilibrium-Score (Test 2 bis 5, HS-SOT)	20 sec 2 Messwdh.	$ICC_{tr} = .78 - .85$ (junge Personen) $ICC_{tr} = .55 - .64$ (ältere Personen)
Tesio et al. (2013)	SOT	20 sec 3 Messwdh.	$ICC_{tr} = .73$ (eine Woche) $ICC_{tr} = .83$ (drei Wochen)
Akhbari et al. (2015)	Reaktionszeit, Latenzzeit, Amplitude der COP-Bewegung	20 sec 3 Messwdh.	$ICC_{tr} = .63-.88$ (Kreuzbandleiden) $ICC_{tr} = .62-.93$ (Kreuzbandplastik) $ICC_{tr} = .69 - .98$ (Kontrolle)
Herbert et al. (2017)	SOT	20 sec 2 Messwdh.	$ICC_{tr} = .70 - .90$ (SOT1-6) $ICC_{tr} = .90$ (CS)
Harro et al. (2018)	SOT	20 sec 2 Messwdh.	$ICC_{tr} = .89$ (CS, ES)

Die Reliabilität des SOT wurde insgesamt als moderat bis sehr gut eingestuft. Die geringste Intraklassenkorrelation wird für die Testsituation 3 in der Studie von Wrisley und Kollegen (2007) berichtet. Der Proband steht in der Testbedingung auf einer fixierten Plattform und wird durch die durch Schwankung angepasste Bewegung seines Blickfeldes beeinflusst. Bei dieser Testbedingung lag die Reliabilität lediglich bei  $ICC_{tr} = .26$  bis  $.35$  (Wrisley et al., 2007). Die Testbedingungen eins bis zwei und vier bis sechs zeigen Intra-Klassen-Korrelationen von  $ICC_{tr} = .43$  bis  $.98$ .

Die Studie von Leitner und Kollegen (2009) konnte eine mittlere Intraklassenkorrelation von  $ICC_{tr} = .46$  ermitteln. Die Testbedingungen 1 bis 2 und 4 bis 6 zeigten Intraklassenkorrelationen von  $ICC_{tr} = .43$  bis  $.98$ . Die Studie von Leitner und Kollegen (2007) konnte eine mittlere Intra-Klassen-Korrelation von  $.46$  ermitteln. Bei körperlichen Beeinträchtigungen der Probanden kann eine hohe Zuverlässigkeit der Testbedingungen angenommen werden (Leitner et al., 2009; Akhbari et al., 2015; Herbert & Manago, 2017).

Die dynamische Posturographie unter Verwendung des SOT analysiert die Bewegung in anterior-posteriorer Richtung, während die Bewegung in medio-lateraler Richtung in diesem Verfahren vernachlässigt wird. Die dynamische Posturographie unter Verwendung einer schwingenden Grundplatte (Posturomed) betrachtet die Bewegung in A-P- und M-L-Richtung.

## Schwingende Platten

Der empirische Teil der Arbeit beschäftigt sich intensiv mit dem Einsatz einer schwingenden Platte als dynamische Gleichgewichtsdiagnostik. In Tabelle 15 werden Studien dargestellt, welche die Reliabilität der Messung mit einer schwingend gelagerten Platte (Posturomed) untersuchen. Diese Studien wurden anhand des Suchbegriffs „posturomed AND reliability“ identifiziert. Insgesamt wurden 175 Studien in den drei verwendeten Datenbanken gefunden, davon auf der Plattform Google Scholar 172 Studien, auf Medline/PubMed zwei Studien und auf SURF (nationale Datenbank) wurde eine Studie ermittelt. Nach Sichtung der Titel und Zusammenfassungen konnten acht Artikel als relevant identifiziert werden. Drei Artikel der Datenbanken Medline/PubMed und SURF wurden als Doppelungen ausgeschlossen. Im Forschungsstand werden fünf Studien dargestellt.

Die fünf angeführten Studien zeigen insgesamt mittlere bis sehr hohe Test-Retest-Reliabilitäten oder Intraklassenkorrelationen. Kiss und Kollegen (2011) untersuchten in ihrer Studie einen Parameter, der die Dämpfung des schwingenden Systems beschreibt. Untersucht wurden 20 junge gesunde und 20 ältere gesunde Probanden. Diese standen beidbeinig oder einbeinig mit dem dominanten und dem nicht-dominanten Bein auf der schwingend gelagerten Platte. Die Test-Retest-Reliabilität betrug .99 bei jungen Personen und .98 bei älteren. Die Arbeitsgruppe Kopinski, Engel, Mueller und Mayer (2013) stellte in einem Kongressbeitrag Daten aus einer Studie vor, in der 13 gesunde Probanden in einem Test-Retest-Design innerhalb eines Zwei-Wochen-Intervalls untersucht worden sind. Durchgeführt wurden jeweils drei Versuche im Einbeinstand auf dem Posturomed. Die Test-Retest-Reliabilität konnte insgesamt mit  $ICC_{tr} = .49$  angegeben werden. Beim linken Bein lag die Korrelation der drei Messungen bei  $ICC_{tr} = .63$ , beim rechten Bein betrug die Reliabilität  $ICC_{tr} = .34$ .

In einer Studie, durchgeführt von der Arbeitsgruppe um Schmidt, Germano & Milani (2015), wurde die COP-Bewegung (in A-P- und M-L-Richtung) aufgezeichnet. Der Vergleich von zwölf Testpositionen zu vier unterschiedlichen Messzeitpunkten ergab eine Intraklassenkorrelation oder eine Test-Retest-Reliabilität zwischen  $ICC_{tr} = .71$  und  $.97$ .

Tab. 15: Studien zur Reliabilität der posturographischen Messung unter Verwendung des Posturomed

Autoren	Parameter	Messdauer- und Messwiederholungen	Ergebnisse
Böer (2006)	Schwankungsweg	6 sec 2 Messwdh.	$ICC_{tr} = .97$
Kiss et al. (2011)	Lehr'sche Dämpfungsrate	3 sec 3 Messwdh.	$ICC_{tr} = .99$ (junge Personen) $ICC_{tr} = .98$ (ältere Personen)
Kopinski et al. (2013)	Schwankungsweg	15 sec 3 Messwdh. (nach Perturbation)	$ICC_{tr} = .49$ $ICC_{tr} = .63$ (linkes Bein) $ICC_{tr} = .34$ (rechtes Bein)
Schmidt et al (2015)	COP-Bewegung	260 ms 4 Messwdh.	$ICC_{tr} = .71 - .97$
Böer et al. (2010)	Schwankungsweg	6 sec 2 Messwdh.	$ICC = .73$

Die Messzeit betrug in dieser Studie 260 ms. Zwei Studien zur Gleichgewichtsdiagnostik mithilfe des Posturomeds wurden von Böer (2006) sowie Böer, Mueller, Krauss, Haupt und Horstmann (2010) durchgeführt. In den Studien wurden die Wegstrecke in x- und y-Richtung sowie das resultierende Wegsignal aufgezeichnet. Drei verschiedene Testpositionen wurden an zwei verschiedenen Tagen durchgeführt. In der ersten Studie (Böer, 2006) entstand ein Mittelwertunterschied bei den drei Parametern zum ersten und zweiten Messzeitpunkt. Der Autor gibt eine Test-Retest-Reliabilität von  $ICC_{rr} = .97$  an. In der zweiten Studie (Böer et al., 2010) wird ein Wert von  $ICC_{rr} = .73$  für die Test-Retest-Reliabilität angegeben. Das Probandenkollektiv der ersten Untersuchung bestand aus insgesamt 111 Personen, die in drei Gruppen eingeteilt wurden, und zwar in die „Hüftgruppe“, die „Kniegruppe“ und die „Normgruppe“. Die Knie- und die Hüftgruppe bestanden aus Patienten mit Knie- oder Hüftarthroseleiden oder Patienten, die einen endoprothetischen Gelenkersatz des Knie- oder Hüftgelenks bekommen und seit sechs Monaten in einer Gruppe für Knie- oder Hüftpatienten Sport getrieben hatten. Das Durchschnittsalter der Gesamtgruppe lag bei 49 Jahren. Hinsichtlich Alter, Gewicht, Größe und Body-Mass-Index waren die Probanden vergleichbar. In der zweiten Studie (Böer et al., 2010) wurden 55 gesunde Probanden ( $37 \pm 15$  Jahre) untersucht.

Die Literaturbefunde weisen insgesamt darauf hin, dass die Zuverlässigkeit der posturographischen Verfahren wie bei der Reproduzierbarkeit abhängig von der untersuchten Probandenklientel ist. Die Reliabilität ist zudem abhängig von der gewählten Testbedingung oder der Standposition sowie vom berechneten Parameter. Unterschiede zwischen den einzelnen Verfahren hinsichtlich der Zuverlässigkeit können nicht berichtet werden. Die geringsten Werte für die Reliabilität werden in jenen Studien berichtet, die Kraftmessplatten zur statischen Posturographie nutzten. Die durchgehend hohen Werte für die Langzeitreliabilität der dynamischen Posturographie mithilfe des Posturomeds werden in der vorliegenden empirischen Studie überprüft.

In der Gesamtschau zeigten die Probandengruppen, denen sich in ihrer Sportart oder dem Alltag höhere Anforderungen an das Gleichgewicht stellen oder bei denen höhere Gravitationskräfte wirken, höhere Gleichgewichtsleistungen. Diese Leistungen spiegeln teilweise die charakteristischen Anforderungen der Sportart wider. Eiskunstläuferinnen zeigten eine hohe Gleichgewichtsleistung bei somatosensorischer Manipulation, denn die Sportart stellt eine hohe Anforderung an die Somatosensorik und die Informationsaufnahme über die Fußsohlen. Kampfsportler wiesen ebenfalls höhere Leistungen auf als die Kontrollgruppe, während Rugbyspieler eine geringere Gleichgewichtsleistung als die Kontrollgruppe zeigten, was möglicherweise auf verletzungsbedingte Probleme mit dem Gleichgewichtssystem hindeutet. Studien zum Vergleich zwischen Sportartengruppen anhand der Gleichgewichtsleistung, ermittelt mithilfe einer schwingend gelagerten Grundplatte (Posturomed), sind nicht bekannt.

Die Reproduzierbarkeit und die Reliabilität sind von der Probandenklientel, den erhobenen Parametern zur Quantifizierung des Gleichgewichts, der Messdauer und den Messwiederholungen abhängig. Grundsätzlich konnten für die Reliabilität höhere Werte in Bezug auf die statischen Messungen als hinsichtlich der dynamischen Messungen erhoben werden. Die höchsten Reliabilitätskoeffizienten wurden für die Messung unter Verwendung des Interaktiven Balancesystems ermittelt. Die Reliabilitätskoeffizienten für Testbedingungen ohne Manipulation lagen höher als jene unter der Manipulation vestibulärer, somatosensorischer oder optischer Informationen.

In Kapitel 3.5 werden die sich aus dem Forschungsstand ergebenden Forschungsdefizite dargestellt.

### 3.5 Forschungsdefizite und Modellbildung

Im folgenden Kapitel werden zunächst fünf zentrale Forschungsdefizite (Kap. 3.5.1) beschrieben, die sich aus den theoretischen Überlegungen zum Thema Gleichgewicht und aus dem im Kapitel 3 vorgestellten aktuellen Forschungsstand ableiten lassen. In anschließendem Kapitel 3.5.2 wird ein modifiziertes Modell zur Charakterisierung des Gleichgewichts (Kap. 3.5.2.1; Fetz, 1989) und das eigene Modell zu ausgewählten Strategien für den Ausgleich von Perturbationen bei Gleichgewichtsleistungen vorgestellt (Kap. 3.5.2.2).

#### 3.5.1 Forschungsdefizite

Der empirische Teil der Dissertation beleuchtet das *erste Forschungsdefizit*, das im Zusammenhang mit der Charakterisierung des Gleichgewichts besteht und die Abgrenzung des statischen gegenüber dem dynamischen Gleichgewicht umfasst. Bewegungen werden bei dieser Differenzierung vollständig dem statischen oder dynamischen Gleichgewicht zugeordnet. Das Modell zur Charakterisierung des Gleichgewichts von Fetz (1989, Abb. 17) postuliert eine eindeutige Differenzierung des statischen und dynamischen Gleichgewichts. Das eigene Modell zur Charakterisierung des Gleichgewichts wird im Kapitel 3.5.2.1 in den Blick genommen und im empirischen Teil der Arbeit überprüft.

Die Einordnung in das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept rückt als *zweites Forschungsdefizit* in den Fokus. Die grundsätzliche Thematik wurde im Kapitel 2.3 erörtert. Die aktuelle Literatur zum Thema Gleichgewicht, legt nahe das Gleichgewicht nicht als eine globale und generalisierbare Fähigkeit zu beschreiben, sondern eine Gleichgewichtsleistung im direkten Zusammenhang mit der motorischen Leistung als motorische Fertigkeit anzusehen. Das Gleichgewicht wird nach Mulder (2007, S. 174) als „eine Art Basisfertigkeit“, welche „die Grundlage für viele ‚richtige‘ Fertigkeiten bildet“, beschrieben. Die Arbeitsgruppen Turbanski und Schmidtbleicher (2008), Karlsson und Frykberg (2000) sowie Taubert und Kollegen (2010) zeigen erste empirische Befunde für diese Hypothese auf. Unklar bleibt jedoch, in welchem Maße das Gleichgewicht als motorische Fähigkeit oder motorische Fertigkeit charakterisiert werden kann, da die Ergebnisse inkonsistent sind.

In Kapitel 3.5.2.2 wird ein aus verschiedenen Theorieansätzen (Hüft- und Fußgelenksstrategie zum Ausgleich von Schwankungen usw.) entwickeltes Modell zu ausgewählten Strategien für den Ausgleich von Perturbationen bei Gleichgewichtsleistungen vorgestellt. Dieses Modell wird in Kapitel 5 empirisch geprüft. Das Modell beinhaltet die für Gleichgewichtsansforderungen nötigen Grundvoraussetzungen (somatosensorisch, visuell u. vestibulär; Abb. 18), welche die Basis des Modells darstellen. Die Gleichgewichtsleistung baut auf vier Säulen auf: (1) Reduzierung der Freiheitsgrade, (2) schnelle Ausgleichsbewegungen, (3) Körperschwerpunktabenkung und (4) Geschwindigkeit.

Das *dritte Forschungsdefizit* besteht in der Beschreibung und der Erklärung interpersoneller Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung zwischen Sportlern und sportlich inaktiven Probanden sowie zwischen Sportlern verschiedener Sportarten. Zur dynamischen Posturographie mithilfe des Sensory Organization Test liegen Ergebnisse im Zusammenhang mit der ausgeübten Sportart vor (Gao et al., 2011; Fong et al., 2014; Kritiyakarana, et al., 2016; Chow et al., 2016). Die dynamische Posturographie mithilfe des Posturomeds wurde bisher ohne den Zusammenhang der Gleichgewichtsleis-

tung mit der Sportart der Probanden interpretiert (Böer, 2006; Kiss et al., 2011; Kopinski et al., 2013).

Die valide Messung des Konstrukts Gleichgewicht durch die Differenzierung der verschiedenen Probandengruppen stellt das wichtigste Gütekriterium des Verfahrens dar. Neben der Validität des Gleichgewichtstests werden in der vorliegenden Arbeit die Reliabilität (Stabilität der Testergebnisse über mehrere Messzeitpunkte; *viertes Forschungsdefizit*) und die Reproduzierbarkeit (Stabilität der Messergebnisse über mehrere Messwiederholungen am selben Tag; *fünftes Forschungsdefizit*) des Verfahrens überprüft. Die Reproduzierbarkeit und Reliabilität wurden bisher lediglich für die dynamische Posturographie unter Verwendung des SOT geprüft. Die Reliabilität und die Reproduzierbarkeit stehen im direkten Zusammenhang zum berechneten posturographischen Parameter, zur Testbedingung und zur untersuchten Probandenklientel. Die Zusammenhänge zwischen den Variablen werden in der vorliegenden Arbeit erörtert.

### **3.5.2 Modellbildung**

Das folgende Kapitel beschreibt die im empirischen Abschnitt der Arbeit überprüften Modelle zur Charakterisierung des Gleichgewichts und zur Gleichgewichtsleistung.

#### **3.5.2.1 Modell zur Charakterisierung des Gleichgewichts**

Das Modell zur Charakterisierung des Gleichgewichts nach Fetz (1989) beschreibt das Körpergleichgewicht als statisch oder dynamisch. Das dynamische Gleichgewicht wird zusätzlich in translatorische und rotatorische Bewegungen unterteilt. Die eigenen Modifizierungen des Modells umfassen die Beschreibung des Gleichgewichts auf einem Kontinuum zwischen statischen und dynamischen Bewegungen.

Der bipedale Stand mit abgesenktem Körperschwerpunkt markiert die untere Grenze des Kontinuums (statisch) und der unipedale Stand auf den Zehenspitzen des Fußes die obere Grenze (dynamisch; Abb. 17; *erstes Kontinuum*). Die Unterstützungsfläche ist bei den bipedalen Standpositionen größer als bei den unipedalen Standpositionen oder den Positionen, bei denen die Füße des Probanden eng zusammen stehen (Tandemstand). Aus diesem Grund entstehen bei den bipedalen Positionen geringere Eigenperturbationen und geringere Schwankungen der Probanden. Im Kapitel 5.1.1 (empirischer Teil der Dissertation) werden die Anforderungen der Testbedingungen variiert, um eine Steigerung der Schwierigkeit nachzuweisen.

Das *zweite Kontinuum* bezieht sich auf die Fortbewegung des Menschen während der Gleichgewichtsleistung. Während der Fortbewegung muss der Gleichgewichtszustand regelmäßig geändert oder angepasst werden (z. B. beim Gehen oder Laufen). Die untere Grenze des Kontinuums beschreibt den Gleichgewichtszustand ohne Fortbewegung, die obere Grenze stellt die Fortbewegung mit hoher Geschwindigkeit dar, bei der große Kräfte wirken (z. B. Ski-Abfahrt).

Das *dritte Kontinuum* zeigt auf, inwieweit die Bewegungsausführung eine Translation oder Rotation umfasst. Eine translatorische Bewegung stellt beispielsweise eine Gangbewegung dar. Eine partielle Verschiebung auf dem Kontinuum in Richtung der Rotation bedeutet, dass das Gleichgewicht nach einem Richtungswechsel wie nach einer Drehung um die Körperlängsachse angepasst werden muss.



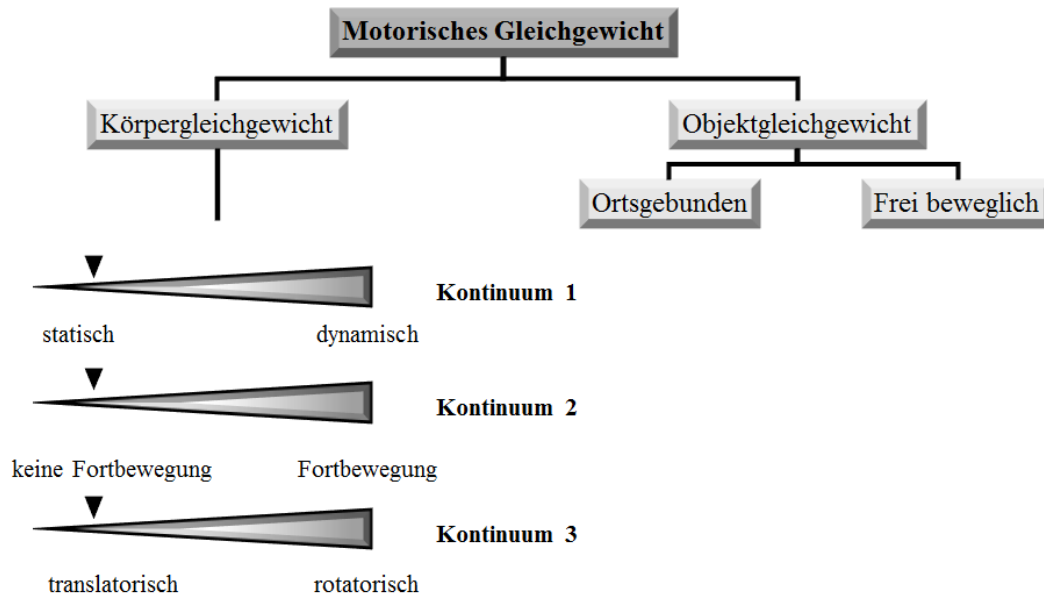


Abb. 17: Charakterisierung des Gleichgewichts (mod. nach Heidemann, 2006 nach Fetz, 1989, S. 180)

Die vollständige Verschiebung auf dem Kontinuum zum Pol „Rotation“ beschreibt die Gleichgewichtsleistung während einer ausschließlichen rotatorischen Bewegung wie die Pirouette beim Schlittschuhlaufen. Die Definition und die Einteilung des Objektgleichgewichts bleiben bestehen. Das Objektgleichgewicht wird auf ortsgebundene und frei bewegliche Objekte bezogen. Das Balancieren von Objekten stellt eine motorisch anspruchsvolle Aufgabe dar, ist aber kein Bestandteil des Körpergleichgewichts. Beim Balancieren ortsgebundener oder frei beweglicher Objekte scheinen kinästhetische Differenzierungsleistungen entscheidender als die Gleichgewichtsleistung zu sein (Hirtz et al., 2005).

### 3.5.2.2 Modell zur Gleichgewichtsleistung

Das eigene Modell zu Gleichgewichtsleistungen beschreibt die Grundvoraussetzungen für das Gleichgewicht, die nur in geringem Maße veränderbar sind. Dies bedeutet, dass die Informationsaufnahme und Informationsverarbeitung (somatosensorisch, vestibulär, visuell) nur geringfügig verbessert werden können, indem z. B. die Somatosensorik durch ein sensomotorisches Training adaptiert wird. Durch die Störung der Organsysteme Gleichgewichtsorgan und Auge sowie der Druckrezeptoren (Somatosensorik), welche die Informationsaufnahme und Informationsverarbeitung determinieren, kann es zur Beeinträchtigung der Gleichgewichtsleistung kommen. Die Verschaltung der Teilsysteme (Somatosensorik, Vestibularorgan, Optischer Sinn) oder die Integration der Informationen dürfen in diesem Zusammenhang nicht beeinträchtigt sein. Angenommen wird, dass das Gleichgewicht zum einen von den Grundvoraussetzungen der genannten Teilsysteme determiniert wird und zum anderen in verschiedenen Situationen (z. B. Lösen einer Gleichgewichtsaufgabe auf dem Stabilometer) als eine motorische Fertigkeit technikspezifisch trainiert werden kann. Die Grundvoraussetzungen können nur in einem gewissen Umfang trainiert oder verbessert werden. Der visuelle Sinn ist zwar trainierbar, jedoch liegen keine Studienergebnisse vor, wonach beispielsweise mit der Verbesserung des dynamischen (Raum-)Sehens eine Verbesserung der

Grundvoraussetzungen für das Gleichgewicht oder gar eine Adaption der Gleichgewichtsleistung einherginge. Unwesentliche Abweichungen in den Grundvoraussetzungen sind durch die genetische Disposition und mögliche schwache Veränderungen durch Training anzunehmen. Diese geringen Unterschiede sollten jedoch im Allgemeinen nicht zu deutlichen Leistungsunterschieden führen. Leistungsunterschiede sind vielmehr nach dem eigenen Modell durch Erfahrungen mit der Ausführung von Gleichgewichtsbewegung anzunehmen.



Abb. 18: Modell zur Gleichgewichtsleistung

Dies bedeutet, dass die Versuchspersonen die Techniken zum Ausgleich von Perturbationen schneller erlernen können. Derartige Techniken oder Strategien, mit denen das Gleichgewicht beibehalten und wiederhergestellt werden kann, werden im folgenden Abschnitt näher beschrieben.

Die Techniken oder Strategien zum Ausgleich von Perturbationen setzen Erfahrungen mit den relevanten Bewegungen und Situationen, in denen die Bewegungen ausgeführt werden müssen voraus. Personen, die Sportarten mit hohen Anforderungen an das Gleichgewichtssystem ausüben (Gerätturnen, Skifahren, Eiskunstlauf oder ähnliche), wählen bevorzugt Strategien, die es den Sportlern ermöglichen, eine höhere Gleichgewichtsleistung zu erreichen, denn die Personen haben Erfahrungen mit dem lösen derartiger Aufgaben. Zum Ausgleich geringer Schwankungen oder Perturbationen erfolgen Bewegungen im Fuß- oder Hüftgelenk. Im Zweibeinstand dominiert die Körperschwerpunktbewegung in der Sagittalebene (Schändler, 2017, S. 6 nach Diener & Dichgans, 1988; Riemann, Myers & Lephart, 2003), im Einbeinstand hingegen überwiegt die Bewegung in der Frontalebene (Schändler, 2017, S. 6 nach Hoogvliet, van Duyl, Bakker, Mulder & Stam, 1997, S. 14). Diese Regeln werden anhand empirischer Daten überprüft. Die in Kapitel 2.4 beschriebenen Strategien (Fußgelenks- und Hüftstrategie) kommen bei der Realisierung des bipedalen Stands zur Anwendung. Wenn das Körpergleichgewicht dynamischer angepasst werden muss, werden mehr Freiheitsgrade angesprochen.

Das angesprochene Modell beruht auf folgenden kombinierbaren Strategien zum Ausgleich von Schwankungen:

1. Reduzierung der Freiheitsgrade
2. Schnelle Ausgleichsbewegungen
3. Körperschwerpunktabenkung
4. Stabilität durch Geschwindigkeit

Die *Strategie der Reduzierung der Freiheitsgrade* ist an die Vorstellungen von Nashner und McCollum (1985) angelehnt (Kap. 2.4). Diese gehen davon aus, dass Perturbationen entweder durch die Muskulatur der Fußgelenke oder durch die Bewegung im Hüftgelenk und die dazu komplementären Bewegungen in den Fußgelenken ausgeglichen werden. Die kombinierte Hüft- und Fußgelenksstrategie scheint jedoch nicht auszureichen, um ein komplexes System angemessen zu beschreiben, denn der Körper des Menschen besitzt deutlich mehr Freiheitsgrade als die der Hüfte und des Fußgelenks. Karlsson und Lanshammar (1997) machten darauf aufmerksam, dass die Vereinfachung auf die diese zwei Freiheitsgrade Hüfte und Fußgelenk aufgrund der Schwabbelmasse des Körpers nicht zulässig ist. Durch mehr Schwankung per Eigen- oder Fremdperturbationen findet eine Verschiebung von der Fußgelenks- zur Hüftstrategie statt. Die an den einzelnen Gelenken des Körpers entstehenden Freiheitsgrade werden reduziert oder blockiert, um das Gleichgewicht beizubehalten. Durch die Muskulatur wird eine Spannung aufgebaut, die dazu führt, dass keine oder nur wenig Bewegung im Gelenk möglich ist. Wenn aus einer Bewegung heraus eine Eigen- oder Fremdperturbation auftritt, die nicht von der Muskulatur abgefangen werden kann, dann verliert diese Strategie an Funktionalität. Durch die Reduzierung der Freiheitsgrade entsteht eine Art ein-dimensionales Pendel. Bei starker Schwankung des Pendels wird die Unterstütsungsfläche schnell verlassen und die Person verliert das Gleichgewicht oder fällt. Schändler (2017) bezeichnet das Kontinuum von Fußgelenks- und Hüftstrategie auch als Fixed-Support Strategy (Strategie der festen Unterstütsungsfläche). Jene Strategie, in deren Rahmen die Unterstütsungsfläche geändert wird, ist die Change-in-Support Strategy. Die Strategie ähnelt der Strategie der Körperschwerpunktabenkung, denn die Unterstütsungsfläche wird durch eine horizontale oder vertikale Bewegung von Teilmassen verändert.

Die *Strategie der schnellen Ausgleichsbewegungen* stellt eine weitere Strategie zum Ausgleich von Perturbationen zur Erhaltung des Körpergleichgewichts dar. Bei dieser Technik folgt auf eine Perturbation eine möglichst schnelle Gegenbewegung mit hoher Beschleunigung. Der Nachteil dieser Strategie ist, dass bei Initiierung einer übermäßigen Gegenbewegung das System zu stark aus dem Gleichgewicht gebracht wird.

Bei der *Strategie der Körperschwerpunktabenkung* wird der Ausgleich von Perturbationen durch die Änderung der Körperposition erreicht. Liegt die senkrechte Projektion des Körperschwerpunktes (KSP) innerhalb der Unterstütsungsfläche, dann befindet sich der Körper im stabilen Gleichgewicht. Bei kleinen Auslenkungen kehrt der Körper in die Ausgangslage zurück. Wird der Körper derart gekippt, dass sich das Lot des KSP nicht mehr über der Unterstütsungsfläche befindet, kippt der Körper vollständig. Die benötigte Kraft, um den Körper zu kippen, hängt von der Größe der Unterstütsungsfläche und von der Höhe des KSP ab ( $F_2 < F_1$ ; Abb. 19).

Die mechanischen Erklärungen zum Gleichgewicht gelten für starre Körper oder Objekte und sind nicht ohne Einschränkungen auf den menschlichen Körper übertragbar, denn der menschliche Körper ist ein System mit vielen Freiheitsgraden (Gelenke). Die Gesetzmäßigkeiten beim starren Körper können jedoch zu großen Teilen auf den menschlichen Körper übertragen werden. Die angesprochenen Gesetzmäßigkeiten kann der Mensch nutzen, um den eigenen Körper im Gleichgewicht zu halten: Droht das Lot des KSP (COP) die Unterstützungsfläche zu verlassen, senkt die Person den KSP ab und fängt somit eine zu starke Bewegung ab. Obwohl posturale Kontrollstrategien traditionell als reflexartige Reaktionen angesehen werden, die automatisch durch einen sensorischen Stimulus ausgelöst werden, wird angenommen, dass posturale Reaktionen zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichts auf die Beurteilung und Kontrolle durch das ZNS angewiesen sind (Pollok et al., 2000 nach Horak et al., 1997). Strategien der posturalen Kontrolle variieren daher je nach den Zielen und dem Umweltkontext eines Individuums (Pollok et al., 2000 nach Horak, Henry & Shumway-Cook, 1997).

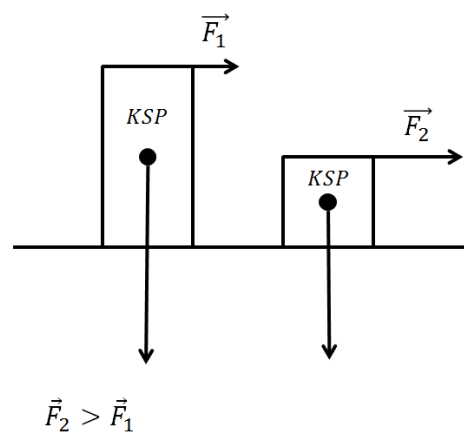


Abb. 19: Zusammenhang von KSP, Unterstützungsfläche und Gleichgewicht

In Abbildung 19 wird der Zusammenhang zwischen Körperschwankung und der Bewegungsvariabilität dargestellt. Die traditionelle Meinung zur Bewegungsvariabilität und der posturalen Kontrolle (van Emmerik & van Wegen, 2002) sieht eine chaotische Körperschwankung als ungeübt und pathologisch an, während die sinusartige Schwankung als die gesunde oder geübte Dynamik beschrieben wird. Die aktuelle Meinung (van Emmerik & van Wegen, 2002) sieht hingegen eine chaotische Schwankung als gesund oder geübt an. Im Gegensatz zur gesunden chaotischen Schwankung steht die sinusartige, gleichmäßige Schwankung der pathologischen Dynamik. Die aktuelle Meinung kann mithilfe der Selbstorganisation (Systemtheorie) erklärt werden. Das System befindet sich im chaotischen Zustand in einer Phase, in der mehr Möglichkeiten der Variation bestehen: Die Person erfährt eine hohe Variabilität oder Auswahl der Ausgleichsbewegungen. In der Sinusschwingung stehen hingegen weniger Variationsmöglichkeiten zur Verfügung. Die chaotische Schwankung gibt der Person eine hohe Variabilität oder Auswahl der Ausgleichsbewegungen.

Diese Theorie gilt nicht für die dynamischen Testbedingungen, denn diese stellen durch die Schwingung der Grundplatte spezielle Anforderungen an die Versuchsperson. Die Schwingung der Grundplatte des Posturomeds sollte kontrolliert oder sinusartig sein. Der Proband passt sich der Eigenfrequenz der Schwingung an und kann das Gleichgewicht beibehalten oder wiederherstellen.

Die beschriebene Strategie wird im eigenen Konzept als *Strategie der Stabilität durch Geschwindigkeit* bezeichnet. Die Gleichgewichtsleistung wird im Kontext der Bewegungsvariabilität weiter untersucht.

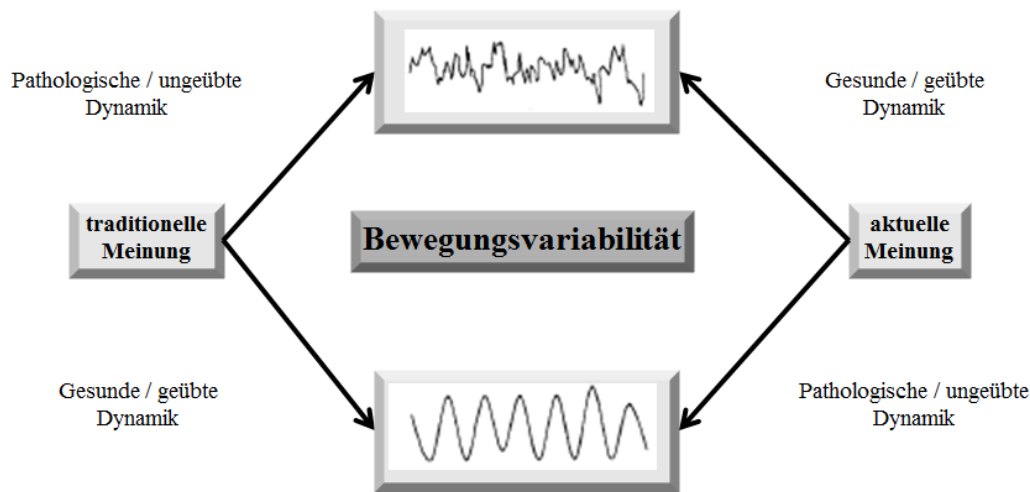


Abb. 20: Bewegungsvariabilität bei Gleichgewichtsleistungen (mod. nach van Emmerik & van Wegen, 2002, S. 178)

Im Zusammenhang mit der Einordnung des Gleichgewichts in das Fähigkeits- oder Fertigkeitkonzept postuliert die Arbeitsgruppe um Pollok (2000), dass die traditionelle, fähigkeitsorientierte Sicht auf die posturale Kontrolle impliziert, dass die Balancekontrolle als eine grundlegende motorische Fähigkeit betrachtet werden kann, die vom ZNS gelernt wird. Wie jede andere motorische Fähigkeit können posturale Kontrollstrategien mit Training und Übung effizienter und effektiver werden (Horak et al., 1997). Wie in Kapitel 2.5 beschrieben, wird davon ausgegangen, dass das Gleichgewicht Grundvoraussetzungen hat. Die Grundvoraussetzungen stellen die funktionierenden Teilsysteme der afferenten und efferenten Informationsverarbeitung dar. Der Mensch erlernt die verschiedenen Ausgleichsstrategien. Die ungeübte Person nutzt zunächst eine schlechte Ausgleichsstrategie und zeigt ein schlechteres Gleichgewichtsverhalten als eine geübte Person. Führt die ungeübte Person regelmäßig verschiedene Gleichgewichtsaufgaben durch, lernt die Person Perturbationen mit einer funktionalen Strategie auszugleichen und wählt diese in verschiedenen Aufgaben. Die Funktionalität und die Sinnhaftigkeit der Strategien wurden in Kapitel 3.2.2 beschrieben. Die Strategie der Reduzierung der Freiheitsgrade ist die am wenigsten funktionale Strategie. Unter Verwendung der Strategie der Stabilität durch Geschwindigkeit lassen sich in den dynamischen Testbedingungen die höchsten Leistungen generieren. Die verschiedenen Strategien werden kombiniert angewendet und bedingen schlussendlich die Qualität der Ausgleichsbewegung und die damit verbundene Gleichgewichtsleistung. Die Ausgleichsbewegungen zeigen eine sinusartige oder chaotische Schwingung. Deren Einfluss auf die Gleichgewichtsleistung ist nicht empirisch untersucht.

Die empirischen Nachweise zu den genannten Strategien bieten Indizienbeweise für eine Annahme des Fertigungsansatzes, denn dieser steht für das Erlernen von Techniken zum Ausgleich von Schwankungen. Zur Prüfung der Charakterisierung des Gleichgewichts und der Frage nach dessen Einordnung in das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept wurde ein Testsetting entwickelt, mithilfe dessen

die Strategien zum Ausgleich von Perturbationen und die Steigerung der Anforderungen nachgewiesen werden können. Die Bewegungsvervielfältigung bei Ausgleichsbewegungen steht im direkten Zusammenhang zum Forschungsdefizit der Einordnung des Gleichgewichts in das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept (Abb. 20, S. 79), denn die gezielte Nutzung von gleichförmiger oder chaotischer Schwingung kann eine funktionale Strategie zum Erhalt oder der Wiederherstellung von Gleichgewicht sein. Im folgenden Kapitel 4 werden die Experimente zum Gleichgewicht dargestellt.

## 4 Experimente zum Gleichgewicht

In Kapitel 4 werden zunächst die Forschungsziele der vorliegenden Arbeit konkretisiert (Kap. 4.1). Dabei werden die Forschungsdefizite chronologisch nach dem Aufbau der Arbeit in Forschungsziele überführt. Kapitel 4.2 beschreibt den aus den Forschungszielen abgeleiteten Forschungsansatz. In Kapitel 4.3 wird die übergeordnete Untersuchungsmethodik dargestellt, die in drei Studien (Vorstudie, Hauptstudie 1 u. 2) redundant angewendet wird. Die Parameter der Posturographie und die Messtechnik ändern sich nur in Details, die Änderungen werden in der spezifischen Untersuchungsmethodik der drei Studien beschrieben. Kapitel 4.3.1 erörtert die Datenerfassung (kinetische und kinematische Daten sowie Probandenbefragung), Kapitel 4.3.2 stellt die Datenverarbeitung dar.

### 4.1 Forschungsziele

Die *Charakterisierungen des Gleichgewichts* gehen auf Fetz (1989) zurück (*erstes Forschungsdefizit*). Die von Fetz gewählte Einteilung setzt zwar eine klare Differenzierung des statischen und dynamischen Gleichgewichts voraus, die aber nicht durch empirische Befunde belegt werden kann. Das Gleichgewicht unterteilt Fetz (1989) in das Körper- und das Objektgleichgewicht. Das Objektgleichgewicht kann auf ortsgebundene und frei bewegliche Objekte bezogen werden, das Körpergleichgewicht gliedert sich in das statische und dynamische Gleichgewicht. Falls sich die zwei Formen (statisch u. dynamisch) voneinander abgrenzen lassen, wird durch das Konzept nicht geklärt, welche Art von Bewegung und welche Standpositionen dem statischen und dynamischen Gleichgewicht zuzuordnen sind. Das erste Forschungsziel besteht insofern im empirischen Nachweis des in Kapitel 3.5.1.1 vorgestellten Modells, welches das Gleichgewicht als ein Kontinuum zwischen *statisch und dynamisch* beschreibt. Die zwei weiteren Regler dieses Konzepts – die Fortbewegung und die Art der Bewegung (rotatorisch und translatorisch) – lassen sich anhand der Gleichgewichtsaufgabe beschreiben. Die fehlende empirische Prüfbarkeit der Einteilung in das statische und dynamische Gleichgewicht stellt eines der Forschungsdefizite dar. Als Ziel der Arbeit steht die Aufdeckung von Unterschieden zwischen statischen und dynamischen Gleichgewichtsaufgaben anhand einer kinetischen und kinematischen Betrachtung (*erstes Forschungsziel*).

Die in den Studien von Böer und Kollegen (2010) oder Kopinski und Kollegen (2013) untersuchten *Parameter* beschränken sich auf einfachste Berechnungen wie die der Wegstrecke in x- und y-Richtung sowie des resultierenden Wegsignals (Böer et al., 2010). Bei Kiss (2011) wurde die erste Neuerung hinsichtlich der Nutzung spezieller Parameter – die Lehr'sche Dämpfungsrate – vorgestellt. Die Analysen beschränken sich jedoch auf die kinetische Betrachtungsweise. Keine der Studien untersuchte kinematische Daten oder Parameter der 3D-Analyse. Die kinematische Analyse der dynamischen Posturographie stellt somit neben dem Vergleich der Sportartengruppen das zweite Alleinstellungsmerkmal dieser Studie dar. Das Forschungsziel im methodischen Bereich besteht in der Identifizierung von Parametern, welche die Gleichgewichtsleistung auf kinetischer und kinematischer Ebene beschreiben können und auf die Messung unter Verwendung des Posturomeds anwendbar sind (*zweites Forschungsziel*).

Im Zusammenhang mit dem Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept wurden in Kapitel 3.5 die *Strategien zum Ausgleich von Perturbationen* bei Gleichgewichtsleistungen beschrieben. Bei der Lösung von Gleichgewichtsaufgaben werden nach diesem Konzept Strategien wie das Absenken des Körper-

schwerpunkts, die Reduzierung von Freiheitsgraden, schnelle Ausgleichsbewegungen oder sinusartige Schwankungen mit hoher Geschwindigkeit verwendet. Für die Existenz dieser Strategien fehlen jedoch empirische Befunde. Das *dritte Forschungsziel* dieser Arbeit besteht deshalb im Nachweis derartiger Techniken (*zweites Forschungsdefizit*). Die Strategien oder Techniken im Zusammenhang mit Gleichgewichtsleistungen sprechen für eine fertigkeitbasierte Betrachtungsweise des Konstrukts Gleichgewicht. Hingegen versuchen die Studien, die sich mit dem Gleichgewicht im Zusammenhang mit dem Fähigkeits-/Fertigkeitsprinzip beschäftigen, die fähigkeitsbasierte Betrachtungsweise zu belegen, ohne Nachweise für die fertigkeitbasierte Betrachtungsweise zu finden (Turbanski & Schmidtbleicher, 2008).

Das *vierte Forschungsziel* der Arbeit besteht darin, empirische Belege in Form kinetischer und kinematischer Größen für die Strategien zum Ausgleich von Perturbationen zu liefern. Im direkten Zusammenhang mit dem Forschungsdefizit bezüglich der Strategien zum Ausgleich von Perturbationen steht die *Bewegungsvariabilität bei Gleichgewichtsleistungen*, zu der indifferente Ergebnisse bestehen. Bislang konnte nicht abschließend geklärt werden, inwieweit eine niedrige oder eine hohe Bewegungsvariabilität die bessere Strategie zur Erhaltung des Gleichgewichts darstellt. Die aktuelle Meinung (van Emmerik & van Wegen, 2002) bevorzugt eine hohe Bewegungsvariabilität und damit eine chaotische Schwankung in Bezug auf die Lösung einer Gleichgewichtsaufgabe. Bei statischen Testbedingungen ist die chaotische Schwankung funktionell, während bei dynamischen Testbedingungen (Posturomed) die sinusartige Schwingung eine zweckmäßige Strategie zum Ausgleich von Perturbationen oder zur Beibehaltung des Gleichgewichts bildet. Die Analyse der Schwankung oder Schwingung und die Abgrenzung der funktionellen Strategien in Bezug auf die Bewegungsvariabilität stellt das *fünfte Forschungsziel* der Arbeit dar.

Ab dem Jahr 1999 wurden Studien zum *interpersonellen Vergleich* durch die statische Posturographie durchgeführt. Die Studienlage zu dieser Forschungsfrage ist eindeutig: Sportler erreichen in einer statischen Posturographie höhere Leistungen als Nicht-Sportler (Konttinen Lyytinen & Era, 1999; Su, Wu & Lee, 2000; Vuillerme et al., 2001; Gerbino et al., 2006; Agostini et al., 2013). Chapman und Kollegen (2007) konnten keine nachweisbaren Unterschiede finden. Nachvollziehbare Ergebnisse, warum Sportler verschiedener *Sportarten* eine höhere Leistung zeigen als Nicht-Sportler, liegen vor (Vuillerme et al., 2001; Gerbino et al., 2006; Arkov et al., 2008). Diese Studien bestehen sowohl für die Messung mit Kraftmessplatten als auch für jene mit speziellen posturographischen Messinstrumenten (Interaktives Balancesystem; Sunlight Medical Ltd., Israel). Der Vergleich verschiedener Probandengruppen anhand der dynamischen Posturographie unter Verwendung einer kippenden Kraftmessplatte (SMART EquiTest; Natus Medical Incorporated, San Carlos) zeigte inkonsistente Ergebnisse. In den Studien von Simmons (2005), Clark und Iltis (2008), Gao und Kollegen (2011) sowie Krityakiarana und Jongkamonwiwat (2016) zeigten die Sportler höhere Gleichgewichtsleistungen als sportlich inaktive Probanden. In der Studie von Golomer und Depui (2000) konnten keine Effekte nachgewiesen werden und die Studie von Chow und Kollegen (2016) offenbarte für Rugbyspieler klare Nachteile gegenüber einer Kontrollgruppe. Ein interpersoneller Vergleich unter Verwendung einer schwingenden Platte (Posturomed) und damit verbundener kinetischer und kinematischer Parameter konnte nicht gefunden werden. Der Vergleich zwischen Sportartengruppen und sportlich inaktiven Probanden durch eine dynamische Posturographie unter Verwendung des Posturomeds stellt das *sechste Forschungsziel* und ein Alleinstellungsmerkmal der vorliegenden Arbeit dar (*drittes Forschungsdefizit*).



Bei der Bewertung von Messverfahren zur Gleichgewichtsdiagnostik wurden die Hauptgütekriterien beschrieben. Neben der Validität ist demnach die Reliabilität oder Zuverlässigkeit das wichtigste Gütekriterium. Die *Reliabilität* der statischen Posturographie (Kraftmessplatte, Interaktives Balancesystem) wurde mithilfe von Studien empirisch belegt (Carpenter et al., 2000; Chiari et al., 2000; Kitabayashi et al., 2003; Lafond et al., 2004). Die Reliabilität wurde für mehrere Messwiederholungen (Reproduzierbarkeit) und für mehrere Messungen mit größeren Zeitintervallen (Reliabilität) nachgewiesen. Insgesamt ist die Methode der statischen Posturographie hinsichtlich der Test-Retest-Reliabilität als reliabel zu bewerten. Die dynamische Posturographie unter Verwendung einer kippenden Kraftmessplatte wurde hinsichtlich der Güte in einigen Studien untersucht (Liao et al., 2001; Jayakaran et al., 2011; Whitney et al., 2011; Alahmari et al., 2014), nicht jedoch die dynamische Posturographie unter Verwendung der schwingend gelagerten Platte (Posturomed). Die Beurteilung anhand des Gütekriteriums Reliabilität stellt ein Forschungsziel dieser Arbeit dar. Die Studien zur dynamischen Posturographie (Böer, 2006; Kiss et al., 2011; Kopinski et al., 2013; Schmidt et al., 2015; Böer et al., 2010), die mithilfe des Posturomeds durchgeführt wurden, untersuchten gesunde Probanden oder Probanden mit Hüft- oder Knieleiden. Die mangelnden Ergebnisse zu Sportartengruppen und deren Unterschieden in der Gleichgewichtsleistung stellen ein Forschungsdefizit dar. Die Unterschiede können jedoch nicht nur zwischen verschiedenen Sportartengruppen, sondern zwischen Sportlern und sportlich inaktiven Probanden bestehen. Beide Möglichkeiten werden im empirischen Teil der Dissertation in den Blick genommen. Das *siebte Forschungsziel* besteht in der Bewertung der Reliabilität und Reproduzierbarkeit (*viertes u. fünftes Forschungsdefizit*) der dynamischen Posturographie unter Verwendung einer schwingenden Grundplatte (Posturomed).

## 4.2 Forschungsansatz

Die *Charakterisierung des Gleichgewichts* wird mithilfe der Vorstudie und der Hauptstudie 1 empirisch aufgeklärt. Empirische Nachweise für die eindeutige Differenzierung des statischen und dynamischen Gleichgewichts konnten bisher nicht erbracht werden. Kapitel 3.5 beschreibt ein Modell mit einem Kontinuum zwischen dem statischen und dynamischen Gleichgewicht. Dieser fließende Übergang wird durch Gleichgewichtstestbedingungen mit steigender Anforderung nachgewiesen. Die Anforderung steigt mit der Verringerung der Unterstützungsfläche und mit der Manipulation oder Ausschaltung von Informationsquellen (somatosensorisch, vestibulär, optisch). Der bipedale Stand ist auf dem Kontinuum als statisch und der unipedale Stand mit geschlossenen Augen als dynamisch zu bezeichnen. Die statische Posturographie sieht Testbedingungen wie den beidbeinigen Stand mit offenen und geschlossenen Augen vor. Die drei Teilsysteme des Gleichgewichtssystems können auf mehrere Arten manipuliert oder ausgeschaltet werden:

1. Visuelles System: Schließen der Augen
2. Somatosensorik: Stand auf Schaumstoffkissen (nachgebende Unterstützungsfläche verzögert Reaktion)
3. Vestibuläres System: Kopfdrehungen in vier Richtungen (rechts, links, vorn, hinten; Schweig, 2006)

Durch das Schließen der Augen wird die *visuelle Information* ausgeschaltet. Die visuelle Information bildet bei starker Schwankung die wichtigste Information zur posturalen Kontrolle. Bei kleinen

Schwankungen sind die somatosensorischen und vestibulären Reize zwar bedeutsamer als die optischen, dennoch sinkt die Leistung des Gleichgewichtssystems durch das Schließen der Augen stark ab. Das Stehen auf einem Schaumstoffkissen beeinträchtigt die Aufnahme der *somatosensorischen Information*, indem das Kissen den Kontakt der Fußsohle mit der Standfläche verzögert. Durch diese Verzögerung wird die Anpassungsreaktion des Körpers nach der Perturbation hinausgezögert. Die Drehung des Kopfes stellt keine direkte Störung dar, denn die Drehung selbst verändert lediglich die Information über die Stellung des Kopfes über die Bogengänge. Bestehen Probleme bei der Aufnahme oder Weiterleitung von Informationen aus dem *vestibulären System*, kann durch den Romberg-Test (Drehungen des Kopfes) derjenige Bogengang ermittelt werden, der für die gestörte Information zuständig ist. Schwesig (2006) konnte Schwankungsfrequenzen nachweisen, die für ein funktionelles Problem des somatosensorischen, optischen, vestibulären oder zentralnervösen Teils des Gleichgewichtssystems stehen. Existieren Probleme mit dem vestibulären Sinn, können die Ursachen hierfür mithilfe der Kopfdrehungen auf die verschiedenen Bogengänge zurückgeführt werden.

Neben der Manipulation der Wahrnehmung über die drei Komponenten des Gleichgewichtssystems lässt sich der Schwierigkeitsgrad der Gleichgewichtsaufgaben durch die Verringerung der Unterstützungsfläche steigern. Der Tandemstand – die Platzierung beider Füße hintereinander – bietet eine solche Steigerung. Die maximale Anforderung wird hier durch den Einbeinstand erreicht. Der Unterschied zwischen der *statischen und dynamischen* Posturographie zeigt sich durch statische Testbedingungen wie den Stand auf der Kraftmessplatte und durch dynamische Testbedingungen wie das Stehen auf einer schwingenden Platte (Posturomed). Die Manipulation der afferenten Informationen wird mit den Standpositionen (bipedaler, monopedaler Stand und Tandemstand) kombiniert. Durch die schwingend gelagerte Platte des Posturomeds ist der Proband aufgefordert, das Gleichgewicht ständig zu kontrollieren und anzupassen. Die durch die Schwingung des Geräts ausgelösten Perturbationen stellen keine Fremdperturbationen dar, denn der Proband löst die Schwingung durch die eigene Körperschwankung aus. Diese wird durch das schwingende Posturomed indes verstärkt. Der Vergleich der beiden Charakteristika – statisch und dynamisch – wird gewährleistet, denn die Standpositionen werden in gleicher Form auf der Kraftmessplatte und dem Posturomed ausgeführt. Mittels der kontinuierlichen Steigerung der Anforderungen durch die Gleichgewichtsaufgabe wird überprüft, inwieweit auf dem Kontinuum zwischen statischem und dynamischem Gleichgewicht variiert werden kann.

Gleichgewichtsleistungen von Personen werden mithilfe *posturographischer Parameter* bewertet. Parameter wie die der Analyse der Daten der vier 1D-Kraftsensoren sowie COP- und Frequenzparameter (Kap. 4.4) werden in der vorliegenden Arbeit einander gegenübergestellt und korreliert. Starke korrelative und inhaltliche Zusammenhänge der Parameter geben Anlass dazu, sich in den weiteren eigenen Untersuchungen auf relevante Parameter zu beschränken, denn Parameter gleicher charakteristischer Gruppen führen zu derselben Interpretation der Gleichgewichtsleistung. Die posturographischen Parameter müssen die Eigenschaft besitzen, die Standpositionen hinsichtlich des Schwierigkeitsgrades zu charakterisieren. Zeigt ein Parameter keine Steigerung der Schwierigkeit der Testbedingungen, ist der Test nicht geeignet, die Gleichgewichtsleistung der statischen oder dynamischen Posturographie zu erfassen.

Der Nachweis der *Strategien zum Ausgleich von Perturbationen bei Gleichgewichtsleistungen* wird experimentell über die kinematischen Parameter geleistet (Geschwindigkeit des Körpermarkers auf dem siebten Wirbelkörper, Kniewinkel, Bewegung der Marker auf den Handgelenken usw.). Die charakteristischen Merkmale der Strategien können erfasst und zwischen den Gruppen unterschieden werden. Die Anwendung von Strategien, die zu einer hohen Gleichgewichtsleistung führen, wird durch die Bewegungsanalyse aus der Außensicht beurteilt (3D-Kinematik). Die Verwendung funktionaler Strategien durch die Gruppen mit einer höheren Erfahrung mit Gleichgewichtsanforderungen spricht für eine fertigkeitbasierte Betrachtungsweise des Gleichgewichts.

Die Untersuchung der *Bewegungsvariabilität bei Gleichgewichtsleistungen* geschieht mithilfe von Beschleunigungsdaten und der Positionsveränderungen der Körpermarker. Die Strategie der Stabilität durch Geschwindigkeit hängt direkt mit dem Merkmal der Bewegungsvariabilität zusammen. Gleichmäßige Schwankungen des Probanden und der Grundplatte des Posturomeds sprechen für eine Nutzung dieser Schwingung durch den Probanden. Zu diskutieren ist, inwieweit eine gleichmäßige oder eine chaotische Schwingung eine gute Gleichgewichtsleistung bedingt. Die Schwingungen des Posturomeds und die Schwankungen des Probanden werden im Zusammenhang untersucht. Nach der traditionellen Meinung (van Emmerik & van Wegen, 2002) zeigen Patienten oder Ungeübte ein chaotisches Schwankungs- oder Schwingungsmuster, gesunde Probanden oder Geübte hingegen eine sinusartige, gleichmäßige Schwingung. Die aktuelle Meinung besagt, dass die Gesunden eine chaotische Dynamik zeigen und dass das pathologische Schwingungsmuster sinusartig erscheint (van Emmerik & van Wegen, 2002).

Hinweise zu Unterschieden zwischen *Sportartengruppen* und sportlich inaktiven Probanden hinsichtlich der Gleichgewichtsleistung bieten kinetische und kinematische Parameter. Deren Berechnung erfolgt für die Sportartengruppen.

Die Sportart *Eishockey* wird aufgrund der hohen Gleichgewichtsanforderung auf kleinen Unterstützungsflächen und glattem Untergrund gewählt. Die Testbedingungen der Einbeinstände sollten von den Eishockeyspielern mit einer hohen Gleichgewichtsleistung absolviert werden. Die somatosensorische Manipulation durch das Schaumstoffkissen sollte von den Spielern ausgeglichen werden, denn diese sammeln durch die Bewegung auf dem Eis und in Schlittschuhen regelmäßig Erfahrungen mit der verzögerten Rückmeldung somatosensorischer Information. Trotz des hohen Schaftes des Eishockeyschlittschuhs muss der Spieler das Gleichgewicht auf einer glatten Unterstützungsfläche halten. Um mit den Schlittschuhen Richtungsänderungen durchzuführen, nimmt der Spieler sehr sensibel Informationen über seine Fußsohle wahr und ist in der Lage, diese Information zur Bewegungssteuerung und -kontrolle zu nutzen. Die Studie von Alpini, Mattei, Schlecht und Kohen-Raz (2008), bei der die Autoren *Eiskunstläuferinnen* und eine Kontrollgruppe untersuchten, unterstützt mit den Ergebnissen die Annahme, dass Sportler, die sich auf dem Eis bewegen, eine höhere Gleichgewichtsleistung zeigen. In unterschiedlichen Standpositionen (BAo, BAg, BSAo, BSAg) konnten Unterschiede beim Stabilitätsindex ( $p = .10$ ) und Weight-Distribution-Index festgestellt werden. Eiskunstläuferinnen zeigten demnach einen geringeren Weight-Distribution-Index beim bipedalen Stand auf einem Schaumstoffkissen und einen größeren Weight-Distribution-Index bei der Testbedingung ohne Schaumstoffkissen ( $p < .05$ ). Die Sportart *Fußball* stellt hohe Anforderungen an das Gleichgewichtssystem der Sportler, da bei Schussbewegungen das Gewicht auf einem Bein lastet. In den unipedalen Standpositionen sollten die Fußballspieler eine hohe Gleichgewichts-

leistung zeigen. Daneben spielt beim Fußball der Körperkontakt zu Mitspielern eine große Rolle. Durch die Erfahrung mit dem Ausgleich von Perturbationen durch Fremdeinwirkung sollten die Fußballspieler eine hohe Gleichgewichtsleistung vor allem in den Tandem- und unipedalen Standpositionen zeigen. Die Ergebnisse der Studien von Clark et al. (2008) und Steinberg et al. (2016) weisen diese Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung zwischen Fußballspielern und der Kontrollgruppe auf. Ähnliche Anforderungen wie im Fußball werden beim *Taekwondo* an den Sportler gestellt. Der Taekwondoka nimmt sichere Standpositionen ein und wechselt oft die Position. Der TKD-Sportler sollte durch die Gegnereinwirkungen Erfahrungen mit Eigen- und Fremdperturbationen haben und diese ausgleichen können. Diese Hypothese wird durch die Literatur bestätigt, denn Kampfsportler haben nach den Ergebnissen der Studie von Fong und Kollegen (2014) eine sehr hohe Stabilität.

Eine Hypothese, inwiefern Unterschiede zwischen den Sportarten Eishockey, Fußball und Taekwondo sowie den sportlich inaktiven Probanden bestehen, lässt sich aus der Literatur nicht entwickeln. Die *sportlich inaktiven Probanden* sind in Alltagssituationen gezwungen, das Gleichgewicht zu regulieren und zu kontrollieren. Situationen wie das Stehen in der Straßenbahn oder das Gehen über unebene Flächen fordern das Gleichgewichtssystem. Die Anforderungen können sich zwischen den Sportarten unterscheiden und sollten aber bei den sportlich inaktiven Probanden am geringsten sein.

Die *Reliabilität* wird in den Hauptstudien 1 und 2 anhand des Test-Retest-Verfahrens (Reliabilität) sowie über die Durchführung mehrerer Messwiederholungen (Reproduzierbarkeit) am selben Mess-tag überprüft.

In Tabelle 16 sind der Untersuchungsplan und die Haupt- sowie Nebenfragestellungen des empirischen Teils der Arbeit dargestellt. Die Vorstudie dient der Entwicklung des posturographischen Testsettings (*Hauptfragestellung der Vorstudie*). Die posturographischen Parameter werden für die verschiedenen Testpositionen berechnet und miteinander korreliert. Zudem erfolgt die Übertragung der Testbedingungen der statischen Posturographie auf die dynamische. Die Ergebnisse der posturographischen Messungen bieten Befunde zur Beantwortung der Hauptfragestellung der Vorstudie, die der Entwicklung des Testsettings im Hinblick auf die Parameter und Testbedingungen dient. Die *Nebenfragestellungen der Vorstudie* beschäftigen sich mit dem Gleichgewicht im Spannungsfeld des Fähigkeits-/Fertigkeitskonzepts. Die Unterschiedsprüfung zwischen statischen und dynamischen Testbedingungen desselben Probanden gibt Aufschluss über mögliche Differenzen zwischen diesen Bedingungen. Besteht ein Unterschied, spricht dieser für den Fertigungsansatz.

Der Vergleich von Sportlern und sportlich inaktiven Probanden wird in der Hauptstudie 1 unternommen (*Hauptfragestellung*). Die vier Sportartengruppen sowie die Nicht-Sportler werden einander hinsichtlich der Gleichgewichtsleistung gegenübergestellt. In der Hauptstudie 1 wird die Reliabilität des Verfahrens geprüft. Probanden der Sportartengruppen und sportlich inaktive Probanden werden im Zeitraum von sieben Tagen ein zweites Mal getestet (*Hauptfragestellung*). Die *Nebenfragestellung* der Hauptstudie 1 thematisiert die Belegbarkeit von Strategien zum Ausgleich von Perturbationen bei Gleichgewichtsleistungen. Die Strategien werden anhand der charakteristischen Merkmale durch die kinematischen Daten belegt oder falsifiziert.

In der Hauptstudie 2 wird die Reproduzierbarkeit statischer und dynamischer Messungen anhand mehrerer Messwiederholungen überprüft (*Hauptfragestellung*). Die *Nebenfragestellung der Hauptstudie 2* behandelt das Gleichgewicht im Kontext des Fähigkeits-/Fertigkeitskonzepts. Die Aneignung der Kriteriumsbeziehung (Einbeinstand mit geschlossenen Augen) wird evaluiert. Dabei sprechen der Anstieg der Leistung und die Erlernbarkeit für den Fertigungsansatz und bestätigen die Hypothese von Turbanski und Schmidbleicher (2008), dass das Gleichgewicht nicht als eine übergeordnete Fähigkeit angesehen werden kann.

Die Hauptfragestellungen der empirischen Studie thematisieren die Testentwicklung und die Testgütekriterien (Reliabilität und Validität) posturographischer Messungen. Die Nebenfragestellungen beleuchten das Gleichgewicht im Zusammenhang mit dem Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept. Kapitel 4.3 beschreibt die übergreifende Methodik der empirischen Arbeit.

Tab. 16: Untersuchungsplan, Haupt- und Nebenfragestellungen der empirischen Studien

Studie	Hauptfragestellungen	Nebenfragestellungen
<b>Vorstudie</b>	<i>Entwicklung des Testsettings</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Evaluation posturographischer Parameter (statisch u. dynamisch)</li> <li>- Evaluation posturographischer Testbedingungen</li> </ul>	<i>Gleichgewicht im Kontext des Fähigkeits-Fertigkeits-Konzept</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Unterschiedsprüfung statische und dynamische Aufgaben</li> </ul>
<b>Hauptstudie 1</b>	<i>Vergleich von Sportlern und sportlich inaktiven Probanden hinsichtlich der Gleichgewichtsleistung</i>  <i>Bestimmung Reliabilität (Prä-Post-Design, 7 Tage)</i>	<i>Prüfbarkeit der Strategien zum Ausgleich von Perturbationen bei Gleichgewichtsleistungen</i>
<b>Hauptstudie 2</b>	<i>Bestimmung der Reproduzierbarkeit (10 Messwiederholungen)</i>	<i>Gleichgewicht im Kontext des Fähigkeits-Fertigkeits-Konzept</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Aneignung von Gleichgewichtsaufgaben</li> </ul>

### 4.3 Übergreifende Untersuchungsmethodik

Kapitel 4.3 stellt die übergreifenden methodischen Aspekte der Vorstudie und der Hauptstudie 1 und 2 dar. Den Kern bildet hierbei das verwendete Messinstrumentarium. Kapitel 4.3.1 erläutert das Messinstrument Posturomed (Kap. 4.3.1.1) und die Erfassung der kinetischen (4.3.1.2) und kinematischen Daten (4.3.1.3) sowie der Daten der Probandenbefragung (4.3.1.4). In Kapitel 4.3.2 wird auf die Testdurchführung der posturographischen Messungen eingegangen. Das Kapitel erörtert die in dieser Arbeit verwendeten Standpositionen und die Manipulationen der Gleichgewichtssysteme. In der Vorstudie sowie den Hauptstudien 1 und 2 wird eine Auswahl der posturographischen Parameter getroffen, die in Kapitel 4.3.4 beschrieben werden (Parameter der 1D-Kraftsensoren, COP-Parameter und Parameter der Frequenzanalyse). Die Datenverarbeitung und die Berechnung der Parameter der dynamischen Posturographie stellt Kapitel 4.3.3 und 4.3.4 dar.

### 4.3.1 Datenerfassung und Messinstrumentarium

Die nachfolgend erläuterte Datenerfassung beinhaltet drei Kategorien. Aufgenommen werden kinetische und kinematische Daten sowie Probandendaten, die als Kovariaten durch eine Befragung ermittelt wurden. Zunächst aber wird das Posturomed als Untersuchungsmaterial mitsamt seinen Modifizierungen im folgenden Kapitel beschrieben.

#### 4.3.1.1 Posturomed

Die Grundplatte des Posturomeds (60 x 60 cm) der Firma Haider Bioswing ist jeweils an den vier Ecken an einer Drahtsehne befestigt und die gesamte Konstruktion an einem weiteren schwingenden Element angebracht. Die Drahtsehnen sind mit einem Dämpfungsmaterial umgeben, das die Dämpfungs- oder Schwingungseigenschaften beeinflusst. Die zwei Kunststoffmäntel haben dieselben Dämpfungseigenschaften. Das obere und das untere Schwingungssystem lassen sich unabhängig voneinander blockieren oder entriegeln (Abb. 21). Das Posturomed kann vollständig arretiert werden. Bei der Öffnung einer Arretierung schwingt die Grundplatte an den vier Stahlsehnens, bei der Öffnung aller Arretierungen ergibt sich ein vollständiges Doppelschwingungssystem. Die maximale Auslenkung in antero-posteriorer Richtung beträgt im entriegelten Zustand 80 mm und im verriegelten Zustand 40 mm. In medio-lateraler Richtung kann die Grundplatte um maximal 50 mm (entriegelt) und 25 mm (verriegelt) ausgelenkt werden.



Abb. 21: Stahlsehnenaufhängung des Posturomed

Das erste Schwingungssystem tritt mit dem zweiten in Wechselwirkung, denn die zwei Systeme können nicht nur in der Eigenfrequenz schwingen, sondern sich gegenseitig beeinflussen. Gigelberger, Korn und März (2013) beschreiben drei mögliche Schwingungszustände:

- a Oszillation mit unterschiedlichen Auslenkwinkeln ( $\varphi_1 \neq \varphi_2$ )
- b Oszillation „in Phase“ ( $\varphi_1 = \varphi_2$ )
- c Oszillation „außer Phase“ ( $-\varphi_1 = \varphi_2 = \varphi$ )

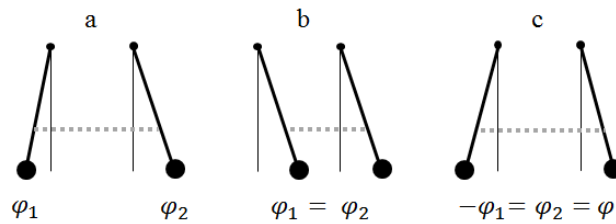


Abb. 22: Gekoppelte Pendelschwingungen (mod. nach Gigelberger et al., 2013, S. 8)

Die erste Art der Schwingung (Abb. 22a) beschreibt eine gegensinnige Oszillation mit unterschiedlichen Auslenkwinkeln der beiden Drahtsehn. Abbildung 22b zeigt die Schwingung der Drahtsehn in die gleiche Richtung (in Phase). Mit dieser gleichsinnigen Schwingung kann die maximale Schwingungsweite von 80 mm (in A-P-Richtung) oder 50 mm (M-L-Richtung) erzielt werden. Abbildung 21c stellt die Oszillation „außer Phase“ dar. Die Schwingung der Drahtsehn der Schwingungssysteme ist zwar gleich groß, aber gegensinnig. Bei Entriegelung beider Schwingungssysteme des Posturomeds beträgt das Schwingungsspektrum 1.0 bis 3.2 Hz. Bei Verriegelung der Systeme steigt das Schwingungsspektrum auf 2.0 bis 4.2 Hz an. In der eigenen Versuchsreihe wurde die Eigenfrequenz der Schwingung des Geräts (mit und ohne Zusatzgewicht) ermittelt. Der an der Seite des Geräts angebrachte Auslösemechanismus wurde genutzt, um die Platte in Schwingung zu versetzen (60 mm Auslenkung). Die Platte wird mit diesem Mechanismus zur Seite gezogen und ausgelöst. Die Grundplatte des Posturomeds (Eigengewicht von 5.7 kg) wurde unbelastet und mit Zusatzgewichten bis maximal 130 kg schwingen gelassen (Abb. 23).

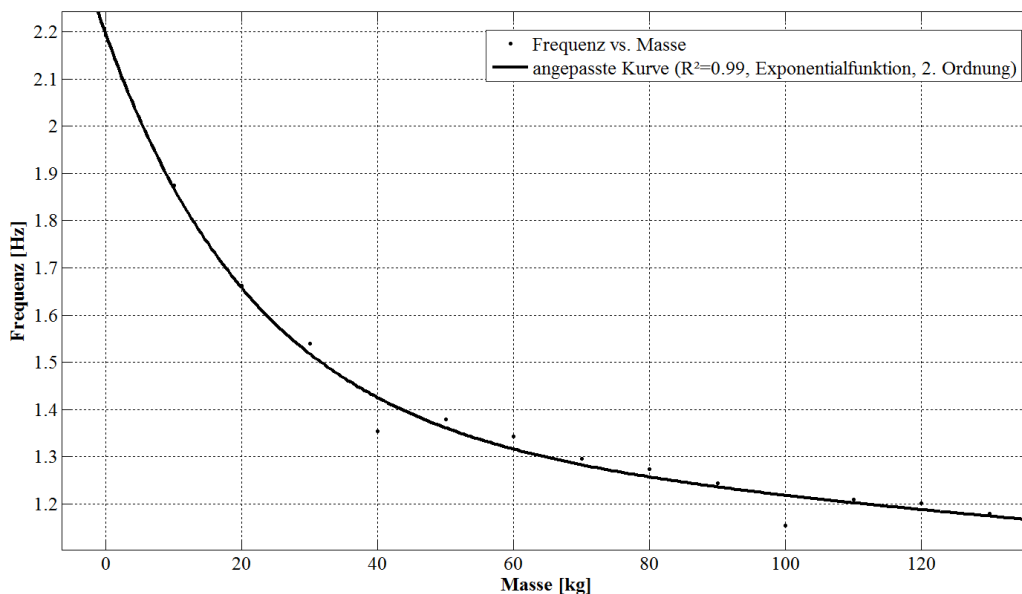


Abb. 23: Abhängigkeit der Eigenfrequenz von der Gewichtsbelastung des Posturomeds

Mithilfe einer Kurvenanpassung wurden Abstufungen zwischen verwendeten Gewichten (5.7–130 kg) interpoliert (Exponentialfunktion, 2. Ordnung,  $R^2 = 0.99$ ). Die Berechnung der Schwingung ergab für die unbelastete Platte des Posturomeds die Eigenfrequenz von 2.19 Hz und für die mit maximal

130 kg belastete Platte eine Frequenz von 1.17 Hz. Die durch den Auslösemechanismus initiierten Oszillationen sind gleichsinnig.

Das Posturomed wurde ohne das Geländer verwendet, denn dieses konnte bei der Bewegungsanalyse mithilfe des 3D-Kamerasystems die entsprechenden Marker verdecken (Abb. 24), was unter Umständen die Geschlossenheit des Datensatzes beeinflusst und damit zu einer ungenauen Berechnung der posturographischen Parameter geführt hätte. In der Vorstudie wurde geprüft, inwieweit die Probanden das Gerät sicher verlassen können, ohne an das Geländer zu greifen.

#### 4.3.1.2 Kinetische Daten

Das folgende Kapitel beschreibt die Erfassung der kinetischen Daten unter Verwendung des Interaktiven Balancesystems und von Beschleunigungssensoren (ADXL335; Analog Devices, Norwood).

##### *Interaktives Balancesystem*

Die durch die Schwankung auftretenden Bodenreaktionskräfte wurden mithilfe von vier 1D-Kraftsensoren gemessen (Interaktives Balancesystem [IBS], Sensoren: Dehnungsmessstreifen, UV90388). Die vier Einzelplatten besitzen die Maße von 16 x 12 cm in der Länge und Breite (Platte B und D) sowie 12 x 12 cm in der Länge und Breite (Platten A und C; Abb. 24b). Die Höhe des Geräts beträgt 6,5 cm. Das IBS wurde mithilfe eines doppelseitigen Klebebands auf der Oberfläche der Grundplatte des Posturomeds befestigt (Abb. 24a), um das Verrutschen der beiden Messplatten zu verhindern. Die biomechanischen Eigenschaften des Posturomeds wurden durch die Anbringung des IBS verändert. Durch die um 7 cm erhöhte Standposition änderten sich die Hebelverhältnisse und damit die Anforderung an den Probanden. Die Vergleichbarkeit innerhalb der eigenen drei Studien blieb jedoch erhalten, denn der Abstand zwischen Bodenfläche und Standfläche des Probanden wurde nicht verändert. Zwei Platten sind jeweils zu einer Einheit für einen Fuß zusammengefasst (Vor- und Rückfuß). Die zwei Messeinheiten wurden in einem 30°-Winkel (nach vorn geöffnet) zueinander auf dem Boden oder auf der Oberseite des Posturomeds platziert. Bei den Tandemstandpositionen und unipedalen Standpositionen wurden die Kraftmessplatten mit einem 5 cm großen Abstand nebeneinander (unipedale Standpositionen) oder in der Tandemposition auf der schwingenden Grundplatte des Posturomeds platziert (Tandemstand, siehe Abb. 32). Die Einzelplatten tragen von hinten nach vorn die Bezeichnungen A (Ferse links), B (Vorfuß links), C (Ferse rechts) und D (Vorfuß rechts). Die Sensoren registrieren die Veränderung der Spannung an vier Messpunkten. Dazu nutzen die Sensoren das Funktionsprinzip von mechanischer Spannung auf den unter den Deckplatten verbauten Werkstoff. Dehnungsmessstreifen setzen die Längenänderung in elektrische Widerstände um. „Die einwirkende Kraft verhält sich proportional zur Widerstandsänderung und wird auf der Grundlage des Hook’schen Gesetzes [...] [(Gl. 4)] wie folgt generiert [...] [(Gl. 5)]“ (Teicher, 2017, S. 26):

$$F = D \times s \quad (\text{Gl. 4})$$

$$\frac{\Delta R}{R} = k \times \varepsilon \quad (\text{Gl. 5})$$

$$F = E \times A \times \varepsilon \quad (\text{Gl. 6})$$



„Dabei wird für die Gleichung 4 und 6 die Kraft  $F$  in Newton [N], sowie die Federkonstante ( $D$ ) in Newton pro Meter [ $N/m$ ] und der ausgelenkte Weg ( $s$ ) des Messkörpers in Metern [m] angegeben. Der  $k$ -Faktor spiegelt die Proportionalität der Widerstandsänderung  $\Delta R$  zur Dehnung  $\varepsilon$  wieder [sic!]. Für die Gleichung der Kraft ergänzt sich das Elastizitätsmodul  $E$ , ein Kennwert zur Beschreibung der Verformungseigenschaften des Messkörperwerkstoffes. A sei die klassische Größe für den Querschnitt des Messkörpers“ (Teicher, 2017, S. 27). Das IBS tastet mit einer Frequenz von 250 Hz ab, die Sensitivität beträgt 98.06 MU/Volt. Das Analogsignal wurde von einem Analog-Digital-Wandler (DAQ-Box, 5695A; Kistler, Winterthur) umgewandelt und in der Software BioWare gespeichert (2812A, Version 5.3.0.7; Kistler, Winterthur).

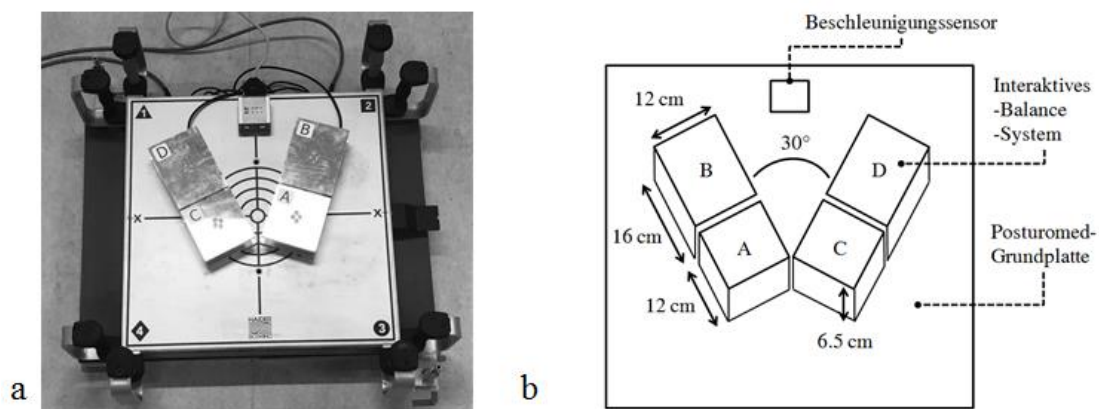


Abb. 24: Befestigung des Interaktiven-Balance-System(Sunlight Medical Ltd, Israel) auf dem auf dem Posturomed (a) und Schematischer Aufbau (b)

### Beschleunigungssensoren

Die verwendeten Beschleunigungssensoren besitzen die Maße  $4 \times 4 \times 1.45$  mm (ADXL335; Analog Devices, Norwood). Die drei Bewegungsrichtungen ( $x$ -,  $y$ - u.  $z$ -Richtung) erfasste jeweils ein Beschleunigungssensor. Die Beschleunigungssensoren wurden in einer abgeschirmten Box auf der Oberseite der schwingenden Platte des Posturomeds angebracht. Die Sensoren zeichnen mit einer Frequenz von 1000 Hz und einem Messbereich von  $\pm 3$  g auf, die Sensitivität beträgt  $0.5$  g's (MU/Volt). Die erwartete Frequenz der Schwingung der Grundplatte des Posturomeds liegt bei ca. 0.8 bis 2.2 Hz. Die Messfrequenz ist in diesem Bereich sensibel (1000 Hz). Die Daten wurden in der DAQ-Box (5695A; Kistler, Winterthur) umgewandelt und in der Software BioWare gespeichert (2812A, Version 5.3.0.7; Kistler, Winterthur).

### 4.3.1.3 Kinematische Daten

Die Bewegungen der schwingenden Platte und der Probanden wurden durch ein 3D-Kamerasystem (Workstation, 460; Vicon, Denver) aufgenommen. Das Bewegungsanalysesystem umfasste sechs Infrarotkameras (VCAM 612; Vicon, Denver), die an Aufnahmen unter der Decke des Raumes (Kamera 1 und 3–6) oder auf einem Stativ (Kamera 2) befestigt wurden (Abb. 25).

Das 3D-Kamerasystem zeichnet mit einer Messfrequenz von 250 Hz auf. Die Kameras verfügen über Objektive der Größen 1.4/4.5 mm und 6 mm. Die Informationen führten Kamera-Interface-Einheiten (MCAM2 BOB, Vicon, Denver) zusammen und leiteten das Signal zur Workstation weiter (Workstation, 460, Vicon, Denver).

Das System wurde mit einem Koordinatensystem (statisch, 240 u. 150 mm) und einer Wand (dynamisch, 240 mm) kalibriert, wodurch eine durchschnittliche Genauigkeit von 1.7 mm (gemittelt über die Kameras) erreicht werden konnte.

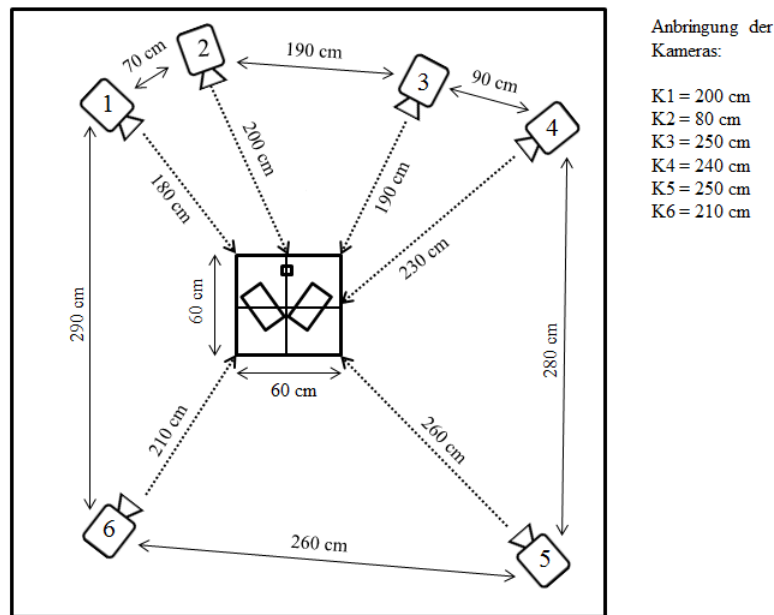


Abb. 25: Anordnung der Kameras und des Posturomeds im Raum

Die Probanden wurden mit 26 retroreflektierenden Markern (14 mm, Hartplastikfuß; prophysics, Kloten) beklebt (Abb. 26). Ein weiterer Marker wurde auf dem verbauten Beschleunigungssensor auf der schwingenden Platte angebracht. Das verwendete Markerset wurde für die durchgeführte Studie angepasst. Das Markerset orientierte sich am sogenannten Plug-in Gait Full Body Model (PIGFBM, 2016; Vicon, Denver). Einige Marker des PIGFBM wurden im Sinne der Praktikabilität des Versuchs eingespart (Finger, Clavicula, Ober- und Unterschenkel, Rücken, Sacrum, medialer Malleoli sowie Ober- und Unterarm). Vier Marker wurden jeweils auf den Kopf (Marker 1-4), vier Marker auf den Schultergürtel (Marker 5-8) und vier Marker auf die Hüfte geklebt (Marker 9-12). An den Beinen wurde jeweils ein Marker auf dem Trochanter major des Os femoris (Marker 13-14), an der Außenseite des Knies (Marker 15-16), am äußeren Knöchel (Marker 17-18) und am 5. Fußzehengelenk angebracht (Marker 19-20). An den Armen fanden ein Marker am Ellenbogen (Marker 20-21) und zwei Marker an der Innen- sowie der Außenseite des Handgelenks (Marker 22-26) ihren Platz. Mithilfe der Information über die Position der Marker lassen sich der Knie-, Hüft- und Fußgelenkwinkel (Fuß, Knie, Hüfte und Schulter), die Handbewegung (Hände) sowie die Relativbewegung des Oberkörpers und der schwingenden Grundplatte des Posturomeds (C7 und Marker auf der Grundplatte des Posturomeds) bestimmen. Zur Analyse des Körperschwerpunkts sind nach dem PIGFBM 42 Marker nötig. Die Analyse der kinematischen Daten dient in der Hauptstudie 1 der

Identifizierung von Strategien und Techniken zum Ausgleich von Perturbationen. Die Auswahl der genutzten Marker wurde aufgrund von ökonomischen Gesichtspunkten und Gründen der Zumutbarkeit der Tests getroffen. Durch die eingesparten Marker gegenüber dem vollständigen PIGFBM konnte die Ökonomie des Verfahrens verbessert werden, was sich auf die Aufmerksamkeit der Probanden während der posurographischen Messungen auswirken kann. Durch den Kniewinkel kann auf die Veränderung des Körperschwerpunktes geschlossen werden.

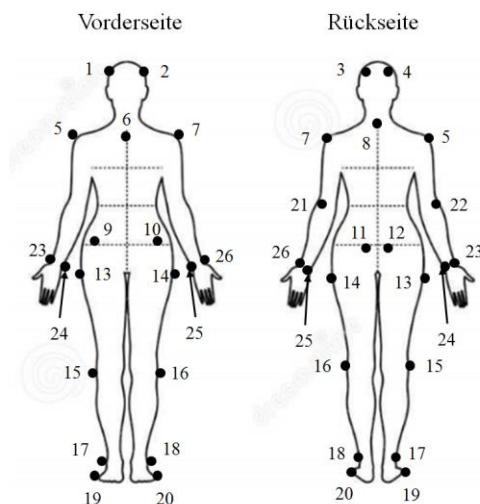


Abb. 26: Körpermodell der 3D-Kinematik

Die Verarbeitung der Daten erfolgte mithilfe der Software Workstation (4.6 built 142; Vicon, Denver). Die Rohdaten wurden als ASCII-Datei aus der Software exportiert und in Excel weiter verarbeitet (2010; Microsoft, Redmond).

#### 4.3.1.4 Probandenbefragung

Die Probanden wurden über die Studie informiert (Ablauf, Risiken und Nutzen) und gaben die Einwilligung zur freiwilligen Teilnahme. Im Fragebogen wurden die Probanden zu Beschwerden hinsichtlich des aktiven und passiven Bewegungsapparates befragt. Verletzungen, die eine Auswirkung auf das Gleichgewicht oder die Haltung haben, wie Kopfverletzungen oder Gehirnerschütterungen sowie Probleme mit der Halswirbelsäule, führten zum Ausschluss des jeweiligen Probanden. Evaluiert wurde ferner, inwieweit die Probanden regelmäßig Schlafmittel, Beruhigungsmittel oder andere Medikamente zu sich nehmen. Die Händigkeit und die Füßigkeit im Zusammenhang mit Tätigkeiten mit hohen Anforderungen an die Geschicklichkeit (feinmotorische Bewegungen) und Tätigkeiten mit hohem Umfang (grobmotorische Bewegungen) wurden erfragt. Bestandteil des Fragebogens waren zudem allgemeine Angaben zur Person, wie das Geburtsdatum, das Körpergewicht, die Körpergröße, Angaben zur Berufstätigkeit sowie zur sportlichen Aktivität der Probanden im Zusammenhang mit den ausgeführten Sportarten und eine Einschätzung zum Niveau, mit dem die Probanden diese Sportarten ausführen. Die Antwortmöglichkeiten im Fragebogen wurden auf eine fünfstufige Skala begrenzt (sehr gut, eher gut, mittelmäßig, eher nicht gut, überhaupt nicht gut). Der Umfang und die Häufigkeit der Ausübung sowie die Teilnahme an Wettkämpfen in den Hauptsportarten wurden zusätzlich durch den Fragebogen erhoben. Im Kapitel 4.3.2 wird die Testdurchführung der posturographischen Untersuchungen beschrieben.

### 4.3.2 Testdurchführung

In der Vorstudie sowie den Hauptstudien 1 und 2 wurden zur statischen und dynamischen Posturographie insgesamt 16 verschiedene Standpositionen untersucht. Aus diesen wurden in den drei empirischen Studien der Arbeit jeweils ausgewählte Positionen umgesetzt. Die bipedalen Standpositionen wurden zum Vergleich der statischen und dynamischen Posturographie genutzt, denn die statische Posturographie (Kohen-Raz, 1991; Schwesig, 2006) nutzen die in Tabelle 17 dargestellten bipedalen Positionen. Da die Kopfdrehungen in die vier Richtungen (Rombergtests) keine signifikanten Unterschiede untereinander zeigen wurden diese mit den Tandempositionen ersetzt. Mit den Tandempositionen wird eine erhöhte Gleichgewichts-anforderung erreicht, denn die Unterstützungsfläche wird bei diesen Positionen verringert. Die weitere Verringerung der Unterstützungsfläche (unipedale Standpositionen) führt zur Steigerung der Gleichgewichts-anforderung der Tests. Die Auswahl wird in der jeweiligen speziellen Methodik der drei Studien begründet dargelegt. Von den 16 Standpositionen sind acht bipedal (Abb. 27a). Die Ausführung der bipedalen Standpositionen erfolgte bis auf zwei Ausnahmen mit offenen Augen, zwei Positionen wurden mit einem Schaumstoffkissen unter den Füßen des Probanden absolviert. Das Kissen sollte eine Störung der Somatosensorik hervorrufen, da keine sofortige Rückmeldung über die Druckrezeptoren der Füße des Probanden möglich ist. Vier der bipedalen Standpositionen wurden mit geschlossenen Augen und Kopfdrehungen in vier Richtungen durchgeführt (rechts, links, hinten, vorn) (Tab. 17).

Tab. 17: Standpositionen und Manipulationen des Gleichgewichtssystems

	Testbedingungen	Charakterisierung der Standposition
<b>Beidbeinig</b>	BAo	Beidbeinig, Augen offen
	BAg	Beidbeinig, Augen geschlossen
	BSAo	Beidbeinig, Schaumstoff, Augen offen
	BSAg	Beidbeinig, Schaumstoff, Augen geschlossen
	BAgKr	Beidbeinig, Augen geschlossen, Kopf rechts
	BAgKl	Beidbeinig, Augen geschlossen, Kopf links
	BAgKh	Beidbeinig, Augen geschlossen, Kopf hinten
	BAgKv	Beidbeinig, Augen geschlossen, Kopf vorne
<b>Tandemstände</b>	TLAo - TRAo	Tandemstand, links/rechts vorne, Augen offen
	TLAG - TRAG	Tandemstand, links/rechts vorne, Augen geschlossen
	TLSAo - TSRAo	Tandemstand, links/rechts vorne, Schaumstoff, Augen offen
	TLSAg/TRSAg	Tandemstand, links/rechts vorne, Schaumstoff, Augen geschlossen
<b>Einbeinstände</b>	ELAo - ERAo	Einbeinig, links/rechts, Augen offen
	ELAg - ERAG	Einbeinig, links/rechts, Augen geschlossen
	ELSAo - ERSAo	Einbeinig, links/rechts, Schaumstoff, Augen offen
	ELSAg - ERSAg	Einbeinig, links/rechts, Schaumstoff, Augen geschlossen

Die Kopfdrehungen in die vier Blickrichtungen initiierten die Umverteilung der Flüssigkeit in den Bogengängen. Die veränderte vestibuläre Information rief Veränderungen des Gleichgewichts beim Probanden hervor. Die Standpositionen wurden 32 sec lang durchgeführt. Für die Hauptstudie 1 wurde die Messzeit aus Gründen der Praktikabilität auf 24 sec verkürzt. Aus Gründen der Ver-

gleichbarkeit mit anderen Studien wurden die Testbedingungen (Alpini et al., 2008; Zhang et al., 2008; Schwesig et al., 2009 usw.) nicht randomisiert umgesetzt.

Die Untersuchungen der statischen und dynamischen Posturographie umfassten vier Tandemstandpositionen, bei denen der Proband seine Füße voreinander positionierte, sodass die Fußinnenseiten beim Zurückstellen des einen Fußes miteinander abschlossen (Abb. 32). Der Tandemstand wurde mit offenen und geschlossenen Augen sowie mit und ohne Schaumstoffunterlage durchgeführt, ebenso mit dem rechten wie mit dem linken Bein als vorderem Bein. Das Standbein wechselte bei den unipedalen Testbedingungen zwischen dem rechten und linken Bein. Durch das Schließen der Augen und das Unterlegen des Schaumstoffkissens wurden die unipedalen Standpositionen (Abb. 27b) auf visueller und somatosensorischer Ebene manipuliert. Die Testpositionen stimmen in der Durchführung und deren Reihenfolge mit den Tandemstandpositionen überein. Die Umbauzeit oder die Zeit zwischen den Testbedingungen betrug 10 Sec. In dieser Zeit wurden die Kraftmessplatten platziert und die Messung vorbereitet. Zwischen den statischen und dynamischen Testbedingungen wurde aufgrund einer längeren Umbauzeit eine zweiminütige Pause eingefügt. Das Testprotokoll der Hauptstudie 2 unterscheidet sich in der Umbau- sowie Pausenzeit (Umbau von statisch zu dynamisch).

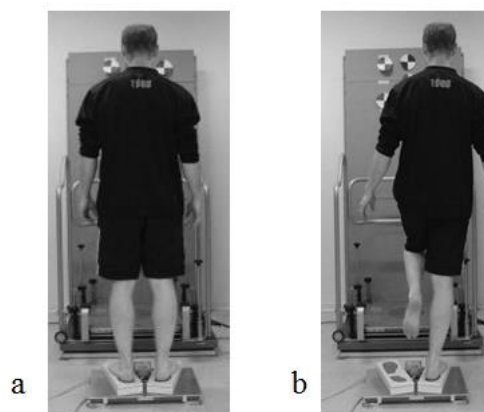


Abb. 27: Bipedale (a) und unipedale Standposition (b) auf den Kraftmessplatten

### 4.3.3 Datenverarbeitung

Die posturographischen Daten wurden aus den Bewegungsanalysesoftwarepaketen (ASCII-Dateien; BioWare und Vicon Workstation) in die Software MatLab (R2013b, V8.2.0.701) importiert und mit einem Butterworth-Filter 3. Ordnung mit der Cut-off-Frequenz von 10 Hz gefiltert (kinemetrische Daten). Der Filter wurde unter Berücksichtigung der zu erwartenden Frequenz von 0.8 bis 2.2 Hz festgelegt. Mit einer Cut-off-Frequenz von 10 Hz wird das Biosignal (Schwingung des Probanden auf dem Posturomed) nicht verändert und etwaiges Rauschen aus dem Signal entfernt. Die im folgenden Abschnitt beschriebenen Parameter wurden aus den Rohsignalen berechnet und in einer Ergebnismatrix ausgegeben.

### 4.3.3.1 Posturographische Parameter

Die Parameter zur Evaluation der Gleichgewichtsleistung im Rahmen der Posturographie wurden aufgrund von Charakteristika oder Berechnungsmethoden in die drei folgenden Kategorien eingeteilt:

1. Parameter der Messung mit vier 1D-Kraftsensoren
2. COP-Parameter
3. Frequenzparameter der Schwankung

Die dargestellten Parameter orientieren sich an der verfügbaren Literatur und am Testinstrumentarium. Die in Tabelle 18 dargestellten Größen wurden aufgrund der durchgeführten Studien unter Verwendung dieser Parameter einbezogen. Der Beschleunigungsparameter (Standardabweichung der Beschleunigung) wurde eingeführt um die Beschleunigung der schwingenden Platte adäquat beschreiben zu können. Die Berechnungsvorschriften der Parameter werden im Anschluss detailliert beschrieben. Die Gleichgewichtsleistung wird als hoch eingeschätzt, wenn die Probanden einen niedrigen Wert für die verschiedenen posturographischen Parameter zeigen. Der Wert für die einzelnen Parameter wird in Bezug zur Baseline interpretiert. Der Wert des Grundrauschens sollte mit den anspruchsvolleren Testbedingungen, wie den unipedalen Standpositionen, deutlich überschritten werden. Als kleinste Schwankung gilt in den empirischen Studien die Schwankung während der Testbedingungen mit einer bipedalen Standposition und geöffneten Augen.

#### *Parameter der Messung mit vier Einzelplatten*

Die Messung innerhalb der statischen Posturographie kann unter Verwendung einer Kraftmessplatte oder von vier 1D-Kraftsensoren erfolgen (Tab. 18). Die Bodenreaktionskräfte werden mithilfe von 1D-Kraftsensoren (rechts und links sowie Vor- und Rückfuß) erfasst. Mithilfe der Bodenreaktionskräfte kann der *Stabilitätsindex* (Standardabweichung der Kraftverteilung; Gl. 7) berechnet werden, der den Quotienten aus der Amplitudenänderung der Schwankung des Probanden und dessen Körpergewicht darstellt. Die gemessene Amplitudenänderung bezieht sich auf die Schwankungen, die durch vier verschiedene Kraftmessplatten (A, B, C, D) identifiziert werden. Der ausgegebene Wert ist dimensionslos. Der Parameter *Weight Distribution* (Gewichtsverteilungscore) gibt die Verteilung des Körpergewichts auf die Einzelplatten an (prozentual), womit im Gegensatz zu anderen Diagnostools Unterschiede zwischen dem Fersen- und Ballenbereich erkannt werden können. Die Kraftverteilung der vier Einzelplatten wird im Gewichtsverteilungsindex in dem Parameter *Weight-Distribution-Index* (WDI, Gl. 8) zusammengefasst.

Dieser Parameter berechnet die Standardabweichung jeder Platte zu einer Konstante von 25 % und berechnet und verrechnet die Werte miteinander. Die *Synchronisation* (Gl. 9) beschreibt mithilfe von sechs Synchronisationswerten die sechs möglichen Zusammenhänge der Einzelplatten, vergleicht diese und stellt korrelative Beziehungen her. Die diagonale Synchronisation ist kompensatorisch, was auf die reziproke Innervation der für die Haltung verantwortlichen Muskelgruppen hinweist. Synchronisationen, die um den Nullpunkt liegen, sind ein Anzeichen der posturalen Desintegration (Schwesig, 2006).

Tab. 18: IBS-Parameter zur Gleichgewichtsdiagnostik (Parameter nach Schwesig, 2006, S. 136 - 140)

Parameter	Gleichung
<b>Stabilitätsindex</b>	$SI_{TFB} = t \left\{ \frac{\sum_1^n [(a_n - a_{n-1})^2 + (b_n - b_{n-1})^2 + (c_n - c_{n-1})^2 + (d_n - d_{n-1})^2]}{N} \right\} / W$ <p>a, b, c, d = verschiedene Kraftmessplatten  W= Körpergewicht des Probanden,  t = Messzeit,  n= Anzahl der gemessenen Punkte  (Alpini, 2012, S. )</p>
	(Gl. 7)
<b>Gewichtsverteilungsparameter</b>	<p>WD = Gewichtsverteilungsscore:  Die prozentuale Verteilung des Körpergewichtes bezüglich der Einzelplatten (A, B, C, D)</p> $WDI = \sqrt{\frac{(\bar{A}-25\%)^2 + (\bar{B}-25\%)^2 + (\bar{C}-25\%)^2 + (\bar{D}-25\%)^2}{4}}$
	(Gl. 8)
<b>Synchronisation</b>	$\rho_{AB} = \frac{\overline{AB} - \overline{BA}}{\sigma_A \sigma_B}$
	(Gl. 9)

### COP-Parameter

Die COP-Parameter beschreiben die Bewegung des COP. Die zentralen drei Parameter (Schwankungsweg, Standardabweichung der Schwankung, RMS der Schwankung) werden in Tabelle 19 dargestellt. Die Parameter Schwankungsgeschwindigkeit und die mittlere Schwankungsamplitude beschreiben zwar die Gleichgewichtsleistung, werden aber nicht häufig genutzt (Baratto et al., 2002).

Der Parameter *Schwankungsweg* (Gl. 10) zeichnet den zurückgelegten Weg des COP in [mm] auf, gibt diesen mit einem Betrag an und lässt Rückschlüsse auf das Gleichgewicht zu. Je größer der gemessene Wert, desto schlechter ist das Gleichgewicht. Der Parameter *Standardabweichung der Schwankung* (ST; Gl. 11) gibt die Abweichung der Schwankung vom Mittelwert wieder. Bei der Berechnung des Parameters *RMS der Schwankung* wird im Gegensatz dazu nicht durch die Freiheitsgrade dividiert. Damit werden die Abweichungen vom Mittelwert aufsummiert und ergeben die Kenngröße zur Quantifizierung der Schwankung. Die weiteren COP-Parameter Schwankungsfläche und Fläche der 100%-Ellipse geben die Fläche wieder, die innerhalb der Wegpunkte liegt, welche die COP-Bewegung beschreiben. Die Schwankungsfläche kann auf zweierlei Art berechnet werden: durch eine konstruierte Konvexhülle oder eine rechteckige Fläche. Der zweite Parameter bezeichnet eine konstruierte Form aus den darin enthaltenen Punkten. Die Fläche ist eine Ellipse, die 100 % der Punkte einschließt. Die Schwankungsfläche wird von Ausreißern beeinflusst. Streuen ein oder mehrere Werte weit außerhalb der Punktwolke, fallen dieser Ausreißer stark ins Gewicht. Die Ausreißer sollten auf Plausibilität überprüft, oder durch Filter oder bestimmte Berechnungsvorschriften (95%-Ellipse) aus dem Signal ausgeschnitten werden. Bei der Posturographie können extreme

Schwankungen auftreten. Gelingt dem Probanden deren Ausgleich, verweist dies auf eine gute Gleichgewichtsleistung.

Tab. 19: COP-Parameter zur Gleichgewichtsdagnostik

Parameter	Gleichung
Schwankungsweg [mm]	$SW = \sum_{i=2} \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2}$ (Gl. 10)
Standardabweichung der Schwankung	$ST = \frac{\sqrt{(x_i - \bar{x})^2 + (y_i - \bar{y})^2}}{n-1}$ (Gl. 11)
Root-Mean-Square der Schwankung	$RMS = \sqrt{(x_i - \bar{x})^2 + (y_i - \bar{y})^2}$ (Gl. 12)

Die Schwankungsgeschwindigkeit wird aus der Verlaufsbahn der COP-Schwankung (Summe der Punkt-zu-Punkt-Distanzen) und der Messzeit bestimmt. Der Parameter bezieht sich auf die medio-laterale Richtung, die antero-posteriore Richtung oder auf die Gesamtbewegung. Die mittlere Schwankungsamplitude ergibt sich aus der Länge der COP-Schwankung in der M-L- oder A-P-Richtung oder aus der gesamten Bewegung, geteilt durch die Menge der Bewegungs- oder Richtungsänderungen. Das COP lässt sich mithilfe der Daten des IBS mit der Gleichung 13 berechnen. Durch die Berechnung des COP können die gleichen COP-Parameter berechnet werden, die für die Messung mit der piezoelektrischen Kraftmessplatte berechenbar sind.

$$x_i = (C_i + D_i) - (A_i + B_i); y_i = (B_i + D_i) - (A_i + C_i) \quad (\text{Gl. 13})$$

### Frequenzanalyse der Schwankung

Kohen-Raz (1991) konnte zeigen, dass die Aktivität festgelegter Frequenzbänder der Schwankung im direkten Zusammenhang zu Komponenten des Gleichgewichtssystems steht. Schwesig (2006) passte die Frequenzen auf Basis von Studien mit Patientengruppen an, bei denen der relevante Teil des Gleichgewichtssystems gestört war (Schwesig et al., 2009, S. 351; Oppenheim, Kohen-Raz, Alex, Kohen-Raz, Azarya, 1999, S. 331). Die Frequenzbereiche 0-0.25 Hz (F1, F2), 0.25-0.5 Hz (F3, F4), 0.5-1.0 Hz (F5, F6) und  $\geq 1.0$  Hz (F7, F8) stellten sich als differenzierend in Hinblick auf das Gleichgewichtssystem heraus (Tab. 20). Für die Messung unter Verwendung der piezoelektrischen Kraftmessplatte werden andere Frequenzbänder analysiert. Bei der Auswertung der Daten der Kraftmessplatte wird ein breiteres Spektrum als bei jener der Daten des IBS abgedeckt. Beim IBS ist das Gesamtspektrum in acht kleine Frequenzbänder unterteilt. Frequenzparameter wie die mittlere Frequenz des Gesamtspektrums werden aus den Oszillationen des COP berechnet. Das Maximum des Spektrums wird durch die Leistungsdichte bestimmt. Da der Stabilitätsindex nach Schwesig (2006) stark mit den Parametern Schwankungsweg und Schwankungsfläche korreliert und inhaltliche Verbindungen beider Parameter bestehen, wird davon ausgegangen, dass die Parameter die posturographischen Messungen ähnlich beschreiben.



Tab. 20: Frequenzbänder der Gleichgewichtsdignostik

Bezeichnung	Frequenzbänder	
<b>Frequenzbänder der Fourieranalyse (IBS)</b> nach Schwesig (2006)	1) niedrig =	0 - 0.25 Hz (F1, F2)
	2) unteres Mittel =	0.25 - 0.5 Hz (F3, F4)
	3) oberes Mittel =	0.5 - 1.0 Hz (F5, F6)
	4) Hochfrequenz =	> 1.0 Hz (F7, F8)
<b>Frequenzbänder der Fourieranalyse</b> (Kraftmessplatte)	1) niedrige Frequenz =	0.1 - 1 Hz
	2) mittlere Frequenz =	1 - 2 Hz
	3) Hochfrequenz =	2 - 10 Hz

Grundsätzlich können bei der dynamischen Posturographie die Parameter aus der statischen Analyse übernommen werden. Die Parameter des SOT, die für das Verständnis der Gesamtzusammenhänge wichtig sind, wurden im Kapitel 3.3 des Forschungsstands beschrieben. Der SOT gehört nicht zur Testdurchführung und zum empirischen Teil der Arbeit. Aus diesem Grund werden die Parameter nicht detailliert erläutert.

Bei der dynamischen Posturographie wird neben den Parametern aus der statischen Posturographie die Beschleunigung der schwingenden Platte aufgezeichnet. Aus den Beschleunigungsdaten können weitere Parameter wie die Standardabweichung der Beschleunigung ( $SI_{ACC}$ ; Gl. 14) berechnet werden.

$$SI_{ACC} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (ACC_{i+1} - ACC_i)^2}{n}} \quad (\text{Gl. 14})$$

## 5 Entwicklung der dynamischen Posturographie auf dem Posturomed (Vorstudie)

### 5.1 Vorbemerkungen und forschungsleitende Fragestellungen

In der Vorstudie werden die Testbedingungen und die Parameter zur dynamischen Posturographie auf dem Posturomed sowie die damit verbundenen messmethodischen Aspekte thematisiert. Durch diese empirische Studie sollen die ersten *drei Hauptfragestellungen* beantwortet werden, die sich mit der Entwicklung eines geeigneten Testsettings zur Diagnostik des Gleichgewichts beschäftigen. Die aus der Literatur bekannten Standpositionen der statischen Posturographie werden in einer dynamischen Messung angewendet. Die Testbedingungen müssen ein Differenzieren zwischen Probanden mit unterschiedlichen Niveaus der Gleichgewichtsleistung erlauben. Die im Rahmen der Literatursuche bestimmten Parameter werden auf die Eignung für dynamische Messungen überprüft (*vierte Hauptfragestellung*). Durch den Vergleich der statischen und dynamischen Standpositionen wird die Nebenfragestellung der Vorstudie beantwortet, welche die Einordnung des Gleichgewichts in das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept fokussiert. Das letzte Ziel der Vorstudie besteht darin, anhand einer Poweranalyse die optimale Stichprobengröße für die erste Hauptstudie zu bestimmen.

#### 5.1.1 Hauptfragestellungen 1 bis 3 – Entwicklung des Testsettings

Unter den von Vuillerme und Kollegen (2001), Schwesig (2006) sowie weiteren Autoren genutzten Testbedingungen zur statischen und dynamischen Gleichgewichtsdiagnostik werden jene Bedingungen identifiziert, welche die verschiedenen Niveaus der Gleichgewichtsleistung abbilden können. Das in Kapitel 3.5 vorgestellte Modell zum Körpergleichgewicht (Abb. 16, S. 75) wird empirisch überprüft. Getestet wird ebenso die Abgrenzbarkeit der Testbedingungen nach der Schwierigkeit und den genutzten afferenten Informationen. Verschiedene Untergründe dienen zur Manipulation des somatosensorischen Systems. Die Kopfdrehungen (rechts, links, vorn, hinten) werden eingeführt, um das vestibuläre System mit seinen verschiedenen Bogengängen anzusprechen. Nach dem Modell zur Charakterisierung des Gleichgewichts wird die Unterstützungsfläche minimiert und Freiheitsgrade werden ermöglicht (Tandemstand, Einbeinstand). Mit der Verringerung der Unterstützungsfläche erhöht sich der Anspruch der Aufgabe hinsichtlich der Gleichgewichtskontrolle. Durch die verschiedenen Standpositionen und Manipulationen (afferente Information) wird überprüft, inwieweit die steigenden Anforderungen zum Anstieg der Schwankung des Probanden führen oder dazu, dass die Testbedingungen nicht mehr ohne Fehler ausgeführt werden können. Die forschungsleitenden Fragestellungen lauten:

- F<sub>1.1</sub>** = Bestehen für die posturographischen Tests nachweisbare Unterschiede in der Schwankung des Probanden auf der Kraftmessplatte oder dem Posturomed?
- F<sub>1.2</sub>** = Bestehen für die posturographischen Tests nachweisbare Unterschiede in der Schwingung des Posturomeds?
- F<sub>1.3</sub>** = Existieren zwischen den posturographischen Testbedingungen mit niedriger und hoher Anforderung an das Gleichgewichtssystem nachweisbare Zusammenhänge?

### **5.1.2 Hauptfragestellung 4 – Evaluierung posturographischer Parameter**

Zur Beschreibung der Probandenbewegung auf der Kraftmessplatte und dem Posturomed werden drei Kenngrößen ermittelt: die Kraftverteilung auf den 1D-Kraftsensoren, die COP-Bewegung und die Beschleunigung. Die Kenngrößen und berechneten Parameter werden nach Charakteristik gruppiert und aus diesen drei Gruppen derjenige Parameter ausgewählt, der eine große Varianz innerhalb und zwischen den Probanden zeigt. Bei der als Referenz durchgeführten statischen Posturographie sollten die Probanden in den Testbedingungen mit steigender Anforderung eine hohe oder niedrige Gleichgewichtsleistung zeigen; der gleiche Grundsatz gilt für die Testbedingungen der dynamischen Posturographie. Der in einer statischen Testbedingung eine hohe Leistung zeigende Proband sollte in einer Testbedingung mit einer höheren Anforderung (dynamisch) gegenüber den anderen Probanden eine hohe Leistung aufweisen. Folgende forschungsleitende Fragestellung wird mit der empirischen Arbeit beantwortet:

$F_{1.4}$  = Bestehen Korrelationen zwischen den posturographischen Parametern gleicher Charakteristik?

### **5.1.3 Nebenfragestellung – Gleichgewicht im Spannungsfeld des Fähigkeits-/Fertigkeitskonzepts**

Anhand der Nebenfragestellung der Vorstudie werden Belege für den Unterschied zwischen den statischen und dynamischen Testbedingungen gesucht. Entsprechende Diskrepanzen sprechen gegen die Annahme des Fähigkeitsansatzes für das Konstrukt des Gleichgewichts. Die Unterschiede zwischen den statischen und dynamischen posturographischen Tests zeigen die Aufgabenspezifität der Kontrolle des Gleichgewichts. Die Annahme der Übertragbarkeit zwischen den Aufgaben, wie diese für eine Fähigkeit typisch ist, kann durch einen signifikanten Unterschied widerlegt werden. Die forschungsleitende Fragestellung lautet:

$F_{1.5}$  = Bestehen zwischen den statischen und dynamischen Gleichgewichtstests nachweisbare Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung?

### **5.1.4 Poweranalyse**

Das sechste Forschungsziel der Vorstudie impliziert die Beantwortung der Frage, wie viele Probanden in der Hauptstudie untersucht werden müssen. Dazu wird die optimale Probandenzahl für die einzelnen Sportartengruppen beziehungsweise für die Gruppe der sportlich inaktiven Probanden anhand einer Poweranalyse mithilfe der Effektgrößen aus zwei durch einen Median-Split gebildeten Gruppen berechnet. Die forschungsleitende Fragestellung lautet:

Welche Stichprobengröße wird für die Hauptstudie 1 zum Vergleich von vier Gruppen hinsichtlich der Gleichgewichtsleistung benötigt?

## **5.2 Spezielle Untersuchungsmethodik**

Die Darstellung der speziellen Untersuchungsmethodik ist aufgeteilt in die Beschreibung der Stichprobe, der Testdurchführung und der Besonderheiten der Testbedingungen sowie spezieller Aspekte der Datenverarbeitung und der statistischen Auswertung. Da in der Vorstudie keine kinematischen

Analysen der Bewegungen durchgeführt wurden, sind die in der übergreifenden Methodik beschriebenen Merkmale der kinematischen Analyse für diese Studie irrelevant. Zur Überprüfung der Haupt- und Nebenfragestellungen der Vorstudie wurde eine anfallende Stichprobe untersucht (n = 26). Diese unterteilte sich in 12 männliche und 14 weibliche Probanden mit einem Durchschnittsalter von 29 Jahren (18-37 Jahre). Die Körpergröße der Probanden betrug durchschnittlich 174.38 cm ( $\pm 7.65$  cm) und das Körpergewicht 72.44 kg ( $\pm 14.19$  kg).

Zehn statische (Kraftmessplatte) und zehn dynamische Testbedingungen (Posturomed) wurden durchgeführt (Tab. 21, Einbeinstände für rechte und linke Körperseite). Die Testbedingungen umfassten acht bipedale (BAo, BAg, BS Ao, BS Ag, BAgKr, BAgKl, BAgKh, BAgKv; Tab. 21) und zwei unipedale Standpositionen (ELAo, ERAo). Die Standpositionen wurden an den vom Interaktiven-Balance-System vorgegebenen Testbedingungen orientiert. Bei den bipedalen Standpositionen platzierten die Probanden die Füße in einem Winkel von 30° nach vorn geöffnet. Die Position wurde durch die Stellung der beiden Kraftmessplatten gesichert. Die Probanden absolvierten die Testbedingungen ohne Schuhe. Falls die Probanden im Alltag eine Sehhilfe benötigten, wurde diese im Test getragen. Jede Position musste 32 sec gehalten werden. Geling diesem nicht, etwa beim Einbeinstand, wiederholten die Probanden die Position, bis die Testbedingung absolviert werden konnte (max. 3 Versuche). Bei der ersten bipedalen Standposition öffnete der Proband die Augen (BAo), bei der zweiten Position waren die Augen geschlossen (BAg). Die gleichen Positionen und visuellen Anforderungen wurden auf einem Schaumstoffkissen realisiert (SAo u. SAg). Die Positionen fünf bis acht fanden ohne somatosensorische Manipulation durch ein Schaumstoffkissen statt. Hier drehte der Proband den Kopf in vier Richtungen: 45° nach rechts (BAgKr), 45° nach links (BAgKl), nach hinten in den Nacken (BAgKh) und nach vorn auf die Brust (BAgKv).

Tab. 21: Standpositionen und Manipulationen des Gleichgewichtssystems der Vorstudie

	Testbedingungen	Charakterisierung der Standposition
<b>Beidbeinig</b>	BAo	Beidbeinig, Augen offen
	BAg	Beidbeinig, Augen geschlossen
	BSAo	Beidbeinig, Schaumstoff, Augen offen
	BSAg	Beidbeinig, Schaumstoff, Augen geschlossen
	BAgKr	Beidbeinig, Augen geschlossen, Kopf rechts
	BAgKl	Beidbeinig, Augen geschlossen, Kopf links
	BAgKh	Beidbeinig, Augen geschlossen, Kopf hinten
	BAgKv	Beidbeinig, Augen geschlossen, Kopf vorne
<b>Einbeinstände</b>	ELAo - ERAo	Einbeinig, links/rechts, Augen offen

Die Kopfpositionen waren durch angebrachte Fixpunkte an umgebenden Stellwänden vorgegeben, die vor der Untersuchung vom Versuchsleiter auf die Körpergröße des Probanden angepasst wurden. Der Proband erhielt die Aufgabe, den Fixpunkt über die gesamte Messzeit anzusehen. Die letzten beiden Testbedingungen absolvierte der Proband auf einem Standbein. Dabei wurde die Position der Kraftmessplatten nicht verändert (30° nach vorn geöffnet). Die 1D-Kraftwerte und die Beschleunigung wurden mit der Software BioWare (2812A, Version 5.3.0.7; Kistler, Winterthur) aufgezeichnet. Die Berechnung der in Tabelle 22 dargestellten Parameter erfolgte mithilfe der Software Matlab (R2013b, Version 8.2.0.701). Als Parameter des Interaktiven Balancesystems wurden der Stabilitätsindex und der Weight-Distribution-Index berechnet. Die Synchronisation verschiede-

ner Einzelplatten (parallel oder diagonal) wurde nicht untersucht, weil diese nicht als globaler Parameter der statischen oder dynamischen Gleichgewichtsdiagnostik dienen kann; die Synchronisation nimmt lediglich einen speziellen Aspekt der Bewegung in den Blick. Der Weight-Distribution-Index richtet sich nach der Referenzgröße von 25 % und überprüft, inwieweit die Kraftverteilung von 25 % pro Einzelplatte abweicht. Schwesig (2006) konnte zeigen, dass die Parameter Schwankungsweg, Schwankungsgeschwindigkeit und Schwankungsfläche des COP hoch miteinander korrelieren.

Tab. 22: In der Pilotstudie berechnete Parameter zur Quantifizierung des statischen und dynamischen Gleichgewichts

Parametergruppe	
<b>Parameter des Interaktiven-Balance-System</b>	Stabilitätsindex ( $SI_{TFB}$ ) Weight-Distribution-Index (WDI)
<b>COP-Parameter</b>	Schwankungsfläche (A) gesamt (95%-Ellipse) Standardabweichung der Schwankung (ST) der resultierenden Schwankung in x-y-Richtung
<b>Beschleunigungsparameter</b>	Stabilitätsindex der Beschleunigung

Aufgrund der hohen Korrelationen zwischen den drei Parametern Schwankungsweg, Schwankungsgeschwindigkeit und Schwankungsfläche wird in der Vorstudie die Schwankungsfläche als Vergleich mit den anderen Parametern des Interaktiven Balancesystems und der Standardabweichung der Beschleunigung berechnet.

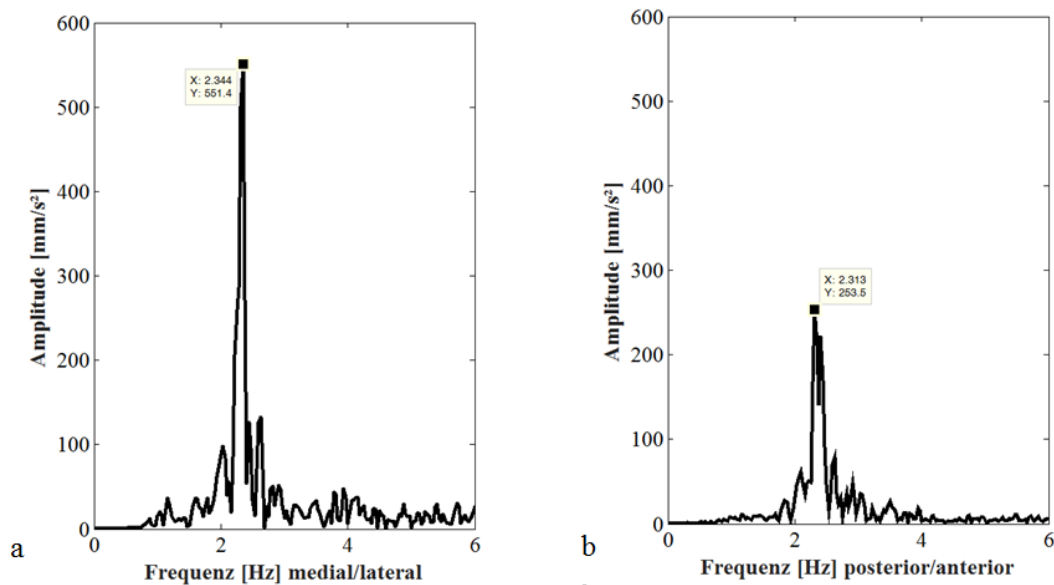


Abb. 28: Frequenzanalyse (Fast-Fourier-Transformation) der Beschleunigung der schwingenden Platte medio-lateraler (a) und antero-posteriorer (b) Richtung

Die Schwankungsfläche zeigt den Umfang der Schwankung an und grenzt sich gegenüber der Kraftverteilung und der Beschleunigung ab. Die berechnete 95%-Ellipse schließt die zu erwartenden Ausreißer aus. Im Gegensatz dazu fließen beim reinen Schwankungsweg Ausreißer mit in die

Berechnung ein. Diese Ausreißer fallen bei der Berechnung des Schwankungswegs weniger ins Gewicht als bei der einer 100%-Ellipse (Schwankungsfläche). Da der Umfang der Schwankung im Vergleich zwischen verschiedenen Probanden betrachtet werden soll, wird in der vorliegenden empirischen Studie eine 95%-Ellipse berechnet. Diese ist am wenigsten von den zu erwartenden Ausreißern abhängig. Die Analyse des Signals der Beschleunigungssensoren weist darauf hin, inwieweit die Grundplatte des Posturomeds während des Versuchs mit Belastung durch den Probanden mit gleicher Frequenz schwingt wie die unbelastete Grundplatte, die wenige Zentimeter ausgelenkt wird.

Das gleiche Phänomen gilt für die Schwankung des Probanden auf der Grundplatte. Die Bodenreaktionskraft ändert sich in einer ähnlichen Frequenz. Die beiden Größen beeinflussen sich gegenseitig, weshalb keine Frequenzbänder für diese Signale berechnet wurden. In Abbildung 28 sind die Frequenzanalysen (Diskrete Fast-Fourier-Transformation, Auflösung: 0.03 Hz, Messfrequenz: 250 Hz, MatLab Formel: `fft [Version 2013b]`, keine Glättung, keine Fensterfunktion) der Beschleunigung der schwingenden Platte in medio-lateraler (Abb. 28a) und antero-posteriorer (Abb. 28b) Richtung dargestellt. Die größte Häufigkeit der Schwingungen findet sich im Bereich der unbelasteten Eigenschwingung des Gerätes (5.7 kg) bei 2.3 Hz. Die Amplitude der Schwingung in medio-lateraler Richtung liegt wesentlich höher als jene in antero-posteriorer Richtung. Die Beurteilung des Gleichgewichts erfolgt in der im Anschluss dargestellten Studie nicht anhand der Frequenzanalyse, denn die Schwingungsfrequenz wird durch die schwingend gelagerte Platte weitgehend vorgegeben. Als Parameter zur Beschreibung der Oszillationen der Beschleunigung wurde die Formel für den Stabilitätsindex (Gl. 14) genutzt.

### 5.3 Statistische Auswertungsverfahren

Für die untersuchten Variablen (Testbedingungen, Parameter) wurde eine Normalverteilungsprüfung mithilfe des Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests für eine Stichprobe durchgeführt. Die Hälfte der Variablen zeigte signifikante Unterschiede zur statistischen Normalverteilung. Aus diesem Grund wurde die folgende analytische Statistik auf Basis nichtparametrischer Tests erstellt. Zur Ermittlung von Mittelwertunterschieden dienten Friedman-Tests über die zehn Testzeitpunkte. Bei signifikanten Ergebnissen des Friedman-Tests für die verbundenen Stichproben mit  $p \leq .05$  ( $p \leq .01$  = hochsignifikant) erfolgte ein weiterer Friedman-Test zur Prüfung der Mittelwertunterschiede zwischen den Standpositionen mit Kopfdrehungen. Für die Mehrfachvergleiche wurde jeweils ein Post-hoc-Test (Wilcoxon-Test) durchgeführt, der die Mittelwertunterschiede zwischen den einzelnen Testbedingungen zeigt. Des Weiteren prüfte ein Wilcoxon-Test, inwieweit ein statistisch nachweisbarer Unterschied zwischen statischen und dynamischen Testbedingungen besteht. Neben diesen Unterschiedsprüfungen wurden Zusammenhangsprüfungen durchgeführt. Zur Prüfung der Zusammenhänge zwischen den einzelnen Parametern hinsichtlich einer Testbedingung diente die Berechnung von Korrelationen (mit Signifikanztests). Um die Frage zu beantworten, inwieweit die Probanden hohe oder niedrige Gleichgewichtsleistungen in den verschiedenen Standpositionen zeigten, wurde eine Korrelation zwischen den Standpositionen berechnet. Grundsätzlich markiert das Signifikanzniveau  $p \leq .05$  einen signifikanten Unterschied/Zusammenhang und  $p \leq .01$  einen hochsignifikanten Unterschied/Zusammenhang. Die Poweranalyse diente zur Bestimmung der optimalen Stichprobengröße für die Hauptstudie. Die Poweranalyse nutzt die Effektgröße aus dem Unterschied zwischen den zwei durch Median-Split gebildeten Gruppen (Mann-

Whitney-U-Test). Die statistischen Berechnungen erfolgten mit der Statistiksoftware SPSS (Version 23.0.0.0; IBM), die Powerberechnung mit G\*Power (Version 3.1.9.2; Franz Kaul, Deutschland,).

Zur Veranschaulichung der Ergebnisse dienen Boxplots. Die Boxplots zeigen die einzelnen Parameter zu den jeweiligen Standpositionen und stellen besonders die Varianz der Gleichgewichtsleistung der Probanden dar. Der Vergleich der Werte der Testbedingungen auf dem Boden (statisch) und dem Posturomed (dynamisch) geschieht in Tabellenform, wobei die Tabellen die Mittelwerte und Standardabweichungen der posturographischen Parameter im Vergleich zwischen ‚statisch‘ und ‚dynamisch‘ ausweisen. In Kapitel 5.4 werden die Ergebnisse der Vorstudie dargestellt.

## **5.4 Ergebnisse**

Kapitel 5.4.1 zeigt zunächst die Ergebnisse der Versuche auf der Kraftmessplatte auf. Im zweiten Abschnitt folgen die Ergebnisse der Testbedingungen auf dem Posturomed (Kapitel 5.4.2). Das dritte und vierte Unterkapitel geht auf die Ergebnisse im Hinblick auf die Korrelationen zwischen den posturographischen Testbedingungen und Parametern ein. In Kapitel 5.4.5 werden die Unterschiede zwischen statischen und dynamischen Testbedingungen beleuchtet. Kapitel 5.4.6 zeigt die Ergebnisse der Posweranalyse und bietet eine Berechnung der optimalen Stichprobengröße für die Hauptstudie 1.

### **5.4.1 Statische Testbedingungen**

Der Friedman-Test zeigt signifikante Unterschiede zwischen den Mittelwerten der Standardabweichung der Kraftverteilung für die verschiedenen Standpositionen ( $X^2(9, 24) = 164.33, p < .01$ ; Tab. 23; Abb. 29). Der Wert für den Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung steigt bei geschlossenen Augen (BAg) hochsignifikant an ( $Z = -4,229, p < .01$ ). Die Steigerung der somatosensorischen Anforderungen durch das Unterlegen des Schaumstoffkissens führt zu einer hochsignifikanten Änderung des Mittelwerts der Standardabweichung der Kraftverteilung (BAo - BAg:  $Z = -3.771, p < .01$ ; SAo - SAg:  $Z = -4.286, p < .01$ ). Die Ungleichheit zwischen dem bipedalen Stand mit geschlossenen und dem mit offenen Augen auf dem Schaumstoffkissen ist hochsignifikant ( $Z = -2.571, p = .01$ ). Beim Einbeinstand besteht kein Unterschied zwischen dem rechten und linken Bein ( $Z = -.357, p = .721$ ). Des Weiteren zeigt sich keine nachweisbare Differenz zwischen den Testbedingungen mit Kopfdrehungen ( $X^2(3, 24) = 1.250, p = .741$ ). Die absoluten Werte für den Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung steigen bei der statischen und dynamischen Posturographie durch das Schließen der Augen und die somatosensorische Manipulation (Schaumstoffkissen).

Tab. 23: Standardabweichung der Kraftverteilung der bipedalen und unipedalen Standpositionen auf Interaktiven-Balance-System; Mittelwert ( $\pm$  Standardabweichung)

Standardabweichung der Kraftverteilung										
Testbedingungen										
	BAo	BAG	SAo	SAG	BAG Kr	BAG Kl	BAG Kh	BAG Kv	ErAo	ELAo
<b>Statisch</b>	8.89 (2.60)	14.80 (5.60)	12.06 (3.32)	25.93 (9.43)	14.84 (4.99)	16.10 (5.29)	15.82 (5.99)	16.00 (5.52)	29.30 (8.06)	28.64 (9.44)
<b>Dynamisch</b>	9.30 (4.56)	20.86 (17.45)	9.84 (3.93)	32.23 (20.88)	14.69 (6.12)	15.03 (8.00)	15.89 (6.54)	14.58 (5.52)	28.17 (13.15)	29.42 (12.66)

Eine weitere Steigerung der Schwankung ergibt sich durch die Verringerung der Unterstützungsfläche beim unipedalen Stand. Im Boxplot (Abb. 29) ist der Anstieg der Varianz innerhalb der Gruppe durch die höhere Anforderung des Tests zu erkennen (BAo - BAG).

Die Mittelwertunterschiede des Stabilitätsindex zeigen ein ähnliches Muster (Tab. 24). Demnach spricht ein hoher Stabilitätsindex für eine geringe Gleichgewichtsleistung. Die Unterschiede zwischen den Mittelwerten der statischen und dynamischen Standpositionen beim Stabilitätsindex sind insgesamt hochsignifikant ( $X^2(9, 24) = 166.18, p < .01$ ). Das Schließen der Augen bewirkt einen hochsignifikanten Anstieg beim Stabilitätsindex (BAo - BAG:  $Z = -4,257, p < .01$ ; SAo - SAG:  $Z = -4.286, p < .01$ ). Bei diesem besteht ebenso ein hochsignifikanter Unterschied durch die Steigerung der somatosensorischen Anforderungen (BAo - SAo:  $Z = -3.686, p < .01$ ; BAG - SAG:  $Z = -4.286, p < .01$ ). Durch die steigende Anforderung an das Gleichgewicht steigt der Stabilitätsindex an.

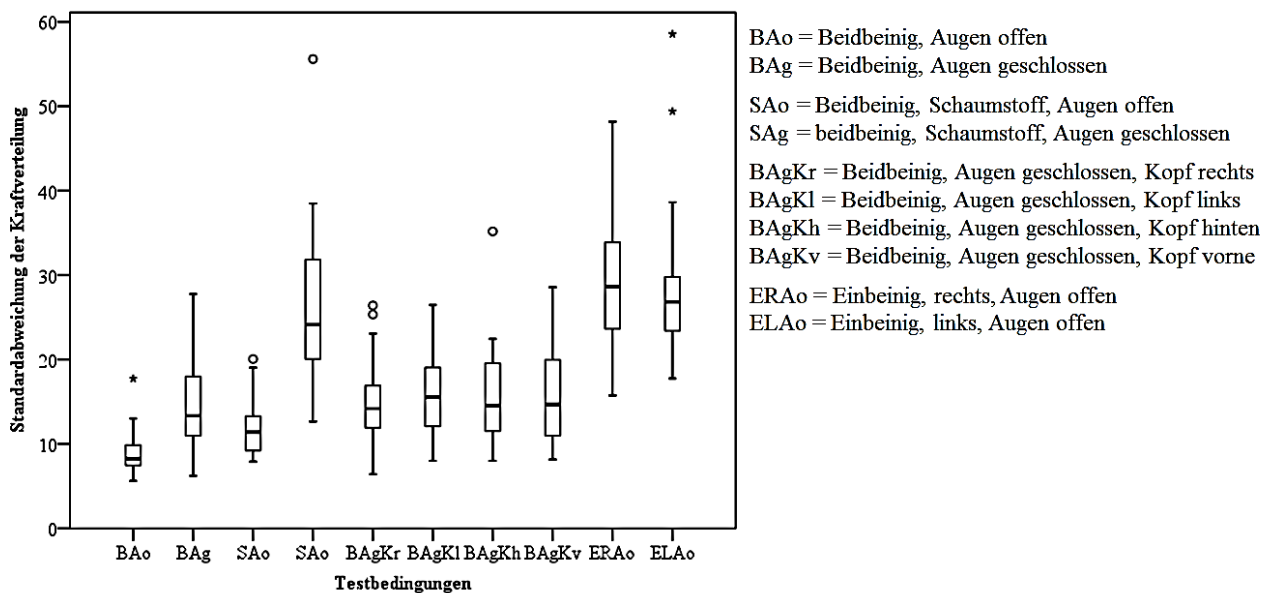


Abb. 29: Standardabweichung der Kraftverteilung der statischen Standpositionen

Die Veränderungen durch die Kopfdrehungen sind wie bei der Standardabweichung der Kraftverteilung nicht signifikant ( $X^2(9, 24) = 1.150, p = .765$ ). Der Unterschied zwischen dem Einbeinstand mit dem rechten und dem linken Standbein ist ebenso nicht signifikant ( $Z = -0.114, p = .909$ ; Tab. 24).



Tab. 24: Stabilitätsindex (ST) der bipedalen und unipedalen Standpositionen auf Interaktiven-Balance-System ; Mittelwert ( $\pm$  Standardabweichung)

<b>Stabilitätsindex</b>										
<b>Testbedingungen</b>										
	<b>BAo</b>	<b>BAG</b>	<b>SAo</b>	<b>SAG</b>	<b>BAG Kr</b>	<b>BAG Kl</b>	<b>BAG Kh</b>	<b>BAG Kv</b>	<b>ErAo</b>	<b>ElAo</b>
<b>Statisch</b>	11.05 (3.47)	17.66 (6.46)	14.69 (4.14)	30.80 (10.59)	17.96 (6.15)	19.12 (5.88)	18.39 (6.95)	18.96 (6.20)	43.28 (12.02)	42.85 (14.28)
<b>Dynamisch</b>	9.72 (3.25)	20.51 (12.26)	11.16 (3.85)	30.14 (12.76)	16.32 (5.76)	16.59 (7.20)	17.70 (6.57)	16.47 (5.80)	32.68 (12.70)	34.20 (11.64)

Bei der Schwankungsfläche des COP (Tab. 25) zeigt sich das gleiche Ergebnis. Die Mittelwerte steigen vom bipedalen Stand mit geöffneten Augen hin zum bipedalen Stand mit geschlossenen Augen. Die Manipulationen der Informationen der Bogengänge durch Drehungen des Kopfes bleiben ohne Auswirkungen auf die Schwankungsfläche ( $X^2(3, 24) = 2.650, p = .449$ ). Die Schwankungsfläche für die Testbedingung der Einbeinstände wurde nicht berechnet, da dies aufgrund der eindimensionalen Schwankung in antero-posteriorer Richtung nicht möglich ist. Beim Weight-Distribution-Index (Tab. 26) bestehen keine signifikanten Mittelwertunterschiede bei den bipedalen Standpositionen ( $X^2(9, 24) = 0.916, p = .921$ ).

Tab. 25: Schwankungsfläche (A) der bipedalen und unipedalen Standpositionen auf Interaktiven-Balance-System; Mittelwert ( $\pm$  Standardabweichung)

<b>Schwankungsfläche</b>								
<b>Testbedingungen</b>								
	<b>BAo</b>	<b>BAG</b>	<b>SAo</b>	<b>SAG</b>	<b>BAG Kr</b>	<b>BAG Kl</b>	<b>BAG Kh</b>	<b>BAG Kv</b>
<b>Statisch</b>	84.05 (67.42)	104.75 (56.94)	123.40 (65.54)	279.28 (160.24)	114.41 (85.35)	120.68 (82.29)	114.02 (68.52)	141.04 (99.33)
<b>Dynamisch</b>	67.34 (59.43)	192.56 (199.76)	97.22 (114.65)	375.91 (280.05)	149.97 (124.26)	128.26 (80.92)	141.23 (88.97)	122.84 (75.90)

Die Werte bleiben bei den Standpositionen auf einem ähnlichen Niveau (Abb. 29). Der Friedman-Test zeigt einen hochsignifikanten Unterschied der Mittelwerte über die Messungen ( $X^2(9, 24) = 105.942, p < .01$ ). Die Ergebnisse werden in Tabelle 26 dargestellt. Demnach steigt mit der wachsenden Anforderung an das Gleichgewichtssystem der Wert für den Parameter Weight-Distribution-Index.

Tab. 26: Weight-Distribution-Index (WDI) der bipedalen und unipedalen Standpositionen auf Interaktiven-Balance-System; Mittelwert ( $\pm$  Standardabweichung)

Weight-Distribution-Index										
Testbedingungen										
	BAo	BAG	SAo	SAG	BAG Kr	BAG Kl	BAG Kh	BAG Kv	ErAo	EIAo
<b>Statisch</b>	5.19 (2.74)	5.36 (2.61)	5.61 (2.97)	5.50 (2.82)	5.63 (2.89)	5.80 (2.97)	5.63 (3.23)	5.48 (2.16)	26.07 (1.48)	26.06 (1.55)
<b>Dynamisch</b>	5.17 (2.74)	4.86 (1.78)	5.59 (2.73)	5.10 (2.95)	5.82 (3.00)	4.65 (2.53)	5.18 (2.69)	4.35 (1.88)	25.67 (0.77)	26.12 (1.57)

## 5.4.2 Dynamische Testbedingungen

Bei den dynamischen Standpositionen auf dem Posturomed bestehen Mittelwertunterschiede beim Parameter Standardabweichung der Beschleunigung (Tab. 27, Abb. 30) zwischen den jeweiligen bipedalen Testbedingungen mit offenen und geschlossenen Augen (BAo - BAG:  $Z = -3.658$ ,  $p < .01$ ; SAo - SAG:  $Z = -4.286$ ,  $p < .01$ ). Nachweisbare Unterschiede zwischen der bipedalen Testbedingung mit offenen Augen auf der Kraftmessplatte und jener auf dem Schaumstoffkissen finden sich nicht ( $Z = -0.143$ ,  $p = .886$ ). Die Testbedingungen mit geschlossenen Augen unterscheiden sich hochsignifikant ( $Z = -2.714$ ,  $p < .01$ ). Zwischen den Testbedingungen mit verschiedenen Kopfdrehungen bestehen hingegen keine signifikanten Differenzen ( $X^2(9, 24) = 1.150$ ,  $p = .08$ ). Der Seitenvergleich beim Einbeinstand ergibt keinen signifikanten Mittelwertunterschied ( $Z = -0.829$ ,  $p = .407$ ). Bei der Standardabweichung der Kraftverteilung existiert ein statistisch nachweisbarer Unterschied durch das Schließen der Augen (BAo - BAG:  $Z = -4.286$ ,  $p < .01$ ; SAo - SAG:  $Z = -4.286$ ,  $p < .01$ ). Die Gleichgewichtsleistung sinkt durch die steigenden Anforderungen der Testbedingungen (höhere Schwankung).

Tab. 27: Standardabweichung der Beschleunigung ( $SI_{ACC}$ ) der bipedalen und unipedalen Standpositionen auf Interaktiven-Balance-System; Mittelwert ( $\pm$  Standardabweichung)

Standardabweichung der Beschleunigung										
Testbedingungen										
	BAo	BAG	SAo	SAG	BAG Kr	BAG Kl	BAG Kh	BAG Kv	ErAo	EIAo
<b>Dynamisch</b>	0.71 (0.53)	1.36 (1.32)	0.69 (0.47)	2.33 (2.05)	0.83 (0.45)	0.88 (0.69)	0.88 (0.47)	0.69 (0.31)	4.92 (3.73)	5.55 (5.24)

Die durch das Schaumstoffkissen ausgelöste somatosensorische Irritation führte zu einem signifikanten Unterschied der Mittelwerte (BAo - SAo:  $Z = -3.686$ ,  $p < .01$ ; BAG - SAG:  $Z = -4.286$ ,  $p < .01$ ). Zwischen dem bipedalen Stand mit geschlossenen Augen auf der Kraftmessplatte und dem bipedalen Stand auf dem Schaumstoffkissen kann ein hochsignifikanter Mittelwertunterschied nachgewiesen werden ( $Z = -3.829$ ,  $p < .01$ ). Zwischen den verschiedenen Manipulationen des vestibulären Sinns besteht hingegen kein statistisch signifikanter Unterschied.

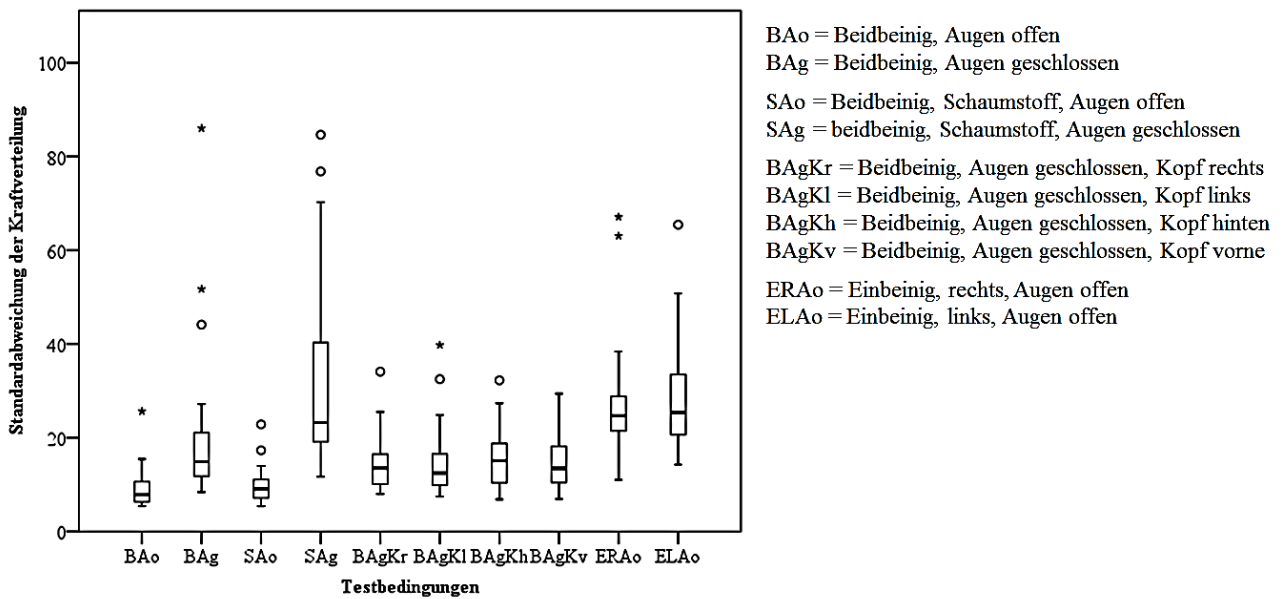


Abb. 30: Standardabweichung der Kraftverteilung der Standpositionen auf dem Posturomed

Für den Einbeinstand auf dem rechten und dem linken Bein kann keine nachweisbare Differenz ( $Z = -0.400$ ,  $p = .689$ ) aufgezeigt werden, dasselbe gilt für den Stabilitätsindex. Bei der Schwankungsfläche zeigt sich ebenfalls dieses Muster. Bei den ersten vier Testbedingungen (BAo, BAg, SAo, SAg) bestehen hochsignifikante Mittelwertunterschiede. Die vestibulären Manipulationen führten wiederum zu keinem signifikanten Unterschied in der Gleichgewichtsleistung.

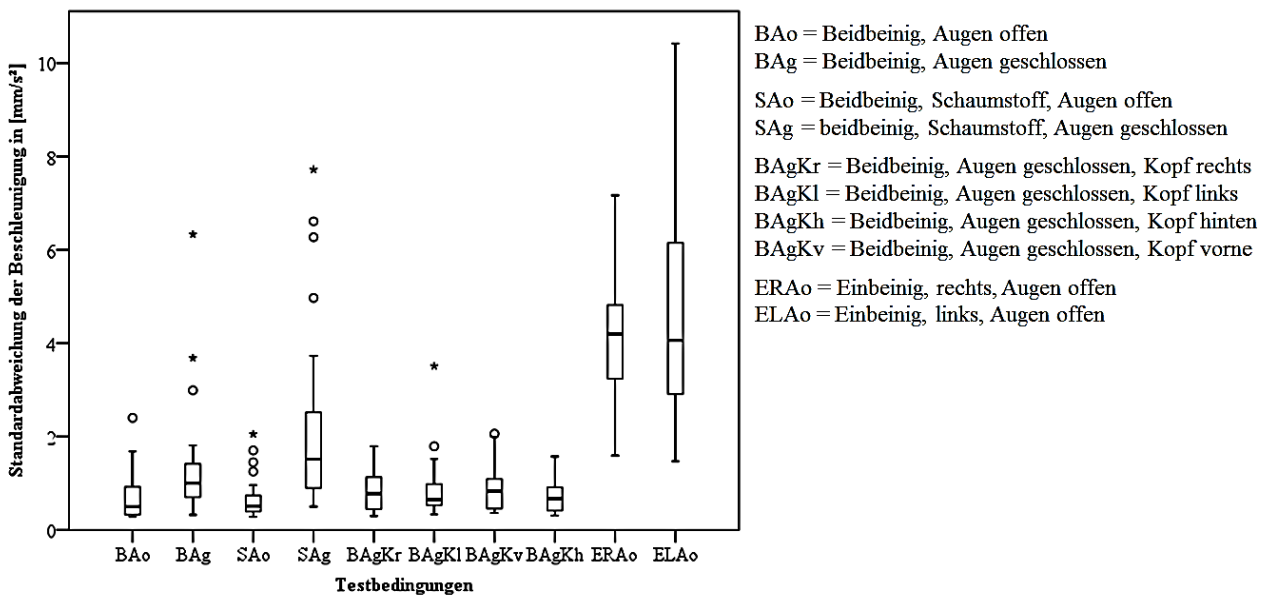


Abb. 31: Standardabweichung der Beschleunigung der Standpositionen auf dem Posturomed

Auch in Abbildung 30 und 31 ist der Anstieg der Varianz determiniert durch die Steigerung der posturalen Anforderung zu erkennen.

### 5.4.3 Korrelationen zwischen posturographischen Testbedingungen

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Prüfungen der Zusammenhänge zwischen den einzelnen Testbedingungen der statischen und dynamischen Posturographie dargestellt. Die Testbedingungen BAo und BAg korrelieren mittel bis hoch untereinander und mit den anderen Standpositionen (ausgenommen SAo und ELAo) ( $r(24) = .380, p = .067$  bis  $r(24) = .861, p < .001$ ). Die Zusammenhänge zwischen den Testbedingungen (statisch) für den Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung sind in Tabelle 28 dargestellt. Die Korrelationen befinden sich, mit Ausnahme der Zusammenhänge zwischen den Testbedingungen SAo und BAo, im mittleren ( $r(24) = .515, p = .010$ ) bis hohen Bereich ( $r(24) = .861, p < .019$ ).

Lediglich die Wechselbeziehungen zwischen den bipedalen und den monopedalen Standpositionen liegen in einem niedrigen ( $r(24) = .048, p = .822$ ) bis mittleren Bereich ( $r(24) = .695, p < .001$ ). Bei den posturographischen Untersuchungen auf dem Posturomed zeigen die Standpositionen repräsentiert durch den Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung mittlere bis hohe Zusammenhänge ( $r(24) = .451, p = .027$  bis  $r(24) = .824, p < .001$ ). Ausnahmen bilden die Testbedingungen SAo und BAo ( $r(24) = .397, p = .055$ ) sowie der Einbeinstand auf dem rechten Standbein (Tab. 29).

Tab. 28: Korrelationen zwischen den statischen Testbedingungen des Parameters Standardabweichung der Kraftverteilung

Standardabweichung der Kraftverteilung										
Testbedingungen										
BAo										
BAg	.706									
SAo	.515	.549								
SAg	.394	.740	.668							
BAgKr	.558	.811	.603	.685						
BAgKl	.639	.861	.504	.552	.836					
BAgKh	.692	.733	.569	.613	.789	.716				
BAgKv	.609	.749	.549	.542	.752	.757	.810			
ErAo	.529	.519	.376	.399	.472	.481	.583	.669		
ELAo	.380	.387	.048	.404	.247	.290	.479	.474	.695	
	BAo	BAg	SAo	SAg	BAg Kr	BAg Kl	BAg Kh	BAg Kv	ErAo	ELAo

Die Zusammenhänge zwischen den Testbedingungen (dynamisch) für den Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung sind in Tabelle 29 dargestellt. Die Standpositionen korrelieren nur schwach mit den Standpositionen BAo und BAg ( $r(24) = .300, p = .154$  und  $r(24) = .351, p = .092$ ). Die Standardabweichung der Beschleunigung korreliert gering oder nicht signifikant mit den Standpositionen BAo und SAo sowie SAo und SAo ( $r(24) = .367, p = .078$  und  $r(24) = .386, p = .063$ ). Die Testbedingungen SAo und BAgKl wiederum hängen nur schwach voneinander ab ( $r(24) = .367, p = .078$ ). Die monopedalen Standpositionen korrelieren gering bis mittel mit den bipedalen posturographischen Testbedingungen ( $r(24) = .146, p = .495$  und  $r(24) = .675, p < .001$ ). Die höchste Korrelation besteht zwischen dem Einbeinstand auf dem rechten und dem linken Bein ( $r(24) = .929, p < .001$ ).

Tab. 29: Korrelationen zwischen den dynamischen Testbedingungen des Parameters Standardabweichung der Beschleunigung und Standardabweichung der Kraftverteilung

Standardabweichung der Kraftverteilung											
Testbedingungen	BAo	BAG	SAo	SAG	BAG Kr	BAG Kl	BAG Kh	BAG Kv	ErAo	ElAo	
<b>BAo</b>		.619	.611	.397	.459	.453	.558	.541	.300	.451	<b>BAo</b>
<b>BAG</b>	.648		.530	.453	.496	.730	.744	.799	.351	.583	<b>BAG</b>
<b>SAo</b>	.813	.842		.660	.515	.431	.618	.529	.618	.824	<b>SAo</b>
<b>SAG</b>	.367	.386	.542		.643	.483	.772	.647	.615	.746	<b>SAG</b>
<b>BAGKr</b>	.543	.614	.715	.606		.686	.820	.792	.602	.577	<b>BAGKr</b>
<b>BAGKl</b>	.509	.866	.738	.367	.669		.721	.731	.529	.541	<b>BAGKl</b>
<b>BAGKh</b>	.643	.740	.773	.543	.688	.712		.877	.602	.761	<b>BAGKh</b>
<b>BAGKv</b>	.731	.872	.807	.474	.717	.715	.710		.507	.559	<b>BAGKv</b>
<b>ErAo</b>	.240	.146	.503	.675	.467	.221	.376	.222		.805	<b>ErAo</b>
<b>ElAo</b>	.265	.286	.575	.675	.383	.324	.433	.252	.929		<b>ElAo</b>
	<b>BAo</b>	<b>BAG</b>	<b>SAo</b>	<b>SAG</b>	<b>BAG Kr</b>	<b>BAG Kl</b>	<b>BAG Kh</b>	<b>BAG Kv</b>	<b>ErAo</b>	<b>ElAo</b>	

Standardabweichung der Beschleunigung

Im folgenden Abschnitt werden die Korrelationen zwischen den Parametern der statischen und dynamischen Posturographie dargestellt.

#### 5.4.4 Korrelationen zwischen den posturographischen Parametern

Die Pearson-Korrelation zwischen den Parametern Stabilitätsindex und Standardabweichung der Kraftverteilung liegt bei den statischen Standpositionen zwischen  $r(24) = .955$ ,  $p < .001$  und  $r(24) = .991$ ,  $p < .001$  (Tab. 30). Die Tabellen 30 zeigt die Korrelationen zwischen den Parametern der statischen Posturographie (Stabilitätsindex, Standardabweichung der Kraftverteilung, Schwankungsfläche, Weight-Distribution-Index) Die Parameter Stabilitätsindex und Schwankungsfläche korrelieren miteinander, wobei die höchsten Zusammenhänge bei den Testbedingungen BAO und BAG vorliegen ( $r(24) = .696$ ,  $p < .001$  und  $r(24) = .695$ ,  $p < .001$ ). Die niedrigste nicht signifikante Korrelation zeigt die Standposition SAo ( $r(24) = .246$ ,  $p = .247$ ). Der Parameter Stabilitätsindex korreliert nicht mit dem Parameter Weight-Distribution-Index. Die Korrelationen liegen bei maximal  $r(24) = .208$ ,  $p = .329$ . Bei den Testbedingungen besteht ein nicht signifikanter negativer Zusammenhang zwischen  $r(24) = -.082$ ,  $p = .704$  und  $r(24) = -.384$ ,  $p = .064$ . Die Gleichheiten zwischen den Parametern Standardabweichung der Kraftverteilung und Schwankungsfläche zeigen ähnliche Werte, verglichen mit dem Parameter Stabilitätsindex. Die Wechselbeziehung mit der Standposition SAo ( $r(24) = .190$ ,  $p = .374$ ) ist nicht signifikant, während die Zusammenhänge der anderen posturographischen Testbedingungen zwischen  $r(24) = .529$ ,  $p = .008$  und  $r(24) = .741$ ,  $p = .000$  liegen. Die Verbindungen zwischen dem Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung und dem Weight-Distribution-Index sind nicht signifikant ( $r(24) = -.415$ ,  $p = .044$ ). Dies gilt jedoch nicht für den Stand mit offenen Augen auf dem Schaumstoffkissen. Die positiven Korrelationen befinden sich im niedrigen Bereich, die negativen erreichen eine Höhe von  $r(24) = -.415$ ,  $p = .044$ . Die Korrelationen zwischen der Schwankungsfläche und dem Weight-Distribution-Index liegen zwischen  $r(24) = -$

.417,  $p = .043$  und  $r(24) = .075$ ,  $p = .728$ . Der negative Zusammenhang ist signifikant. Der Stabilitätsindex und die Standardabweichung der Kraftverteilung auf dem Posturomed korrelieren hoch.

Tab. 30: Korrelationen zwischen den posturographischen Parametern der statischen Testbedingungen (k.A. = keine Berechnung der Schwankungsfläche für die unipedalen Standpositionen)

Bravais-Pearson-Korrelationen		Parameter						
		ST			SI <sub>TFB</sub>		A	
Testbedingung		SI <sub>TFB</sub>	A	WDI	A	WDI	WDI	
		BAo	.985	.696	.208	.741	.148	.020
		BAG	.975	.695	-.082	.599	-.005	.005
		SAo	.987	.246	-.384	.190	-.415	-.240
		SAG	.990	.646	-.306	.627	-.253	-.131
		BAGKr	.989	.605	-.271	.536	-.207	.021
		BAGKl	.969	.624	-.272	.529	-.290	.075
		BAGKh	.988	.600	-.231	.572	-.239	-.417
		BAGKv	.991	.611	-.230	.557	-.181	-.290
		ErAo	.984	k.A.	-.144	k.A.	.075	k.A.
		ELAo	.955	k.A.	-.187	k.A.	-.294	k.A.

Die Korrelationen betragen je nach Testbedingung zwischen  $r(24) = .848$ ,  $p < .001$  und  $r(24) = .976$ ,  $p < .001$ . Die Verbindungen zwischen dem Stabilitätsindex und der Schwankungsfläche liegen zwischen  $r(24) = .462$ ,  $p = .023$  und  $r(24) = .884$ ,  $p < .001$  und damit im mittleren Bereich.

Die Zusammenhänge zwischen dem Stabilitätsindex und dem Weight-Distribution-Index sind negativ ( $r(24) = -.055$ ,  $p = .798$  bis  $r(24) = -.470$ ,  $p = .021$ ). Die einzige positive Korrelation zeigt sich bei der Testbedingung BAG ( $r(24) = .197$ ,  $p = .355$ ). Die Übereinstimmung für die Standposition BAGKr ist signifikant. Die Übereinstimmungen zwischen dem Stabilitätsindex und der Standardabweichung der Beschleunigung liegen im Bereich von  $r(24) = .641$ ,  $p = .001$  bis  $r(24) = .876$ ,  $p < .001$ .

Tab. 31: Korrelationen zwischen den posturographischen Parametern der dynamischen Testbedingungen (k.A. = keine Berechnung der Schwankungsfläche für die unipedalen Standpositionen)

Bravais-Pearson-Korrelationen		Parameter										
		ST				SI <sub>TFB</sub>		A			WDI	
Testbedingungen		SI <sub>TFB</sub>	A	WDI	ACC	A	WDI	ACC	WDI	ACC	ACC	
		BAo	.955	.537	-.055	.870	.483	-.040	.949	-.182	.474	-.113
		BAG	.848	.884	.197	.802	.646	.287	.980	.176	.583	.266
		SAo	.925	.834	-.150	.641	.736	-.252	.851	-.090	.394	-.254
		SAG	.923	.773	-.061	.863	.808	-.060	.980	-.108	.828	-.053
		BAGKr	.964	.792	-.470	.876	.794	-.504	.882	-.361	.837	-.517
		BAGKl	.925	.642	-.263	.718	.592	-.286	.905	-.009	.483	-.312
		BAGKh	.957	.462	-.423	.715	.361	-.444	.840	-.375	.204	-.463
		BAGKv	.976	.757	-.230	.748	.690	-.194	.822	-.263	.588	-.143
		ErAo	.928	k.A.	-.152	.789	k.A.	-.118	.808	k.A.	k.A.	-.101
		ELAo	.872	k.A.	-.169	.724	k.A.	-.223	.831	k.A.	k.A.	-.215

Die Schwankungsfläche und die Standardabweichung der Kraftverteilung auf den Kraftmessplatten zeigen einen Zusammenhang zwischen  $r(24) = .361$ ,  $p = .083$  und  $r(24) = .808$ ,  $p < .001$ . Die Korrelation der Standposition BAgKh ist nicht signifikant (Tab. 31). Die Tabellen 31 zeigt die Korrelationen zwischen den Parametern der dynamischen Posturographie (Stabilitätsindex, Standardabweichung der Kraftverteilung und der Beschleunigung, Schwankungsfläche, Weight-Distribution-Index)

Die Zusammenhänge zwischen der Standardabweichung der Kraftverteilung und dem Weight-Distribution-Index liegen in einem niedrigen Bereich ( $r(24) = .287$ ,  $p = .173$ ). Die Korrelationen sind größtenteils negativ ( $r(24) = -.040$ ,  $p = .854$  bis  $r(24) = -.504$ ,  $p = .012$ ). Die Zusammenhänge zwischen den Parametern Standardabweichung der Kraftverteilung und Standardabweichung der Beschleunigung nehmen Werte zwischen  $r(24) = .808$ ,  $p < .001$  und  $r(24) = .980$ ,  $p < .001$  an. Die Korrelationen zwischen dem Weight-Distribution-Index und der Schwankungsfläche sowie der Standardabweichung der Beschleunigung betragen zwischen  $r(24) = .266$ ,  $p = .209$  und  $r(24) = -.517$ ,  $p = .010$ . Geringe ( $r(24) = .204$ ,  $p = .339$ ) bis hohe Wechselbeziehungen ( $r(24) = .837$ ,  $p < .001$ ) bestehen zwischen dem Parameter Schwankungsfläche und der Standardabweichung der Beschleunigung.

#### **5.4.5 Mittelwertvergleiche zwischen statischen und dynamischen posturographischen Messungen**

Der Vergleich der Mittelwerte der statischen und dynamischen Bedingungen ergibt statistisch nachweisbare Unterschiede beim Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung (Tab. 32). Die Tabellen 32 und 33 stellen die Unterschiede zwischen den statischen und dynamischen Testbedingungen dar. Beim Test mit geöffneten Augen auf dem Schaumstoffkissen (SAo) kann eine statistisch nachweisbare Differenz zwischen dem statischen und dynamischen Test ermittelt werden ( $Z = -4.286$ ,  $p = .007$ ). Der während der dynamischen Testbedingung gemessene Wert ist höher. Für die Standposition mit geschlossenen Augen und die Manipulation mit nach hinten geneigtem Kopf können statistisch signifikante Unterschiede aufgezeigt werden ( $Z = -2.257$ ,  $p = .024$ ). Der Mittelwert sinkt in beiden Fällen ab, wobei der Mittelwert der Standposition SAo von 12.06 (3.32) auf 9.84 (3.93) sinkt und der Wert für die Standposition BAgKh von 16.00 (5.52) auf 14.58 (5.52). Beim Stabilitätsindex besteht eine signifikante Differenz bei der ersten Testbedingung mit offenen Augen ( $Z = -2.429$ ,  $p = .015$ ). Bei der Testbedingung auf dem Schaumstoffkissen mit offenen Augen existiert eine hochsignifikante Abweichung zwischen der statischen und dynamischen Testbedingung ( $Z = -3.371$ ,  $p = .001$ ). Die Standpositionen BAgKl ( $Z = -2.486$ ,  $p = .013$ ), BAgKh ( $Z = -3.343$ ,  $p = .001$ ) und die beiden Einbeinstände ERAo und ELAo sind hochsignifikant unterschiedlich ( $Z = -3.2$ ,  $p = .001$  und  $Z = -3.686$ ,  $p < .001$ ). Die Mittelwerte für die Parameter steigen mit der Schwierigkeit der Standpositionen deutlich an. Der Mittelwert für die jeweilige Standposition liegt beim dynamischen Test niedriger als beim statischen. Beim Weight-Distribution-Index bestehen statistisch nachweisbare Differenzen zwischen den statischen und dynamischen Testbedingungen.

Tab. 32: Mittelwertunterschied der statischen und dynamischen Posturographie beim Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung und Stabilitätsindex (MW  $\pm$  SD; Wilcoxon-Test; \* = sig, \*\* = hochsig.)

Test- bedingungen	Standardabweichung der Kraftverteilung				Stabilitätsindex			
	Statisch	Dynamisch	Wilcoxon-Test		Statisch	Dynamisch	Wilcoxon-Test	
	MW (SD)	MW (SD)	Z	p-Wert	MW (SD)	MW (SD)	Z	p-Wert
<b>BAo</b>	8.89 (2.60)	9.30 (4.56)	-0.486	.627	11.05 (3.47)	9.72 (3.25)	-2.429	.015*
<b>BAg</b>	14.80 (5.60)	20.86 (17.45)	-1.257	.209	17.66 (6.46)	20.51 (12.26)	-0.086	.932
<b>SAo</b>	12.06 (3.32)	9.84 (3.93)	-4.286	.007**	14.69 (4.14)	11.16 (3.85)	-3.371	.001**
<b>SAg</b>	25.93 (9.43)	32.23 (20.88)	-1.343	.179	30.80 (10.59)	30.14 (12.76)	-0.371	.710
<b>BAgKr</b>	14.84 (4.99)	14.69 (6.12)	-0.286	.775	17.96 (6.15)	16.32 (5.76)	-1.229	.219
<b>BAgKl</b>	16.10 (5.29)	15.03 (8.00)	-1.886	.059	19.12 (5.88)	16.59 (7.20)	-2.486	.013
<b>BAgKh</b>	16.00 (5.52)	14.58 (5.52)	-2.257	.024*	18.96 (6.20)	16.47 (5.80)	-3.343	.001**
<b>BAgKv</b>	15.82 (5.99)	15.89 (6.54)	-0.057	.954	18.39 (6.95)	17.70 (6.57)	-0.743	.458
<b>ErAo</b>	28.64 (9.44)	29.42 (12.66)	-0.457	.648	42.85 (14.28)	34.20 (11.64)	-3.2	.001**
<b>ELAo</b>	29.30 (8.06)	28.17 (13.15)	-1.314	.189	43.28 (12.02)	32.68 (12.70)	-3.686	.000**

Die statischen und dynamischen Werte für den Parameter WDI unterscheiden sich bei jenen Standpositionen, bei denen der Kopf nach links gedreht wurde ( $Z = -2.714$ ,  $p = .007$ ), und jenen mit in den Nacken gelegtem Kopf ( $Z = -2.086$ ,  $p = .037$ ). Die Mittelwerte für die dynamischen Testbedingungen sind niedriger als jene für die statischen.

Tab. 33: Mittelwertunterschied der statischen und dynamischen Posturographie beim Parameter Weight-Distribution-Index und der Schwankungsfläche (MW  $\pm$  SD; Wilcoxon-Test; \* = sig, \*\* = hochsig keine Berechnung des WDI für die unipedalen Standpositionen = k.A.)

Test- bedingungen	Weight-Distribution-Index				Schwankungsfläche			
	Statisch	Dynamisch	Wilcoxon-Test		Statisch	Dynamisch	Wilcoxon-Test	
	MW (SD)	MW (SD)	Z	p-Wert	MW (SD)	MW (SD)	Z	p-Wert
<b>BAo</b>	5.19 (2.74)	5.17 (2.74)	-0.357	.721	84.05 (67.42)	67.34 (59.43)	-1.343	.179
<b>BAg</b>	5.36 (2.61)	4.86 (1.78)	-1.2	.230	104.75 (56.94)	192.56 (199.76)	-2.114	.034*
<b>SAo</b>	5.61 (2.97)	5.59 (2.73)	0	1.000	123.40 (65.54)	97.22 (114.65)	-2.343	.019*
<b>SAg</b>	5.50 (2.82)	5.10 (2.95)	-0.457	.648	279.28 (160.24)	375.91 (280.05)	-1.857	.063
<b>BAgKr</b>	5.63 (2.89)	5.82 (3.00)	-0.229	.819	114.41 (85.35)	149.97 (124.26)	-1.114	.265
<b>BAgKl</b>	5.80 (2.97)	4.65 (2.53)	-2.714	.007**	120.68 (82.29)	128.26 (80.92)	-0.457	.648
<b>BAgKh</b>	5.48 (2.16)	4.35 (1.88)	-2.086	.037*	141.04 (99.33)	122.84 (75.90)	-1.257	.209
<b>BAgKv</b>	5.63 (3.23)	5.18 (2.69)	-0.886	.376	114.02 (68.52)	141.23 (88.97)	-1.629	.103
<b>ErAo</b>	26.06 (1.55)	26.12 (1.57)	-0.186	.853		k.A		
<b>ELAo</b>	26.07 (1.48)	25.67 (0.77)	-1.372	.170		k.A		

Bei der Schwankungsfläche des COP können zwei signifikante Mittelwertunterschiede nachgewiesen werden (Tab. 33). Für die Testbedingung mit geschlossenen Augen ( $Z = -2,114$ ,  $p = .034$ ) und die Testbedingung mit Schaumstoffkissen mit geöffneten Augen ( $Z = -2.343$ ,  $p = .019$ ) existieren signifikante Differenzen. Für die Testbedingung BAg liegt der Mittelwert höher als der Wert für die statische Testbedingung (statisch:  $104.75 \pm 56.94$ ; dynamisch:  $192.56 \pm 199.76$ ). Bei der Testbedingung SAo liegt der Schwankungsflächen-Wert für den statischen Test ( $123.40 \pm 65.54$ ) höher als beim dynamischen Test ( $97.22 \pm 114.65$ ).



### 5.4.6 Poweranalyse

Tabelle 34 zeigt die Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanztests für die statischen Standpositionen an, die zur Festlegung der Stichprobengröße der Hauptstudie dienen. Mithilfe der Effektgröße Cohens d wurde für jede Testbedingung die optimale Stichprobengröße ermittelt. Bei den Tests bestehen nachweisbare Differenzen zwischen den zwei durch Median-Split geteilten Gruppen ( $t(12) = -3.998$ ,  $p = .001$ ,  $d = 4.12$  bis  $t(12) = -6.624$ ,  $p = .000$ ,  $d = 4.85$ ).

Tab. 34: Mittelwertunterschiede des Parameters Standardabweichung der Kraftverteilung für die statischen Standpositionen zwischen zwei durch Median-Split getrennten Gruppen

Statisch	Gruppe nach Median Split		p-Wert (t-Test)	Cohens d	Optimale Stichprobengröße zweiseitig n =
	MW ± (SD)				
	Mit hoher Leistung	Mit niedriger Leistung			
<b>BAo</b>	7.24 (0.84)	10.54 (2.74)	.001	4.12	6
<b>BAG</b>	10.81 (2.20)	18.79 (5.11)	.000	3.79	8
<b>SAo</b>	9.62 (1.23)	14.49 (2.94)	.000	4.13	8
<b>SAG</b>	19.46 (3.46)	32.41 (9.09)	.000	3.91	8
<b>BAGKr</b>	11.12 (2.33)	18.56 (4.05)	.000	3.33	8
<b>BAGKl</b>	12.02 (2.59)	20.18 (3.94)	.000	3.29	8
<b>BAGKh</b>	11.59 (2.08)	20.40 (4.11)	.000	4.41	8
<b>BAGKv</b>	11.36 (1.92)	20.27 (5.29)	.000	4.85	8
<b>ErAo</b>	22.62 (2.84)	34.66 (9.96)	.001	4.43	8
<b>EIAo</b>	23.09 (4.09)	35.50 (5.91)	.000	3.17	8

Die Effektstärken der t-Tests liegen zwischen 3.17 und 4.85 (Cohens d; Tab. 35). Für eine zweiseitige Prüfung beträgt die optimale Stichprobengröße für die Testbedingung BAG sechs Probanden.

Tab. 35: Mittelwertunterschiede des Parameters Standardabweichung der Kraftverteilung für die dynamischen Standpositionen zwischen zwei durch Median-Split getrennten Gruppen

Dynamisch	Gruppe nach Median Split		p-Wert (t-Test)	Cohens d	Optimale Stichprobengröße zweiseitig n =
	MW ± (SD)				
	Mit hoher Leistung	Mit niedriger Leistung			
<b>BAo</b>	6.45 (0.67)	12.15 (5.02)	.001	8.82	2
<b>BAG</b>	11.42 (1.80)	30.29 (20.96)	.005	10.96	2
<b>SAo</b>	7.27 (1.03)	12.41 (4.10)	.000	5.19	3
<b>SAG</b>	18.24 (3.75)	46.22 (21.69)	.000	7.80	2
<b>BAGKr</b>	10.41 (1.83)	18.97 (5.92)	.000	4.88	3
<b>BAGKl</b>	9.92 (1.48)	20.15 (8.64)	.001	7.20	2
<b>BAGKh</b>	10.31 (2.09)	18.86 (4.42)	.000	4.27	3
<b>BAGKv</b>	10.99 (2.81)	20.79 (5.39)	.000	3.64	4
<b>ErAo</b>	20.21 (2.88)	38.63 (11.90)	.000	6.69	2
<b>EIAo</b>	20.38 (4.19)	35.96 (14.54)	.002	3.88	4

Bei den weiteren posturographischen Standpositionen liegt die optimale Stichprobengröße bei acht Probanden. Die Mittelwertunterschiede zwischen den beiden Gruppen für die dynamischen Standpositionen sind hochsignifikant ( $t(12) = -4,966$ ,  $p < .001$ ,  $d = 4.27$  bis  $t(12) = -5,590$ ,  $p = .005$ ,  $d =$

10.96). Die optimale Stichprobengröße für die Hauptstudie liegt nach den berechneten Effektgrößen zwischen zwei (BAo, BA<sub>g</sub>, SA<sub>g</sub>, BA<sub>g</sub>Kl, ERAo) und vier Probanden (BA<sub>g</sub>Kv, ELAo).

## 5.5 Diskussion

Die *erste Forschungsfrage* ( $F_{1.1}$ ), inwieweit Unterschiede in der Schwankung des Probanden bei den posturographischen Testbedingungen bestehen, kann anhand der Ergebnisse der statischen und dynamischen Testbedingungen beantwortet werden. Eine Differenz in der Schwankung des Probanden ist durch die unterschiedlichen Standpositionen auf den Kraftmessplatten nachweisbar. Die Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung, Stabilitätsindex, Schwankungsfläche und Standardabweichung der Beschleunigung steigen mit der höheren Anforderung der Gleichgewichtsaufgabe signifikant an. Die Standpositionen zeigen Differenzen nach dem Schwierigkeitsgrad. Die Schwierigkeit der posturographischen Testbedingungen steigert sich mit (1) der mangelnden Verfügbarkeit visueller Informationen und (2) der Manipulation der somatosensorischen Information durch den Einsatz eines Schaumstoffkissens. Die Beeinflussung des vestibulären Systems (3) führt hingegen nicht zu einer systematischen Veränderung der Schwankung des Probanden. Aus diesem Grund werden die Testbedingungen mit verschiedenen Drehungen des Kopfes für die Hauptstudie nicht fortgeführt. Die Schwankung des Posturomeds kann die steigende Schwierigkeit der Standpositionen nachweisen.

Der Parameter Standardabweichung der Beschleunigung zeigt die Charakteristiken der einzelnen Testbedingungen (*Forschungsfrage*  $F_{1.2}$ ). Differenzen zwischen den bipedalen und unipedalen Testbedingungen werden durch die Unterschiede in der Schwankung deutlich. Für den Parameter Weight-Distribution-Index wird angenommen, dass dieser nicht die Schwierigkeit der posturographischen Testbedingungen widerspiegeln kann. Die Mittelwerte zu den Testbedingungen, die bei den unterschiedlichen Probanden gemessen wurden, unterscheiden sich nicht nachweislich ( $X^2(9, 24) = 0.916, p = .921$ ). Durch die vorliegenden Ergebnisse der Schwankungsdifferenzen zwischen den posturographischen Testbedingungen kann das modifizierte Modell (Kontinuum zwischen statischem und dynamischem Gleichgewicht; Kap. 3.5.1.1) empirisch geprüft werden. Die ansteigende Schwierigkeit der Testbedingungen zeigen, dass das Gleichgewicht keiner klaren Differenzierung in eine statische und dynamische Komponente unterliegt.

Die *dritte Forschungsfrage* ( $F_{1.3}$ ), inwieweit Zusammenhänge zwischen den Gleichgewichtsleistungen der Probanden in den statischen und dynamischen posturographischen Testbedingungen bestehen, wird durch die Interpretation der Korrelationen zwischen den posturographischen Testbedingungen beantwortet: Die geringen bis mittleren Korrelationen bei den monopedalen Standpositionen ( $r(24) = .146, p = .495$  und  $r(24) = .675, p < .001$ ) weisen darauf hin, dass sich die Anforderungsstruktur der statischen Testbedingungen von jener der dynamischen unterscheidet. Eine hohe Gleichgewichtsleistung in einer bipedalen Testbedingung geht nicht mit einer hohen Leistung in einer monopedalen Testbedingung einher. Dieses Ergebnis ist ein erstes Indiz für die Annahme des Fertigungsmodells in Bezug auf das Konstrukt des Gleichgewichts.

Die *vierte Forschungsfrage* ( $F_{1.4}$ ), hinsichtlich der Korrelationen zwischen Parametern einer Parametergruppe mit inhaltlichen Zusammenhängen wird durch die Vorstudie beantwortet. Die drei Parameter Stabilitätsindex, Standardabweichung der Kraftverteilung und Schwankungsfläche korrelieren miteinander. Der Stabilitätsindex und die Standardabweichung der Kraftverteilung korrelieren

hoch ( $r(24) = .808, p < .001$  und  $r(24) = .980, p < .001$ ), weshalb aufgrund dieser hohen inhaltlichen Übereinstimmung der Stabilitätsindex für die weitere Analyse ausgeschlossen werden kann. Der Parameter Schwankungsfläche korreliert gering bis mittel mit der Standardabweichung der Kraftverteilung und dem Stabilitätsindex, womit der Parameter aufgrund des schwächeren inhaltlichen Zusammenhangs für die weiteren Studien beibehalten wird. Der Parameter Weight-Distribution-Index kann aufgrund der schwachen Korrelation mit den anderen posturographischen Parametern und der nicht ausreichenden Diskriminierung der einzelnen Testbedingungen von der weiteren Untersuchung ausgeschlossen werden.

Die *fünfte Forschungsfrage* ( $F_{1.5}$ ), inwieweit nachweisbare Differenzen zwischen den statischen und dynamischen Testbedingungen existieren, kann anhand positiver Ergebnisse beantwortet werden. Die Unterschiede zwischen den statischen und dynamischen posturographischen Testbedingungen sind als nicht systematisch anzusehen. Der Mittelwert der dynamischen Testbedingungen liegt beim beidbeinigen Stand auf dem Schaumstoffkissen mit geöffneten Augen, dem bipedalen Stand mit Kopfdrehung nach hinten und beim Einbeinstand auf dem linken Bein (Beispiele: Tab. 32 und 33, S. 113) niedriger als der Mittelwert der statischen Testbedingungen. Aufgrund dieser Ergebnisse können keine eindeutigen Aussagen über die Nachweisbarkeit oder Falsifizierbarkeit des Fähigkeitskonzepts im Zusammenhang mit dem Gleichgewicht getätigt werden. Die Korrelationen zwischen den monopedalen und den bipedalen Tests weisen darauf hin, dass die These einer Übertragbarkeit zwischen den verschiedenen Gleichgewichtsaufgaben, ähnlich wie in der Studie von Turbanski und Schmidbleicher (2008), schwer haltbar ist. Diese Annahme gilt es im weiteren Verlauf der Dissertation zu belegen. Die Poweranalyse der Pilotstudie zielte auf die Ermittlung der optimalen Stichprobengröße für die folgende Hauptstudie ab. Diese liegt für die Testbedingung BAo bei sechs Probanden und für die anderen posturographischen Testbedingungen bei acht Probanden. Um eine ausreichend große Stichprobe für parametrische Tests zu bilden, werden in der Hauptstudie 1 mindestens zehn Probanden untersucht. Zur Abpufferung von Problemen mit Daten einzelner Probanden wird die Stichprobengröße auf zwölf Probanden (+20 %) festgelegt.

## **5.6 Schlussfolgerungen**

Die Ergebnisse und Schlussfolgerungen der Vorstudie werden im Überblick in Tabelle 36 zusammengefasst. Anhand der Befunde können allgemeine Aussagen für die Hauptstudie 1 und 2 getroffen werden. Die Testbedingungen mit bipedalen Standpositionen mit und ohne Schaumstoffkissen sowie mit offenen und geschlossenen Augen wie die monopedalen Standpositionen werden für die Hauptstudie 1 beibehalten. Die genannten Testbedingungen sind geeignet, verschiedene Anforderungsstufen der Gleichgewichtstests zu untersuchen ( $F_{1.1}$ ). Drehungen des Kopfes können im Kontext spezieller medizinischer Fragestellungen untersucht werden, die Testbedingungen unterscheiden sich hinsichtlich der Gleichgewichtsanforderung nicht von den bipedalen oder monopedalen Testbedingungen. Die Parameter Standardabweichung der Schwankung, Schwankungsfläche und Standardabweichung der Beschleunigung werden in der Hauptstudie 1 untersucht.

Der Parameter Standardabweichung der Schwankung beschreibt die Bewegung des Probanden auf der Kraftmessplatte und dem Posturomed ( $F_{1.2}$ ), der Parameter Schwankungsfläche die Auslenkung des COP. Der Parameter Standardabweichung der Beschleunigung zeigt an, mit welcher Beschleunigung die Platte des Posturomeds schwingt. Sehr geringe bis mittlere Korrelationen zwischen den

bipedalen und monopedalen Testbedingungen weisen auf eine Unabhängigkeit der verschiedenen Testbedingungen hin (F<sub>1.3</sub>).

Tab. 36: Ergebnisse und Schlussfolgerungen der Vorstudie

Fragestellung	Ergebnis	Schlussfolgerungen	
		Speziell	Allgemein
<b>F<sub>1.1</sub></b> Bestehen für die posturographischen Tests nachweisbare Unterschiede in der Schwankung des Probanden auf der Kraftmessplatte oder dem Posturomed?	Manipulationen der somatosensorischen u. visuellen Information führen zu signifikanten Unterschieden der Schwankung des Probanden und Posturomeds	Vestibuläre Manipulation wird in der Hauptstudie 1 und 2 nicht weiter durchgeführt	Vestibuläre Manipulation nicht zur Differenzierung zwischen Sportlern oder inaktiven Probanden geeignet
<b>F<sub>1.2</sub></b> Bestehen für die posturographischen Tests nachweisbare Unterschiede in der Schwingung des Posturomed?	Durch Kopfdrehungen keine signifikante Unterschiede zwischen Probanden		
<b>F<sub>1.3</sub></b> Existieren zwischen den posturographischen Testbedingungen mit niedriger und hoher Anforderung an das Gleichgewichtssystem nachweisbare Zusammenhänge?	Sehr geringe bis mittlere Korrelationen der bipedalen und monopedalen Standpositionen durch unterschiedliche Anforderungsstrukturen der statischen u. dynamischen Testbedingungen	Auswahl der statischen und dynamischen Testbedingungen für die Hauptstudie 1 und 2	Hohe Gleichgewichtsleistungen in einer bipedalen Testbedingung ≠ hohe Leistungen in monopedalen Testbedingungen  Ergebnis spricht gegen Fähigkeitsansatz
<b>F<sub>1.4</sub></b> Bestehen Korrelationen zwischen den posturographischen Parametern der gleichen Charakteristik?	Parameter Stabilitätsindex, Standardabweichung der Kraftverteilung und Schwankungsfläche korrelieren miteinander	Für spezielle Aussagen Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung und Schwankungsfläche (Schwankung des Probanden und Umfang der Schwankung)	Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung zur Charakterisierung der Gleichgewichtsleistung
<b>F<sub>1.5</sub></b> Bestehen zwischen den statischen und dynamischen Gleichgewichtstest nachweisbare Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung?	signifikante Unterschiede zwischen den statischen und dynamischen Testbedingungen bestehen	Auswahl der statischen und dynamischen Testbedingungen für die Hauptstudie 1 und 2	Unterschiede sprechen gegen Übertragbarkeiten zwischen verschiedenen Gleichgewichtsaufgaben und gegen das Fähigkeitskonzept
<b>Poweranalyse</b> Welche Stichprobengröße wird zum Vergleich von vier Gruppen hinsichtlich der Gleichgewichtsleistung in der Hauptstudie benötigt?	Die optimale Stichprobengröße liegt beim Test bipedalen Stand mit offenen Augen bei 6 und 8 Probanden (andere Testbedingungen)	Parametrische Tests: Stichprobengröße ≥ 10 Probanden / Gruppe	

Die vierte Forschungsfrage ( $F_{1.4}$ ) erörtert die Korrelationen zwischen den posturographischen Parametern gleicher Charakteristik. Die Parameter Stabilitätsindex, Standardabweichung der Kraftverteilung und Schwankungsfläche zeigen tatsächlich Zusammenhänge. Für spezielle Aussagen über die Schwankung des Probanden und deren Umfang sollten die Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung und Schwankungsfläche untersucht werden. Zur Charakterisierung der Gleichgewichtsleistung reicht die alleinige Berechnung des Parameters Standardabweichung der Kraftverteilung aus.

Die Ergebnisse zur fünften Forschungsfrage ( $F_{1.5}$ ) der Vorstudie, inwieweit nachweisbare Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung bei den statischen und dynamischen Gleichgewichtstests (bei gleicher Ausführung) bestehen, sind mit den Ergebnissen zur dritten Forschungsfrage ( $F_{1.3}$ ) verknüpft. Zwischen den statischen und dynamischen Testbedingungen bestehen nachweisbare Differenzen. Die Unabhängigkeit der Testbedingungen spricht für den Fertigungsansatz im Hinblick auf die Einordnung des Gleichgewichts innerhalb des Fähigkeits-/Fertigungsansatzes. Eine Übertragbarkeit von Gleichgewichtsleistungen auf andere Testbedingungen verweist auf eine übergreifende Gleichgewichtsfähigkeit, während eine fehlende Übertragung eine fertigungsorientierte Sichtweise unterstützt. Da noch keine eindeutigen Schlüsse möglich sind, wird die Frage in den Hauptstudien 1 und 2 unter Durchführung statischer sowie dynamischer Testbedingungen nochmals aufgegriffen. Zwischen den drei Parametern Stabilitätsindex, Standardabweichung der Kraftverteilung und Schwankungsfläche bestehen signifikante Zusammenhänge. Für die Hauptstudie 1 müssen nicht die vollständigen Parameter der charakteristisch gleichen Gruppen berechnet werden, denn die Parameter führen zur gleichen Interpretation der Daten. Berechnet werden die Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung und Beschleunigung sowie die Schwankungsfläche, um die Schwankung des Probanden, die Schwingung des Posturomeds und die Weite der Schwankung zu charakterisieren. Für die Hauptstudie 1 werden zwölf Probanden pro Sportartengruppe untersucht. Diese Probandenzahl ergibt sich aus der Poweranalyse und den statistischen Testbedingungen der Hauptstudie 1. Nach der Poweranalyse müssen sechs (BAo) bis acht Probanden untersucht werden. Um parametrische Verfahren zu nutzen, werden mindestens zehn Probanden als Untergrenze der Stichprobengröße angesetzt.

## **6 Dynamisches Gleichgewicht bei Personen mit hoher und geringer Bewegungserfahrung sowie Bestimmung der Reliabilität** (Hauptstudie 1)

### **6.1 Vorbemerkungen und forschungsleitende Fragestellungen**

Die in der Vorstudie ausgewählten Testbedingungen zur statischen und dynamischen Gleichgewichtsdiagnostik werden in der Hauptstudie 1 genutzt und ergänzt für eine Differenzierung zwischen Probandengruppen aus den Sportarten Eishockey, Fußball und Taekwondo sowie Personen ohne sportliche Aktivität. Die Sportart Eishockey stellt im Training und Wettkampf hohe Anforderungen an das Gleichgewicht. Die Spieler bewegen sich auf kleinen Unterstützungsflächen (schmale Kufen) auf dem Eis und müssen Körperangriffe abfangen (Ausgleich von Fremdperurbationen). Da Sportler regelmäßig Erfahrungen mit den genannten Anforderungssituationen sammeln, müssen sie Strategien zur Lösung der Gleichgewichtsaufgaben entwickeln. Fußballspieler wiederum müssen mit einem Ball umgehen und bei dieser Aufgabe oft auf einem Bein stehen (Schuss). Kampfsportler (Taekwondoka) wechseln für Tritte oder Schläge kontinuierlich die Position und stehen in Standpositionen mit kleiner Unterstützungsfläche möglichst stabil. Die drei gewählten Sportarten stellen hohe Anforderungen an das Gleichgewichtssystem der Sportler, die charakteristischen Anforderungen unterscheiden sich aber zwischen den Sportarten. Aus dieser Unterscheidung muss nicht zwingend ein Unterschied in der Gleichgewichtsleistung resultieren. Denkbar wäre indes ein Unterschied in der Erfahrung mit einzelnen Gleichgewichtsaufgaben, sodass diese mit unterschiedlichen Techniken gelöst werden. Die Sportart Eishockey fokussiert den somatosensorischen Aspekt im Hinblick auf die kleine Unterstützungsfläche und die Reaktion auf Druckänderungen am Fuß (Schlittschuh). Bei den TKD Praktizierenden dominiert die Reaktion auf Gegnereinwirkungen. Die Sportart Fußball richtet im Gegensatz zu den anderen zwei Sportarten den Fokus auf die unipedale Standposition mit einer supraposturalen Aufgabe (Schuss). Die Gemeinsamkeit der Sportarten hinsichtlich der Gleichgewichtsanforderungen stellt die Gegnereinwirkung dar. Sportlich inaktive Personen sind im Alltag im Gegensatz zu den sportlichen nur geringen Anforderungen an das Gleichgewichtssystem ausgesetzt. Dass sich die Gleichgewichtsleistungen zwischen Sportlern verschiedener Sportarten unterscheiden können, wurde im Kapitel 3.2 dargelegt. Belastbare Daten, inwieweit verschiedene Sportarten unterschiedliche Anforderungen an das Gleichgewichtssystem des Menschen stellen, existieren bislang nicht.

Die in der Vorstudie evaluierten Parameter (Standardabweichung der Kraftverteilung und Beschleunigung sowie die Schwankungsfläche) werden der weiteren Prüfung unterzogen. Diskriminierungen zwischen den Sportarten werden anhand jener Standpositionen überprüft, die sich in der Vorstudie als funktionell herausgestellt haben. Die Parameter müssen wie schon in der Vorstudie eine Varianz zwischen den Probanden darstellen und Differenzen in der Anforderungsstruktur der Standpositionen nachweisen können. Unterschiede in der Anforderungsstruktur der Standpositionen können zu unterschiedlichen Gleichgewichtsleistungen der vier Teilgruppen der Studie führen. Die Testbedingungen werden von einem Teil der Kohorte mehrmals über einen Zeitraum von sieben Tagen absolviert. Mithilfe des Test-Retest-Designs wird die Reliabilität überprüft. Können nach einer Woche ähnliche Ergebnisse erzielt werden und ist die Varianz gering, sind dies wichtige Voraussetzungen zur Validierung der Testbedingungen. Anhand der Nebenfragestellung, die mithilfe

der Hauptstudie 1 beantwortet wird, wird geklärt, inwieweit die Strategien zum Ausgleich von Schwankungen oder Perturbationen (Kap. 3.2.2) mit Messwerten oder kinematischen und kinetischen Kenngrößen nachgewiesen werden können.

### **6.1.1 Hauptfragestellungen 1 und 2 – Interpersonelle Unterschiede hinsichtlich des Gleichgewichts**

Die posturographischen Testbedingungen werden von den Athleten der drei Sportarten und den sportlich inaktiven Probanden durchgeführt. Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung für die unterschiedlichen Testbedingungen können ein differenziertes Vorgehen bei der Lösung von Gleichgewichtsaufgaben durch die Probanden nachweisen. Unterschiedliche Strategien oder ungleiche Voraussetzungen der Sportler und sportlich inaktiven Probanden sind aufgrund der variierenden Anforderungsprofile zu erwarten. Bisherige Ergebnisse zur dynamischen Posturographie sind inkonsistent, und zur Posturographie mit einer schwingenden Platte bestehen bis dato keine vergleichbaren Untersuchungen mit verschiedenen Probandengruppen. Die Differenzierung zwischen den drei Sportartengruppen und den sportlich inaktiven Probanden wird für die statischen und dynamischen Standpositionen auf dem Posturomed überprüft. Die forschungsleitenden Fragestellungen lauten:

**F<sub>2.1</sub>** = Bestehen nachweisbare Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung zwischen den vier Probandengruppen (Eishockeyspieler, Fußballspieler, Taekwondoka und sportlich inaktive Probanden)?

**F<sub>2.2</sub>** = Können posturographische Testbedingungen (verschiedene Standpositionen) zwischen den Eishockeyspielern, Fußballspielern, Taekwondoka und sportlich inaktiven Probanden differenzieren?

### **6.1.2 Hauptfragestellung 3 – Reliabilität der Posturographie**

In der Hauptstudie 1 werden die statische und die dynamische Posturographie (Posturomed) der Prüfung hinsichtlich der Gütekriterien unterzogen. Dabei werden zwanzig Testbedingungen an zwei Untersuchungsterminen absolviert. Mit dem Test-Retest-Design wird die Korrelation der beiden Messungen bestimmt, die aussagt, wie reliabel der Test über sieben Tage misst. Die Frage nach der Reliabilität der Standpositionen wird in der Hauptstudie 1 differenziert geprüft. Zusätzlich wird mit dem Studiendesign evaluiert, inwieweit sich die statische Posturographie auf einer Kraftmessplatte von der Posturographie auf einer schwingenden Platte hinsichtlich der Reliabilität unterscheidet. Die sich daraus ergebende Forschungsfrage lautet:

**F<sub>2.3</sub>** = Wie zuverlässig messen die statischen und dynamischen Testbedingungen die Gleichgewichtsleistung der Probanden?

### 6.1.3 Nebenfragestellungen 1 und 2 – Prüfbarkeit der Ausgleichsstrategien bei Gleichgewichtsleistungen

Das in der Dissertation entwickelte Modell der Strategien zum Ausgleich von Perturbationen bei Gleichgewichtsleistungen (Kap. 3.5) wird in der Hauptstudie 1 durch kinetische und kinematische Messwerte empirisch belegt oder widerlegt. Die Strategie der *Reduzierung der Freiheitsgrade* kann durch eine reduzierte Bewegung der Kniemarken geprüft werden. Ab einer kritischen Schwankung der oberen Massenpunkte des Pendels (Brust oder Kopf) gerät das System derart stark in Bewegung, dass der Proband die Schwankungen nicht mehr ausgleichen kann. Das COM bewegt sich aus der Unterstützungsfläche heraus und der Proband muss eine Change-of-Support-Strategie nutzen, um das Gleichgewicht wiederherzustellen, das heißt, dass die Versuchsperson von der schwingenden Platte absteigt. Die *Strategie der schnellen Ausgleichbewegungen* kennzeichnet sich durch eine starke Beschleunigung der schwingenden Platte in die Gegenrichtung der ursprünglichen Perturbation (Veränderung der Kraftverteilung). Diese Ausgleichsbewegung wird durch eine veränderte Krafteinwirkung nachgewiesen, die in der Hauptstudie 1 mithilfe der vier Kraftmessplatten bestimmt und zeitsynchron mit den Beschleunigungsdaten analysiert wird. Die Realisation der *Strategie der Körperschwerpunktabsenkung* äußert sich durch eine auf Perturbationen folgende Absenkung des Körperschwerpunkts. Diese Absenkung kann in der empirischen Studie durch eine Änderung der Kniewinkel oder des Hüftwinkels nachgewiesen werden. Die *Strategie der Stabilität durch Geschwindigkeit* wird über schnelle Bewegungen mit der Eigenfrequenz oder mit einem Vielfachen der Eigenfrequenz belegt. Das bedeutet, der Proband schwingt mit einer hohen Geschwindigkeit oder Beschleunigung auf der Grundplatte des Posturomeds, ohne aus dem Gleichgewicht zu geraten. Die Forschungsfragen, die sich zu diesem Themenschwerpunkt ergeben, lauten:

F<sub>2.4</sub> = Können die Ausgleichsstrategien (Reduzierung der Freiheitsgrade, schnelle Ausgleichbewegungen, Körperschwerpunktabsenkung, Stabilität durch Geschwindigkeit) bei Gleichgewichtsleistungen durch kinetische oder kinematische Kenngrößen abgebildet werden?

F<sub>2.5</sub> = Bestehen nachweisbare Unterschiede zwischen den vier Untersuchungsgruppen in der Realisation der Ausgleichsstrategien?

## 6.2 Spezielle Untersuchungsmethodik

Zur Beantwortung der Fragestellungen F<sub>2.1</sub> bis F<sub>2.5</sub> wurden vier Probandengruppen untersucht (Tab. 37). Die Gesamtzahl der Probanden lag bei 44. Im Sinne der Vergleichbarkeit wurden ausschließlich männliche Probanden untersucht. Die Gruppen bestanden aus *Eishockeyspielern* der dritten deutschen Eishockeyliga (n = 11), *Fußballspielern* eines Nachwuchsleistungszentrums (n = 13, Leistungsklasse U19, deutsche Regionalliga), *Taekwondo-Kämpfern* mit mindestens einem Dan (n = 8) und einer sportlich inaktiven, aber gesunden *Kontrollgruppe* (n = 12). Das Alter der *Eishockeyspieler* betrug durchschnittlich 25 Jahre (21-45 Jahre), die Körpergröße 179.23 cm (± 7.98 cm) und das mittlere Körpergewicht 70.92 kg (± 6.16 kg). Das durchschnittliche Alter der Probanden der Gruppe *Fußball* lag bei 19 Jahren (18-19 Jahre). Die Körpergröße betrug im Mittel 179.67 cm (± 4.82 cm) und das Körpergewicht lag bei 77.17 kg (± 12.97 kg). Die *Taekwondo-Kämpfer* waren im Durchschnitt 24 Jahre alt (18-29 Jahre) und hatten eine mittlere Körpergröße von 183.09 cm (± 3.18



cm) sowie ein Körpergewicht von 86.55 kg ( $\pm 7.01$  kg). Die sportlich inaktiven Probanden zeigten mit 28 Jahren (21-45 Jahre) einen höheren Altersdurchschnitt als die anderen Probandengruppen. Die Probanden hatten eine Körpergröße von durchschnittlich 175.25 cm ( $\pm 3.90$  cm) und ein mittleres Körpergewicht von 69.13 kg ( $\pm 8.05$  kg). Die Gruppen unterschieden sich nachweisbar in den Merkmalen Alter ( $F(3, 40) = 9.240, p = .000, \eta_p^2 = 0.409$ ) und Körpergewicht ( $F(3, 42) = 7.318, p = .001, \eta_p^2 = 0.366$ ). Beim Körpergewicht besteht ein statistisch nachweisbarer Unterschied zwischen den Fußballspielern und Eishockeyspielern. Beim Alter zeigt der Post-hoc-Test eine Differenz zwischen den Fußballspielern, den sportlich inaktiven Probanden und den Eishockeyspielern. Zwischen den Gruppen besteht hingegen keine nachweisbare Abweichung im Merkmal Körpergröße ( $F(3, 42) = 2.834, p = .051, \eta_p^2 = 0.183$ ). Tabelle 37 zeigt den Median (Alter) und den Mittelwert (Körpergröße, Körpergewicht) sowie die Spannweite (Alter) und die Standardabweichung (Körpergröße, Körpergewicht) der Probandenstichprobe. Die Unterschiede sind sportart- und gruppenspezifisch zu erklären. Der Einfluss der Variablen wird in den jeweiligen Kapiteln (Kap. 6.4.1.1 – statisch; Kap. 6.4.1.2 – dynamisch) geprüft.

Tab. 37: Stichprobeneigenschaften der vier Probandengruppen der Hauptstudie 1; Median/Mittelwert (Spannweite/Standardabweichung)

	<b>Eishockey</b>	<b>Fußball</b>	<b>Taekwondo</b>	<b>Sportlich inaktive Probanden</b>	<b>p-Wert (ANOVA)</b>
<b>N</b>	11	13	8	12	
<b>Alter (Jahre)</b>	25 (21-45)	19 (18-19)	24 (18-29)	28 (21-45)	.000
<b>Körpergröße (cm)</b>	179.23 (7.98)	179.67 (4.82)	183.09 (3.18)	175.25 (3.90)	.051
<b>Körpergewicht (kg)</b>	70.92 (6.16)	77.17 (12.97)	86.55 (7.01)	69.13 (8.05)	.001

Die Hauptstudie 1 umfasst zwanzig statische und zwanzig dynamische Testbedingungen (Tab. 38). Die Testbedingungen bestanden aus bipedalen (4 Testbedingungen) und unipedalen Standpositionen (4 Testbedingungen pro Körperseite) sowie Tandempositionen (4 Testbedingungen pro Körperseite). Der Proband positionierte sich derart, dass beide Füße in einem Winkel von  $30^\circ$  nach vorn geöffnet auf den Kraftmessplatten standen. Die Position wurde durch jene der beiden Kraftmessplatten vorgegeben. Die Probanden absolvierten die Testbedingungen ohne Schuhe (barfuß). Falls die Versuchspersonen im Alltag eine Sehhilfe benötigten, wurde diese bei den Messungen getragen. Jede Position musste 24 sec (verkürzte Zeit) gehalten werden. Falls die Probanden eine Position, wie den Einbeinstand, nicht über die gesamte Zeit absolvieren konnten, wurde die Testposition wiederholt. Bei drei gescheiterten Versuchen galt der Versuch insgesamt als ungültig und wurde nicht ausgewertet. Die beschriebenen bipedalen Testbedingungen (mit und ohne Schaumstoffunterlage sowie mit offenen und geschlossenen Augen) wurden aus der Vorstudie übernommen und blieben hinsichtlich der Ausführung identisch. Die anderen Testbedingungen erfolgten nach der Zuordnung des Beines, das entweder nach vorn gestellt wurde (Tandemstand) oder auf dem gestanden wurde, ohne das andere Bein zu belasten (Einbeinstand). Beim Tandemstand wurde entweder das

rechte oder das linke Bein nach vorn gestellt, sodass beide Füße an Ferse und Zehen miteinander abschlossen (Abb. 32).

Tab. 38: Standpositionen in der Hauptstudie 1

	Testbedingung	Charakterisierung der Standposition
<b>Beidbeinig</b>	<b>BAo</b>	Beidbeinig, Augen offen
	<b>BAG</b>	Beidbeinig, Augen geschlossen
	<b>BSAo</b>	Beidbeinig, Schaumstoff, Augen offen
	<b>BSAg</b>	Beidbeinig, Schaumstoff, Augen geschlossen
<b>Tandemstände</b>	<b>TLaO - TRaO</b>	Tandemstand, links/rechts vorne, Augen offen
	<b>TLaG - TRaG</b>	Tandemstand, links/rechts vorne, Augen geschlossen
	<b>TLSaO - TRSaO</b>	Tandemstand, links/rechts vorne Schaumstoff,, Augen offen
	<b>TLSaG - TRSaG</b>	Tandemstand, links/rechts vorne, Schaumstoff, Augen geschlossen
<b>Einbeinstände</b>	<b>ELaO - ERaO</b>	Einbeinig, links/rechts, Augen offen
	<b>ELaG - ERaG</b>	Einbeinig, links/rechts, Augen geschlossen
	<b>ELSaO - ERSaO</b>	Einbeinig, links/rechts, Schaumstoff, Augen offen
	<b>ELSaG - ERSaG</b>	Einbeinig, links/rechts, Schaumstoff, Augen geschlossen

Die Arme und der Rumpf durften bei den Standpositionen beliebig bewegt werden. Das Standbein oder die Standbeine (bipedale Testbedingungen) durften nicht den Boden verlassen. Beim Einbeinstand wurde der Standfuß nach vorn ausgerichtet. Die Hände mussten zunächst die Hüfte berühren und durften dann während der Messzeit, wie der Rumpf, frei bewegt werden.

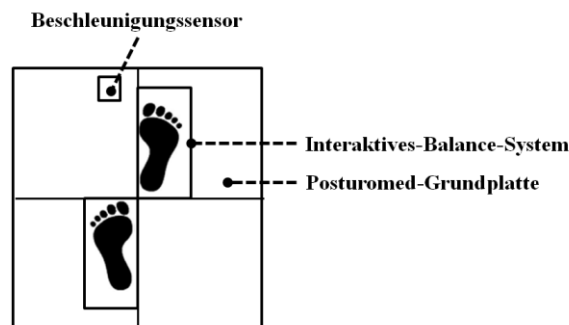


Abb. 32: Schematische Darstellung des Tandemstands auf dem Interaktiven Balancesystem und der Posturomed-Grundplatte

Zwischen jeweils vier Standpositionen entstand durch den Umbau des Messinstrumentariums eine längere Pause (5 min). Beim Wechsel der Standpositionen (bipedal, Tandemstand und unipedal) pausierte der Proband jeweils für eine Minute (Abb. 33).

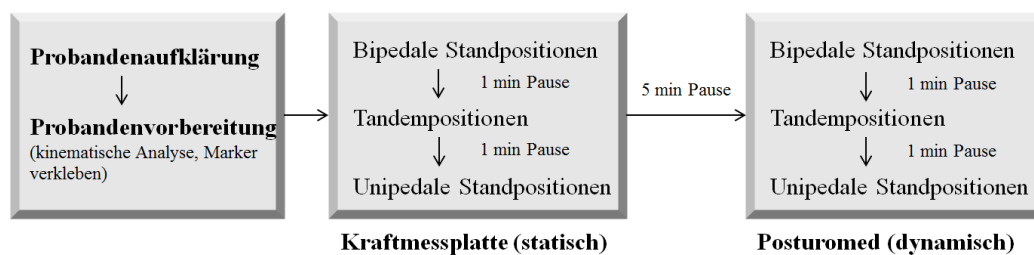


Abb. 33: Schematische Darstellung des Untersuchungsablaufs der Hauptstudie 1

Die Daten der 1D-Kraftsensoren und die Beschleunigungsdaten wurden aufgezeichnet und in einer .txt-Datei gespeichert. Die posturographischen Parameter wurden mithilfe eines Programms in der Software Matlab (R2013b, Version 8.2.0.701) berechnet. Die Aufnahme der kinematischen Daten erfolgte synchron mit den Kraft- und Beschleunigungsdaten. Die Aufzeichnung wurde zum gleichen Zeitpunkt durch die Übertragung eines elektrischen Triggersignals von der DAQ-Box (5695A; Kistler, Winterthur) auf das 3D-Kamerasystem (Workstation 460; Vicon, Denver) beendet. Die Daten erfuhren eine Prüfung auf irreguläre Trajektorien und auf Zeitversatz. Durch die Prüfung der Daten konnten keine irregulären Trajektorien und kein Zeitversatz festgestellt werden. Das angepasste Modell (beschrieben in Kap. 4.3.2.4) wurde auf die Messungen angewendet, um die Marker zu bezeichnen. Die Datenlücken bis zu zwanzig Bildern wurden von einem Algorithmus zur Interpolation der Lücken eliminiert. Die kinematischen Parameter (Schwankungsweg der Grundplatte des Posturomeds, Winkel und Abstände zwischen Markern) wurden in der Software Workstation (4.6 built 142; Vicon, Denver) berechnet.

### 6.3 Statistische Auswertungsverfahren

Zur Prüfung der Mittelwertunterschiede zwischen den vier Probandengruppen (Fußball-, Eishockeyspieler, Taekwondoka, sportlich inaktive Probanden) diente eine univariate Varianzanalyse für unabhängige Variablen (Faktor: Gruppe). Die Prüfung der Anwendungsvoraussetzungen für das parametrische Verfahren der Varianzanalyse geschah anhand des Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests zur Prüfung der Normalverteilung und des Levene-Tests zur Prüfung auf Varianzgleichheit. Die Tests wurden verwendet, um Unterschiede in den Merkmalen Alter, Körpergröße und Körpergewicht aufzudecken.

### 6.4 Ergebnisse und Diskussion

Im Kapitel 6.4 wird aus Gründen der besseren Übersicht die Diskussion der vorliegenden Ergebnisse direkt an die Ergebnisbeschreibung für jeden Abschnitt angeschlossen (statische und dynamische Testbedingungen, Reliabilität der posturographischen Messungen, Prüfbarkeit der Strategien zum Ausgleich von Perturbationen). Hierzu werden die Unterschiede hinsichtlich der Gleichgewichtsleistung zwischen den vier Probandengruppen (Fußball, Eishockey, Taekwondo, sportlich inaktive Probanden) erörtert (Kap. 6.4.1). In Kapitel 6.4.2 wird auf die über einen Zeitraum von sieben Tagen bestimmte Reliabilität der statischen wie auch dynamischen Messung eingegangen. Im dritten Abschnitt des Kapitels (Kap. 6.4.3) ist die Prüfbarkeit der Ausgleichsstrategien bei Gleichgewichtsleistungen Gegenstand. Zum Vergleich der kinematischen Parameter zwischen den Gruppen werden zwei Gruppen gegenübergestellt, die eine niedrige oder hohe Gleichgewichtsleistung zeigen. Die

Ergebnisse werden aufgrund der besseren Nachvollziehbarkeit vollständig und unkomprimiert dargestellt. In Kapitel 6.5 wird die Darstellung auf die wichtigsten Ergebnisse und die Schlussfolgerungen reduziert.

### 6.4.1 Hauptfragestellung – Interpersonelle Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung

Kapitel 6.4.1.1 präsentiert und diskutiert die Ergebnisse der statischen Testbedingungen. In Kapitel 6.4.1.2 folgen die Ergebnisse der Messungen auf der schwingenden Grundplatte des Posturomeds (dynamisch).

#### 6.4.1.1 Statische Testbedingungen

Für die beidbeinig ausgeführte Testbedingung mit geöffneten Augen (BAo) besteht kein nachweisbarer Unterschied für den *Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung* zwischen den vier Probandengruppen ( $F(4, 44) = 1.38, p = .262, \eta_p^2 = 0.094$ , Abb. 34). Bei den weiteren beidbeinigen Standpositionen BA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 45.8, p = .124, \eta_p^2 = 0.133$ ), SAo ( $F(4, 44) = 8.438, p = .743, \eta_p^2 = 0.030$ ) und SA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 0.558, p = .646, \eta_p^2 = 0.040$ ) können keine signifikanten Differenzen zwischen den vier Gruppen ermittelt werden. Die Testbedingungen zeigen eine hohe Varianz. Bei der beidbeinigen Testbedingung mit geschlossenen Augen, die von den Fußballspielern absolviert wurde, macht die Standardabweichung circa ein Drittel des gemessenen Wertes aus ( $14.99 \pm 5.19$ ). Die Ergebnisse sind in Tabelle 39 dargestellt.

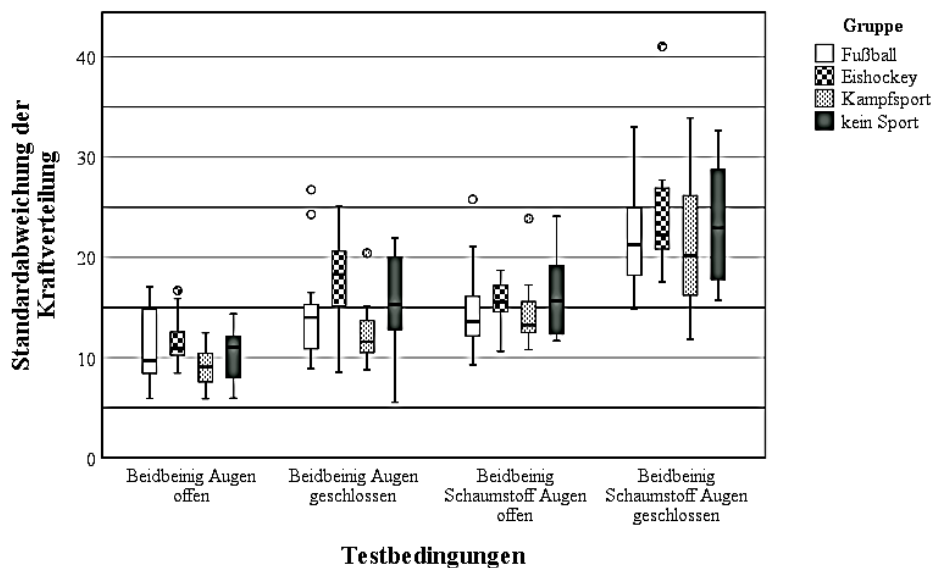


Abb. 34: Boxplots des Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung zu den statischen, bipedalen Testbedingungen

Bei den Tandempositionen TL<sub>Ao</sub> und TR<sub>Ao</sub> ( $F(4, 44) = 1.459, p = .240, \eta_p^2 = 0.099$ ), TL<sub>Ag</sub> und TR<sub>Ag</sub> ( $F(4, 44) = 0.393, p = .759, \eta_p^2 = 0.029$ ), TL<sub>SAo</sub> und TR<sub>SAo</sub> ( $F(4, 44) = 1.158, p = .338, \eta_p^2 = 0.080$ ) sowie TL<sub>SAg</sub> und TR<sub>SAg</sub> ( $F(4, 44) = 1.625, p = .199, \eta_p^2 = 0.109$ ) bestehen keine signifikanten Abweichungen zwischen den vier Gruppen. Bei den unipedalen Standpositionen EL<sub>Ao</sub> und ER<sub>Ao</sub> ( $F(4, 44) = 0.537, p = .660, \eta_p^2 = 0.039$ ), EL<sub>Ag</sub> und ER<sub>Ag</sub> ( $F(4, 44) = 0.844, p = .480, \eta_p^2 = 0.073$ ), EL<sub>SAo</sub> und ER<sub>SAo</sub> ( $F(4, 44) = 2.206, p = .103, \eta_p^2 = 0.148$ ) sowie EL<sub>SAg</sub> und ER<sub>SAg</sub>

( $F(4, 44) = .401, p = .754, \eta_p^2 = 0.059$ ) ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Probandengruppen. Die Kampfsportler (Taekwondo) zeigen in den unipedalen Standpositionen zwar die höchste Gleichgewichtsleistung, diese unterscheidet sich jedoch nicht signifikant von jener der anderen Gruppen. Beim Parameter *Schwankungsfläche* (Tab. 40) bestehen bei den beidbeinigen Standpositionen BAo ( $F(4, 44) = 1.335, p = .276, \eta_p^2 = 0.091$ ), BA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 1.927, p = .141, \eta_p^2 = 0.126$ ), SAo ( $F(4, 44) = 0.277, p = .842, \eta_p^2 = 0.020$ ) und SA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 1.517, p = .242, \eta_p^2 = 0.193$ ) keine signifikanten Abweichungen zwischen den vier Gruppen. Bei den Tandempositionen TLAo und TRAo ( $F(4, 44) = 2.470, p = .076, \eta_p^2 = 0.156$ ), TLA<sub>g</sub> und TRA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 0.134, p = .939, \eta_p^2 = 0.010$ ), TLSAo und TRSAo ( $F(4, 44) = 0.489, p = .692, \eta_p^2 = 0.035$ ) sowie TLSA<sub>g</sub> und TRSA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 1.389, p = .260, \eta_p^2 = 0.094$ ) zeigen sich wie bei den beidbeinigen Standpositionen keine signifikanten Differenzen.

Tab. 39: Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung ( $MW \pm SD$ ) der statischen posturographischen Testbedingungen (Körperseite mit höherer Leistung) der Probandengruppen

Standardabweichung der Kraftverteilung	Fußball	Eishockey	Taekwondo	Sportlich inaktive Probanden
<b>Testbedingungen</b>				
<b>BAo</b>	11.07 (3.81)	11.71 (2.62)	9.06 (2.07)	10.30 (2.62)
<b>BA<sub>g</sub></b>	14.99 (5.19)	17.96 (4.86)	12.59 (3.66)	15.58 (4.72)
<b>BSAo</b>	14.79 (4.64)	16.30 (4.99)	14.67 (4.15)	16.23 (4.08)
<b>BSA<sub>g</sub></b>	22.12 (5.21)	24.53 (6.45)	21.35 (7.25)	23.56 (5.69)
<b>TLAo - TRAo</b>	29.91 (5.97)	28.09 (7.63)	24.09 (4.15)	27.31 (6.31)
<b>TLA<sub>g</sub> - TRA<sub>g</sub></b>	47.61 (10.69)	47.71 (12.49)	46.03 (12.53)	51.19 (10.01)
<b>TLSAo - TRSAo</b>	36.63 (7.98)	32.70 (5.74)	31.11 (6.53)	36.91 (11.81)
<b>TLSA<sub>g</sub> - TRSA<sub>g</sub></b>	59.62 (13.67)	57.90 (14.85)	55.57 (12.86)	69.46 (20.10)
<b>ELAo - ERAo</b>	26.97 (4.62)	25.53 (4.63)	24.24 (3.73)	25.59 (5.88)
<b>ELA<sub>g</sub> - ERA<sub>g</sub></b>	58.13 (17.97)	49.98 (10.70)	50.18 (12.50)	52.38 (7.71)
<b>ELSAo - ERSAo</b>	31.56 (7.25)	26.83 (7.37)	23.64 (4.80)	26.99 (6.84)
<b>ELSA<sub>g</sub> - ERSA<sub>g</sub></b>	61.72 (9.10)	55.04 (14.93)	57.14 (16.42)	56.13 (8.42)

Die Gruppen unterscheiden sich in den unipedalen Standpositionen ELAo und ERAo ( $F(4, 44) = 1.640, p = .195, \eta_p^2 = 0.110$ ), ELA<sub>g</sub> und ERA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 1.014, p = .399, \eta_p^2 = 0.087$ ), ELSAo und ERSAo ( $F(4, 44) = 0.713, p = .550, \eta_p^2 = 0.053$ ) sowie ELSA<sub>g</sub> und ERSA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 1.517, p = .242, \eta_p^2 = 0.193$ ) nicht nachweisbar (Abb. 35). Die Varianz der Fußballspieler unterscheidet sich beim unipedalen Stand mit geschlossenen Augen von der Varianz der drei weiteren Gruppen. Die hohe Varianz kann dazu führen, dass die Gruppen sich nicht signifikant voneinander unterscheiden.

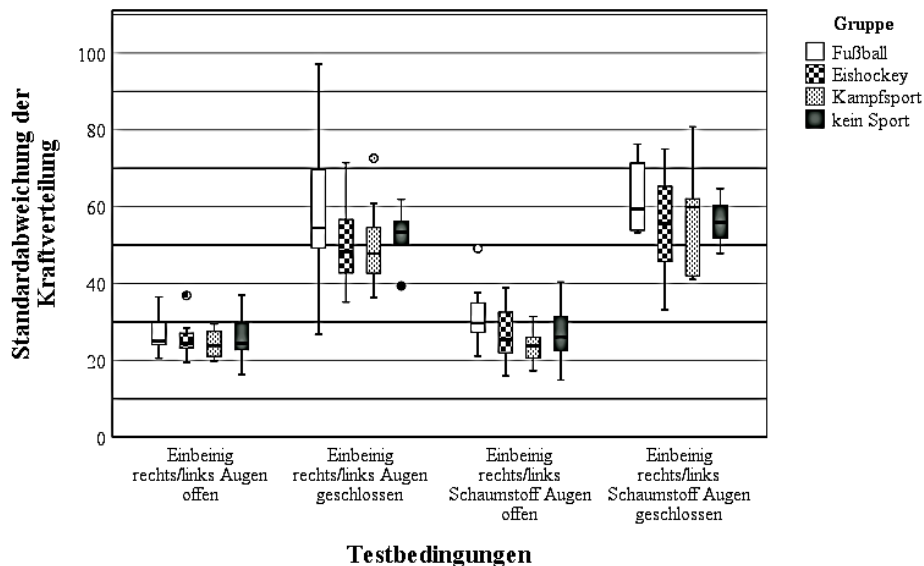


Abb. 35: Boxplots des Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung zu den statischen, unipedalen Testbedingungen

Insgesamt können somit für die statischen Messungen keine Unterschiede zwischen den vier Untersuchungsgruppen festgestellt werden. Bei den bipedalen Standpositionen (BAo, BA<sub>g</sub>, BSAo und BSA<sub>g</sub>) zeigt sich kein Muster, das anhand von Eigenschaften der jeweiligen Sportarten zu erklären wäre.

Tab. 40: Parameter Schwankungsfläche (MW ± SD) der statischen posturographischen Testbedingungen (bessere Körperseite) der Probandengruppen

Schwankungsfläche	Fußball	Eishockey	Taekwondo	Sportlich inaktive Probanden
<b>Testbedingungen</b>				
<b>BAo</b>	113.05 (79.22)	101.53 (43.00)	64.06 (25.29)	127.51 (98.19)
<b>BA<sub>g</sub></b>	110.17 (60.06)	111.33 (51.86)	72.19 (50.94)	144.72 (89.62)
<b>BSAo</b>	193.28 (110.44)	196.35 (100.23)	159.30 (56.13)	182.06 (95.93)
<b>BSA<sub>g</sub></b>	161.80 (88.35)	173.49 (124.00)	81.45 (39.02)	90.28 (37.05)
<b>TLAo - TRAo</b>	234.22 (114.66)	194.58 (106.53)	107.61 (48.46)	185.77 (114.49)
<b>TLA<sub>g</sub> - TRA<sub>g</sub></b>	350.14 (138.87)	400.84 (364.56)	355.80 (190.52)	349.79 (138.96)
<b>TLSAo - TSRAo</b>	292.87 (117.25)	274.78 (113.17)	227.41 (119.35)	286.40 (152.87)
<b>TLSA<sub>g</sub> - TRSA<sub>g</sub></b>	589.99 (236.38)	534.57 (188.43)	420.05 (205.41)	629.14 (287.15)
<b>ELAo - ERAo</b>	16.38 (8.79)	32.85 (40.96)	11.62 (4.57)	19.87 (15.78)
<b>ELA<sub>g</sub> - ERA<sub>g</sub></b>	85.99 (96.43)	85.87 (58.43)	33.48 (18.69)	72.10 (46.97)
<b>ELSAo - ERS Ao</b>	30.52 (23.28)	27.61 (11.86)	19.19 (8.61)	27.54 (15.22)
<b>ELSA<sub>g</sub> - ERS A<sub>g</sub></b>	161.80 (88.35)	173.49 (124.00)	81.45 (39.02)	90.28 (37.05)

Unterschiede in der statischen Posturographie können durch die eigene Untersuchung nicht bestätigt werden. Tsang und Kollegen (2004) etwa konnten statistisch nachweisbare Unterschiede zwischen Kampfsportlern und einer sportlich inaktiven Kontrollgruppe zeigen. Kontinen, Lyytinen und Era (1999), Su, Wu und Lee (2000), Noé und Kollegen (2005) usw. wiederum postulieren, dass die

Kontrollgruppe gegenüber der Gruppe von Sportlern eine geringere Gleichgewichtsleistung zeigt. Diese Befunde können durch die eigenen Ergebnisse nicht bestätigt werden. Die vorliegende Kontrollgruppe zeigt bei der statischen Posturographie durchschnittlich weniger Schwankungen als die drei Sportlergruppen. Das bedeutet, dass die sportlich inaktiven Probanden eine höhere Gleichgewichtsleistung als die Sportler erbringen (Beispiel: Standardabweichung der Kraftverteilung [BSAg]: Fußball 161.80 [ $\pm$  88.35], Eishockey 173.49 [ $\pm$  124.00], Taekwondo 81.45 [ $\pm$  39.02], sportlich inaktive Probanden 90.28 [ $\pm$  37.05]). Die Unterschiede zwischen den Sportartengruppen sind nicht signifikant. Die Hypothese, dass sportlich inaktive Probanden eine geringere Gleichgewichtsleistung zeigen, kann nicht bestätigt werden.

Die Tabelle 41 zeigt den zu prüfenden Zusammenhang zwischen den Kovariaten Körpergewicht, Körpergröße und Alter auf die Gleichgewichtsleistung gemessen durch die statische Posturographie. Die Kovariaten Körpergewicht, Körpergröße und kalendarisches Alter der Probanden haben keinen nachweisbaren Einfluss auf die Ergebnisse der posturographischen Messungen der bipedalen Standpositionen ( $p = .072$  [Körpergewicht],  $p = .610$  [Körpergröße];  $p = .470$  [Alter]) (Tab. 41). Bei den Tandem- und unipedalen Standpositionen nehmen das Körpergewicht ( $p = .000$  [Tandemstandpositionen];  $p = .021$  [unipedale Standpositionen]) und die Körpergröße ( $p = .028$  [Tandemstandpositionen],  $p = .610$  [Einbeinstandpositionen]) einen statistisch nachweisbaren Einfluss auf das Ergebnis der Messung mit dem Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung.

Tab. 41: Einfluss der Kovariaten Körpergewicht, Körpergröße und Alter auf die posturographischen Messungen (statisch)

Kovariate	Statische Posturographie		
	Bipedale Standpositionen	Tandemstandpositionen	Einbeinstandpositionen
Körpergewicht	.072	.000	.021
Körpergröße	.610	.028	.003
Alter	.470	.706	.106

Der größere Einfluss des Körpergewichts und der Körpergröße ist mit der größeren Schwankung während der Testbedingungen im Tandemstand und den unipedalen Standpositionen zu erklären. Bei höherem Körpergewicht und steigender Körpergröße schwanken die Probanden stärker. Das bedeutet, dass neben den Grundvoraussetzungen für Gleichgewichtsleistungen und der jeweiligen Technik die Konstitution des Probanden einen Einfluss auf die posturographische Messung hat. Die Unterschiede in Bezug auf Alter, Körpergewicht und Körpergröße zwischen den vier Probandengruppen führen zu einer unterschiedlichen Gleichgewichtsanforderung.

Die Befunde zu den posturographischen Messungen (statisch) können nicht den Ergebnissen der Untersuchungen von Kontinen und Kollegen (1999) sowie Su und Kollegen (2000) gegenübergestellt werden, denn dort wurden *Sportschützen* untersucht und deren Anforderungskriterien lassen sich nicht mit denen der hier überprüften Sportarten vergleichen. Sportschützen legen den Fokus auf das Training des statischen Gleichgewichts (Stehendanschlag), während sich die in der Dissertation untersuchten Sportarten durch eine hohe Dynamik auszeichnen. Die eigenen Ergebnisse lassen sich nicht mit der Studie von Noé und Kollegen (2005) in Beziehung setzen, denn darin wurden *Skifahrer* unterschiedlicher Könnensstufen verglichen. Die Studien von Vuillerme und Kollegen (2001) sowie Agostini und Kollegen (2013) konnten im Gegensatz zu den vorliegenden Untersuchungser-

gebnissen einen Unterschied zwischen *Gerätturnern* und *Volleyballern* sowie einer Kontrollgruppe zeigen, wobei die Sportler höhere Gleichgewichtsleistungen zeigten. Die eigenen Ergebnisse stimmen indes mit denen von Chapman und Kollegen (2007) überein, denn in dieser Studie konnten die Standardschwankungsparameter nicht zwischen Surfern und einer Kontrollgruppe differenzieren. Die Ergebnisse der vorliegenden Dissertation eignen sich nicht zu einer eindeutigen Differenzierung zwischen den drei Sportartengruppen und den sportlich inaktiven Probanden. Die Sportart Surfen stellt gleichwohl hohe Anforderungen an das Gleichgewichtssystem und trotzdem konnten anhand der statischen Posturographie keine Unterschiede zwischen den Sportlern und der Kontrollgruppe gezeigt werden.

Die eigenen Ergebnisse lassen sich überdies mit den Befunden von Arkov und Kollegen (2008), wonach *Kampfsportler* gegenüber *Wintersportlern* (Biathlon und Eishockey) keine signifikanten Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung aufweisen, vergleichen. Alpini und Kollegen (2008) führten gleichermaßen eine Studie mit dem Interaktiven Balancesystem durch, wobei sich keine nachweisbaren Unterschiede zwischen Sportlern einer *Wintersportart* (Eiskunstlauf und Eishockey) und einer *Kontrollgruppe* ergaben. Die Ergebnisse hinsichtlich des Parameters WDI und der Frequenzparameter können nicht verglichen werden, denn diese Parameter wurden nicht berechnet; die Ergebnisse des Parameters Stabilitätsindex stimmen mit den eigenen Erkenntnissen überein. Die in der Studie von Zhang und Kollegen (2008) untersuchte Stichprobe ist nicht mit der eigenen vergleichbar, denn das Alter der Probanden lag mit über 60 Jahren deutlich höher.

Schwesig, Kluttig, Leuchte, Becker, Schmidt und Esperer (2009) untersuchten *Handballer*, *Gerätturner*, *Schwimmer*, *Sportschützen* und eine aus sportlich inaktiven Probanden bestehende Kontrollgruppe und kamen zu dem Schluss, dass die Sportschützen eine andere Schwingungsfrequenz nutzten und deshalb im Stabilitätsindex sowie in der Stabilität bessere Werte oder höhere Gleichgewichtsleistungen erreichten. Die Gerätturner bildeten im Parameter Synchronisation die Kohorte mit der höchsten Leistung. Die Ergebnisse lassen sich nicht mit den eigenen Befunden vergleichen, denn die berechneten Parameter stimmen nicht überein. Aussagen über mögliche Gründe der höheren Leistung der Sportschützen und Gerätturner können jedoch getroffen werden. Demnach müssen Sportschützen in der Stehendauslage sehr stabil stehen, denn jede Schwankung kann sich auf die Präzision des Schusses auswirken. Das ruhige Stehen wird deshalb von den Sportschützen in verschiedensten Facetten trainiert. Gerätturner sind in Training und Wettkampf hohen Gleichgewichtsanforderungen ausgesetzt.

Steinberg und Kollegen (2016) untersuchten *Basketballer*, *Fußballspieler*, *Leichtathleten (Sprinter und Springer)* und eine Kontrollgruppe. Die Befunde zu den Sportarten lassen sich nur bedingt mit der eigenen Studie vergleichen, denn die Sportarten stellen nicht die gleichen Anforderungen an die Sportler. In beiden Studien wurden Fußballspieler untersucht, hier sind die Ergebnisse inkonsistent. In der Untersuchung der Arbeitsgruppe um Steinberg (2016) zeigten die Sportler und die Kontrollgruppe im Gegensatz zur eigenen Arbeit signifikant unterschiedliche Gleichgewichtsleistungen.

Die Ergebnisse der statischen Testbedingungen bestätigen, dass die Sportler keine Vorteile in den Standpositionen mit geringer Anforderung an das Gleichgewicht haben. Bei den Tandem- und den unipedalen Standpositionen erreichen die sportlich inaktiven Probanden sogar höhere Gleichgewichtsleistungen als die Sportler. Die Taekwondoka wiederum zeigen in den gemessenen Standpositionen, ausgenommen in den Tandempositionen mit geschlossenen Augen (TLAg, TRAg), höhere



Leistungen als die sportlich inaktiven Probanden (Schwankungsfläche). Die Unterschiede zwischen den Gruppen sind jedoch nicht signifikant. Eine Erklärung für die nicht feststellbaren Unterschiede zwischen den sportlich inaktiven Probanden und den Sportartengruppen könnte sein, dass die statischen Testbedingungen noch zu geringe Anforderungen an die Probanden stellen und der Unterschied zwischen den Spielsportarten Fußball und Eishockey irrelevant ist. Die eigenen Befunde bestätigen die Ergebnisse der Studie der Arbeitsgruppe um Chapman (2007). Die Ergebnisse der anderen Studien des Forschungsstands sind nicht vergleichbar oder fallen gegensätzlich aus. Die Ergebnisse sprechen für eine Untersuchung der dynamischen Posturographie zur Differenzierung der Probandengruppen. Die Darstellung der dynamischen Testbedingungen erfolgt in Kapitel 6.4.1.2.

#### 6.4.1.2 Dynamische Testbedingungen

Bei der Untersuchung der Mittelwerte der vier Probandengruppen können für den Parameter der *Standardabweichung der Beschleunigung* für die beidbeinigen Standpositionen BAo ( $F(4, 44) = 0.853, p = .474, \eta_p^2 = 0.062$ ), BA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 0.938, p = .431, \eta_p^2 = 0.066$ ), BSAo ( $F(4, 44) = 1.486, p = .233, \eta_p^2 = 0.100$ ) und BS<sub>Ag</sub> ( $F(4, 44) = 2.064, p = .120, \eta_p^2 = 0.134$ ) keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Für die Tandempositionen TLAo und TRAo ( $F(4, 44) = 2.200, p = .103, \eta_p^2 = 0.142$ ), TLA<sub>g</sub> und TRA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 0.831, p = .485, \eta_p^2 = 0.060$ ), TLSAo und TSRAo ( $F(4, 44) = 1.840, p = .155, \eta_p^2 = 0.121$ ) sowie TLSA<sub>g</sub> und TRSA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 1.522, p = .225, \eta_p^2 = 0.110$ ) bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen den vier Gruppen. Ebenso zeigen die unipedalen Standpositionen ELAo und ERAo ( $F(4, 44) = 1.630, p = .199, \eta_p^2 = .117$ ), ELSAo und ERSAo ( $F(4, 44) = 0.713, p = .550, \eta_p^2 = 0.053$ ) sowie TLSA<sub>g</sub> und TRSA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 3.594, p = .024, \eta_p^2 = 0.252$ ) keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen auf.

Tab. 42: Parameter Standardabweichung der Beschleunigung der dynamischen posturographischen Testbedingungen der Probandengruppen [Körperseite mit höherer Leistung; MW ( $\pm$  Standardabweichung); \* = keine SD da  $n = 1$ ; k.A. = keine Angabe, da die Gruppe den Test nicht absolvieren konnte]

Standardabweichung der Beschleunigung	Fußball	Eishockey	Taekwondo	Sportlich inaktive Probanden
<b>Testbedingungen</b>				
<b>BAo</b>	0.09 (0.07)	0.07 (0.04)	0.05 (0.03)	0.09 (0.05)
<b>BA<sub>g</sub></b>	0.13 (0.19)	0.09 (0.07)	0.05 (0.03)	0.08 (0.06)
<b>BSAo</b>	0.09 (0.06)	0.08 (0.04)	0.05 (0.02)	0.09 (0.04)
<b>BS<sub>Ag</sub></b>	0.18 (0.18)	0.13 (0.06)	0.13 (0.14)	0.27 (0.20)
<b>TLAo/TRAo</b>	0.20 (0.13)	0.22 (0.09)	0.11 (0.07)	0.21 (0.11)
<b>TLA<sub>g</sub>/TRA<sub>g</sub></b>	0.39 (0.28)	0.39 (0.16)	0.40 (0.37)	0.54 (0.29)
<b>TLSAo/TSRAo</b>	0.21 (0.11)	0.24 (0.06)	0.14 (0.09)	0.25 (0.15)
<b>TLSA<sub>g</sub>/TRSA<sub>g</sub></b>	0.45 (0.26)	0.59 (0.40)	0.36 (0.25)	0.66 (0.38)
<b>ELAo/ERAo</b>	0.81 (0.41)	1.02 (0.53)	0.77 (0.33)	1.18 (0.52)
<b>ELA<sub>g</sub>/ERA<sub>g</sub></b>	1.26 (0.20)	1.97*	k.A.	k.A.
<b>ELSAo/ERSAo</b>	0.91 (0.34)	1.25 (0.49)	0.75 (0.35)	1.49 (0.74)
<b>ELSA<sub>g</sub>/ERSA<sub>g</sub></b>	1.70 (1.73)	1.39*	k.A.	k.A.

Die Testbedingungen TLA<sub>g</sub> und TRA<sub>g</sub> sowie TLSA<sub>g</sub> und TRSA<sub>g</sub> werden mit den absoluten Werten in Tabelle 42 dargestellt. Bei der Analyse der unipedalen Standpositionen wurden keine analytischen Verfahren genutzt, um die Unterschiede zwischen den Gruppen zu berechnen, da nur zwei Probanden der Gruppe Fußball und ein Proband der Gruppe Eishockey die volle Messzeit der beiden Testbedingungen erreichten. Bei den Testbedingungen ELA<sub>g</sub> und ERA<sub>g</sub> erlangt die Gruppe Fußball einen Wert von 1.26 ( $\pm 0.20$ ) und der Proband der Gruppe Eishockey einen Wert von 1.97 für die Standardabweichung der Beschleunigung. Die Fußballspieler zeigen somit eine höhere Gleichgewichtsleistung als die Eishockeyspieler. Für die Testbedingung mit der zusätzlichen Anforderung durch das Schaumstoffkissen (ELSA<sub>g</sub>, ERS<sub>g</sub>) erreicht die Gruppe Fußball ( $n = 2$ ) einen Wert von 1.70 ( $\pm 1.73$ ) und die Gruppe Eishockey ( $n = 1$ ) einen Wert von 1.39. Die Unterschiede zwischen den Gruppen sind beim Parameter Standardabweichung der Beschleunigung in den angeführten Testbedingungen nicht signifikant.

Bei der Untersuchung der Mittelwerte der vier Probandengruppen kann für den Parameter *Standardabweichung der Kraftverteilung* für die beidbeinigen Standpositionen BA<sub>o</sub> ( $F(4, 44) = 1.071$ ,  $p = .130$ ,  $\eta_p^2 = 0.076$ ), BA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 0.989$ ,  $p = .408$ ,  $\eta_p^2 = 0.069$ ), BSA<sub>o</sub> ( $F(4, 44) = 1.999$ ,  $p = .842$ ,  $\eta_p^2 = 0.130$ ) und BSA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 1.740$ ,  $p = .174$ ,  $\eta_p^2 = 0.115$ ) kein signifikanter Unterschied festgestellt werden (Tab. 41, Abb. 36). Die Varianz innerhalb der Gruppe der sportlich inaktiven Probanden nimmt im Vergleich zu den vorigen Testbedingungen beim bipedalen Stand mit geschlossenen Augen (Schaumstoffkissen) stark zu. Die Unterschiede zwischen den Gruppen sind jedoch nicht nachweislich signifikant.

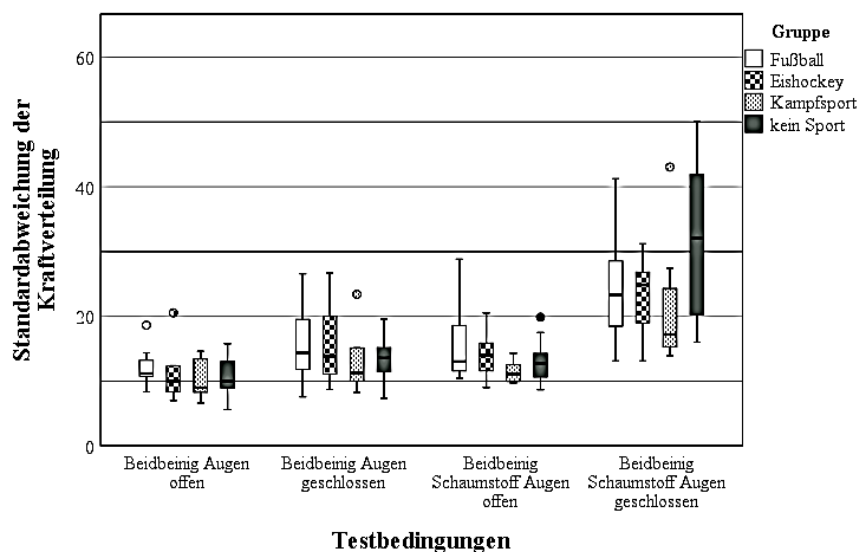


Abb. 36: Boxplots des Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung zu den dynamischen, bipedalen Testbedingungen

Bei den Tandemstandpositionen mit geöffneten Augen (TLA<sub>o</sub>, TRA<sub>o</sub>) bestehen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den vier Untersuchungsgruppen ( $F(4, 44) = 3.365$ ,  $p = .028$ ,  $\eta_p^2 = 0.202$ ). Diese Differenz kann durch die Post-hoc-Tests zwischen der Gruppe Fußball und den Taekwondoka bestätigt werden ( $p = .031$ ). Bei den Tandempositionen TLA<sub>g</sub> und TRA<sub>g</sub> ( $F(4, 44) = 1.685$ ,  $p = .186$ ,  $\eta_p^2 = 0.098$ ), TLSA<sub>o</sub> und TRSA<sub>o</sub> ( $F(4, 44) = 1.685$ ,  $p = .186$ ,  $\eta_p^2 = 0.112$ ) sowie

TLSAg und TRSAg ( $F(4, 44) = 1.228, p = .313, \eta_p^2 = 0.091$ ) existieren hingegen keine signifikanten Unterschiede zwischen den vier Gruppen. Bei den unipedalen Standpositionen ELAo und ERAo ( $F(4, 44) = 1.221, p = .316, \eta_p^2 = 0.090$ ) sowie ELSAo und ERSAo ( $F(4, 44) = 2.079, p = .123, \eta_p^2 = 0.163$ ) konnten keine signifikanten Differenzen zwischen den Gruppen identifiziert werden. Für die Testbedingungen ELAg und ERAg sowie ELSAg und ERSAg erfolgten keine varianzanalytischen Berechnungen, denn hier konnten nur zwei Probanden der Gruppe Fußball und ein Proband der Gruppe Eishockey die volle Messzeit erreichen (Tab. 43).

Für den Parameter *Schwankungsfläche* besteht beim bipedalen Stand auf dem Schaumstoffkissen (BSAo) ( $F(4, 44) = 3.791, p = .017, \eta_p^2 = 0.221$ ) ein signifikanter Unterschied zwischen den vier Gruppen. Die Post-hoc-Tests zeigen eine signifikante Abweichung ( $p = .023$ ) zwischen den Eishockeyspielern und Taekwondoka. Für die Positionen BAo, BSAo und BSAg ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Bei den Tandempositionen TLAo und TRAo ( $F(4, 44) = 3.630, p = .021, \eta_p^2 = 0.214$ ) sowie TLSAo und TRSAo ( $F(4, 44) = 3.160, p = .035, \eta_p^2 = 0.192$ ) bestehen zwischen den Gruppen wiederum signifikante Abweichungen. Die Post-hoc-Tests ergeben für den Test TLAo und TRAo Abweichungen zwischen den Fußballspielern und den Taekwondoka ( $p = .016$ ). Für die Tests TLSAo und TRSAo können ebenfalls signifikante Abweichungen zwischen diesen beiden Sportlergruppen ( $p = .036$ ) festgestellt werden. Für die Standpositionen TLAg und TRAg ( $F(4, 44) = 0.323, p = .808, \eta_p^2 = 0.024$ ) sowie TLSAg und TRSAg ( $F(4, 44) = 0.280, p = .839, \eta_p^2 = 0.022$ ) sind keine signifikanten Ungleichheiten zwischen den vier Gruppen zu bestätigen.

Tab. 43: Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung der dynamischen posturographischen Testbedingungen der Probandengruppen [Körperseite mit höherer Leistung; MW ( $\pm$  Standardabweichung); \* = keine SD da  $n = 1$ ; k.A. = keine Angabe, da die Gruppe den Test nicht absolvieren konnte]

Standardabweichung der Kraftverteilung	Fußball	Eishockey	Taekwondo	Sportlich inaktive Probanden
<b>Testbedingungen</b>				
<b>BAo</b>	13.17 (5.92)	10.78 (3.86)	10.32 (3.05)	10.69 (3.15)
<b>BAg</b>	18.84 (15.31)	15.94 (5.78)	13.03 (4.88)	13.27 (3.46)
<b>BSAo</b>	15.53 (5.49)	13.90 (3.49)	11.40 (1.68)	12.97 (3.27)
<b>BSAg</b>	26.59 (14.52)	23.05 (5.59)	21.30 (9.81)	31.67 (11.87)
<b>TLAo - TRAo</b>	34.48 (10.41)	28.92 (6.37)	23.30 (5.49)	32.83 (9.06)
<b>TLAg - TRAg</b>	58.93 (23.69)	50.94 (9.68)	58.32 (29.35)	68.80 (15.99)
<b>TLSAo - TRSAo</b>	39.43 (9.44)	34.24 (9.57)	30.63 (10.58)	37.14 (7.75)
<b>TLSAg - TRSAg</b>	68.08 (15.92)	62.43 (24.10)	69.69 (37.03)	82.62 (27.09)
<b>ELAo - ERAo</b>	31.17 (6.05)	27.86 (6.70)	28.50 (13.79)	34.75 (8.49)
<b>ELAg - ERAg</b>	54.92 (12.27)	65.99*	k.A.	k.A.
<b>ELSAo - ERSAo</b>	32.28 (8.22)	32.07 (7.99)	29.35 (11.33)	41.18 (11.90)
<b>ELSAg - ERSAg</b>	59.64 (35.47)	40.14*	k.A.	k.A.

Die Tests ELAg und ERAg wurden von vier (Eishockey) und einem Probanden (Fußball) mit der vollen Messzeit ausgeführt, die unipedalen Standpositionen mit dem Schaumstoffkissen und geschlossenen Augen (BSAg) nur von einem Eishockeyspieler und zwei Fußballspielern. Für diese

Tests wurden keine varianzanalytischen Berechnungen angestellt. Die absoluten Werte können Tabelle 43 entnommen werden. Für die unipedalen Standpositionen ELAo und ERAo ( $F(4, 44) = 2.271, p = .096, \eta_p^2 = 0.155$ ) sowie ELSAo und ERSAo ( $F(4, 44) = 2.512, p = .076, \eta_p^2 = 0.191$ ) bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Bei den unipedalen Standpositionen mit geschlossenen Augen (ELAg, ERAg) erreichen die Fußballspieler ( $84.09 \pm 37.95$ ) einen wesentlich geringeren Wert für die Schwankungsfläche als die Eishockeyspieler ( $n = 1, 275.69$ ). Demgegenüber erlangen beim Test mit einem Standbein auf dem Schaumstoffkissen (ELSAg, ERSAg) die Fußballspieler ( $243.33 \pm 299.51$ ) einen höheren Wert als der Eishockeyspieler, der die volle Messzeit absolvierte ( $n = 1; 180.22$ ; Tab. 44).

Anhand der statischen Messungen können keine direkten Differenzen zwischen der Kontrollgruppe und den einzelnen Sportartengruppen nachgewiesen werden. Zwischen den Gruppen bestehen keine Unterschiede hinsichtlich der Standardabweichung der Beschleunigung. Das Fehlen von Ungleichheiten weist auf eine gleiche Beschleunigung der schwingenden Platte durch die Probandengruppen hin. Inwieweit Differenzen zwischen den Gleichgewichtsstrategien der einzelnen Gruppen bestehen, wird in Kapitel 6.4.2 beschrieben. Hinsichtlich des beidbeinigen Stands mit Schaumstoffunterlage und geöffneten Augen (BSAo) können für den Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung sowie für die Tandempositionen TLAo und TRAo (dynamisch) Abweichungen zwischen den vier Gruppen nachgewiesen werden.

Tab. 44: Parameter Schwankungsfläche der dynamischen posturographischen Testbedingungen der Probandengruppen [Körperseite mit höherer Leistung; MW ( $\pm$  Standardabweichung); \* = keine SD da  $n = 1$ ; k.A. = keine Angabe, da die Gruppe den Test nicht absolvieren konnte]

Schwankungsfläche	Fußball	Eishockey	Taekwondo	Sportlich inaktive Probanden
<b>Testbedingungen</b>				
<b>BAo</b>	189.65 (133.78)	205.30 (164.04)	95.42 (52.13)	149.42 (87.62)
<b>BAG</b>	227.61 (305.19)	244.99 (175.62)	101.80 (56.80)	133.34 (77.58)
<b>BSAo</b>	242.37 (132.82)	287.95 (191.54)	113.39 (86.13)	157.24 (53.43)
<b>BSAg</b>	378.08 (292.46)	391.80 (264.66)	275.02 (132.43)	486.54 (284.20)
<b>TLAo/TRAo</b>	367.01 (212.68)	247.75 (119.96)	130.53 (48.51)	233.39 (184.03)
<b>TLAg/TRAg</b>	658.42 (406.62)	609.41 (342.08)	508.57 (346.34)	631.72 (282.92)
<b>TLSAo/TRSAo</b>	501.24 (339.10)	344.18 (121.42)	201.62 (78.37)	301.81 (222.64)
<b>TLSAg/TRSAg</b>	1018.90 (732.41)	867.37 (541.31)	874.53 (503.91)	1068.59 (591.06)
<b>ELAo/ERAo</b>	38.08 (23.87)	55.83 (32.73)	26.73 (12.01)	41.11 (22.39)
<b>ELAg/ERAg</b>	84.09 (37.95)	275.69*	k.A.	k.A.
<b>ELSAo/ERSAo</b>	59.42 (38.32)	78.33 (44.76)	39.97 (21.41)	97.08 (56.81)
<b>ELSAg/ERSAg</b>	243.33 (299.51)	180.22*	k.A.	k.A.

Beim Parameter Schwankungsfläche bestehen nachweisbare Unterschiede zwischen den Gruppen bei den Tandempositionen mit geöffneten Augen auf dem Schaumstoffkissen (TLSAo, TRSAo). Die Differenzen in der einfachen Standposition BSAo zeigen sich zwischen den Eishockeyspielern und den Taekwondoka. Die Unterschiede in den Tandempositionen können durch die Post-hoc-Tests zwischen den Fußballspielern und Taekwondoka identifiziert werden. Da innerhalb der Sportartengruppen und der Gruppe der inaktiven Probanden eine hohe Varianz hinsichtlich der Gleich-

gewichtleistung existiert, unterscheiden sich die Gruppen nicht voneinander. Eine weitere Erklärungsmöglichkeit für die nicht vorhandenen Unterschiede sind die unterschiedlichen Voraussetzungen hinsichtlich der Konstitution der Probandengruppen.

Die Tabelle 42 zeigt den zu prüfenden Zusammenhang zwischen den Kovariaten Körpergewicht, Körpergröße und Alter auf die Gleichgewichtsleistung gemessen durch die statische Posturographie. Die Kovariaten Körpergewicht, Körpergröße und das kalendarische Alter der Probanden haben keinen nachweisbaren Einfluss auf die Ergebnisse der posturographischen Messungen (bipedale Standpositionen;  $p = .846$  [Körpergewicht],  $p = .247$  [Körpergröße];  $p = .635$  [Alter]; Tab. 45).

Tab. 45: Einfluss der Kovariaten Körpergewicht, Körpergröße und Alter auf die posturographischen Messungen (dynamisch)

Kovariaten	Dynamische Posturographie		
	Bipedale Standpositionen	Tandemstandpositionen	Einbeinstandpositionen
<b>Körpergewicht</b>	.846	.000	.000
<b>Körpergröße</b>	.247	.056	.026
<b>Alter</b>	.635	.281	.708

Bei den Tandemstandpositionen und unipedalen Standpositionen nehmen das Körpergewicht ( $p = .000$  [Tandemstandpositionen];  $p = .000$  [unipedale Standpositionen]) und die Körpergröße ( $p = .026$  [unipedale Standpositionen]) einen statistisch nachweisbaren Einfluss auf das Ergebnis der Messung anhand des Parameters Standardabweichung der Kraftverteilung. Bei den Tandemstandpositionen hat die Körpergröße hingegen keinen signifikanten Einfluss auf die Messung ( $p = .056$  [Tandempositionen]). Ähnlich den statischen Messungen ist der größere Einfluss des Körpergewichts und der Körpergröße mit der größeren Schwankung während der Testbedingungen im Tandemstand und den unipedalen Standpositionen zu erklären. Die Konstitution hat einen nachweisbaren Einfluss auf die Gleichgewichtsleistung, was einen Schluss von den Erfahrungen mit Gleichgewichtsaufgaben innerhalb der Gruppen auf die Gleichgewichtsleistung als nicht nachweisbar verbietet.

Die Ergebnisse der vorliegenden Dissertation sind nicht vergleichbar mit den Studien von Golomer und Dupui (2000), Simmons (2005) sowie Krityakiarana und Jongkamonwiwat (2016), denn diese Autoren untersuchten Tänzer hinsichtlich der Gleichgewichtsleistung. Die kompositorische Sportart *Tanzen* lässt sich nicht zu den beiden Spilsportarten Eishockey und Fußball sowie der Kampfsportart Taekwondo in Bezug setzen. Die Ergebnisse der Studien von Golomer und Dupui (2000), Simmons (2005) sowie Krityakiarana und Jongkamonwiwat (2016) sind zudem inkonsistent. Tsang und Hui-Chan (2004) sowie Fong und Kollegen (2014) untersuchten *Kampfsportler* aus den Sportarten Tai-Chi und Taekwondo. Die Ergebnisse stimmen teilweise mit den vorliegenden Ergebnissen überein. Tsang und Kollegen (2004) weisen einen Unterschied zwischen den Tai-Chi-Sportlern und der Kontrollgruppe beim vestibulären und visuellen Fokus nach. In der vorliegenden Studie existieren Hinweise darauf, dass bei einer Standposition mit geöffneten Augen ein Unterschied zwischen den Taekwondoka und den anderen Probandengruppen (Eishockey oder Fußball) entstehen kann. Dieser Unterschied der Taekwondo-Kämpfer zu anderen Gruppen kann nachgewiesen werden. Die Abweichung besteht im Gegensatz zu den Ergebnissen von Fong und Kollegen (2014) jedoch nicht in den unipedalen Stand-, sondern in den Tandempositionen. Inwiefern die Unterschiede systema-

tisch sind oder auf Fehlern beruhen, wird im nächsten Kapitel (Kap. 6.4.2) beleuchtet. Ist die Reliabilität des Verfahrens nicht ausreichend hoch, können die Unterschiede als unsystematisch gekennzeichnet werden.

In der Studie von Fong und Kollegen (2014) konnte eine Abweichung zwischen der Kontrollgruppe und *Tennispielern* (Sportart) nachgewiesen werden, die in der eigenen Studie nicht zu bestätigen ist. Die Studien von Clark und Iltis (2008) sowie Gao und Kollegen (2011) lassen einen Vergleich mit den vorliegenden Ergebnissen zu, denn in den Studien wurden ähnliche Sportarten überprüft. Clark und Iltis (2008) verglichen *Football-, Fußball- und Lacrossespieler* mit einer Kontrollgruppe, wobei die Sportler eine höhere Gleichgewichtsleistung als die Kontrollgruppe zeigten. Diese Ergebnisse lassen sich durch die eigene Studie nicht bestätigen. Hinsichtlich der Studie von Gao und Kollegen (2011) bestehen ähnliche Gleichgewichtsbedingungen bei den untersuchten Bewegungen, denn der Schuss beim Eishockey und der Abschlag beim *Golf* stellen beide eine rotatorische Bewegung um die Längsachse dar. Die Ergebnisse von Gao und Kollegen (2011) lassen sich somit in Bezug zu den eigenen Ergebnissen setzen. Obwohl die Schussauslage auf dem Eis vermutlich eine höhere Gleichgewichtsanforderung an den Sportler stellt, können in der vorliegenden Studie keine Differenzen zwischen den Eishockeyspielern und der Kontrollgruppe gefunden werden, während Gao und Kollegen (2011) eine höhere Gleichgewichtsleistung bei den Golfern nachweisen.

Bei Chow und Tsang (2014) zeigen die untersuchten *Rugbyspieler* eine geringere Gleichgewichtsleistung als die Kontrollgruppe. In der eigenen Studie wurden Standpositionen identifiziert, bei denen die Fußballspieler eine geringere Gleichgewichtsleistung aufweisen als die sportlich inaktiven Probanden. Die Ungleichheiten sind jedoch gering (Beispiel: BSAo, Standardabweichung der Kraftverteilung: Fußballer  $15.53 \pm 5.49$ ; sportlich inaktive Probanden  $12.97 \pm 3.27$ ) und statistisch nicht signifikant. Möglicherweise führen Gehirnerschütterungen oder Traumata im Halsbereich über eine längere Zeit zu Problemen, die sich in einer geringeren Gleichgewichtsleistung äußern. Clark und Iltis (2008) weisen, wie in der eigenen Studie nicht bestätigt werden konnte, Sportlern eine höhere Gleichgewichtsleistung als der Kontrollgruppe nach. Weitere Befunde anderer Arbeitsgruppen können ebenfalls nicht bestätigt werden.

Die dynamischen Testbedingungen offenbaren vereinzelt signifikante Unterschiede zwischen Sportlern und sportlich inaktiven Probanden. Dies ist bei den statischen Testbedingungen nicht der Fall. Dieses Ergebnis spricht für eine bevorzugte Nutzung einer dynamischen Posturographie bei der Untersuchung des Gleichgewichts bei Sportlern. Im Kapitel 6.4.2 wird die Reliabilität der Testbedingungen über eine Woche bestimmt und für die posturographischen Parameter diskutiert.

#### **6.4.2 Nebenfragestellung – Reliabilität der Posturographie**

Die Test-Retest-Reliabilität für die Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung, Schwankungsfläche und Weight-Distribution-Index wurde über zwei Messzeitpunkte (zeitlicher Abstand von sieben Tagen) berechnet. Für die dynamischen Testbedingungen wurde der Reliabilitätskoeffizient zusätzlich für den Parameter Standardabweichung der Beschleunigung bestimmt. Die höchste Korrelation zwischen den beiden Messzeitpunkten beim Parameter *Standardabweichung der Kraftverteilung* liegt bei  $r(23) = .68$ ,  $p < .001$  (Tandemstand, linkes Bein vorn, Augen geöffnet, Schaumstoffkissen). Die geringste Korrelation wurde für den Einbeinstand mit geschlossenen Augen berechnet ( $r(23) = .07$ ,  $p = .748$ ). Insgesamt befinden sich die Reliabilitäten damit im geringen bis

mittleren Bereich (Tab. 45). Die höchste Korrelation zwischen dem ersten und dem zweiten Messzeitpunkt des Parameters *Schwankungsfläche* beträgt  $r(23) = .59$ ,  $p < .001$  (Tandemstand, linkes Bein vorn, Augen geöffnet). Die niedrigste Korrelation erreicht einen Wert von  $r(23) = .02$ ,  $p = .937$  (Tandemstand, links vorn, Augen geschlossen, Schaumstoffkissen). Auch hier liegen die Reliabilitäten insgesamt im geringen bis mittleren Bereich. Die höchste Korrelation für den Parameter *Weight-Distribution-Index* beträgt  $r(23) = .81$ ,  $p < .001$  (beidbeiniger Stand, Augen geöffnet). Der niedrigste errechnete Korrelationskoeffizient liegt bei  $r(23) = .27$ ,  $p = .937$  (Tandemstand, linkes Bein vorn, Augen geöffnet, Schaumstoffkissen). Insgesamt erreichen die Reliabilitäten beim Parameter WDI den geringen bis hohen Bereich. Das Ergebnis besitzt keine inhaltliche Relevanz, denn der Parameter Weight-Distribution-Index differenziert nicht zwischen Probanden mit hoher oder niedriger Gleichgewichtsleistung. Insgesamt zeigt der Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung in den Standpositionen mit geringer Anforderung höhere Reliabilitäten als der Parameter Schwankungsfläche. Die Schwankungsfläche erreicht in den Positionen mit höherer Anforderung höhere Reliabilitäten als die Standardabweichung der Kraftverteilung (statische Messung, Tab. 45). Die Korrelation zwischen den zwei Messzeitpunkten der dynamischen Testbedingungen erreicht beim Parameter *Standardabweichung der Kraftverteilung* einen Wert von  $r(23) = .91$ ,  $p < .001$  (beidbeiniger Stand, Augen geöffnet). Die geringste Korrelation liegt bei  $r(23) = .13$ ,  $p = .534$  (Einbeinstand, links, Augen geöffnet, Schaumstoffkissen). Insgesamt ergibt die Berechnung der Reliabilitäten des Parameters Standardabweichung der Kraftverteilung Werte im geringen bis sehr hohen Bereich.

Tab. 45: Test-Retest-Reliabilität für die statischen und dynamischen Testbedingungen (Test-Retest-Intervall: 7 Tage;  $n = 23$ ; bei fehlenden Werten wurde der Test nicht absolviert)

Testbedingun- gen	Standardabweichung der Beschleunigung		Standardabweichung der Kraftverteilung		Schwankungsfläche		Weight-Distribution-Index	
	Dyna- misch	Sta- tisch	Dyna- misch	Sta- tisch	Dyna- misch	Sta- tisch	Dyna- misch	
<b>BAo</b>	.71	.59	.91	.18	.76	.81	.39	
<b>BAG</b>	.31	.58	.51	.45	.70	.62	.16	
<b>BSAo</b>	.52	.23	.50	.39	.43	.59	.59	
<b>BSAG</b>	.71	.30	.59	.32	.37	.36	.56	
<b>TLAo</b>	.73	.40	.48	.59	.32	.77	.57	
<b>TLAG</b>	.62	.43	.37	.20	-.01	.66	.82	
<b>TLSAo</b>	.59	.68	.70	.16	.54	.27	.54	
<b>TLSAG</b>	.40	.55	.38	.02	.20	.38	.53	
<b>TRAo</b>	.44	.50	.62	.12	.35	.40	.80	
<b>TRAG</b>	.66	.52	.51	.09	.48	.69	.85	
<b>TSRAo</b>	.41	.38	.35	.09	.10	.75	.76	
<b>TRSAG</b>	.47	.51	.48	.49	.37	.72	.85	
<b>ELAo</b>	.70	.26	.34	.73	.55	.36	.56	
<b>ELAG</b>	.86	.07	.45	.73	.65	.80	.99	
<b>ELSAo</b>	.40	.61	.13	.57	.27	.57	.23	
<b>ELSAg</b>	-	.46	-	.73	-	.38	-	
<b>ER Ao</b>	.73	.37	.47	.61	.16	.61	.28	
<b>ER Ag</b>	-	.47	-	.59	-	.69	-	
<b>ERSAo</b>	.37	.24	.67	-.03	.29	.49	.69	
<b>ERSAg</b>	-	.61	-	.61	-	.66	-	

Das Höchstmaß für die Korrelation zwischen den beiden Messzeitpunkten in den dynamischen Testbedingungen findet sich beim Parameter *Schwankungsfläche* bei  $r(23) = .76$ ,  $p < .001$  (beidbeiniger Stand, geöffnete Augen). Die geringste Korrelation ergibt einen Wert von  $r(23) = -.01$ ,  $p = .998$  (Tandemstand, geschlossene Augen, linkes Bein vorn). Insgesamt liegen die Reliabilitäten beim Parameter *Schwankungsfläche* im geringen bis mittleren Bereich. Die höchste Korrelation beim Parameter *Weight-Distribution-Index* hat einen Wert von  $r(23) = .99$ ,  $p < .001$  (Einbeinstand, links, geschlossene Augen). Der geringste Korrelationskoeffizient wird mit  $r(23) = .16$ ,  $p = .456$  (beidbeiniger Stand, geschlossene Augen) berechnet. Die Reliabilitäten sind hier im geringen bis hohen Bereich einzuordnen. Für die dynamischen Testbedingungen wurde zusätzlich die *Standardabweichung der Beschleunigung* berechnet. Für diesen Parameter beträgt die Test-Retest-Reliabilität im geringsten Fall  $r(23) = .31$ ,  $p = .998$  (beidbeiniger Stand, geschlossene Augen) und im höchsten Fall  $r(23) = .86$ ,  $p < .001$  (Einbeinstand, links, geschlossene Augen). Insgesamt zeigt der Parameter *Standardabweichung der Beschleunigung* die höchsten Reliabilitätskoeffizienten (dynamische Messung).

Die *mittleren Korrelationen* zwischen den Messzeitpunkten, berechnet mithilfe der Fisher-Z-Transformation, betragen für die statischen Testbedingungen  $.48^6$  (*Standardabweichung der Kraftverteilung*),  $.44$  (*Schwankungsfläche*) und  $.70$  (*Weight-Distribution-Index*). Die mittleren Korrelationen der dynamischen Standpositionen belaufen sich auf  $.59$  (*Standardabweichung der Beschleunigung*),  $.53$  (*Standardabweichung der Kraftverteilung*),  $.41$  (*Schwankungsfläche*) und  $.68$  (*Weight-Distribution-Index*). Zur Interpretation muss beachtet werden, dass für die Testbedingungen ELSAg (einbeinig, links, Augen geschlossen, Schaumstoffkissen), ERAg (einbeinig, rechts, Augen geschlossen) und ERSAg (einbeinig, rechts, Augen geschlossen, Schaumstoffkissen) keine Berechnungen durchgeführt werden konnten, weil die Probanden nicht in der Lage waren, diese Testbedingungen zu absolvieren. Die Probanden mussten die Kraftmessplatte oder die schwingende Grundplatte des Posturomeds vor der abgelaufenen Testzeit von 24 sec verlassen und konnten keinen aussagekräftigen Wert für die Testbedingungen generieren. Bei der Testbedingung ELAg (einbeinig, links, Augen geschlossen) und ERAg (einbeinig, rechts, Augen geschlossen) dienten jeweils Datensätze von acht Probanden als Berechnungsgrundlage. Bei den Testbedingungen ELSAg und ERSAg konnten zwei und vier Datensätze analysiert werden. Insgesamt muss beachtet werden, dass sich aus der mittleren Korrelation von  $.41$  bis  $.53$  ein Bestimmtheitsmaß ( $R^2$ ) von  $.17$  bis  $.28$  berechnen lässt. Das bedeutet, die aufgeklärte Varianz oder Übereinstimmung der beiden Messungen liegt lediglich bei 17 bis 28 %.

Die erlangten Ergebnisse lassen sich mit den Ergebnissen der *statischen Posturographie* mithilfe der *Kraftmessplatte* von Schmid, Conforto, Camomilla, Cappozzo und D'Alessio (2002) vergleichen. Je nach Parameter liegen die Reliabilitäten in der Studie zwischen  $.13$  und  $.75$ . Unklar ist jedoch, wie häufig und in welchem Abstand bei der Arbeitsgruppe um Schmid (2002) gemessen wurde. Rogind und Kollegen (2003) veröffentlichten Variationskoeffizienten für die wiederholten Messungen. Das Maß, mit dem die Reliabilität in dieser und der eigenen Studie gemessen wurde, stimmt nicht überein, weshalb sich die Studien nicht miteinander vergleichen lassen. Haidan und Kollegen (2008) konnten, verglichen mit den vorliegenden Ergebnissen, ähnliche hohe Reliabili-

---

<sup>6</sup> Durch die Bildung des Mittelwertes durch die Fisher-Z-Transformation wird für die Korrelationen keine Teststatistik und keine Signifikanz angegeben.



tätskoeffizienten zeigen. Lin und Kollegen (2008) berichten im Gegensatz zu den Ergebnissen der vorliegenden Dissertation im Mittel höhere Reliabilitätskoeffizienten. Die Arbeitsgruppe gibt Intraklassenkoeffizienten an, die bei der Gruppe der älteren Probanden für die Gesamtheit der Parameter über .75 liegen. Im Gegensatz zu den eigenen Ergebnissen kann durch diese Werte bestätigt werden, dass das Verfahren bei einem Probanden mehrmals wiederholt werden kann und die Werte sich dabei nicht stark unterscheiden. Der Vergleich der hiesigen Ergebnisse mit denen zweier Studien, die unter Verwendung des *Interaktiven Balancesystems* durchgeführt wurden, zeigt hohe Diskrepanzen zwischen den Werten für die Intraklassenkorrelation. Zhang und Weng (2011) berichten Intraklassenkorrelationen zwischen .79 und .88. Der Zeitraum zwischen den Messungen stimmt mit sieben Tagen genau mit dem der eigenen Untersuchung überein. Die Ergebnisse der Studie von Zhang und Weng (2011) können als reliabel gelten, was bei den eigenen Ergebnissen nicht der Fall ist. In der Studie von Akkaya und Kollegen (2015) werden Intraklassenkorrelationen von .85 (Stabilitätsindex insgesamt) und .68 bis .86 für die unterschiedlichen Testbedingungen berichtet. Die Reliabilitätskoeffizienten sind damit höher als in der vorliegenden Studie. Beachtet werden muss, dass die Messungen lediglich 24 und 48 Stunden nach der Ausgangsmessung durchgeführt wurden.

Für die *dynamischen Messungen* können höhere Reliabilitätskoeffizienten berichtet werden. Der Intraklassenkorrelationskoeffizient sinkt bei hoher Anforderung jedoch ab. Die niedrigsten Koeffizienten betragen .31 (Standardabweichung der Beschleunigung), .13 (Standardabweichung der Kraftverteilung) und -.01 (Schwankungsfläche). Die mittleren Reliabilitätskoeffizienten liegen in einem niedrigen Bereich (.59 [Standardabweichung der Beschleunigung], .53 [Standardabweichung der Kraftverteilung] und -.41 [Schwankungsfläche]). Der Vergleich der Werte mit Studien, die unter Verwendung von *kippenden Platten* durchgeführt wurden, lässt sich anhand der Ergebnisse von Wrisley und Kollegen (2007) führen. Diese Studie erfolgte mit einem Test-Retest-Zeitraum von einem Monat. Die Güte des Verfahrens ist aufgrund dieses langen Zeitraums als wesentlich höher zu bewerten als jene der eigenen Studie. Leitner und Kollegen (2009) berichten einen Wert von .46 als Mittelwert für die durchgeführten Testsituationen (Kontrollgruppe). Dieser liegt niedriger als die Mittelwerte für die Parameter Standardabweichung der Beschleunigung und Standardabweichung der Kraftverteilung sowie höher als der Mittelwert für die Schwankungsfläche in der eigenen Studie. Die Ergebnisse der Arbeitsgruppe Pang und Kollegen (2011) lassen sich mit den eigenen empirischen Ergebnissen vergleichen, die Autoren konnten ähnlich hohe Reliabilitätskoeffizienten zeigen.

Tesio, Rota und Longo (2013) untersuchten die Probanden wie in dieser Dissertation erneut nach sieben Tagen. Mit einem Mittelwert von .73 für die durchgeführten Testbedingungen liegt der Wert für die Intraklassenkorrelation wesentlich höher als der selbst ermittelte Wert. Akhbari und Kollegen (2015) konnten für die vergleichbare Gruppe (Kontrollgruppe) einen Wert zwischen .69 und .98<sup>7</sup> ermitteln, der sich deutlich gegenüber der eigenen Studie abhebt. Der Zusammenhang (Reliabilität) kann als mittel bis sehr hoch interpretiert werden. In den Studien von Herbert und Manago (2017) sowie Harro und Garascia (2018) wurden höhere Reliabilitätswerte ermittelt als in der eigenen Studie. Die Werte lagen mit .70 bis .90 und .71 bis .89 im mittleren bis sehr hohen Bereich. Beachtet werden muss, dass diese Studien mithilfe einer kippenden Platte durchgeführt wurden. Beim

---

<sup>7</sup> Die Korrelation wird nicht mit  $ICC_{rr}$  gekennzeichnet, denn in den Studien werden verschiedene Berechnungsvorschriften für die Test-Retest-Reliabilität verwendet.

Sensory Organization Test (EquiTest) wird die Bewegung in A-P-Richtung gemessen. Die dynamischen Testbedingungen der eigenen Studie lassen indes eine Bewegung in A-P- und M-L-Richtung zu.

Direkt vergleichbar sind Studien, die mithilfe des *Posturomeds* durchgeführt wurden. Die Studie von Böer (2006) erfolgte mit der gleichen schwingenden Platte, wie diese in der eigenen Studie zum Einsatz kam (Posturomed). Der Unterschied zwischen den Studien besteht in der Durchführung der Messung. In der Studie von Böer (2006) wurde der zum Gerät dazugehörige Auslösemechanismus genutzt, um eine Perturbation zu erzeugen. Die Schwingung ist stark vom Gewicht des Probanden abhängig, womit keine genaue Aussage darüber getroffen werden kann, inwieweit die Auslösung der Platte und die damit verbundene Schwingung eine valide Größe darstellt, um das Gleichgewicht eines Probanden zu bewerten. Die Reliabilität des Parameters wird als sehr hoch (.97) bewertet. In der Studie von Kiss (2011) wird ein neuer posturographischer Parameter vorgestellt. Die Lehr'sche Dämpfungsrage gibt an, wie die charakteristische Schwingung der Platte durch den Probanden gedämpft wird. Dieser Parameter ist nicht mit Parametern der eigenen Studie zu vergleichen, denn wie in der Studie von Böer (2006) wird eine Perturbation infolge des Auslösemechanismus des Posturomeds untersucht. Die Reliabilität wird als sehr hoch eingestuft (.99 bei jüngeren Personen und .98 bei älteren). Die Werte stellen einen nahezu perfekten Zusammenhang zwischen den Messungen dar. Anzuzweifeln ist, inwieweit eine Dämpfung derart stark vom Probanden beeinflusst werden kann, dass diese als Parameter für eine Gleichgewichtsdagnostik dienen kann. Kopinski und Kollegen (2013) leiten die Perturbation mithilfe einer gezielten Auslenkung der schwingenden Platte ein. Die Autoren erhielten ähnliche Ergebnisse, wie diese in der vorliegenden Studie berichtet werden können. Mit .49 ist ihr Wert mit dem Mittelwert der eigenen Studie (verschiedene Anforderungsbedingungen) zu vergleichen. Schmidt und Kollegen (2015) verwenden den Auslösemechanismus. Bei ihrer Studie und bei der Untersuchung von Böer und Kollegen (2010) kann die Reliabilität im Gegensatz zur eigenen Studie mit mittel bis sehr hoch bewertet werden, denn die Intraklassenkorrelationen liegen bei .71 bis .97 (Schmidt et al., 2015) sowie .73 (Böer et al., 2010). Insgesamt wird die Messzeit bei den dynamischen Messungen der Autoren Böer (2006), Böer und Kollegen (2010), Kiss und Kollegen (2011), Kopinski und Kollegen (2013) sowie Schmidt und Kollegen (2015) als sehr gering bewertet.

Die Messzeit kennzeichnet jene Zeit, in der die schwingende Grundplatte des Posturomeds wieder in die neutrale Stellung ausbalanciert werden kann. Die Messzeit von 260 ms bei Schmidt und Kollegen (2015) ist im Gegensatz zur Studie von Kopinski und Kollegen (2013) mit 15 sec (nach Perturbation) sehr gering. Die Studien sind im Allgemeinen kaum mit der eigenen Studie vergleichbar, denn die Testdurchführungen unterscheiden sich stark voneinander. In der vorliegenden Studie wurde die Eigenperturbation der Probanden gemessen, die durch Modifizierung der posturalen Anforderungsbedingung verändert wurde. Die somatosensorische Anforderung wurde durch das Schaumstoffkissen erschwert und die visuelle Rückmeldung durch das Schließen der Augen ausgeschaltet.

Die mittleren Korrelationskoeffizienten der statischen Testbedingungen (Standardabweichung der Kraftverteilung = .48, Schwankungsfläche = .44 und Weight-Distribution-Index = .70) sind als gering bis mittel einzuordnen. Die Reliabilitätskoeffizienten der dynamischen Standpositionen liegen höher (Standardabweichung der Beschleunigung = .59, Standardabweichung der Kraftverteilung =

.53, Schwankungsfläche = .41 und Weight-Distribution-Index = .68) als die der statischen, gelten aber ebenfalls als gering bis mittel. Die mittleren Korrelationen von .41 bis .53 können in ein Bestimmtheitsmaß ( $R^2$ ) von .17 bis .28 umgerechnet werden. Das bedeutet, dass die Übereinstimmung der beiden Messungen lediglich bei 17 bis 28 % liegt. Der Parameter Weight-Distribution-Index wird aus der Interpretation ausgeschlossen, weil der Parameter keine inhaltliche Relevanz besitzt. Die in der Studie ermittelten Test-Retest-Reliabilitäten sind insgesamt geringer als die der anderen Arbeitsgruppen, das Verfahren ist über sieben Tage nicht reliabel. Die geringen Übereinstimmungen sind durch die einmalige Messung in der Standposition zu erklären. Inwieweit mehrere Messungen für die Standpositionen durchgeführt werden müssten, wird in Kapitel 7 untersucht. Die kinematische Analyse der Gleichgewichtsstrategie der Probanden wird im folgenden Kapitel 6.4.3 beschrieben. Dort werden die im Theorieteil der Arbeit behandelten Strategien zum Ausgleich von Perturbationen bei Gleichgewichtsleistungen empirisch belegt.

### **6.4.3 Nebenfragestellung – Prüfbarkeit der Strategien zum Ausgleich von Perturbationen**

Für die in Kapitel 3.2.2 beschriebenen Ausgleichsstrategien werden zunächst charakteristische Merkmale dargestellt, die anhand kinetischer und kinematischer Größen (Hüft-, Knie- und Sprunggelenkwinkel, Geschwindigkeit des Markers C7) überprüft werden. Diese Größen erfahren eine qualitative Bewertung. Bei einer signifikanten Änderung oder einem signifikanten Unterschied der relevanten Größen zwischen den Probanden wird von einer veränderten Strategie oder einer Differenz zwischen den Strategien der Probandengruppen ausgegangen. Die Unterschiedsprüfungen hinsichtlich der Gleichgewichtsstrategien beziehen sich auf die Fußballspieler und sportlich inaktiven Probanden. Beide Gruppen unterscheiden sich nachweisbar hinsichtlich der Gleichgewichtsleistung und der kinematischen Kennwerte und dienen als Referenz zur Untersuchung der Unterschiede bei der Verwendung von Strategien zum Ausgleich von Perturbationen.

Die *Strategie der Reduzierung der Freiheitsgrade* kann durch kinematische Größen wie eine geringe Änderung im Hüft-, Knie- und Sprunggelenkwinkel nachgewiesen werden. Die mittlere Änderung des Winkels ist die zu untersuchende Größe, denn durch die Arretierung der Gelenke wird die Bewegung reduziert und die Gelenkwinkel ändern sich nicht mehr. Die Strategie lässt sich mithilfe jener Gelenke nachweisen, die sich während der Gleichgewichtsaufgabe stark bewegen (Knie). Eine starke Änderung im Fußgelenkwinkel setzt eine bedeutende Schwankung des Probanden voraus.

Die *Strategie der schnellen Ausgleichbewegungen* kann durch eine schnelle Ausgleichsbewegung in der Hüfte oder die Bewegung der Knie und der Sprunggelenke nach einer deutlichen Schwankung der schwingend gelagerten Platte überprüft werden. Perturbationen können durch Bewegungen der Arme und die Seitneigung des Oberkörpers ausgeglichen werden. Die Strategie zur Lösung der Gleichgewichtsaufgaben ist durch die geringe Bewegung des Oberkörpers, untersucht durch die mittlere Geschwindigkeit des Markers C7, gekennzeichnet. Bei starker Bewegung des Oberkörpers werden in der Folge unkontrollierbare Kräfte eingeleitet. Bei der freien Bewegung des Unterkörpers und einem starren Oberkörper können die entstehenden Perturbationen ausgeglichen werden. Die mittlere Geschwindigkeit des Markers C7 und der mittlere Abstand der Hände zum Oberschenkel werden als kinematische Größen zur Beschreibung der Bewegung der Hände und des Oberkörpers evaluiert. Die Bewegung des Markers C7 relativ zur schwingenden Grundplatte des Posturomeds

wird untersucht, um Ausgleichsbewegungen nachzuweisen. Je mehr relative Bewegungen entstehen, umso mehr muss der Proband die Schwankungen der schwingenden Platte ausgleichen.

Zum Nachweis der *Strategie der Körperschwerpunktabsenkung* wird die Bewegung der unteren Extremitäten der Probanden analysiert. Die Absenkung des Körperschwerpunktes lässt sich anhand der Änderung des Kniewinkels nachweisen, auch die mittleren Hüft-, Knie- und Fußgelenkwinkel werden sich ändern. Die Einstellung eines kleinen Hüft-, Knie- und Fußgelenkwinkels gilt als sinnvolle Strategie, denn ein tieferer Körperschwerpunkt hat Vorteile bei der Lösung der geprüften Gleichgewichtsaufgaben.

Die *Strategie der Stabilität durch Geschwindigkeit* äußert sich in einer Adaption der Frequenz der Schwingung des Posturomeds durch den Probanden. Diese Nutzung der Eigenfrequenz des Gerätes bietet Stabilität. Zu starke Bewegungen im Oberkörper, die Teilmassen aus der Unterstützungsfläche bewegen, bringen das System aus dem Gleichgewicht. Die relative Bewegung des Markers C7 in Bezug zur schwingenden Platte zeigt, inwieweit die Strategie der Stabilität durch Geschwindigkeit vom Probanden genutzt wird.

Differenzen in der Gleichgewichtsleistung der Probanden konnten bisher auf Grundlage der Kraftverteilung auf den vier 1D-Kraftsensoren und der Beschleunigung der schwingenden Platte nachgewiesen werden. Durch die kinematischen Informationen können zusätzlich Aussagen über die Schwankung des Posturomeds und verschiedener Körperpunkte der Probanden getroffen werden. Die Grundlage für das Modell der Ausgleichsstrategien bei Gleichgewichtsleistungen (auf dem Posturomed) bilden physikalische Überlegungen (Absenkung des Schwerpunktes und die damit verbundene höhere Stabilität des Körpers). Für die Strategien existieren keine literarischen Belege. Die Strategien werden im folgenden Abschnitt explorativ überprüft, wobei die Gruppe der sportlich inaktiven Probanden mit den Fußballspielern verglichen wird, denn diese zwei Gruppen unterscheiden sich signifikant hinsichtlich der kinematischen Größen.

Die Schwankungsfläche des Markers auf der schwingenden Platte in A-P- und M-L-Richtung unterscheidet sich nicht signifikant ( $t(21) = -1.938$ ,  $p = .066$ ,  $d = -0.83$ ) zwischen den Fußballspielern und sportlich inaktiven Probanden. Der Schwankungsweg des Markers in A-P-Richtung beträgt für die Fußballspieler  $121 \pm 128$  mm und die sportlich Inaktiven  $83 \pm 133$  mm. Der Unterschied ist nicht signifikant ( $t(21) = 0.657$ ,  $p = .518$ ,  $d = 0.29$ ). In der Bewegung in M-L-Richtung ( $t(21) = -2.303$ ,  $p = .032$ ,  $d = -1.01$ ) existiert ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Diese unterscheiden sich somit hinsichtlich des Schwankungsweges nur in M-L-Richtung. Die Fußballspieler zeigen eine geringere Schwankung als die sportlich inaktiven Probanden ( $5 \pm 32$  mm [Fußballspieler];  $13 \pm 11$  mm [sportlich inaktive Probanden]). In M-L-Richtung findet grundsätzlich mehr Bewegung statt als in A-P-Richtung. Die muskuläre Sicherung in der Bewegungsrichtung A-P ist deutlich größer als jene in der M-L-Richtung. In A-P-Richtung ist die Unterstützungsfläche der Füße fest. Bei einer Schwankung muss der Körperschwerpunkt über den Drehpunkt des Vorderfußes bewegt werden. In seitlicher Richtung (M-L-Richtung) kippt der Proband über beide Füße nach außen und nutzt eine wesentlich kleinere Unterstützungsfläche, womit die muskuläre Sicherung der Fußgelenke hier gering ist. Die Bewegung in A-P-Richtung ist kein diskriminierendes Merkmal, denn es besteht kein nachweisbarer Unterschied zwischen den Probandengruppen.

Im Parameter der Schwankungsfläche des Markers C7 in A-P- und M-L-Richtung unterscheiden sich die beiden Untersuchungsgruppen nicht signifikant voneinander ( $t(21) = -1.173$ ,  $p = .254$ ,  $d = -0.51$ ). Anhand des Schwankungswegs des Markers C7 in A-P-Richtung besteht kein signifikanter Unterschied ( $t(21) = -0.963$ ,  $p = .346$ ,  $d = -0.42$ ). Die gilt ebenso für die Bewegung in M-L-Richtung ( $t(21) = -0.843$ ,  $p = .409$ ,  $d = -0.37$ ) (Tab. 46).

Tab. 46: Schwankungsfläche des Markers auf der Posturomed-Grundplatte in A-P- und M-L-Richtung in mm oder mm<sup>2</sup> sowie der Unterschied zwischen den Probandengruppen Fußball und sportlich inaktive Probanden (t-Test)

	Schwankungsfläche der Posturomed-Grundplatte in A-P- und M-L-Richtung in mm <sup>2</sup> (± SD)	Schwankungsweg der Posturomed-Grundplatte in A-P-Richtung in mm <sup>2</sup> (± SD)	Schwankungsweg der Posturomed-Grundplatte in M-L-Richtung in mm (± SD)
<b>Fußball</b>	114 (167)	121 (128)	5 (32)
<b>inaktiv</b>	403 (460)	83 (133)	13 (11)
<b>p-Wert (t-Test)</b>	.066	.518	.032

Die beiden Untersuchungsgruppen (Fußballspieler, sportlich inaktive Probanden) unterscheiden sich nicht hinsichtlich des Schwankungswegs oder der Schwankungsfläche (C7; Tab. 47).

Tab. 47: Schwankungsfläche und Schwankungsweg des Markers C7 in A-P- und M-L-Richtung in mm oder mm<sup>2</sup> sowie der Unterschied zwischen den Probandengruppen Fußball den sportlich inaktiven Probanden (t-Test)

	Schwankungsfläche des Markers C7 in A-P- und M-L-Richtung in [mm <sup>2</sup> ] (± SD)	Schwankungsweg des Markers C7 in A-P-Richtung in [mm] (± SD)	Schwankungsweg des Markers C7 in M-L-Richtung in [mm] (± SD)
<b>Fußball</b>	132 (271)	79 (235)	63 (45)
<b>inaktiv</b>	406 (720)	343 (872)	89 (90)
<b>p-Wert (t-Test)</b>	.254	.346	.409

Durch den Schwankungsweg und die Schwankungsfläche des Markers C7 können keine Belege oder Indizien für die Annahme einer der vorgestellten Strategien zum Ausgleich von Perturbationen gefunden werden.

#### 6.4.3.1 Reduzierung der Freiheitsgrade

Zwischen beiden Probandengruppen besteht kein nachweisbarer Unterschied in der Abweichung des mittleren *Hüftgelenkwinkels* (Fußballspieler:  $1.46 \pm 1.13^\circ$ ; sportlich inaktive Probanden:  $1.02^\circ$ ;  $t(22) = -1.191$ ,  $p = .246$ ,  $d = -0.50$ ; Tab. 48). Der mittlere Hüftwinkel ist mit  $173.47^\circ$  bei der Gruppe der sportlich Inaktiven größer als bei den Fußballspielern ( $170.37^\circ$ ). Dieser Unterschied ist statistisch nicht signifikant ( $t(22) = -1.191$ ,  $p = .246$ ,  $d = -0.50$ ). Der Unterschied zwischen der Gruppe der Fußballspieler ( $169.78 \pm 4.06^\circ$ ) und jener der sportlich inaktiven Probanden hinsichtlich des mittleren *Kniewinkels* ( $174.22 \pm 2.84^\circ$ ) ist hingegen statistisch hoch signifikant ( $t(22) = -2.918$ ,  $p =$

.008,  $d = -1.24$ ; Tab. 48). Die mittlere Abweichung des mittleren Kniewinkels zeigt sich bei der sportlich inaktiven Gruppe ( $0.92 \pm 0.61^\circ$ ) geringer als bei den Fußballspielern ( $0.57 \pm 0.31^\circ$ ); der Unterschied zwischen den beiden Gruppen ist nicht signifikant ( $t(22) = 1.660$ ,  $p = .111$ ,  $d = 0.71$ ). Der mittlere *Sprunggelenkwinkel* ist in der Gruppe der Fußballspieler ( $116.18 \pm 2.89^\circ$ ) größer als in der sportlich inaktiven Gruppe ( $114.08 \pm 4.12^\circ$ ), auch hier ist der Unterschied nicht signifikant ( $t(22) = 1.397$ ,  $p = .176$ ,  $d = 0.59$ ). Die mittlere Abweichung vom Mittelwert des Sprunggelenkwinkels ist sehr gering, die Winkel unterscheiden sich um  $0.01^\circ$ . Diese Größe fällt unter den Messfehler (ca. 1-2 mm). Der Unterschied zwischen der sportlich inaktiven Gruppe ( $1.04 \pm 0.38^\circ$ ) und der Gruppe der Fußballspieler ( $1.03 \pm 0.44^\circ$ ) ist nicht signifikant ( $t(22) = 0.031$ ,  $p = .976$ ,  $d = -0.01$ ).

Aufgrund der nicht signifikanten Unterschiede in den mittleren Abweichungen der Hüft-, Knie- und Fußgelenkwinkel kann die Strategie der Reduzierung der Freiheitsgrade nicht durch die kinematischen Größen nachgewiesen werden. Bei einer höheren Abweichung der Gruppe der sportlich inaktiven Probanden kann davon ausgegangen werden, dass diese durch eine Feststellung der Freiheitsgrade an Stabilität gewinnen wollen. Die Möglichkeit besteht, dass die sportlich inaktiven Probanden diese Strategie aufgrund extremer Schwankungen aufgeben müssen. Der mittlere Hüft- sowie Fußgelenkwinkel unterscheidet sich nicht signifikant zwischen den beiden Untersuchungsgruppen. Die Differenzierung bedeutet, dass die Probanden sich nicht durch die Haltung des Oberkörpers in antero-posteriorer Richtung (Drehung in der Hüfte) sowie der Beine und des Oberkörpers unterscheiden (Drehung im Fußgelenk). Der mittlere Kniewinkel differiert signifikant zwischen den Gruppen Fußball und sportlich inaktive Probanden.

Tab. 48: Hüft-, Knie- und Fußgelenkwinkel sowie die mittlere Abweichung über die Messungen und der Unterschied zwischen Probandengruppen (Fußball, sportlich inaktive Probanden, t-Test)

	Mittlerer Hüftwinkel ( $\pm$ SD)	Mittlere Abweichung des Hüftwinkels ( $\pm$ SD)	Mittlerer Kniewinkel ( $\pm$ SD)	Mittlere Abweichung des Kniewinkels ( $\pm$ SD)	Mittlerer Sprunggelenkwinkel ( $\pm$ SD)	Mittlere Abweichung des Sprunggelenkwinkels ( $\pm$ SD)
<b>Fußball</b>	170.37 (7.85)	1.46 (1.13)	169.78 (4.06)	0.92 (0.61)	116.18 (2.89)	1.04 (0.38)
<b>inaktiv</b>	173.47 (2.84)	1.46 (1.02)	174.22 (2.84)	0.57 (0.31)	114.08 (4.12)	1.03 (0.44)
<b>p-Wert (t-Test)</b>	.246	1.00	.011	.116	.176	.976

Der Unterschied bedeutet, dass die sportlich inaktiven Probanden die Bewegungen mit einem größeren Kniewinkel ausführen und die Beine stärker strecken als die Fußballspieler. Durch die Feststellung der Freiheitsgrade der Hüfte und Sprunggelenke in Kombination mit der Veränderung des Kniewinkels können Schwankungen ausgeglichen werden. Die hinsichtlich des Kniewinkels verfolgte Strategie wurde in Kapitel 6.4.2.3 besprochen. Die drei Teile des Systems (untere Extremitäten) arbeiten während der Gleichgewichtsaufgabe zusammen. Für die Strategie der Körperschwerpunktabsenkung ist vermutlich nur die Bewegung im Knie relevant, denn von dieser hängt die Bewegung in den anderen Gelenken ab.

### 6.4.3.2 Schnelle Ausgleichbewegungen

Die mittlere Geschwindigkeit des Markers auf dem siebten Halswirbel (C7) unterscheidet sich nicht signifikant ( $t(22) = -0.789$ ,  $p = .438$ ,  $d = -0.34$ ) zwischen den Fußballspielern ( $32.95 \pm 16.18$  mm/s) und der Gruppe der sportlich inaktiven Probanden ( $39.80 \pm 24.27$  mm/s). Die mittlere Abweichung des Markers auf der rechten Hand und dem Oberschenkel der Probanden differiert nicht signifikant ( $t(22) = -0.924$ ,  $p = .438$ ,  $d = -0.39$ ) zwischen der Gruppe der Fußballspieler ( $208.55 \pm 89.35$  mm) und den sportlich Inaktiven ( $312.57 \pm 205.71$  mm; Tab 48). Hingegen unterscheidet sich die mittlere Abweichung des Markers auf der linken Hand vom Oberschenkel des Probanden ( $t(22) = -2.248$ ,  $p = .035$ ,  $d = -0.96$ ) zwischen den Fußballspielern ( $284.04 \pm 138.84$  mm) und den sportlich Inaktiven ( $440.64 \pm 187.21$  mm). Die Abweichung der Hände von der Hüfte oder dem Oberschenkel gemittelt über beide Hände unterscheidet sich signifikant ( $t(22) = -2.258$ ,  $p = .034$ ,  $d = -0.96$ ).

Der erste Nachweis der Strategie der schnellen Ausgleichbewegungen kann mithilfe der Information über die Bewegung des Markers auf dem siebten Wirbelkörper (C7) erfolgen. Da die mittlere Geschwindigkeit dieses Markers sich nicht zwischen den zwei Probandengruppen (Fußballspieler, sportlich inaktive Probanden) unterscheidet, kann eine verstärkte Bewegung im Oberkörper des Probanden nicht nachgewiesen werden. Die Bewegung der Hände unterscheidet sich zwischen den beiden Gruppen (Tab. 48). Die mittlere Abweichung der rechten Hand von der rechten Hüfte ist nachweislich nicht signifikant unterschiedlich zwischen den Fußballspielern und den sportlich inaktiven Probanden. Hingegen unterscheiden sich die mittlere Abweichung der linken Hand zur linken Hüfte sowie die mittlere Abweichung beider Hände zur Hüfte zwischen den Gruppen. Diese Differenz markiert die Relevanz der Bewegung der Hände hinsichtlich der Strategie der beiden Gruppen. Die Fußballspieler führen keine umfangreichen Bewegungen mit den Händen aus. Diese Tatsache kann darauf gründen, dass die Probanden eine gute Stabilität besitzen und die Bewegungen nicht benötigen. Die sportlich inaktiven Probanden setzen die Bewegungen der Hände oder die weiter ausgelagerten Teilmassen der Hände zum Ausgleich der auftretenden Perturbationen ein.

Tab. 48: Mittlere Geschwindigkeit C7 und Abweichung der Hände von der Hüfte in mm (rechts, links und gemittelt über beide Hände) und der Gruppenunterschied (Fußball, sportlich inaktiven Probanden, t-Test)

	Mittlerer Geschwindigkeit C7 in mm/s ( $\pm$ SD)	Abweichung Hände v. d. Hüfte in [mm] ( $\pm$ SD) rechts	Abweichung Hände v. d. Hüfte in [mm] ( $\pm$ SD) links	Abweichung Hände v. d. Hüfte in [mm] ( $\pm$ SD) gemittelt über beide Hände
<b>Fußball</b>	32.95 (16.18)	208.55 (89.35)	284.04 (138.84)	246.30 (106.68)
<b>inaktiv</b>	39.80 (24.27)	312.57 (205.71)	440.64 (187.21)	389.64 (185.95)
<b>p-Wert (t-Test)</b>	.438	.365	.035	.034

### 6.4.3.3 Körperschwerpunktabenkung

Der Nachweis der Strategie der Körperschwerpunktabenkung kann anhand der Absenkung des KSP nach starken Schwankungen erfolgen. Im empirischen Teil der Arbeit war es jedoch nicht möglich, die KSP-Absenkung in direkten Zusammenhang mit der Schwankung des Probanden zu bringen. Durch die starken Überlagerungen der Schwingungen konnten keine spezifischen Muster

zum Zusammenhang der KSP-Absenkung und der Schwankung erkannt werden. Nach einer explorativen Sichtung der Daten wurde die Analyse verworfen. Der signifikante Unterschied zwischen den mittleren Kniewinkeln der beiden Probandengruppen (Fußball, sportlich inaktive Probanden; Tab. 48) weist jedoch auf Vorteile der KSP-Absenkung hinsichtlich des Gleichgewichts hin. Die Fußballspieler nutzen den kleineren Kniewinkel, um eine höhere Stabilität zu erlangen oder Schwankungen einfacher auszugleichen.

#### 6.4.3.4 Stabilität durch Geschwindigkeit

Die Schwankungsfläche der Relativbewegung in A-P- und M-L-Richtung, berechnet über eine 95%-Ellipse<sup>8</sup>, unterscheidet sich hinsichtlich der Absolutwerte zwischen den Fußballspielern ( $63 \pm 106$  mm) und den sportlich inaktiven Probanden ( $217 \pm 324$  mm). Der berichtete Unterschied ist statistisch nicht signifikant ( $t(21) = -1.631$ ,  $p = .144$ ,  $d = -0.97$ ; Tab. 49). Der Schwankungsweg der Relativbewegung in A-P-Richtung unterscheidet sich nicht signifikant ( $t(21) = 0.196$ ,  $p = .846$ ,  $d = 0.09$ ) zwischen den Fußballspielern ( $128 \pm 123$  mm) und den sportlich Inaktiven ( $117 \pm 141$  mm). Der Schwankungsweg der Relativbewegung in M-L-Richtung unterscheidet sich signifikant ( $t(21) = -2.241$ ,  $p = .036$ ,  $d = -0.98$ ) zwischen den Fußballspielern ( $89 \pm 53$  mm) und dem Kollektiv der sportlich inaktiven Probanden ( $190 \pm 138$  mm).

Tab. 49: Schwankungsfläche und -weg der Relativbewegung in A-P- und M-L-Richtung in-mm und der Unterschied zwischen der Gruppe Fußball und der Gruppe der sportlich inaktiven Probanden (t-Test)

	Schwankungsfläche der Relativbewegung in A-P- und M-L-Richtung in [mm] ( $\pm$ SD)	Schwankungsweg der Relativbewegung in A-P-Richtung in [mm] ( $\pm$ SD)	Schwankungsweg der Relativbewegung in M-L-Richtung in [mm] ( $\pm$ SD)
<b>Fußball</b>	63 (106)	128 (123)	89 (53)
<b>inaktiv</b>	217 (324)	117 (141)	190 (138)
<b>p-Wert (t-Test)</b>	.144	.846	.036

Die Strategie der Stabilität durch Geschwindigkeit lässt sich durch die Schwankung des Probanden gegenüber der schwingenden Platte nachweisen. Die berechneten Parameter Schwankungsfläche der Relativbewegung in A-P- und M-L-Richtung sowie der Schwankungsweg, aufgeteilt in die verschiedenen Bewegungsrichtungen, sagen aus, inwieweit der Proband sich selbst bewegt oder inwieweit dieser passiv von der schwingenden Grundplatte des Posturomeds bewegt wird. Eine hohe Eigenbewegung bedeutet, dass der Proband Bewegungen ausführt, um die auftretenden Perturbationen auszugleichen. Diese Bewegungen sind anhand der Strategie der schnellen Ausgleichsbewegungen zu erklären. Ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen kann bei der Bewegung in M-L-Richtung nachgewiesen werden. Dieser Unterschied zeigt, dass die Probanden der sportlich inaktiven Gruppe mehr Bewegungen in medio-lateraler Richtung durchführen, die nicht direkt von

<sup>8</sup> Die 95%-Ellipse beschreibt die Schwankungsfläche, indem 95 % der Wegpunkte, die mithilfe einer Ellipse umrandet werden, und die Fläche der Ellipse berechnet werden.



der schwingenden Platte abhängen. Die Perturbationen müssen von den Probanden in M-L-Richtung stärker ausgeglichen werden.

## 6.5 Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse und Schlussfolgerungen der Hauptstudie 1 werden in Tabelle 50 zusammengefasst. Die Abhängigkeit der Gleichgewichtsleistung von der ausgeübten Sportart lässt sich empirisch nicht belegen. Statistisch signifikante Differenzen bestehen nur vereinzelt zwischen den Untersuchungsgruppen (Eishockey, Fußball, Taekwondo und sportlich inaktive Probanden) und beziehen sich auf die Tandempositionen. Die Werte für die dynamischen Tests unterscheiden sich stärker zwischen den Gruppen als jene für die statischen Testpositionen ( $F_{2,1}$ ).

Die Testbedingungen werden für weitere Studien empfohlen, denn die Anforderung lässt sich anhand der verschiedenen Ansätze der Manipulationen kontinuierlich steigern ( $F_{2,2}$ ). Die sportlich inaktiven Probanden zeigen bei den bipedalen Testbedingungen eine höhere Gleichgewichtsleistung als die Fußballspieler. Die durchgeführten Testbedingungen können nicht zwischen den Gruppen diskriminieren ( $F_{2,2}$ ). Die Diskriminierung setzt voraus, dass die Testbedingungen derart gestaltet werden, dass diese einerseits schwer zu realisieren und andererseits von möglichst vielen Probanden zu absolvieren sind. Bei den unipedalen Standpositionen wird der Parameter Standzeit beschrieben, der es ermöglicht, die Testbedingungen durchzuführen und die Gleichgewichtsleistung zu beurteilen.

Die Schwankungsparameter müssen in der Hauptstudie 2 im Zusammenhang mit der Messzeit interpretiert werden. Die Test-Retest-Reliabilität über eine Woche ist bei den statischen und dynamischen Testbedingungen gering. Die Reliabilität hängt stark von der durchgeführten Testbedingung ab ( $F_{2,3}$ ). Ein guter Test, der nicht nur zu explorativen Zwecken verwendet wird, sollte eine Reliabilität von über .80 aufweisen. Reliabilitäten zwischen .80 und .90 gelten als mittelmäßig, jene über .90 als hoch (Bortz & Döring, 2006, S. 199, nach Weise, 1975, S. 219). Die statischen Testbedingungen sind nicht reliabel, bei den dynamischen Tests sind lediglich zwei Testbedingungen (verschiedene Parameter) als reliabel zu bewerten. Dieses Ergebnis gilt nicht als systematisch. In der Hauptstudie 2 wird geprüft, inwieweit die Testbedingungen mehrfach durchgeführt werden müssen, um einen Aneignungseffekte zu relativieren, und inwieweit die Gleichgewichtsleistung bei mehreren Messwiederholungen variiert ( $F_{3,1}$ ).

Die kinematischen Daten bieten mehr Information über die Bewegung der Probanden auf dem Posturomed als die kinetischen Daten (Kraftverteilung und Beschleunigung). Die Erhebung ist indes wesentlich aufwendiger als die der kinetischen Daten. Für Feldversuche oder für den Einsatz des Testsettings im Sport sowie im Gesundheitsbereich sind die Beschleunigungs- und die Kraftdaten ausreichend ( $F_{2,4}$ ). Diese Daten stellen zunächst die Gleichgewichtsleistung anhand der Schwankung auf dem Posturomed dar. Die kinematischen Daten werden zur Charakterisierung von Technikmerkmalen wie dem Kniewinkel oder dem Ausstrecken der Arme genutzt. Die *Strategie der Reduzierung der Freiheitsgrade* konnte mit dem vorhandenen Datenmaterial nicht empirisch belegt werden ( $F_{2,4}$ ). Die Winkelstellungen der Hauptgelenke, wie Hüft-, Knie-, Fuß- und Ellenbogengelenke, zeigen durch die Schwankung eine stetige Änderung.

Der Unterschied der Handbewegungen zwischen den Gruppen stellt ein Indiz für die Strategie der schnellen Ausgleichsbewegungen dar. Die Differenz im mittleren Kniewinkel der beiden Gruppen (Fußball, sportlich inaktive Probanden, F2.5) stützt als Befund empirisch die Ausgleichsstrategie der Absenkung des Körperschwerpunktes. Die Relativbewegung des Markers auf dem siebten Halswirbel (C7) in Bezug zur Platte in M-L-Richtung kann Indizien für die Strategie der Stabilität durch Geschwindigkeit bergen. Hinsichtlich der Schwankung in M-L-Richtung unterscheiden sich die beiden Gruppen. Der Kniewinkel und die Bewegung der Hände sind diskriminierende Merkmale. Die Wahl der Strategie gibt erste Hinweise darauf, inwieweit das Gleichgewicht eine übergeordnete Fähigkeit oder eine Fertigkeit darstellt (Tab. 50). Die kinematischen Parameter wiederum zeigen, dass die Sportartengruppen sich in der Anwendung von Techniken zum Ausgleich von Schwankungen unterscheiden.

Die Befunde sprechen gegen das Fähigkeitskonzept und für eine Aneignung situationsspezifischer Strategien oder Techniken zur Lösung von Gleichgewichtsaufgaben. Zur Beantwortung der Frage nach der Aneignung von Techniken muss der Prozess mehrerer Messungen in der gleichen Standposition betrachtet werden. Steigt die Gleichgewichtsleistung stark an, spricht dies für die Annahme des Fertigungsansatzes im Hinblick auf das Gleichgewicht.

Die Hypothese der Arbeitsgruppe um Burleigh (1994), dass die Strategie zum Ausgleich von Perturbationen bei Gleichgewichtsaufgaben „nach Absichten, Erfahrungen und Erwartungen [gewählt wird]“, kann bestätigt werden. Die Frage, inwieweit die Testbedingungen oder ausgewählte Standpositionen reproduzierbar sind und inwieweit ein Proband eine sinnvolle Strategie hinsichtlich der Ausgleichsbewegungen zum Erhalt des Gleichgewichts erlernt, wird in der Hauptstudie 2 geklärt (F<sub>3.1</sub>).

Tab. 50: Ergebnisse und Schlussfolgerungen der Hauptstudie 1

Fragestellung	Ergebnis	Schlussfolgerungen	
		speziell	allgemein
<p><b>F<sub>2,1</sub></b> Bestehen nachweisbare Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung zwischen den vier Probandengruppen (Eishockey, Fußball, Taekwondo und sportlich inaktive Probanden)?</p>	<p>Wenige nachweisbare Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung zwischen den Probandengruppen</p> <p>Die Testbedingungen differenzieren nicht eindeutig zwischen den Probandengruppen</p> <p>Die Tests weisen eine gleichmäßige Steigerung der Anforderung an das Gleichgewicht auf.</p>	<p>Leistungsunterschiede werden teilweise durch die Kinematik erklärt.</p> <p>siehe F<sub>2,1</sub></p>	<p>Das Gleichgewicht der Sportler und sportlich inaktiven Probanden kann nicht eindeutig mithilfe der statischen und dynamischen Posturographie bewertet werden.</p> <p>siehe F<sub>2,1</sub></p>
<p><b>F<sub>2,2</sub></b> Können posturographischen Testbedingungen (verschiedene Standpositionen) zwischen den Eishockeyspielern, Fußballspielern, Taekwondoka und sportlich inaktiven Probanden differenzieren?</p>	<p>siehe F<sub>2,1</sub></p>		
<p><b>F<sub>2,3</sub></b> Wie zuverlässig messen die statischen und dynamischen Testbedingungen die Gleichgewichtsleistung der Probanden?</p>	<p>Die Reliabilität der posturographischen Tests im Testzeitraum von sieben Tagen ist gering.</p>	<p>Den posturographischen Messungen müssen Versuche/Messwiederholungen zur Gewöhnung vorausgehen (Prüfung in Hauptstudie 2).</p>	
<p><b>F<sub>2,4</sub></b> Können die Ausgleichsstrategien (Reduzierung der Freiheitsgrade, Schnelle Ausgleichbewegungen, Körperschwerpunktabsenkung, Stabilität durch Geschwindigkeit) bei Gleichgewichtsleistungen durch kinetische oder kinematische Kenngrößen abgebildet werden?</p>	<p>Indizien für Techniken: - Absenkung des KSP - Schnelle Ausgleichsbewegungen</p>	<p>Aneignung von Bewegungen zum Ausgleich von Perturbationen wird Geprüft.</p>	<p>Indizien für Strategien / Techniken spricht für Fertigungsansatz.</p>
<p><b>F<sub>2,5</sub></b> Bestehen nachweisbare Unterschiede zwischen den vier Untersuchungsgruppen in der Realisation der Ausgleichsstrategien?</p>	<p>Nachweisbare Unterschiede zw. Fußballspielern und sportlich inaktiven Probanden im mittleren Kniewinkel und dem Abstand der Hände zur Hüfte (schnelle Ausgleichsbewegungen)</p>	<p>Fußballspieler haben mehr Erfahrung in Anwendung von Techniken zum Ausgleich von Perturbationen als sportlich inaktive Probanden.</p>	

## **7 Erlernbarkeit von Bewegungen zum Ausgleich von Perturbationen und Reproduzierbarkeit posturographischer Messungen** (Hauptstudie 2)

### **7.1 Vorbemerkungen und forschungsleitende Fragestellungen**

In der Hauptstudie 2 wird die Frage bearbeitet, inwieweit Versuchspersonen eine Bewegung erlernen können, die als Reaktion auf eine Perturbation folgt. Wie in Kapitel 2.2 beschrieben, ist nicht abschließend geklärt, wo das Gleichgewicht auf dem Kontinuum zwischen einer übergreifenden Fähigkeit und einer erlernbaren Fertigkeit einzuordnen ist. Die Prüfung der Aneignung setzt eine Bewegungsaufgabe mit einer hohen Anforderung an das Gleichgewicht voraus, die vom Probanden nicht sofort beherrscht werden darf. Die Gleichgewichtsaufgabe muss vom Probanden zunächst mit einer geringen Leistung gelöst werden können und später die Möglichkeit bieten, dass der Proband seine Leistung steigert. Das Testdesign eignet sich zur Beantwortung der Frage, inwiefern die Testbedingungen reliabel sind und inwieweit Probeversuche durchgeführt werden müssen, um die Probanden an die dynamischen Gleichgewichtstests zu gewöhnen, damit die Versuchspersonen die individuell maximal mögliche Leistung abrufen können. Ein Deckeneffekt wird vorausgesetzt, um die Leistung der Probanden einschätzen zu können. Bei einer Bewertung jener Versuche, bei denen der Gewöhnungseffekt nicht abgeschlossen ist, wird die Leistung falsch interpretiert. In Kapitel 7.4.1 wird die Aneignung der Kriteriumsbeziehung „Einbeinstand mit geschlossenen Augen“ untersucht. Die Frage nach der Aneignung der Bewegungen zum Ausgleich von Perturbationen steht im engen Zusammenhang mit der Einordnung des Gleichgewichts in das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept. Wird der Nachweis erbracht, dass die Gleichgewichtsleistung über mehrere Messwiederholungen einer Testbedingung stark ansteigt, ist dies ein Befund für den Fertigungsansatz und die Aneignung einer Technik zur Lösung der Gleichgewichtsaufgabe. Steigt die Gleichgewichtsleistung über mehrere Messwiederholungen nicht an, oder verharrt auf einem Niveau, spricht dieses Ergebnis für den Fähigkeitsansatz. Dieser steht für eine gleichbleibende, genetisch dispositionierte Leistung, die trainierbar, aber nicht stark veränderbar ist. Die Reproduzierbarkeit der Gleichgewichtsaufgabe „Einbeinstand mit geschlossenen Augen“ wird in Kapitel 7.4.2 beschrieben. Die Reproduzierbarkeit gibt im Gegensatz zur Reliabilität die Stabilität der Gleichgewichtsleistung über einen kurzen Zeitraum und mehrere Messwiederholungen (zehn pro Körperseite) an.

#### **7.1.1 Hauptfragestellung 1 und 2 – Überprüfung der Aneignung der Kriteriumsbeziehung**

Die Gleichgewichtsaufgabe „Einbeinstand mit geschlossenen Augen“ wird hinsichtlich der Erlernbarkeit überprüft. Die Aufgabe wurde nicht wegen ihrer Nähe zu einer Sportart, sondern wegen des Anspruchs gewählt, denn die Testbedingung stellt sehr hohe Anforderungen an das Gleichgewichtssystem der Probanden (Steigerung nur durch Schaumstoffunterlage). Die Aneignung von Techniken zur Lösung der Gleichgewichtsaufgabe durch die Probanden stärkt wie beschrieben die Hypothese, dass das Gleichgewicht als eine situationsabhängige Fertigkeit anzusehen ist. Bisweilen stützen Befunde zu den Unterschieden zwischen statischen und dynamischen Testbedingungen den Fertigungsansatz, weil die Differenz zwischen den Testbedingungen auf die Lösung mithilfe verschiedener Techniken hindeutet. Der Fähigkeitsansatz steht für eine übergeordnete Gleichgewichtsfähigkeit.

keit, die in jeglichen Gleichgewichtsaufgaben verwendet wird. Im Gegensatz zur Fähigkeit wird die Fertigkeit erlernt und ist nicht genetisch vorgegeben und trainierbar.

Lateralitäts- oder Seitigkeitseffekte in Bezug auf Gleichgewichtsleistungen wurden unter anderem in Studien von Hoffman, Schrader, Applegate und Koceja (1998) sowie Alonso, Brech, Bourquin und Greve (2011) untersucht. Die Autoren konnten keine Effekte der untersuchten Körperseite auf die Gleichgewichtsleistung bei unipedalen Standpositionen nachweisen. Die Unterschiede zwischen den Extremitäten in der Aneignung der Gleichgewichtsaufgaben bestätigen nicht eindeutig den Fähigkeits- oder Fertigungsansatz. In der Lateralitätsforschung ist bekannt, dass motorische Lernprozesse mit der dominanten Körperseite schneller ablaufen können, aber auch, dass hier die koordinative Leistung höher ist. Die forschungsleitenden Fragestellungen zum Themenschwerpunkt lauten:

F<sub>3.1</sub> = Bestehen nachweisbare Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung über mehrere Messwiederholungen (unipedale Standposition)?

F<sub>3.2</sub> = Bestehen Lateralitätseffekte bei der Lösung der Gleichgewichtsaufgaben?

### 7.1.2 Nebenfragestellung – Reproduzierbarkeit der Posturographie

Die Reproduzierbarkeit wird anhand der Intraklassenkorrelation über mehrere Messwiederholungen (zehn pro Körperseite) bei beiden Körperseiten geprüft. Steigt die Gleichgewichtsleistung über mehrere Wiederholungen einer Testbedingung (Einbeinstand mit geschlossenen Augen) an, müssen in der praktischen Anwendung der dynamischen Gleichgewichtsdagnostik mehrere Wiederholungen erfolgen, um eine reliable Messung zu garantieren.

F<sub>3.3</sub> = Besteht ein nachweisbarer Zusammenhang zwischen den Gleichgewichtsleistungen über die Messwiederholungen in der gleichen Testbedingung?

## 7.2 Spezielle Untersuchungsmethodik

Die Frage, inwieweit das Gleichgewicht und die Ausgleichs- oder Anpassungsreaktionen bei Perturbationen *erlernbar* oder *situationsunabhängig und trainierbar* sind, wurde auf der Grundlage von 25 männlichen Probanden untersucht. Die Probanden waren im Durchschnitt 28 Jahre alt (21-45 Jahre). Die Körpergröße betrug im Mittel 181.12 cm ( $\pm$  5.94 cm) und das Körpergewicht 79.04 kg ( $\pm$  8.70 kg).

Zur Überprüfung des Einflusses der Durchführung dynamischer Standpositionen auf die Leistung in den bipedalen Positionen dienten zwei bipedale Testbedingungen vor und nach den unipedalen Tests (Beidbeiniger Stand mit offenen und geschlossenen Augen – BAo u. BAg). Pro Körperseite wurden drei unipedale Standpositionen (statisch – Einbeinstand mit geschlossenen Augen) vor und nach der Durchführung der dynamischen Testbedingungen absolviert (Abb. 37). Zwischen den bipedalen und unipedalen Testbedingungen erfolgte eine einminütige Pause. Die unipedalen Standpositionen (dynamisch) wurden mit geschlossenen Augen auf dem Posturomed durchgeführt und die dynamischen Testbedingungen mit jeweils zehn Messungen pro Körperseite wiederholt (ELAg, ERAg). Die erste Testbedingung galt der rechten Körperseite (ERAg). Um einen Ermüdungseffekt auszuschließen, pausierten die Probanden nach jeweils fünf Messwiederholungen pro Körperseite fünf Minuten in sitzender Position (Abb. 37).

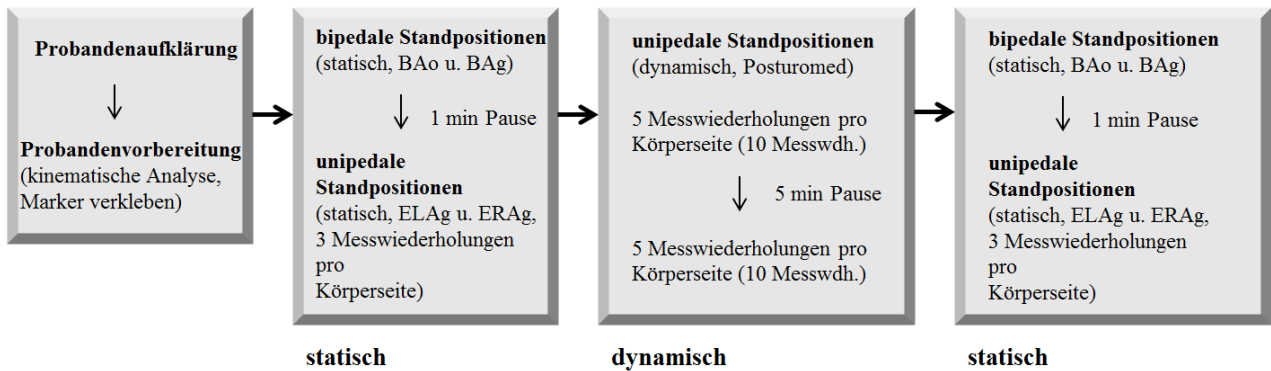


Abb. 37: Schematische Darstellung des Untersuchungsablaufs der Hauptstudie 2

### 7.3 Statistische Auswertungsverfahren

Der Unterschied zwischen den beiden Mittelwerten der Parameter für die bipedalen Standpositionen vor und nach der Durchführung der dynamischen Standpositionen wurde mithilfe des t-Tests für abhängige Stichproben ermittelt. Die Überprüfung der Innersubjekteffekte für die unipedalen Standpositionen (statisch: sechs Messwiederholungen pro Körperseite; dynamisch: zehn Messwiederholungen pro Körperseite) erfolgte anhand einer ANOVA mit Messwiederholung (Faktor: Messwiederholung). Im Zusammenhang mit der Varianzanalyse wurden Post-hoc-Tests mit Bonferroni-Korrektur berechnet, um die Unterschiede zwischen den zehn Messungen (pro Körperseite) aufzudecken. Die Test-Retest-Reliabilität basiert auf der Berechnung der Pearson-Korrelation zwischen dem ersten und zweiten Messzeitpunkt innerhalb der statischen Testbedingungen (vor und nach den dynamischen Testbedingungen). Die Reproduzierbarkeit wurde mithilfe einer Intraklassenkorrelation für die unipedalen Standpositionen berechnet. Die Intraklassenkorrelation beschreibt den Zusammenhang zwischen den sechs statischen und den zehn dynamischen unipedalen Testbedingungen (zweifach, gemischtes, zufälliges Modell, absolute Übereinstimmung). Die Schwelle für sehr gute oder exzellente Reliabilität wurde, bei Berechnung mit ICC, nach Weiner und Steward (1984) bei .85 festgelegt. Basierend auf dem 95%-Konfidenzintervall der ICC-Schätzung zeigen Werte von weniger als .50, zwischen .50 und .75, zwischen .75 und .90 und von mehr als .90 eine schlechte, moderate, gute und ausgezeichnete Zuverlässigkeit an (Koo & Li, 2016). Für die statischen Messungen wurde die Intraklassenkorrelation der Parameter Standzeit und Standardabweichung der Kraftverteilung berechnet. Die Reliabilität (ICC) der dynamischen Standpositionen wurde für die Parameter Standzeit, Standardabweichung der Kraftverteilung und Standardabweichung der Beschleunigung ermittelt. Die Prüfung der Voraussetzungen für die statistischen Testbedingungen erfolgte mithilfe eines Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests (Normalverteilung) und eines Levene-Tests (Homogenität). Die Tests wurden gegebenenfalls mithilfe des Greenhouse-Geisser-Verfahrens korrigiert.

### 7.4 Ergebnisse und Diskussion

Die Ergebnisse und die Diskussion zur Hauptstudie 2 teilen sich in die Haupt- und Nebenfragestellung auf. Die Aneignung der Kriteriumsbevewegung wird in Kapitel 7.4.1 beschrieben. Hierbei wird auf die bipedalen Testbedingungen eingegangen, die vor und nach den dynamischen Tests als Kon-

trolle durchgeführt werden. Die Testbedingungen sollen zum einen die statische Gleichgewichtsleistung diagnostizieren und zum anderen als Kontrolle der Aufmerksamkeit und der Ermüdung der Probanden dienen. Das Kapitel beschäftigt sich weiterhin mit der Veränderung der Gleichgewichtsleistung in den einbeinigen Standpositionen (statisch, dynamisch). Dazu werden die statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den sechs statischen unipedalen Positionen und die signifikanten Veränderungen innerhalb der zehn dynamischen unipedalen Standpositionen aufgezeigt. Zur genauen Beschreibung der Differenzen identifizieren die Post-hoc-Tests jene Messwiederholungen, die sich signifikant unterscheiden. Kapitel 7.4.2 zeigt die Ergebnisse und die Diskussion zur Reproduzierbarkeit der posturographischen Messungen. In der Ergebnisdarstellung werden die Zusammenhangsprüfungen zu den sechs statischen und zehn dynamischen unipedalen Tests beschrieben.

#### 7.4.1 Hauptfragestellung – Überprüfung der Aneignung der Kriteriumsbeziehung

Die Tabelle 51 stellt die Standzeit und die Standardabweichung der Kraftverteilung für die statischen Testbedingungen (unipedal) vor und nach den dynamischen Testbedingungen auf dem Posturomed dar. Der Wert für den Parameter *Standardabweichung der Kraftverteilung*, gemessen während des bipedalen Standes mit offenen und geschlossenen Augen vor und nach den dynamischen Standpositionen, sinkt von 12.35 ( $\pm 3.90$ ) auf 12.19 ( $\pm 3.47$ ) und von 17.73 ( $\pm 17.38$ ) auf 17.02 ( $\pm 16.38$ ) ab. Die Veränderung des Parameters Standardabweichung der Kraftverteilung vor und nach den dynamischen Bedingungen mit offenen Augen ist nicht signifikant ( $t(25) = .331$ ,  $p = .657$ ,  $d = .043$ ; Tab. 51). Bei der Standardabweichung der Kraftverteilung während des bipedalen Standes mit geschlossenen Augen vor und nach den Testpositionen auf dem Posturomed besteht keine nachweisbare Veränderung ( $t(25) = 0.449$ ,  $p = .744$ ,  $d = 0.055$ ).

Tab. 51: Standzeit in [s] für die statischen Testbedingungen [MW ( $\pm$  SD)]

Zeitpunkt der Messung in Bezug auf die dynamischen Tests	Messwiederholung	Standzeit		Standardabweichung der Kraftverteilung	
		ERAg	ELAg	ERAg	ELAg
Vorher	1	24.32 (11.39)	27.57 (7.29)	118.86 (56.95)	114.50 (35.71)
	2	26.21 (9.02)	27.29 (8.20)	124.08 (49.90)	118.56 (39.42)
	3	27.44 (8.02)	27.54 (8.19)	115.88 (46.93)	124.59 (58.14)
Nachher	1	23.28 (11.25)	20.40 (11.63)	98.94 (37.64)	125.41 (51.40)
	2	25.90 (8.06)	23.88 (11.01)	111.76 (49.03)	115.46 (36.87)
	3	29.15 (6.07)	29.88 (6.33)	98.42 (39.40)	103.23 (39.14)
<b>p-Wert (ANOVA)</b>		.155	.001	.040	.161

Zwischen den Werten der sechs Messwiederholungen in den Versuchen, die mit dem rechten Bein als Standbein ausgeführt wurden, besteht kein nachweisbarer Unterschied hinsichtlich der Standzeit ( $F(1, 25) = 1.640$ ,  $p = .155$ ,  $\eta_p^2 = 0.064$ ). Bei den Versuchen, die auf dem linken Bein absolviert wurden, zeigt sich indes eine statistisch nachweisbare Differenz ( $F(1, 25) = 4.251$ ,  $p = .001$ ,  $\eta_p^2 = 0.150$ ) in der gemessenen Standzeit. Die Abweichung findet sich zwischen der ersten und dritten Messwiederholung nach der Durchführung der dynamischen Testbedingungen (Post-hoc-Test; Tab.

51). Der Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung der sechs Messwiederholungen bei der unipedalen Standposition (statisch) auf dem rechten Bein verändert sich nicht signifikant ( $F(1, 25) = 2.688$ ,  $p = .040$ ,  $\eta_p^2 = 0.101$ ). Die Ergebnisse der Messwiederholungen jener Versuche, die auf dem linken Bein absolviert wurden, differieren ebenfalls nicht signifikant ( $F(1, 25) = 1.738$ ,  $p = .161$ ,  $\eta_p^2 = 0.068$ ; Abb. 38).

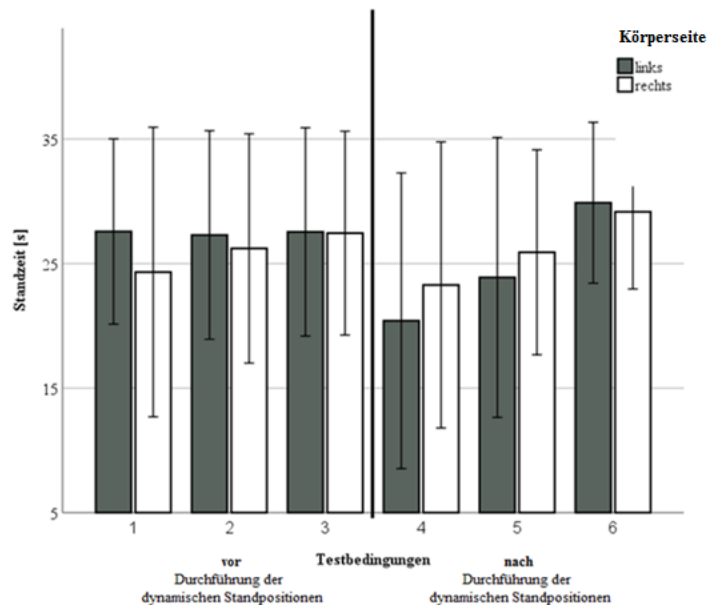


Abb. 38: Standzeit in [s] für die statischen Testbedingungen der rechten und linken Körperseite (unipedal)

Die Ergebnisse der dynamischen Testbedingungen zeigen eine Zunahme der Standzeit über die zehn Messwiederholungen auf dem rechten und linken Bein. Die Standzeiten betragen im ersten Versuch 6.87 sec ( $\pm 8.08$  Sec) für das rechte Bein und 4.89 sec ( $\pm 3.73$  Sec) für das linke Bein. Beim letzten Versuch stehen die Probanden 16.44 sec ( $\pm 8.71$  sec; rechtes Bein) und 14.33 sec ( $\pm 10.43$  sec; linkes Bein) auf der schwingenden Grundplatte des Posturomeds (Tab. 52).

Für die Standzeit auf dem rechten Bein kann zwischen den zehn Messwiederholungen innerhalb der dynamischen Testbedingungen ein hochsignifikanter Unterschied ( $F(1, 25) = 7.287$ ,  $p < .001$ ,  $\eta_p^2 = 0.233$ ) festgestellt werden. Die Varianz innerhalb der Gruppe steigt über die zehn Versuche an und ist in den letzten 3 Versuchen am höchsten (Abb. 40). Die ersten zwei Messwiederholungen unterscheiden sich statistisch nachweisbar von der sechsten Messwiederholung ( $p = .016$ ), die zweite weicht signifikant von der siebten ab ( $p = .020$ ). Bei den auf dem linken Bein absolvierten Versuchen besteht ein statistisch nachweisbarer Unterschied ( $F(1, 25) = 9.463$ ,  $p < .001$ ,  $\eta_p^2 = 0.283$ ) in der gemessenen Standzeit. Hier kann ein signifikanter Unterschied zwischen der ersten und siebten ( $p = .036$ ) sowie der zweiten und achten Messwiederholung ( $p = .002$ ) berechnet werden. Der Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung sinkt bei den Messwiederholungen in den Versuchen, die mit dem rechten Standbein durchgeführt wurden, von 206.83 ( $\pm 92.30$ ) auf 136.83 ( $\pm 43.34$ ) ab (Abb. 40). Diese Änderung ist hochsignifikant ( $F(1, 25) = 9.637$ ,  $p < .001$ ,  $\eta_p^2 = 0.286$ ). Die Post-hoc-Tests zeigen einen signifikanten Unterschied zwischen der ersten und sechsten Messwiederholung der Messreihe ( $p = .037$ ). Die zweite Messwiederholung unterscheidet sich signifi-



kant von der sechsten ( $p = .036$ ) und die dritte Messwiederholung von der zehnten. Der Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung sinkt bei den Messwiederholungen in den Versuchen mit dem linken Standbein von 205.76 ( $\pm 67.19$ ) auf 148.05 ( $\pm 51.08$ ) ab.

Tab. 52: Standzeit in [s], Standardabweichung der Kraftverteilung und Standardabweichung der Beschleunigung für die dynamischen Testbedingungen [MW ( $\pm SD$ )]

Messwiederholung	Standzeit		Standardabweichung der Kraftverteilung		Standardabweichung der Beschleunigung	
	ERAg	ELAg	ERAg	ELAg	ERAg	ELAg
1	6.87 (8.08)	4.89 (3.73)	206.83 (92.30)	205.76 (67.19)	3.17 (1.38)	2.81 (1.13)
2	8.38 (7.47)	7.37 (6.85)	195.57 (63.56)	177.61 (53.88)	3.18 (1.27)	2.86 (0.91)
3	9.27 (7.26)	9.22 (7.64)	173.50 (62.48)	167.62 (50.65)	2.71 (0.89)	2.64 (0.93)
4	9.82 (7.56)	9.96 (7.34)	167.23 (56.06)	189.83 (87.31)	2.78 (1.03)	2.68 (1.23)
5	11.87 (9.08)	9.71 (7.24)	154.18 (74.15)	171.15 (77.38)	2.45 (1.02)	2.55 (1.16)
6	12.11 (9.28)	12.78 (10.57)	153.32 (62.30)	158.96 (68.12)	2.44 (1.21)	2.54 (1.37)
7	12.47 (9.94)	13.31 (9.53)	134.64 (51.45)	147.60 (48.28)	2.15 (1.04)	2.19 (0.81)
8	15.42 (8.49)	13.96 (9.40)	140.98 (48.35)	156.20 (71.39)	2.51 (1.02)	2.37 (1.05)
9	16.03 (10.05)	14.70 (10.17)	139.53 (55.08)	150.09 (69.42)	2.16 (0.83)	2.30 (1.24)
10	16.44 (8.71)	14.33 (10.43)	136.83 (43.34)	148.05 (51.08)	2.30 (0.93)	2.20 (0.98)
p-Wert (ANOVA)	.000	.000	.000	.000	.000	.016

Auch diese Änderung ist hochsignifikant ( $F(1, 25) = 6.352, p < .001 \eta_p^2 = 0.209$ ). Die Post-hoc-Tests können einen signifikanten Unterschied zwischen der ersten und fünften sowie den darauffolgenden Messwiederholungen ( $p = .038$ ) aufzeigen.

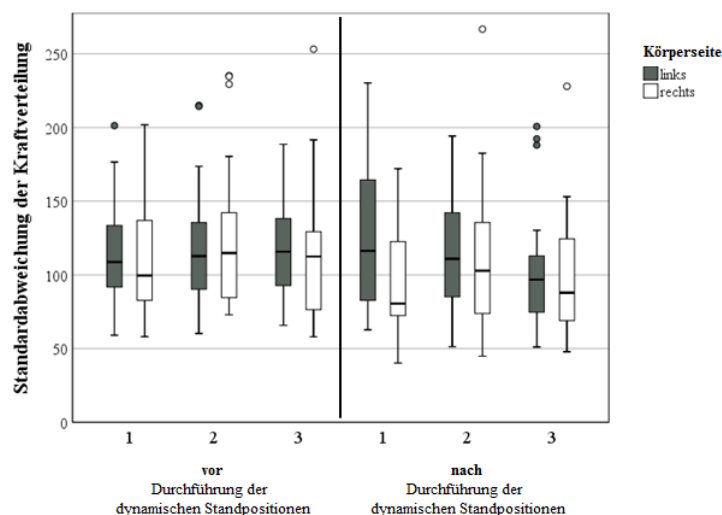


Abb. 39: Standardabweichung der Kraftverteilung für die statischen Testbedingungen (unipedal)

Zudem besteht bei dieser Messreihe ein hochsignifikanter Unterschied zwischen der vierten und neunten Messwiederholung ( $p = .004$ ).

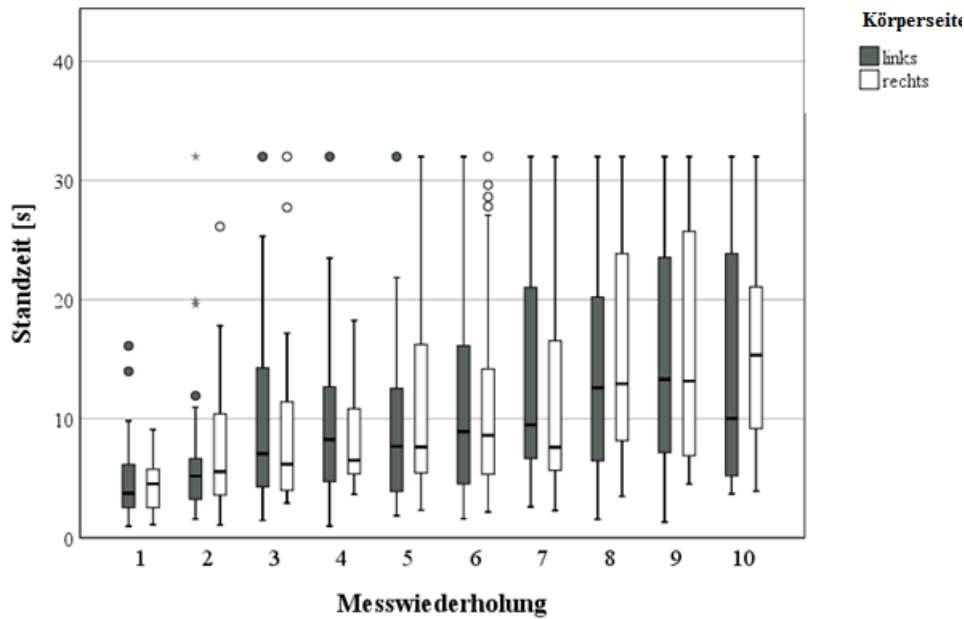


Abb. 40: Standzeit in [s] der dynamischen Testbedingungen (unipedal)

Die Standardabweichung der Beschleunigung (Abb. 42) verringert sich bei der Durchführung des Einbeinstandes auf dem rechten Bein von  $3.17 (\pm 1.38)$  auf  $2.30 (\pm 0.93)$ . Dieser Unterschied zwischen den Messungen ist hochsignifikant ( $F(1, 25) = 5.508, p < .001 \eta_p^2 = 0.181$ ). Die Post-hoc-Tests zeigen bei der Messreihe einen hochsignifikanten Unterschied zwischen der ersten und zweiten ( $p = .006$ ) sowie einen signifikanten Unterschied zwischen der ersten und neunten Messwiederholung ( $p = .024$ ).

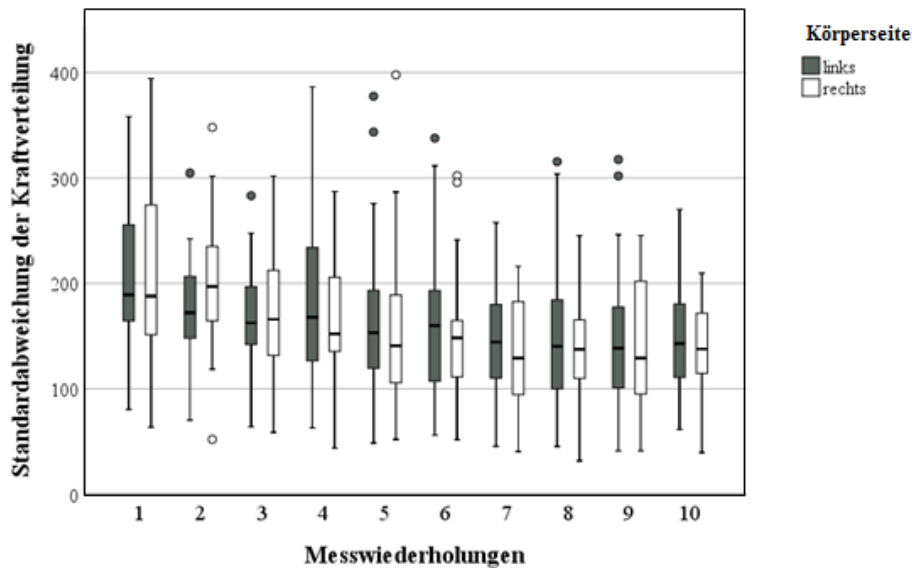


Abb. 41: Standardabweichung der Kraftverteilung der dynamischen Testbedingungen (unipedal)

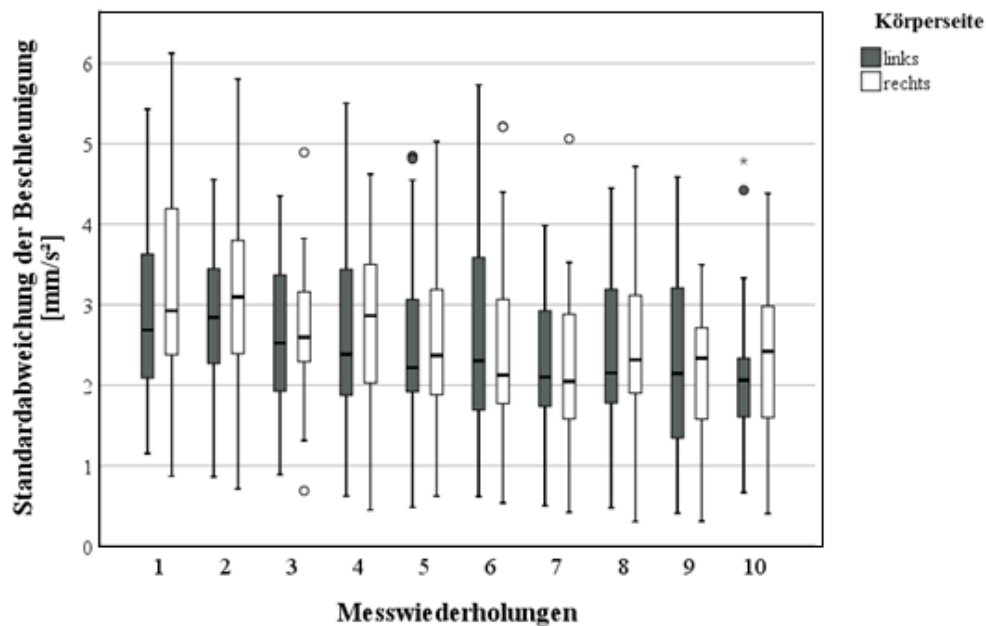


Abb. 42: Standardabweichung der Kraftverteilung der Beschleunigung der dynamischen Testbedingungen (unipedal)

Zwischen der ersten und zweiten sowie zehnten Messwiederholung besteht kein signifikanter Unterschied ( $p = .155$  und  $p = .246$ ). Beim linken Standbein verändert sich der Wert des Parameters Standardabweichung der Beschleunigung von  $2.81 (\pm 1.13)$  auf  $2.20 (\pm 0.98)$ . Diese Änderung ist signifikant ( $F(1, 25) = 2.323$ ,  $p = .016$ ,  $\eta_p^2 = 0.088$ ). Die Post-hoc-Tests zeigen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messwiederholungen. Für die beidbeinigen Testbedingungen (BAo u. BAg) besteht kein nachweisbarer Unterschied zwischen den Werten für die Standardabweichung der Kraftverteilung vor und nach den dynamischen Versuchen (BAo:  $p = .657$  u. BAg:  $p = .744$ ). Das Ergebnis zeigt, dass die Leistung der Probanden nicht durch einen Ermüdungseffekt absinkt. Die Leistung in den bipedalen, statischen Testbedingungen weist auf einen Gewöhnungseffekt der Probanden infolge der Durchführung der dynamischen Standpositionen hin. Die Leistungen in der statischen Testbedingung des Einbeinstandes, gekennzeichnet durch die Standzeit, unterscheiden sich bei der Ausführung mit dem linken Bein (ERAg:  $p = .155$ , ELAg:  $p = .001$ ). Bei der Durchführung der Testbedingung mit dem rechten Bein variiert der Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung signifikant (ERAg:  $p = .040$ , ELAg:  $p = .161$ ). Die absoluten Werte der Standzeit steigen über die sechs Messwiederholungen an. Zugleich sinkt die Standardabweichung der Kraftverteilung von der ersten bis zur sechsten Messwiederholung ab (Tab. 54). Die Unterschiede in der Leistung zeigen einen Gewöhnungseffekt der Probanden. Nach den dynamischen Testbedingungen sinkt die Leistung kurzfristig ab und steigt bis zur sechsten Messwiederholung an. Dieser Gewöhnungseffekt dient nicht als eindeutiger Befund für die Annahme des Fertigungsansatzes im Hinblick auf das Gleichgewicht, denn die Steigerung der Leistung kann ein kurzfristiger Anpassungseffekt sein.

Die Gleichgewichtsleistung in den dynamischen Standpositionen, gekennzeichnet durch die Parameter Standzeit, Standardabweichung der Kraftverteilung und Standardabweichung der Beschleunigung der Probanden, steigt über die Messwiederholungen signifikant oder hochsignifikant an (Standzeit:  $p = .000$ , Standardabweichung der Kraftverteilung:  $p = .000$ , Standardabweichung der Beschleunigung:  $p = .000$  [rechts] und  $p = .016$  [links]). Die Bestleistung hinsichtlich des Parameters Standzeit liegt im Bereich der bestmöglichen 32 Sec. Die mögliche Erklärung für den nachweisbaren Unterschied beim linken Standbein liegt möglicherweise im höheren Ausgangsniveau bei der Ausführung der Testbedingung mit diesem Bein. Die Steigerungsmöglichkeit der Probanden in dieser Standposition ist geringer als kontralateral. Eindeutige Befunde zur Annahme des Fertigungsansatzes können durch die Unterschiedsprüfung der zehn dynamischen Standpositionen nicht erhoben werden. Die Steigerung der Leistung deutet auf die Aneignung einer Technik der Probanden zur Lösung der Gleichgewichtsaufgabe hin. Eine technikbasierte Verbesserung der Leistung kann durch Erfahrungen begünstigt werden, die in ähnlichen Situationen oder Testbedingungen gemacht wurden. Die Forschungsfrage, inwieweit inwieweit das Gleichgewicht eine Fähigkeit oder Fertigkeit darstellt, kann durch die vorliegenden Ergebnisse nicht eindeutig beantwortet werden. Absichern kann die Ergebnisse in der Frage um das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept die Untersuchung der dynamischen Posturographie über einen längeren Zeitraum hinweg. Im Kapitel 7.4.2 wird die Nebenfragestellung der Hauptstudie 2 untersucht. Die statischen und dynamischen Testbedingungen werden hinsichtlich der Reproduzierbarkeit überprüft.

#### 7.4.2 Nebenfragestellung – Reproduzierbarkeit der Posturographie

In diesem Kapitel wird auf die Test-Retest-Reliabilität der bipedalen Standpositionen (BAo, BAg) und auf die Intraklassenkorrelationen der unipedalen Standpositionen (statisch u. dynamisch, ERAg u. ELAg) eingegangen. Die Test-Retest-Reliabilität in Bezug auf die beiden statischen Testpositionen (bipedale Standpositionen) beträgt mit offenen Augen  $r(25) = .808$ ,  $p < .001$ . Mit geschlossenen Augen kann eine Korrelation von  $r(25) = .821$ ,  $p < .001$  berechnet werden (Tab. 53).

Tab. 53: Test-Retest-Reliabilität unipedalen und bipedalen Standpositionen vor und nach den dynamischen Testbedingungen (k.A. = keine Angabe: die Standzeit der bipedalen Testbedingungen betrug 32 Sec,  $rr = 1.0$ )

Parameter	BAo	BAg	ERAg	ELAg
ICC <sub>rr</sub> / rr (Standzeit)	k.A.	k.A.	.219	.178
ICC (Standardabweichung der Kraftverteilung)	.808**	.821**	.532	.529

Die Intraklassenkorrelation zwischen den sechs Messzeitpunkten in den Versuchen, die auf dem rechten Standbein durchgeführt wurden (statisch), beträgt für den Parameter Standzeit  $ICC_{rr} = .219$  und für den Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung  $ICC_{rr} = .532$ . Zwischen den sechs Messzeitpunkten in den Versuchen auf dem linken Standbein (statisch) konnte eine Intraklassenkorrelation von  $ICC_{rr} = .178$  für den Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung und von  $ICC_{rr} = .529$  für den Parameter Standzeit ermittelt werden. Die Ergebnisse zur Reproduzierbarkeit der posturographischen Messungen in Versuchen auf dem rechten und linken Bein sind in Tabelle 54 dargestellt. Bei der Messreihe mit dem rechten Standbein ergibt sich für den Parameter Standzeit eine Test-Retest-Reliabilität (ICC, zehn Messwiederholungen) von  $ICC_{rr} = .555$ . Die Intraklassen-

korrelation steigt mit Verringerung der Messwiederholungen auf die letzten drei auf  $ICC_{rr} = .741$  an (Tab. 54). Für den Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung kann bei der Berechnung über zehn Messwiederholungen ein Wert von  $ICC_{rr} = .501$  ermittelt werden. Die Intraklassenkorrelation liegt hier für die letzten drei Messwiederholungen bei  $ICC_{rr} = .634$ . Der ICC-Wert für den Parameter Standardabweichung der Beschleunigung liegt für zehn Messwiederholungen bei  $ICC_{rr} = .393$ . Für die drei letzten Messwiederholungen der Messreihe ergibt sich eine Intraklassenkorrelation von  $ICC_{rr} = .524$ .

Bei der Messreihe mit dem linken Standbein weist der Parameter Standzeit eine Test-Retest-Reliabilität (ICC, zehn Messwiederholungen) von  $ICC_{rr} = .449$  auf. Die Reliabilität steigt mit der Verringerung auf die letzten drei Versuche auf  $ICC_{rr} = .594$  an.

Tab. 54: Reproduzierbarkeit für die Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung sowie Beschleunigung und der Standzeit

Parameter	10 Messwiederholungen		5 Messwiederholungen		3 Messwiederholungen	
	rechts	links	rechts	links	rechts	links
Standzeit in [s]	.555	.449	.561	.588	.741	.594
$SI_{TFB}$	.501	.615	.604	.693	.634	.709
$SI_{ACC}$	.393	.470	.507	.487	.524	.494

Der Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung zeigt ähnliche Werte für die Intraklassenkorrelation. Deren Berechnung für die Standpositionen auf dem linken Bein ergibt einen Wert von  $ICC_{rr} = .615$ . Die Intraklassenkorrelation für die Standardabweichung der Kraftverteilung beträgt für drei Messwiederholungen am Ende der Messreihe  $ICC_{rr} = .709$ . Der ICC-Wert für die Standardabweichung der Beschleunigung liegt für zehn Messwiederholungen bei  $ICC_{rr} = .470$ . Für die letzten drei Versuche ergibt sich eine Intraklassenkorrelation von  $ICC_{rr} = .494$ .

Die Test-Retest-Reliabilität der beidbeinigen Standpositionen mit offenen und geschlossenen Augen wird als gut interpretiert. Die für die beiden im Abstand von wenigen Minuten durchgeführten Tests berechnete Korrelation ist höher als die im Kapitel 6.4.2 gezeigte Test-Retest-Reliabilität über eine Woche (Standardabweichung der Kraftverteilung:  $rr = .590$ ). Die Standzeit bei den unipedalen Standpositionen auf der Kraftmessplatte (statisch) zeigt eine sehr geringe Reliabilität. Diese ist auf die dynamischen Standpositionen zurückzuführen, die zwischen den statischen unipedalen Positionen durchgeführt wurden. Die Leistung in den statischen Testbedingungen sinkt nach den dynamischen Bedingungen ab und steigt bis zur letzten Messwiederholung an. Durch die Gewöhnung an das Posturomed könnten Irritationen im Gleichgewichtssystem hervorgerufen werden. Die Standardabweichung der Kraftverteilung zeigt sehr geringe Werte für die einfache Test-Retest-Reliabilität ( $ICC_{rr} = .532$  und  $.529$ ). Zwischen dem rechten und linken Bein bestehen keine Unterschiede hinsichtlich der Reliabilität

Die Werte für die Test-Retest-Reliabilität (ICC) der dynamischen Versuche ändern sich durch die Anzahl der Messwiederholungen. Die Berechnung der Reliabilität über zehn Messwiederholungen ergibt einen geringeren Wert für die Zuverlässigkeit des Verfahrens als jene über die letzten drei Versuche der Messreihe (Tab. 54). Die geringen Werte für die Intraklassenkorrelation bei den dynamischen Versuchen sind auf den Gewöhnungseffekt während der Messungen zurückzuführen.

Die Probanden erreichen in den späteren Messwiederholungen die höheren Leistungen. Ein Deckeneffekt ist nach den Ergebnissen ab der siebten Messwiederholung zu erwarten. Sieben Messwiederholungen mit einer Messzeit von mindestens 32 sec sollten deshalb durchgeführt werden, damit die Leistung eines Probanden anhand von Normwerten oder eigener Referenzwerte interpretiert werden kann. Der Parameter Standzeit stellt den Parameter mit der höchsten Reproduzierbarkeit dar. Die Gleichgewichtsleistung der Probanden steigt über die sechs oder zehn Messwiederholungen an, wobei die Varianz über die Anzahl der Messwiederholungen sinkt. Damit sinkt die Aussagekraft des Parameters, denn dieser trennt nicht mehr zwischen den Probanden. Nach der Einteilung von Koo und Li (2016) liegen die ICC-Werte, berechnet über drei Versuche, im schlechten bis moderaten Bereich. Keine der Reliabilitäten zeigt einen Wert höher .75 und könnte damit als gut gelten.

Ein Lateralitätsunterschied kann aufgrund der Intraklassenkorrelation nicht aufgezeigt werden. Die Werte unterscheiden sich nicht signifikant. Beim linken Standbein sind die Werte der Standzeit und die Standardabweichung der Beschleunigung geringer, was mit den Ergebnissen der Varianzanalyse übereinstimmt. Die Varianzanalyse (Post-hoc-Analyse) konnte beim linken Bein größere Unterschiede zwischen den Einzelmessungen belegen. Die Werte für die Standardabweichung der Beschleunigung und der Kraftverteilung werden unter dem Vergleich mit den im Forschungsstand beschriebenen Studien interpretiert. Die Studien, bei denen eine statische Posturographie durchgeführt wurde, sind nicht mit den dynamischen Messungen dieser Studie zu vergleichen, denn die durch das Posturomed initiierten Schwankungen stellen andere Anforderungen an das Gleichgewicht der Probanden.

Die Ergebnisse der statischen Messungen der vorliegenden Studie sind vergleichbar mit den Ergebnissen der im Forschungsstand genannten Studien (S. 66-69;  $ICC_{rr}$ : -.28 bis .96). Deren überwiegender Teil gibt Test-Retest-Reliabilitäten im Bereich zwischen .75 und .95 an (Bauer et al., 2008; Demura et al., 2008; Doyle et al., 2007 usw.). Die Studien von Carpenter und Kollegen (2000), Chiari und Kollegen (2000), Doyle und Kollegen (2007) sowie die der Arbeitsgruppe um Pinsault (2008) sind hinsichtlich der Messzeit und Messwiederholungen mit der eigenen Untersuchung zu vergleichen. Die Intraklassenkorrelationen lassen sich im Vergleich darstellen, jedoch beruhen die Werte auf statischen Messungen. Die Studien, die mithilfe des Interaktiven Balancesystems durchgeführt wurden (LaPorte et al., 2007, Schwesig et al. 2013, Schwesig et al. 2014), zeigen insgesamt höhere Test-Retest-Reliabilitäten. Die Messungen erfolgten statisch und die Messwiederholungszahl stimmt nicht mit der hiesigen überein (zwei Messwiederholungen gegenüber zehn). Die mithilfe des Sensory Organization Tests durchgeführten Studien sind aufgrund der erhobenen Parameter nicht mit der eigenen Arbeit zu vergleichen, denn die Studien nehmen Parameter wie den Equilibrium Score, den Strategy Score oder den Composite Score in den Blick (Liao et al., 2001; Jayakaran et al., 2011). Die Studien der Arbeitsgruppen Whitney und Kollegen (2011) sowie Alahmari und Kollegen (2014) messen ähnliche Parameter wie die vorliegende Untersuchung. Der höchste Wert für die Intraklassenkorrelation für die Versuche liegt mit .76, .80 und .81 höher als die Werte der eigenen Studie. Beide Studien führten jeweils drei Messwiederholungen durch. Studien zur Reproduzierbarkeit sind nicht bekannt und können daher nicht mit den Ergebnissen der Dissertation verglichen werden.

## 7.5 Schlussfolgerungen

Die erste Fragestellung der Hauptstudie 2, inwieweit nachweisbare Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung über mehrere Messwiederholungen bei unipedalen Standpositionen bestehen, wird bejaht. Ein Überblick über die Ergebnisse und Schlussfolgerungen der Hauptstudie 2 findet sich in Tabelle 55. Die Schwankung des Probanden während der monopodalen Testbedingungen (statisch u. dynamisch) unterscheidet sich signifikant von jener in der Messreihe von zehn Messwiederholungen ( $F_{3,1}$ ). Die komplexe Gleichgewichtsleistung kann nicht durch eine Fähigkeit beschrieben werden. Die Kriteriumsleistung wird deutlich verbessert, was für einen Aneignungseffekt spricht, der mit dem Erlernen einer Fertigkeit gleichgesetzt werden kann. Die Ergebnisse einer Untersuchung von Fleishman und Hempel (1954, S. 243), wonach die Ausgangsleistung wenig mit der Endleistung eines Tests korreliert, und einer Studie von Mechling (2003), dass die benachbarten Trials am höchsten miteinander korrelieren, können bestätigt werden. Mit den Ergebnissen der zweiten Hauptstudie wird die Hypothese von Turbanski und Schmidtbleicher (2008) bekräftigt, dass Zweifel angebracht sind, inwieweit das motorische Gleichgewicht tatsächlich als koordinative Fähigkeit angesehen werden kann, und dass das Gleichgewicht eher als motorische Fertigkeit gelten sollte. Die Hinweise auf die Aneignung von Techniken zur Lösung der Gleichgewichtsaufgabe sprechen für den Fertigungsansatz im Hinblick auf das Gleichgewicht ( $F_{3,1}$ ).

Die Seitenunterschiede für die statischen und dynamischen Testbedingungen sind mit dem unterschiedlichen Ausgangsniveau der Gleichgewichtsleistung bezogen auf das rechte und linke Standbein zu erklären ( $F_{3,2}$ ). Diese Seitigkeitseffekte sind bei der Interpretation der Daten der vorliegenden Arbeit zu beachten. Die Effekte sollten im Allgemeinen bei der Durchführung posturographischer Messungen berücksichtigt werden. Die Ergebnisse der rechten und der linken Seite sollten im Zusammenhang mit dem Ausgangsniveau interpretiert werden.

Die Wiederholbarkeit der Gleichgewichtsleistung in bipedalen und unipedalen sowie statischen und dynamischen Testbedingungen wurde durch die Hauptstudie 2 empirisch geprüft ( $F_{3,3}$ ). Die Intra-Klassenkorrelation über sechs (statisch) bis zehn (dynamisch) Messwiederholungen wird als schlecht bis gut interpretiert. Die bipedalen Testbedingungen (statisch) zeigen eine gute Reproduzierbarkeit, die Ergebnisse der unipedalen Testbedingungen (statisch u. dynamisch) eine schlechte bis moderate Intra-Klassenkorrelation. Die Reproduzierbarkeit nimmt von der fünften bis zur zehnten Messwiederholung der Messreihe zu. Die Schlussfolgerungen aus diesen Erkenntnissen lauten für die vorliegende Arbeit, dass für die statischen und dynamischen Messbedingungen Wiederholungen zur Gewöhnung durchgeführt werden müssen. Die Ergebnisse der Hauptstudie 1 sind differenziert zu betrachten, da dort nur eine Messwiederholung pro Testbedingung durchgeführt wurde. Die Probanden schöpfen ihr volles Leistungsvermögen jedoch erst nach mehreren Messwiederholungen aus. In der Hauptstudie 2 wurde festgestellt, dass eine Messwiederholung nicht ausreicht, um die reelle Gleichgewichtsleistung der Probanden zu beschreiben. Da diese die gleiche Wiederholungsanzahl der Testbedingungen durchlaufen haben, ist der Gruppenvergleich zulässig. Die Ergebnisse der Test-Retest-Reliabilität (Kap. 6.4.2) passen zu den Ergebnissen der Reproduzierbarkeit. Die Reliabilität ist gering, weil die Probanden in den ersten Messwiederholungen eine hohe Varianz innerhalb der Person aufweisen.

Tab. 55: Ergebnisse und Schlussfolgerungen der Hauptstudie 2

Fragestellung	Ergebnis	Schlussfolgerung	
		Speziell	Allgemein
<b>F<sub>3,1</sub></b> Besteht ein nachweisbarer Zusammenhang zwischen der Gleichgewichtsleistung der Messwiederholungen der gleichen Testbedingung?	Signifikante Unterschiede zwischen den zehn Messwiederholungen der unipedalen Standpositionen (statisch u. dynamisch).	Hinweise auf Aneignung von Techniken zur Lösung der Gleichgewichtsaufgabe  Spricht für Fertigungsansatz im Hinblick auf das Gleichgewicht	
<b>F<sub>3,2</sub></b> Bestehen Lateralitätseffekte bei der Lösung der Gleichgewichtsaufgaben?	Unterschiede bei statischen und dynamischen Standpositionen.  Ausgangsniveau differiert zwischen rechtem und linkem Standbein.	Beachtung der Seitigkeitseffekte bei Interpretation der Ergebnisse.	Beachtung der Seitigkeit bei Durchführung von unipedalen Standpositionen  Leistung muss im Zusammenhang mit dem Ausgangsniveau interpretiert werden
<b>F<sub>3,3</sub></b> Bestehen nachweisbare Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung über mehrere Messwiederholungen (unipedale Standposition)?	Reproduzierbarkeit: Bipedal (statisch): hoch Unipedal (statisch): gering bis moderat Unipedal (dynamisch): gering bis moderat	Differenzierte Interpretation der Ergebnisse aus der Hauptstudie 1, da nur ein Versuch pro Testbedingung durchgeführt wurde.	Messwiederholungen zur Gewöhnung an Gleichgewichtsaufgabe vor Posturographie durchführen

In Kapitel 8 wird die vorliegende Arbeit zusammengefasst und ein Ausblick auf mögliche Forschungsansätze für zukünftige Studien gegeben.



## 8 Zusammenfassung

Die Forschungsanreize der vorliegenden Arbeit liegen zunächst in der Entwicklung einer dynamischen Posturographie mithilfe einer schwingenden Platte (Posturomed). Aktuell zur dynamischen Posturographie genutzte Systeme (Sensory Organization Test) verwenden zur Initiierung von Perturbationen kippende Grundplatten. Die kippenden Grundplatten sind an einer Achse befestigt und ermöglichen eine Kippbewegung in antero-posteriorer Richtung. Der zweite Forschungsanreiz der Dissertation bezieht sich auf die Einordnung des Gleichgewichts in das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept. In der Sportwissenschaft wurde das Gleichgewicht lange Zeit ausschließlich als koordinative Fähigkeit betrachtet (Cumbee, 1954; Blume, 1978; Hirtz, 1985).

Die vorliegende Dissertation gliedert sich in acht Hauptkapitel, denen sich vier theoretische und vier empirische Abschnitte unterordnen lassen. Der erste theoretische Abschnitt widmet sich den allgemeinen Sichtweisen der Wissenschaftsdisziplinen Systemtheorie, Ökologie, Chemie, Physik, Medizin und Sportwissenschaft zum Begriff des Gleichgewichts (Kap. 2.1). Die Ansätze weisen große Unterschiede auf und erstrecken sich von der sehr engen Sicht der Mechanik (Physik) bis zu einer sehr weit gefassten psychologischen oder physischen Sicht der Medizin auf das Gleichgewicht. Kapitel 2.2 beschreibt die bestehenden Modelle zur Einordnung des Gleichgewichts in das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept. Das Gleichgewicht bezeichnen Cumbee (1954), Blume (1978) und Hirtz (1985) als koordinative Fähigkeit. Das Gleichgewicht wird in induktiv gewonnenen Fähigkeitsmodellen erfasst, deren Konstrukte durch verschiedene sportmotorische Tests beschrieben werden, die jedoch nicht empirisch-analytisch nachgewiesen werden können. Erste empirische Befunde von Turbanski und Schmidtbleicher (2008) weisen darauf hin, dass das Gleichgewicht nicht als übergeordnete koordinative Fähigkeit, sondern als situationsabhängige Fertigkeit gesehen werden kann. Für den Fähigkeitsansatz sprächen Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung, die durch eine ausgeführte Sportart oder eine grundsätzliche sportliche Aktivität entstehen. Ein hohes Niveau in einer Sportart mit einer hohen Anforderung an das Gleichgewichtssystem bedeutete, dass die Sportler die koordinative Fähigkeit dauerhaft trainieren und universell auf andere Anforderungen anwenden können. Im Gegensatz dazu sollten sportlich inaktive Personen keine hohen Gleichgewichtsleistungen zeigen können, weil die Personen das Gleichgewichtssystem im Alltag nicht im hohen Umfang trainieren. Sind die Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung auf Techniken zurückzuführen, bekräftigt dies den Technikansatz oder den fertigkeitbasierten Ansatz. Der zweite Forschungsansatz prüft, inwieweit für Gleichgewichtsaufgaben oder -anforderungen Techniken zur Lösung bestehen und inwieweit diese Techniken anhand kinematischer Größen nachzuweisen sind.

Zum Verständnis der motorischen Kontrolle von Ausgleichsbewegungen zum Erhalt oder der Wiederherstellung des Gleichgewichts werden supraposturale Aufgaben thematisiert (Kap. 2.3). Diese beinhalten motorische, kognitive und perzeptiv-kognitive Manipulationen, die innerhalb von Gleichgewichtsaufgaben als Störgrößen auf das System wirken. Lippens (2009) postuliert, dass eine Leistung wie der ruhige Stand nicht als eine alleinige Gleichgewichtsleistung gesehen werden kann, sondern dass der Auftrag, so ruhig wie möglich zu stehen, neben der posturalen Kontrolle eine supraposturale Aufgabe darstellt. Die Ausgleichsbewegungen, die Personen ausführen, um im Gleichgewicht zu bleiben oder das Gleichgewicht zurückzuerlangen, können auf mehreren Ebenen beschrieben werden (Kap. 2.4). Auf der mechanischen Ebene lassen sich diese Bewegungen der Fußgelenksstrategie und Hüftstrategie zuordnen (Winter et al., 1998). Horak und Moor (1993) be-

schreiben die Kombination dieser beiden Strategien. Die Bewegungen beziehen sich ausschließlich auf die Fixed-Support-Strategien (keine Veränderung der Unterstützungsfläche). Zur Rückerlangung des Gleichgewichts kann die betroffene Person einen Schritt ausführen, was durch die Change-in-Support-Strategie (Veränderung der Unterstützungsfläche) beschrieben wird. Neben der mechanischen Komponente werden die Ausgleichsbewegungen auf motorischer Ebene beleuchtet (Kap. 2.5). Die Beschreibung der motorischen Steuerung der Bewegungen zum Ausgleich von Schwankungen setzt Hintergrundinformationen zu den Gleichgewichtssystemen des Menschen voraus, die im theoretischen Teil der Arbeit herausgearbeitet und um die technische Übertragung auf die Robotik erweitert werden. In der Robotik werden die Gleichgewichtssysteme des Menschen – das vestibuläre, somatosensorische und visuelle System – durch Sensorik technisch nachempfunden. Die Gleichgewichtsleistung des Menschen ist veränderbar, womit das Training des menschlichen Gleichgewichtssystems in den Vordergrund rückt (Kap. 2.6). Die vorliegende Arbeit bereitet den Begriff sensomotorisches Training neu auf und geht auf die verschiedenen Ansatzpunkte zur Verbesserung der Gleichgewichtsleistung ein. Diese werden in Bezug auf die Grundvoraussetzungen für Gleichgewichtsleistungen (Informationsverarbeitungssysteme) beschrieben. Kapitel 2.7 erörtert die Möglichkeiten der Gleichgewichtsdagnostik. Posturographische Methoden lassen sich in die klinische Gleichgewichtsdagnostik, die statische und dynamische instrumentelle Posturographie sowie die sportmotorischen Tests zur Gleichgewichtsdagnostik einteilen. Die statische und die dynamische Posturographie unterscheiden sich hinsichtlich der Einwirkung von Perturbationen. Bei der letzteren werden Eigenperturbationen durch eine kippende oder schwingende Platte verstärkt oder Perturbationen von außen durch einen Auslösemechanismus initiiert.

Das *erste Forschungsdefizit* der Dissertation betrifft die *Charakterisierung des Gleichgewichts*, die durch Fetz 1989 publiziert wurde. In der Definition des Körpergleichgewichts findet eine eindeutige Differenzierung zwischen dynamischem und statischem Gleichgewicht statt. Diese wird durch die Untersuchung von statischen und dynamischen Testbedingungen mit geringer und hoher Anforderung in Frage gestellt. Das *zweite Forschungsdefizit* im Zusammenhang mit der dynamischen Posturographie bezieht sich auf die posturographischen *Parameter*. In den drei empirischen Studien dieser Arbeit (Vorstudie, Hauptstudie 1 und 2) werden verschiedene Parameter auf die Fähigkeit, die Gleichgewichtsleistung zu beschreiben, untersucht. Parameter zur Bewertung des Gleichgewichts mithilfe einer schwingenden Grundplatte bestehen ausschließlich im Zusammenhang mit einem Auslösemodul und beziehen sich nur auf eine geringe Messzeit. Das *dritte Forschungsdefizit* besteht im Nachweis der Situationspezifität von Gleichgewichtsleistungen und im empirischen Nachweis von *Strategien zum Ausgleich von Perturbationen*. Die Möglichkeit der Lösung von Gleichgewichtsaufgaben mithilfe von Techniken stellt einen Befund zur Annahme des Fertigungsmodells im Zusammenhang mit dem Gleichgewicht dar. Das *vierte Forschungsdefizit* besteht im Mangel an Ergebnissen zum *Vergleich von Sportartengruppen* unter Verwendung der dynamischen Posturographie mithilfe schwingend gelagerter Platten (Posturomed). In der vorliegenden Dissertation wird ein Vergleich von Sportlern der Sportarten Eishockey, Fußball und Taekwondo sowie sportlich inaktiver Probanden anhand der Ergebnisse der dynamischen Posturographie unternommen. Das *vierte Forschungsdefizit* bezieht sich auf die Zuverlässigkeit des Verfahrens der dynamischen Posturographie (Posturomed). Die *Reliabilität* und die *Reproduzierbarkeit* werden in der vorliegenden Arbeit geprüft. Die Reliabilität wird mithilfe des Test-Retest-Verfahrens und die Reproduzierbarkeit durch die mehrfache Durchführung der gleichen Testbedingung evaluiert.

Der Fokus der empirischen Arbeit liegt auf der Entwicklung der dynamischen Posturographie mit einer Verstärkung der Eigenperturbationen durch die schwingend gelagerte Grundplatte des Posturomeds. In den Nebenfragestellungen wird geklärt, inwieweit das Gleichgewicht eine koordinative Fähigkeit oder eine motorische Fertigkeit darstellt. Hierzu unterteilt sich die empirische Arbeit in drei Studien: die Vorstudie sowie die Hauptstudie 1 und 2.

In der Vorstudie (Kap. 5) wird das dynamische Testsetting anhand von Standpositionen der statischen Posturographie entwickelt. Die Charakteristika der Testbedingungen steuern die Anforderungen an das Gleichgewichtssystem. Die Steigerung von statischen hin zu dynamischen Testbedingungen belegt die Revision des Konzepts zur Charakterisierung des Gleichgewichts (Fetz, 1989). Die beiden ersten Forschungsfragen ( $F_{1.1}$ ,  $F_{1.2}$ ) beziehen sich auf die Unterschiede der Schwankung des Probanden auf der Kraftmessplatte oder dem Posturomed und der Schwingung der Grundplatte des Posturomeds während der posturographischen Tests. Die Vorstudie erarbeitet Zusammenhänge zwischen den Gleichgewichtsleistungen in posturographischen Testbedingungen mit niedriger und hoher Anforderung an das Gleichgewicht ( $F_{1.3}$ ). Der Zusammenhang zwischen Parametern der gleichen charakteristischen Gruppe (Schwankung des Probanden, Umfang der Schwankung, Schwingung der Grundplatte) wird geprüft ( $F_{1.4}$ ).

Die Nebenfragestellung ( $F_{1.5}$ ) stellt die Korrelation zwischen Gleichgewichtsleistungen in statischen und dynamischen Testbedingungen zur Diskussion. Die Ergebnisse zur Nebenfragestellung  $F_{1.5}$  liefert erste Befunde zur Annahme oder Widerlegung des Fähigkeitsansatzes. Differenzen in der Gleichgewichtsleistung widerlegen die Existenz einer übergeordneten Gleichgewichtsfähigkeit.

Durch die Poweranalyse der Vorstudie wurden die optimalen Stichprobengrößen für die Probandengruppen der Hauptstudie 1 errechnet. Zur Beantwortung der Fragestellungen wurden 26 Probanden (12 weiblich, 14 männlich) in zehn statischen und zehn dynamischen Testbedingungen getestet (bipedal, unipedal). Die Standpositionen wurden durch somatosensorische (Schaumstoffkissen), visuelle (Schließen der Augen) und vestibuläre Manipulationen (Kopfdrehungen) beeinträchtigt. Das Gleichgewicht wurde anhand kinetischer Daten, erhoben durch 1D-Kraftsensoren und Beschleunigungssensoren, beurteilt. Die in der Vorstudie entwickelten methodischen Aspekte wurden in der Hauptstudie 1 auf anwendungsbezogene Fragestellungen übertragen und weiterentwickelt.

Die Ergebnisse der Vorstudie zeigen signifikante Unterschiede der Schwankung des Probanden und der Schwingung der Grundplatte des Posturomeds durch die Manipulation der somatosensorischen und visuellen Information. Durch die Kopfdrehungen konnten keine Unterschiede in der Schwankung nachgewiesen werden (Tab. 56). Die posturographischen Parameter der charakteristischen Gruppen, wie der Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung und der Stabilitätsindex, korrelieren hoch. Zur Charakterisierung der Gleichgewichtsleistung sollten die Parameter Standardabweichung der Kraftverteilung (Schwankung des Probanden), der Schwankungsweg oder die Schwankungsfläche (Umfang der Schwankung) sowie die Standardabweichung der Beschleunigung (Schwingung der Grundplatte des Posturomeds) analysiert werden.

Die Hauptstudie 1 (Kap. 6) thematisiert die Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung zwischen verschiedenen Probandengruppen (Eishockey-, Fußballspieler, Taekwondoka und sportlich inaktive Probanden;  $F_{2.1}$ ). Die posturographischen Testbedingungen (bipedal, unipedal und Tandempositionen) werden hinsichtlich der Fähigkeit überprüft, zwischen diesen Probandengruppen zu differen-

zieren (F<sub>2.2</sub>). Eine weitere Fragestellung evaluiert das Gütekriterium Reliabilität der statischen und dynamischen Testbedingungen der entwickelten Gleichgewichtsdiagnostik (F<sub>2.3</sub>). Die Nebenfragestellungen der Hauptstudie 1 stellen das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept im Zusammenhang mit dem Gleichgewicht zur Diskussion (F<sub>2.4</sub>, F<sub>2.5</sub>).

Tab. 56: Ergebnisse der Hauptfragestellungen

	Hauptfragestellungen	Ergebnisse / Schlussfolgerungen
<b>Vorstudie</b>	Entwicklung des Testsettings - Evaluation posturographischer Tests - Evaluation posturographischer Parameter (statisch u. dynamisch)	- Manipulationen der somatosensorischen u. visuellen Information führen zu signifikanten Unterschieden der Schwankung des Probanden /Posturomeds - Durch Kopfdrehungen keine signifikante Unterschiede zwischen Probanden - Parameter korrelieren in inhaltlichen Gruppen
<b>Hauptstudie 1</b>	Vergleich von Sportlern und sportlich inaktiven Probanden hinsichtlich der Gleichgewichtsleistung  Bestimmung Reliabilität (Prä-Post-Design, 7 Tage)	Zwischen den Probandengruppen bestehen vereinzelt nachweisbare Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung (dynamische Testbedingungen; bipedale Standpositionen u. Tandempositionen).  Die Reliabilität der posturographischen Tests im ist schlecht
<b>Hauptstudie 2</b>	Bestimmung der Reproduzierbarkeit (10 Messwiederholungen)	Reproduzierbarkeit: bipedal (statisch): gut unipedal (statisch): gering bis moderat unipedal (dynamisch): gering bis moderat

Die in Kapitel 3.5 beschriebenen Strategien zum Ausgleich von Perturbationen bei Gleichgewichtsleistungen werden zum Teil durch kinetische oder kinematische Kenngrößen bestätigt. Die Existenz der Strategien stellt jedoch keinen eindeutigen Nachweis für das Fertigkeitenskonzept dar. Zur weiteren empirischen Untermauerung des Fertigkeitensansatzes werden Unterschiede in der Realisation der Ausgleichsstrategien zwischen den einzelnen Probandengruppen geprüft. Die Fragestellungen wurden in einem Testdesign mit vier männlichen Probandengruppen beleuchtet. Die Gruppen bestanden aus Eishockeyspielern (n = 11), Fußballspielern (n = 13), Taekwondo-Kämpfern (n = 8) und einer sportlich inaktiven, gesunden Kontrollgruppe (n = 12). Bewertet wurde das Gleichgewicht der Probanden in 20 statischen und 20 dynamischen Testbedingungen (bipedal, unipedal u. Tandempositionen). Die Außensicht auf die Bewegungen der Probanden während der Gleichgewichtstests wurde um die kinematische Analyse (3D-Kamerasystem) erweitert. Unter Verwendung der kinematischen Daten wurden die Strategien oder Techniken analysiert, die zum Ausgleich der Perturbationen verwendet wurden. Im Parameter Schwankungsfläche bestehen nachweisbare Unterschiede zwischen den Gruppen bei den Tandempositionen mit geöffneten Augen (rechts und links). Unterschiede in der einfachen bipedalen Standposition mit geöffneten Augen (auf Schaumstoff) finden sich zwischen den Eishockeyspielern und Taekwondoka. Unterschiede in den Tandempositionen können durch die Post-hoc-Tests zwischen den Fußballspielern und Taekwondoka identifiziert werden.

Diese Unterschiede existieren jedoch nur sehr vereinzelt und lassen sich keiner klaren Systematik zuordnen. Die gemessene Reliabilität über das Zeitintervall von sieben Tagen ist gering. Die Ergebnisse hierzu sind im Zusammenhang mit der Reproduzierbarkeit zu interpretieren. Da ein statistisch nachweisbarer Unterschied zwischen den Werten der Messwiederholungen besteht, ist von einem Aneignungseffekt bei der Gleichgewichtsaufgabe über die Zeit auszugehen, der die Reliabilität negativ beeinflusst. Die Reproduzierbarkeit der bipedalen Testbedingungen (statisch) ist als positiv zu bewerten. Die Reproduzierbarkeit sinkt bei einem höheren Anspruch der Gleichgewichtsaufgabe in einen geringen bis moderaten Bereich (unipedal, statisch u. dynamisch).

Die Hauptstudie 2 (Kap. 7) stellt die Frage nach der Einordnung des Gleichgewichts in das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept als Hauptfragestellung in den Vordergrund (Aneignung der Kriteriumsbeziehung;  $F_{3,1}$ ). Die zweite Fragestellung thematisiert mögliche Seitigkeitseffekte bei der Lösung der Gleichgewichtsaufgabe ( $F_{3,2}$ ). Durch die Nebenfragestellung der Hauptstudie 2 wird das Verfahren der Posturographie hinsichtlich der Reproduzierbarkeit über mehrere Messwiederholungen in der gleichen Testbedingung kontrolliert (Einbeinstand, geschlossene Augen;  $F_{3,3}$ ).

Tab. 57: Ergebnisse der Nebenfragestellungen

	Nebenfragestellungen	Ergebnisse
<b>Vorstudie</b>	Gleichgewicht im Kontext des Fähigkeits-Fertigkeits-Konzept - Unterschiedsprüfung statische und dynamische Aufgaben	Hohe Gleichgewichtsleistungen in einem bipedalen Testbedingung $\neq$ hohe Leistungen in monopedalen Testbedingungen  Ergebnis spricht gegen Fähigkeitsansatz.
<b>Hauptstudie 1</b>	Prüfbarkeit der Strategien zum Ausgleich von Perturbationen bei Gleichgewichtsleistungen	Indizien für Strategien: - Absenkung des KSP - Schnelle Ausgleichsbewegungen  Unterschiede in der Kinematik (Techniken) liefern Indizien, die gegen Fähigkeitsansatz sprechen
<b>Hauptstudie 2</b>	Gleichgewicht im Kontext des Fähigkeits-Fertigkeits-Konzept - Aneignung von Gleichgewichtsaufgaben	Nachweisbare Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung über zehn Messwiederholungen weisen auf Aneignungseffekt hin

Die Frage, inwieweit das Gleichgewicht und die Ausgleichs- oder Anpassungsreaktionen bei Perturbationen erlernbar oder situationsübergreifend und trainierbar sind, wurde an 25 männlichen Probanden untersucht. Der Einbeinstand mit geschlossenen Augen wurde zehnmalig mit der rechten und linken Körperseite durchgeführt. In der Hauptstudie 2 wurde die Reproduzierbarkeit des Verfahrens über mehrere Messwiederholungen evaluiert. Signifikante Unterschiede zwischen den Werten von Messwiederholungen der Messreihe bedeuten zudem, dass der Proband sich Techniken oder Strategien zur Lösung der Gleichgewichtsaufgabe aneignet. Der Vergleich der Sportler und sportlich inaktiven Probanden hinsichtlich der Gleichgewichtsleistung zeigt keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen bei den statischen Testbedingungen. Im beidbeinigen Stand mit Schaumstoffunterlage und geöffneten Augen (BSAo, dynamisch) sowie für die Tandempositionen mit geöffneten Augen (TLAo, TRAo) kann jedoch für den Parameter Standardabweichung der

Kraftverteilung ein signifikanter Unterschied zwischen den vier Probandengruppen nachgewiesen werden.

Insgesamt zeigt die Interpretation der Ergebnisse zu den *Hauptfragestellungen*, dass die dynamische Posturographie durchführbar ist und zunächst interpretierbare Ergebnisse hervorbringt. Die Reliabilität und Reproduzierbarkeit des Verfahrens ist jedoch gering. Zwischen den vier gegenübergestellten Probandengruppen existieren nur vereinzelt Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung.

Die *Nebenfragestellungen* der empirischen Studien umreißen den Aspekt der Einordnung des Gleichgewichts in das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept. Durch die Vorstudie können signifikante Unterschiede zwischen den Leistungen der Probanden in den statischen und dynamischen Testbedingungen nachgewiesen werden (Tab. 57). Hohe Gleichgewichtsleistungen in einer bipedalen Testbedingung lassen nicht auf hohe Leistungen in monopedalen Tests schließen. Dieses Ergebnis spricht gegen den Fähigkeits- und für den Fertigungsansatz. Die gefundenen Unterschiede in der Kinematik der Bewegungen der Probandengruppen sprechen für die Annahme des Fertigungsansatzes in Bezug auf das Gleichgewicht. Die Aneignung der Lösung von Gleichgewichtsaufgaben, die durch die Unterschiede in der Gleichgewichtsleistung über zehn Messwiederholungen nachgewiesen werden kann, deutet ebenfalls darauf hin, dass das Gleichgewicht als eine Fertigkeit anzusehen ist, die sich die Probanden im situativen Zusammenhang aneignen können.

Im folgenden Kapitel 9 werden anhand der Ergebnisse der drei empirischen Studien Forschungsfragen für zukünftige Studien formuliert. Die grundsätzliche Frage nach der Sinnhaftigkeit einer dynamischen Posturographie mithilfe des Posturomeds wird in die Formulierung dieser Fragestellungen eingebunden.

## 9 Ausblick

In diesem Kapitel werden vier im Kontext der Dissertation nicht zu lösende Forschungsprobleme dargestellt. Diese betreffen sowohl methodische und inhaltliche Aspekte als auch die Übertragung der Ergebnisse der Arbeit auf die Sportpraxis. Der erste Problembereich umfasst die Frage, *inwieweit verlässliche Gleichgewichtsmessungen grundsätzlich mittels des Posturomeds durchführbar sind* und *inwieweit sich die dynamische Posturographie von der statischen abgrenzen lässt*. Des Weiteren bleibt die zentrale Frage unbeantwortet, *wie das Konstrukt des Gleichgewichts in das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept einzuordnen ist*. Hieraus ergibt sich wiederum die methodische Frage, *inwieweit kinematische Daten zur Charakterisierung der Ausgleichsstrategie bei Schwankungen des Probanden erhoben werden müssen*. Der letzte Abschnitt des Ausblicks beschäftigt sich mit der *Übertragung der Studienergebnisse auf die Sportpraxis*.

Zur ersten Frage, *inwieweit Gleichgewichtsmessungen mithilfe des Posturomeds generell durchführbar ist*, zeigen die Befunde der Vorstudie dieser Arbeit, dass sich die untersuchten posturographischen Testbedingungen hinsichtlich der Schwankungen der Probanden auf dem Posturomed und deren Gleichgewichtsleistungen unterscheiden. Mit zunehmenden somatosensorischen, vestibulären und visuellen Anforderungen nimmt die Reliabilität der dynamischen Posturographie ab. Die erfassten Reliabilitätskennwerte der dynamischen Messungen unterschreiten deutlich die Reliabilitätskoeffizienten der statischen Posturographie (Kohen-Raz, 1991; Zhang et al., 2011; Akkaya et al., 2015). Insofern eignet sich die *statische Gleichgewichtsdagnostik* zur Identifizierung spezieller, individueller Probleme mit dem Gleichgewichtssystem, die nach Schwesig et al. (2013) und Kohen-Raz (1991) zuverlässig mittels der Frequenzanalyse (FFT) aufgezeigt werden können. Demgegenüber bietet die *dynamische Posturographie* zwar Informationen, inwieweit die Probanden die durch die schwingend gelagerte Grundplatte (Posturomed) verstärkten Schwankungen ausgleichen können, jedoch ist das Verfahren nicht reliabel und liefert keine reproduzierbaren Ergebnisse. Erst die Vorschaltung von Gewöhnungsversuchen führt zur Stabilisierung der Gleichgewichtsleistungen (siehe Kap. 5.4). Die damit zusammenhängende Frage, wie viele Versuche die Probanden benötigen, um die maximale Gleichgewichtsleistung zu erreichen, konnte im Rahmen der Dissertation nicht hinreichend geklärt werden.

Zukünftige experimentelle Studien mit dem Posturomed sollten deshalb der Frage nachgehen, zu welchem Zeitpunkt die Probanden im Rahmen der dynamischen Posturographie die maximale Gleichgewichtsleistung erreichen. Die Testdurchführung orientiert sich an der Hauptstudie 2 der Dissertation, womit eine für die Teilsysteme des Gleichgewichts anspruchsvolle Testbedingung absolviert werden sollte, beispielsweise der Einbeinstand mit geschlossenen Augen. Diese Testbedingung reduziert die genutzte Unterstützungsfläche und erschwert die Informationsaufnahme (geschlossene Augen). Derartige Studien könnten die Kenntnisse darüber erweitern, inwieweit das Gleichgewicht mittels des Posturomeds quantifizierbar ist. Insbesondere sollten Testbedingungen mit hohem Anspruch an das Gleichgewichtssystem mit deutlich häufigeren Messwiederholungen evaluiert werden. Die Zahl der Messwiederholungen ist gegenüber der Hauptstudie 2 um mindestens zehn pro Körperseite zu erhöhen. Hierbei ist nicht mit einem Ermüdungseffekt zu rechnen. In der Hauptstudie 2 zeigte die Gleichgewichtsleistung zwar nach sieben Wiederholungen keinen weiteren Anstieg, dennoch ist ein Leistungsanstieg zu einem späteren Zeitpunkt vorstellbar. Derart ausgerichtete Studien klären möglicherweise auf, inwieweit die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse

über mehrere Messzeitpunkte (Vergleich über mehrere Wochen möglich) variiert, und gestatten Reliabilitätsvergleiche statischer und dynamischer Messungen. Voraussetzungen sind die gleiche Zahl statischer und dynamischer Messwiederholungen sowie randomisierte Testbedingungen, da die dynamischen Messungen einen Einfluss auf die statischen ausüben könnten. Durch das randomisierte Testdesign wird dieser Effekt, der durch die Reihenfolge der Durchführung der Testbedingungen auftreten kann, kontrolliert. Der direkte Vergleich statischer und dynamischer Testbedingungen hinsichtlich der Reliabilität lag nicht im Fokus der empirischen Studien dieser Arbeit.

Hinsichtlich des zweiten durch die Dissertation nicht vollständig zu lösenden Problems, der Frage nach der *Einordnung des Gleichgewichts in das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept*, verweist die Vorstudie auf signifikante Unterschiede zwischen den statischen und dynamischen Testbedingungen, die gegen die Annahme des Fähigkeitsansatzes sprechen. Zugleich legen die nachgewiesenen Techniken der Absenkung des Körperschwerpunkts und der schnellen Bewegungen zum Ausgleich von Perturbationen bei Gleichgewichtsleistungen (Hauptstudie 1) wie auch der aufgezeigte Gewöhnungseffekt die Annahme des Fertigkeitsansatzes nahe.

Die weitere Festigung des Kenntnisstands zur Einordnung des Gleichgewicht-Konstrukts in das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept gestattet die Analyse der Bewegungsbiographie der Probanden hinsichtlich der Art und Weise sowie des Umfangs der Bewegungserfahrungen im Bereich des Gleichgewichts. Bei bedeutsamen motorischen Vorerfahrungen mit hohen Gleichgewichtsanforderungen kann davon ausgegangen werden, dass die Testperson zur Lösung der Bewegungsaufgabe eine funktionale Strategie nutzt, denn die Auswahl der Strategie erfolgt anhand der Vorerfahrung. Die Erfassung der Bewegungsbiographie sollte neben den aktuellen und vergangenen berufs-, freizeit- und sportbezogenen Bewegungserfahrungen spezielle Informationen über Bewegungserfahrung im Hinblick auf das Gleichgewicht berücksichtigen.

Beispielsweise stellen für Fahrkartenkontrolleure Bewegungen zum Ausgleich von Schwankungen in der Straßenbahn eine bedeutsame berufsbezogene Bewegungserfahrung dar. Für Gerüstbauer bilden Ausgleichsbewegungen zur Verminderung der Perturbationen ausgelöst durch instabile Gerüstteile berufsbezogene Bewegungserfahrungen, die eine hohe Anforderung an den Gleichgewichtssinn stellen. Bei nichtsportlichen Freizeitaktivitäten spielt der Gleichgewichtssinn ebenfalls eine bedeutsame Rolle. Bei Spaziergängen durch den Wald (unebener Untergrund) oder bei alltäglichen Bewegungen wie dem Greifen nach einem Gegenstand in einem Regal (Einbeinstand) wird das Gleichgewichtssystem beansprucht. Die hohe positive Korrelation zwischen einer ausgeprägten Bewegungsbiographie und Sportarten mit gesteigerten Anforderungen an das Gleichgewichtssystem (Skilauf, Schwebelbalkenturnen, Kampfsport) einerseits und der Bewältigung von Gleichgewichtsaufgaben andererseits stärkt die Hypothese, dass das Gleichgewicht als Fertigkeit anzusehen ist, denn das Training in den Sportarten fördert die zur Aneignung der Bewegungen oder Strategien zum Ausgleich von Perturbationen genutzten Erfahrungen.

Eine weitere untersuchungsmethodische Möglichkeit, das Konstrukt des Gleichgewichts dem Fertigkeitsansatz zuzuordnen, besteht in einer Interventionsstudie. Der messbare positive Einfluss des Gleichgewichtstrainings auf die Gleichgewichtsleistung der Probanden bietet einen Grund zur Annahme des Fähigkeitsansatzes, während der ausbleibende Effekt ein Indiz zur Annahme des Fertigkeitsansatzes darstellt. Im Rahmen der Interventionsstudie absolvieren die Versuchspersonen als Ausgangstest (Außenkriterium) eine statische und dynamische Posturographie. Anschließend füh-



ren die Versuchspersonen ein standardisiertes Gleichgewichtstraining auf instabilen Untergründen (z. B. Schaumstoffkissen, Balancierplatten) oder mit Gleichgewichtstrainingsgeräten (z. B. Therapiekreisel, Rola Bola) und unterschiedlichen Gleichgewichtsaufgaben (z. B. Tandem-, Einbeinstand) über einen Zeitraum durch, innerhalb dessen eine Fertigkeit erlernt werden kann (ca. 6 Wochen). Mit derartigen Studien kann der Kenntnisstand zur Einordnung des Gleichgewichts in das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept erweitert werden. Des Weiteren wird gezeigt, inwieweit der Effekt der Intervention mithilfe der dynamischen Posturographie gemessen werden kann.

Die Annahme des Fertigungsansatzes wirft die Frage auf, *inwieweit durch die alleinige Messung der Kinetik während einer Gleichgewichtsaufgabe die Gleichgewichtsleistung quantifiziert werden kann*. Die kinematischen Parameter müssen bestimmt werden, falls diese bei der Beschreibung des Gleichgewichts essentiell sind. Die Hauptstudie 1 zeigt, dass die Differenzierung zwischen Sportartengruppen durch die dynamische Posturographie nicht möglich ist. In einer weiteren Studie sollte der Zusammenhang zwischen der Bewegungsbiographie und der Gleichgewichtsleistung im Zusammenhang mit speziellen Strategien oder Techniken zum Ausgleich von Körperschwankungen untersucht werden (z. B. Absenkung des Körperschwerpunkts, Reduzierung der Freiheitsgrade, schnelle Ausgleichsbewegungen, Stabilität durch Geschwindigkeit). Ohne kinematische Bewegungsanalysen können die Gleichgewichtsleistungen nicht eindeutig auf die funktionale Anwendung von Bewegungstechniken zurückgeführt werden, denn der Hintergrund für die gezeigte Leistung bleibt unbeleuchtet. Als Nachweis der Strategie der Körperschwerpunktsabsenkung kann beispielsweise die Änderung des Kniewinkels oder die Änderung der Höhe eines Markers (auf Wirbelkörper C7 oder der Hüfte) fungieren, denn diese zwei Größen zeigen an, inwieweit sich der Körperschwerpunkt verändert. Der Nachweis einer Anwendung der Bewegungstechniken spricht für den Fertigungsansatz.

Zusammenfassend bleibt die Frage nach der Sinnhaftigkeit der dynamischen Posturographie unbeantwortet. Die auftretenden Schwankungen des Probanden lassen sich zwar mithilfe des Posturomeds verstärken, jedoch bleibt unklar, inwieweit die Bewegungen auf der schwingenden Grundplatte des Posturomeds Ähnlichkeit zu den Bewegungen im Alltagsleben besitzen. Im Alltag und Sport treten nur sehr selten Schwankungen auf, die vom Untergrund verstärkt oder ausgelöst werden, etwa beim Stehen auf einem Boot. Die Anforderung an den Probanden, die schwingende Grundplatte ins Gleichgewicht zu bringen (Auslenkung durch Auslösemechanismus), findet im Alltag kaum eine Entsprechung, denn die schwingende Bewegung von Objekten unter dem Fuß (x-/y-Richtung) ist unwahrscheinlich. Demgegenüber zeigt die statische Posturographie eine größere Alltagsnähe und eine höhere Reproduzierbarkeit sowie Reliabilität. Aus diesen Gründen ist die statische Posturographie mithilfe von Kraftmessplatten oder des Interaktiven Balancesystems bislang der dynamischen Posturographie vorzuziehen.

In Bezug auf das vierte oben aufgezeigte Forschungsproblem, die *Übertragung der Studienergebnisse in die Sportpraxis*, ist zunächst zu bemerken, dass der Nutzen des sportlichen Trainings mithilfe instabiler Untergründe oder schwingender Grundplatten (z. B. Posturomed) bislang unumstritten ist (Granacher, Gruber & Gollhofer, 2009). Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit stellen vielmehr die Möglichkeit der Gleichgewichtsdiagnostik mithilfe des Posturomeds in Frage, da die Reliabilität und Reproduzierbarkeit als gering bewertet werden kann und die Frage nach der Einordnung des Gleichgewichts in das Fähigkeits-/Fertigkeitskonzept bisher nicht abschließend geklärt

werden konnte. Jedoch scheint das Gleichgewichtstraining auf dem Posturomed und der Ausgleich von Schwankungen, die durch das Gerät oder den Probanden selbst ausgelöst werden, einen nachweisbaren positiven Einfluss auf die muskuläre Sicherung und die Verletzungsanfälligkeit auszuüben (Riva, Bianchi, Rocca & Mamo, 2016).

Wie in Kapitel 2.6 ausgeführt, ist das propriozeptive Training vom Gleichgewichtstraining abzugrenzen. Die Gleichgewichtskontrolle stellt demnach einen komplizierten sensomotorischen Steuerungsprozess dar, der von der neuromuskulären Funktion, kognitiven Prozessen und Umweltfaktoren abhängig ist (Hertel, 2000). Die Informationen aus den verschiedenen Teilsystemen des Gleichgewichtssinns (Somatosensorik, Vestibularorgan, optischer Sinn) müssen integriert und gewichtet werden, um eine hohe Gleichgewichtsleistung zu erreichen (z. B. hohe Gewichtung des somatosensorischen Systems bei unebenen Untergründen).

Der Begriff „propriozeptives Training“ wird vielfach fälschlicherweise synonym mit dem Begriff des Gleichgewichtstrainings verwendet (Ashton-Miller et al., 2001). Die Propriozeption verstehen Lephardt und Kollegen (2000) als die sensorische Aufnahme von Reizen in Form von Veränderungen der Muskel- und Sehnenlänge, der Gelenkstellungen und des Gleichgewichtszustandes sowie die Umwandlung und Weiterleitung der afferenten Reize zum ZNS. „Im Gegensatz dazu umfasst das sensomotorische System die neurosensorische Reizaufnahme, die zentralnervösen Verarbeitungsprozesse sowie die dadurch hervorgerufene neuromuskuläre Antwort“ (Granacher, Bergmann & Gollhofer, 2007, S. 1 nach Lephardt et al., 2000, S. 18). Das Gleichgewicht schulende Trainingsformen sprechen sowohl Afferenzen als auch Efferenzen an. Aus diesem Grund scheint der Begriff „sensomotorisches Training“ präziser als der des „propriozeptiven Trainings“ (Granacher, Bergmann & Gollhofer, 2007). Granacher, Bergmann & Gollhofer (2007) verstehen unter dem sensomotorischen Training eine Trainingsform, die auf eine verbesserte Integration afferenter Informationen beim Ablauf spezifischer Bewegungsprogramme abzielt. Das Gleichgewichtstraining kann somit als Teil des sensomotorischen Trainings angesehen werden. Durch die verletzungsprophylaktische Wirkung stellt das Gleichgewichtstraining einen indirekten positiven Einfluss auf die Leistung in einer Sportart dar (Abb. 43). Im Gegensatz zur nachgewiesenen Wirkung des sensomotorischen Trainings (Granacher, Bergmann & Gollhofer, 2007) mit Anforderungen an die sensorischen Fähigkeiten und sensomotorischen Fertigkeiten des Trainierenden können jedoch keine positiven Effekte des Gleichgewichtstrainings auf die Leistung in einer Sportart beobachtet werden. Der Einfluss der sportlichen Aktivität im Zusammenhang mit einer bestimmten Sportart (Eishockey, Fußball, Taekwondo) konnte in dieser Arbeit ebenfalls nicht nachgewiesen werden.

Das Gleichgewichtstraining sollte nicht als eigenständige Trainingsphilosophie gesehen werden, denn das Training wirkt sich nach den Ergebnissen dieser Arbeit nicht direkt auf die Leistung in einer Sportart aus. Die sensorischen Fähigkeiten und sensomotorischen Fertigkeiten werden vom Gleichgewichtstraining hingegen positiv beeinflusst. In Bezug auf das allgemeine Koordinationstraining ist das Gleichgewichtstraining im Kontext des sensomotorischen Trainings zu sehen und sollte mit Übungen zum Training der sensorischen Fähigkeiten und sensomotorischen Fertigkeiten kombiniert werden. Übungen zur Adaption der sensorischen Fähigkeit sprechen verschiedene afferente Informationsquellen oder Sinnesmodalitäten (taktil, visuell, vestibulär) an und verbessern die afferente Informationsaufnahme.

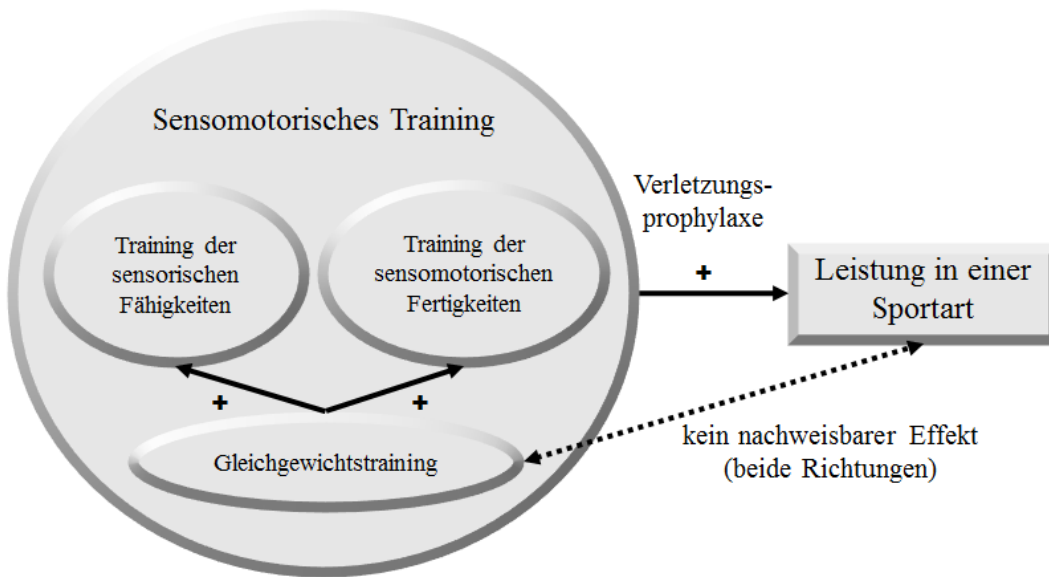


Abb. 43: Zusammenhang zwischen sensomotorischem Training, Gleichgewichtstraining und der Leistung in einer Sportart

Dies bedeutet beispielsweise, dass beim Fußballspielen die taktile Informationsaufnahme über den Fuß positiv beeinflusst wird und Verletzungen vorgebeugt werden kann. Des Weiteren determiniert das Zusammenspiel von afferenter Informationsaufnahme und Programmierung der Efferenz (Sensomotorik) die Verletzungsanfälligkeit. Demnach sollten sowohl Übungen zum Training der sensorischen Fähigkeiten (Balancieren über unebene Flächen mit geschlossenen Augen) als auch Übungen zum Training der Reaktion auf einen taktilen Reiz (Ausgleich einer Schwankung initiiert durch den Auslösemechanismus des Posturomeds – sensomotorische Fertigkeit) ausgeführt werden. Beide Trainingsformen gründen auf Gleichgewichtsübungen. Das allgemeine Gleichgewichtstraining zur Verbesserung des spezifischen Gleichgewichts in einer Sportart ist nach den Erkenntnissen der vorliegenden Arbeit nicht zielführend. Die Übertragbarkeit der Leistung zwischen den verschiedenen Aufgaben konnte nicht nachgewiesen werden.

## 10 Literaturverzeichnis

- Adkin, A. L., Frank, J. S., Carpenter, M. G., & Peysar, G. W. (2000). Postural control is scaled to level of postural threat. *Gait & Posture*, 12 (2), 87-93.
- Agostini, V., Chiamello, E., Canavese, L., Bredariol, C., & Knaflitz, M. (2013). Postural sway in volleyball players. *Human movement science*, 32 (3), 445-456.
- Akhbari, B., Salavati, M., Ahadi, J., Ferdowsi, F., Sarmadi, A., Keyhani, S. et al. (2015). Reliability of dynamic balance simultaneously with cognitive performance in patients with ACL deficiency and after ACL reconstructions and in healthy controls. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*, 23 (11), 3178-3185.
- Akkaya, N., Doğanlar, N., Çelik, E., Aysşe, S. E., Akkaya, S., Güngör, H. R. et al. (2015). Test-retest-reliability of TETRAX static posturography system in young adults with low physical activity level. *International journal of sports physical therapy*, 10 (6), 893.
- Alahmari, K. A., Marchetti, G. F., Sparto, P. J., Furman, J. M., & Whitney, S. L. (2014). Estimating postural control with the balance rehabilitation unit. Measurement consistency, accuracy, validity, and comparison with dynamic posturography. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 95 (1), 65-73.
- Alahmari, K. A., Sparto, P. J., Marchetti, G. F., Redfern, M. S., Furman, J. M., & Whitney, S. L. (2014). Comparison of virtual reality based therapy with customized vestibular physical therapy for the treatment of vestibular disorders. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22 (2), 389-399.
- Albers, S., Klapper, D., Konradt, U., Walter, A. & Wolf, J. (Hrsg.). (2009). *Methodik der empirischen Forschung*. Wiesbaden: Gabler.
- Alonso, A. C., Brech, G. C., Bourquin, A. M., & Greve, J. M. D.'A. (2011). The influence of lower-limb dominance on postural balance. *Sao Paulo Medical Journal*, 129 (6), 410-413.
- Alpini, D., Mattei, V., Schlecht, H., & Kohen-Raz, R. (2008). Postural control modifications induced by synchronized ice skating. *Sport Sciences for Health*, 3 (1-2), 11-17.
- Alsalaheen, B. A., Haines, J., Yorke, A., Stockdale, K., & Broglio, S. (2015). Reliability and concurrent validity of instrumented balance error scoring system using a portable force plate system. *The Physician and sportsmedicine*, 43 (3), 221-226.
- Amoud, H., Abadi, M., Hewson, D. J., Michel-Pellegrino, V., Doussot, M., & Duchêne, J. (2007). Fractal time series analysis of postural stability in elderly and control subjects. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 4 (1), 12.
- Arkov, V. V., Abramova, T. F., Nikitina, T. M., Ivanov, V. V., Suprun, D. V., Shkurnikov, M. U. et al. (2009). Comparative Study of Stabilometric Parameters in Sportsmen of Various Disciplines. *Bulletin of Experimental Biology and Medicine*, 147 (2), 233-235.
- Ashton-Miller, J. A., Wojtys, E. M., Huston, L. J., & Fry-Welch, D. (2001). Can proprioception really be improved by exercises? *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*, 9 (3), 128-136.
- Atkins, P., & Jones, L. (2008). *Chemical Principles. The Quest for Insight*. San Francisco: WH Freeman.
- Atkins, P. W., & Paula, J. de. (2012). *Physikalische Chemie*. Weinheim: Wiley-VCH.
- Bachman, J. C. (1961). Specificity vs. generality in learning and performing two large muscle motor tasks. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 32 (1), 3-11.
- Baratto, L., Morasso, P. G., Re, C., & Spada, G. (2002). A new look at posturographic analysis in the clinical context. Sway-density versus other parameterization techniques. *Motor control*, 6 (3), 246-270.
- Bauer, C., Gröger, I., Rupperecht, R., & Gassmann, K. G. (2008). Intrasession reliability of force platform parameters in community-dwelling older adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 89 (10), 1977-1982.
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., & Williams, J. I. (1995). The Balance Scale. Reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 27 (1), 27-36.
- Blaser, P., Witte, K., & Stucke, C. (Hrsg.). (1994). *Steuer- und Regelvorgänge der menschlichen Mororik*. Augustin: Academia.
- Błaszczuk, J. W. (2016). The use of force-plate posturography in the assessment of postural instability. *Gait & Posture*, 44, 1-6.
- Blume, D. D. (1978). Zu einigen wesentlichen theoretischen Grundpositionen für die Untersuchung der koordinativen Fähigkeiten. *Theorie und Praxis der Körperkultur*, 27 (1), 29-36.
- Böer, J., Mueller, O., Krauss, I., Haupt, G., & Horstmann, T. (2010). Zuverlässigkeitsprüfung eines Messverfahrens zur Charakterisierung des Standverhaltens und Quantifizierung des Balancevermögens auf einer instabilen Plattform (Posturomed). *Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, 24 (1), 40-45.
- Böer, R. (2006). *Charakterisierung des Balanceverhaltens von Gesunden, Hüft- und Kniepatienten auf dem Posturomed*. Dissertation, Eberhard Karls Universität. Tübingen.
- Bortz, J., & Döring, N. (2006). *Forschungsmethoden und Evaluation. Für Human- und Sozialwissenschaftler*. Heidelberg: Springer.
- Bös, K. (Hrsg.). (2001). *Handbuch Motorische Tests (Bd. 2)*. Göttingen: Hogrefe.

- Bös, K. (Hrsg.). (2009). *Motorik-Modul. Eine Studie zur motorischen Leistungsfähigkeit und körperlich-sportlichen Aktivität von Kindern und Jugendlichen in Deutschland ; Abschlussbericht zum Forschungsprojekt* (Forschungsreihe / Bundesministerium für Familie, Senioren, Frauen und Jugend, Bd. 5, 1. Aufl., Stand: Januar 2009). Baden-Baden: Nomos-Verl.
- Bös, K. (Hrsg.). (2017). *Handbuch Motorische Tests. Sportmotorische Tests, Motorische Funktionstests, Fragebögen zur körperlich-sportlichen Aktivität und sportpsychologische Diagnoseverfahren*. Göttingen: Hogrefe.
- Bös, K., & Mechling, H. (1983). *Dimensionen sportmotorischer Leistungen*. Schorndorf: Hofmann.
- Bös, K., Wydra, G., & Karisch, G. (1992). *Gesundheitsförderung durch Bewegung, Spiel und Sport. Ziele und Methoden des Gesundheitssports in der Klinik*. Fürth: Perimed
- Bös, K. & Schlenker, L. (2011). Deutscher Motorik-Test 6-18 (DMT 6-18). In M. Krüger & N. Neuber (Hrsg.), *Bildung im Sport. Beiträge zu einer zeitgemäßen Bildungsdebatte* (Bildung und Sport, 1, 1. Aufl., S. 337-355). Wiesbaden: Springer.
- Boulgarides, L. K., McGinty, S. M., Willett, J. A., & Barnes, C. W. (2003). Use of clinical and impairment-based tests to predict falls by community-dwelling older adults. *Physical therapy*, 83 (4), 328-339.
- Brödemann. (2003). *Der Einfluss des Alters und des Akustikusneurinoms auf die Gleichgewichtsfunktion. Eine Untersuchung mittels statischer und dynamischer Posturographie*. Dissertation, Otto- von- Guericke-Universität. Magdeburg.
- Brown, R. C. & Kenyon, G. S. (Hrsg.). (1968). *Classical studies on physical activity*. New Jersey: Prentice Hall.
- Browne, J. E., & O'Hare, N. J. (2001). Review of the different methods for assessing standing balance. *Physiotherapy*, 87 (9), 489-495.
- Burleigh, A. L., Horak, F. B., & Malouin, F. (1994). Modification of postural responses and step initiation. Evidence for goal-directed postural interactions. *Journal of neurophysiology*, 72 (6), 2892-2902.
- Calmels, P., Escafit, M., Domenach, M., & Minaire, P. (1991). Posturographic evaluation of the proprioceptive effect of ankle orthoses in healthy volunteers. *International disability studies*, 13 (2), 42-45.
- Carpenter, M. G., Frank, J. S., Winter, D. A., & Peysar, G. W. (2001). Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait & Posture*, 13 (1), 35-40.
- Cavagna, G. A., Thys, H., & Zamboni, A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *The Journal of physiology*, 262 (3), 639-657.
- Chapman, D. W., Needham, K. J., Allison, G. T., Lay, B., & Edwards, D. J. (2008). Effects of experience in a dynamic environment on postural control. *British journal of sports medicine*, 42 (1), 16-21.
- Chaudhry, H., Findley, T., Quigley, K. S., Bukiet, B., Ji, Z., Sims, T. et al. (2004). Measures of postural stability. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 41 (5).
- Chiari, L., Cappello, A., Lenzi, D., & Della Croce, U. (2000). An improved technique for the extraction of stochastic parameters from stabilograms. *Gait & Posture*, 12 (3), 225-234.
- Chow, G. C. C., Fong, S. S. M., Chung, J. W. Y., Chung, L. M. Y., Ma, A. W. W., & Macfarlane, D. J. (2016). Determinants of sport-specific postural control strategy and balance performance of amateur rugby players. *Journal of science and medicine in sport*, 19 (11), 946-950.
- Cipriany-Dacko, L. M., Innerst, D., Johannsen, J., & Rude, V. (1997). Interrater reliability of the Tinetti Balance Scores in novice and experienced physical therapy clinicians. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 78 (10), 1160-1164.
- Clark, S., & Iltis, P. W. (2008). Effects of dynamic head tilts on sensory organization test performance. A comparison between college-age athletes and nonathletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38 (5), 262-268.
- Clément, G., Deguine, O., Parant, M., Costes-Salon, M.-C., Vasseur-Clausen, P., & Pavy-LeTraon, A. (2001). Effects of cosmonaut vestibular training on vestibular function prior to spaceflight. *European journal of applied physiology*, 85 (6), 539-545.
- Conradsson, M., Lundin-Olsson, L., Lindelöf, N., Littbrand, H., Malmqvist, L., Gustafson, Y. et al. (2007). Berg balance scale. Intrarater test-retest reliability among older people dependent in activities of daily living and living in residential care facilities. *Physical therapy*, 87 (9), 1155-1163.
- Cumbee, F. Z. (1954). A factorial analysis of motor co-ordination. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 25 (4), 412-428.
- Cumbee, F. Z., Meyer, M., & Peterson, G. (2013). Factorial Analysis of Motor Co-ordination Variables for Third and Fourth Grade Girls. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 28 (2), 100-108.
- DeAngelis, D. L., & Waterhouse, J. C. (1987). Equilibrium and Nonequilibrium Concepts in Ecological Models. *Ecological Monographs*, 57 (1), 1-21.
- Demura, S.-I., Kitabayashi, T., & Aoki, H. (2008). Body-sway characteristics during a static upright posture in the elderly. *Geriatrics & gerontology international*, 8 (3), 188-197.
- Diener, H.-C., & Dichgans, J. (1988). On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans. *Progress in Brain Research*, 76, 253-262.

- Dietz, F. (2006). *Psychologie* (Psychologie, Bd. 2, 1. Aufl.). Marburg/Lahn: Medi-Learn.
- Dontsova, Z. S., & La Shkvirskaia. (1979). Changes in postsynaptic direct inhibition of spinal reflexes following removal of the anterior lobe of the cerebellum. *Fiziologicheskii zhurnal*, 25 (5), 497.
- Doyle, R. J., Hsiao-Wecksler, E. T., Ragan, B. G., & Rosengren, K. S. (2007). Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. *Gait & Posture*, 25 (2), 166-171.
- Doyle, T. L., Newton, R. U., & Burnett, A. F. (2005). Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86 (10), 2034-2040.
- Drowatzky, J. N., & Zuccato, F. C. (1967). Interrelationships between selected measures of static and dynamic balance. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 38 (3), 509-510.
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional reach. A new clinical measure of balance. *Journal of gerontology*, 45 (6), 192-97.
- Egerton, F. N. (1973). Changing Concepts of the Balance of Nature. *The Quarterly Review of Biology*, 48 (2), 322-350.
- Ernst, A., & Allum, J. H. J. (2001). Posturographische Verfahren in der vestibulären Diagnostik. *Vestibuläre Untersuchungsmethoden*, 112-120.
- Ernst, A. & Basta, D. (Hrsg.). (2014). *Vertigo-Neue Horizonte in Diagnostik und Therapie*: Springer.
- Ferber-Viart, C., Ionescu, E., Morlet, T., Froehlich, P., & Dubreuil, C. (2007). Balance in healthy individuals assessed with Equitest. Maturation and normative data for children and young adults. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 71 (7), 1041-1046.
- Fetz, F. (1972). *Bewegungslehre der Leibesübungen*. Frankfurt: Limpert.
- Fetz, F. (1989). *Bewegungslehre der Leibesübungen*. Wien: Österreichischer Bundesverlag.
- Filloux, F. M. (1996). Neuropathophysiology of movement disorders in cerebral palsy. *Journal of Child Neurology*, 11 (1), 5-12.
- Fitzpatrick, R. C., Gorman, R. B., Burke, D., & Gandevia, S. C. (1992). Postural proprioceptive reflexes in standing human subjects. Bandwidth of response and transmission characteristics. *The Journal of physiology*, 458 (1), 69-83.
- Fitzpatrick, R., & Di McCloskey. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of physiology*, 478 (1), 173-186.
- Fleishman, E. A. (1975). Toward a taxonomy of human performance. *American Psychologist*, 30 (12), 1127.
- Fleishman, E. A., & Hempel, W. E. (1954). Changes in factor structure of a complex psychomotor test as a function of practice. *Psychometrika*, 19 (3), 239-252.
- Fong, S. S. M., Chung, J. W. Y., Ng, S. S. M., Ma, A. W. W., Chow, L. P. Y., & Tsang, W. W. N. (2014). Differential postural control and sensory organization in young tennis players and taekwondo practitioners. *Motor control*, 18 (2), 103-111.
- Fu, A. S. N., & Hui-Chan, C. W. Y. (2005). Ankle joint proprioception and postural control in basketball players with bilateral ankle sprains. *The American journal of sports medicine*, 33 (8), 1174-1182.
- Gage, W. H., Winter, D. A., Frank, J. S., & Adkin, A. L. (2004). Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait & Posture*, 19 (2), 124-132.
- Gao, K. L., Hui-Chan, C. W. Y., & Tsang, W. W. N. (2011). Golfers have better balance control and confidence than healthy controls. *European journal of applied physiology*, 111 (11), 2805-2812.
- Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of physiology*, 514 (3), 915-928.
- Gekle, M. (Hrsg.). (2010). *Taschenlehrbuch Physiologie. 70 Tabellen*. Stuttgart: Thieme.
- Gerbino, P. G., Griffin, E. D., & Zurakowski, D. (2007). Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players. *Gait & Posture*, 26 (4), 501-507.
- Giesen, B. (1991). Soziales System und sozialer Wandel - zum Begriff der Systemtheorie. In H. Kerber (Hrsg.), *Soziologie. Arbeitsfelder, Theorien, Ausbildung ; ein Grundkurs* (S. 297-301). Reinbek bei Hamburg: Rowohlt.
- Gigelberger, S., Korn, T. & März, M. (2013). *Anleitung zum Physikpraktikum für Chemiker. Gekoppelte Pendel*. Praktikumsanleitung, Universität Regensburg. Regensburg.
- Göhner, U. (1992). *Einführung in die Bewegungslehre. Die sportlichen Bewegungen* (Sport und Sportunterricht, Bd. 4). Schorndorf: Hofmann.
- Golomer, E., Crémieux, J., Dupui, P., Isableu, B., & Ohlmann, T. (1999). Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neuroscience letters*, 267 (3), 189-192.
- Granacher, U., Gruber, M., & Gollhofer, A. (2009). Auswirkung von sensomotorischem Training auf die posturale Kontrolle älterer Männer. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 60 (12), 16-22.
- Granert, J. P. (2005). *Koordinationstrainingstherapie im Spacecurl. Posturographische Ergebnisse bei Pflegepersonal mit Rückenschmerzen*. Dissertation, Martin-Luther-Universität. Halle.
- Gray, G. W. (1995). *Lower extremity functional profile*. Las Vegas: Wynn Marketing, Incorporated.
- Grefkes, C., & Fink, G. R. (2007). Somatosensorisches System. In F. Schneider & G. R. Fink (Hrsg.), *Funktionelle MRT in Psychiatrie und Neurologie* (S. 279-296). Berlin, Heidelberg: Springer .

- Groeben, N., & Scheele, B. (1993). Bewusstseinsstufen in sportlichen Lernprozessen. *Forschungsproblem: Zur Innensicht in Lern- und Optimierungsprozessen*, 139-153.
- Gross, D., Hauger, W., & Wriggers, P. (2018). *Technische Mechanik 4*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Gründer, S. (2010). Gleichgewichtssinn. In M. Gekle (Hrsg.), *Taschenlehrbuch Physiologie. 70 Tabellen* (S. 672-680). Stuttgart: Thieme.
- Gunkel, M. (2011). *Posturale Stabilität bei M. Parkinson*. Berlin: Freie Universität Berlin.
- Haid, C. T. (1990). *Vestibularisprüfung und vestibuläre Erkrankungen. Ein Leitfadens für Praxis und Klinik zur Diagnostik und Therapie von Schwindel und Gleichgewichtsstörungen*. Berlin Heidelberg New York: Springer.
- Harringe, M. L., Halvorsen, K., Renström, P., & Werner, S. (2008). Postural control measured as the center of pressure excursion in young female gymnasts with low back pain or lower extremity injury. *Gait & Posture*, 28 (1), 38-45.
- Harro, C. C., & Garascia, C. (2018). Reliability and Validity of Computerized Force Platform Measures of Balance Function in Healthy Older Adults. *Journal of geriatric physical therapy* (2001), 1955-1964.
- Hauger, W., Schnell, W., & Gross, D. (1989). *Prinzipien der Mechanik*. Heidelberg: Springer.
- Hauger, W., Schnell, W., & Gross, D. (1989). *Technische Mechanik 3. Kinetik* (2. Aufl.). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Hebert, J. R., & Manago, M. M. (2017). Reliability and Validity of the Computerized Dynamic Posturography Sensory Organization Test in People with Multiple Sclerosis. *International journal of MS care*, 19 (3), 151-157.
- Heidemann, K. (2006). *Bewegungskoordination im Alter. Eine experimentelle Studie zum Training der Gleichgewichtsfähigkeit*. Dissertation, Christian-Albrechts-Universität zu Kiel. Kiel.
- Henry, F. M. (1968). Specificity vs. Generality in Learning Motor Skill. In R. C. Brown & G. S. Kenyon (Hrsg.), *Classical studies on physical activity* (S. 331-340). New Jersey: Prentice Hall.
- Henry, F. M. (2016). Reaction Time – Movement Time Correlations. *Perceptual and Motor Skills*, 12 (1), 63-66.
- Hertel, J. (2000). Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports medicine*, 29 (5), 361-371.
- Hick, C., & Hick, A. (2013). *Mediscript Kurzlehrbuch Physiologie* (7. Aufl.). München: Urban & Fischer.
- Himme, A. (2009). Gütekriterien der Messung. Reliabilität, Validität und Generalisierbarkeit. In S. Albers, D. Klapper, U. Konradt, A. Walter & J. Wolf (Hrsg.), *Methodik der empirischen Forschung* (S. 485-500). Wiesbaden: Gabler.
- Hirtz, P. (1964). Zur Bewegungseigenschaft Gewandtheit. *Theorie und Praxis der Körperkultur*, 13 (8), 729-735.
- Hirtz, P. (1977). Struktur und Entwicklung koordinativer Leistungsvoraussetzungen bei Schulkindern. *Theorie und Praxis der Körperkultur*, 26 (7), 503-510.
- Hirtz, P. (1985). *Koordinative Fähigkeiten im Schulsport. Vielseitig-variationsreich-ungewohnt*. Berlin: Volk und Wissen.
- Hirtz, P., Hotz, A., & Ludwig, G. (2005). *Gleichgewicht* (Praxisideen Bewegungskompetenzen, 2, 2., unveränd. Aufl.). Schorndorf: Hofmann.
- Hof, A. L., Gazendam, M. G.J., & Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of biomechanics*, 38 (1), 1-8.
- Hoffman, M., Schrader, J., Applegate, T., & Koceja, D. (1998). Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *Journal of athletic training*, 33 (4), 319-322.
- Hoogvliet, P., van Duyl, W. A., Bakker, J. V. de, Mulder, P. G. H., & Stam, H. J. (1997). A model for the relation between the displacement of the ankle and the center of pressure in the frontal plane, during one-leg stance. *Gait & Posture*, 6 (1), 39-49.
- Horak, F. B., Frank, J., & Nutt, J. (1996). Effects of dopamine on postural control in parkinsonian subjects. Scaling, set, and tone. *Journal of neurophysiology*, 75 (6), 2380-2396.
- Horak, F. B., & Moore, S. P. (1993). The effect of prior leaning on human postural responses. *Gait & Posture*, 1 (4), 203-210.
- Horak, F. B., Nashner, L. M., & Diener, H. C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*, 82 (1), 167-177.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium. What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*, 35 (2), 1007-1011.
- Horak, F. B., Henry, S. M., & Shumway-Cook, A. (1997). Postural perturbations. New insights for treatment of balance disorders. *Physical therapy*, 77 (5), 517-533.
- Horak, F. B., Wrisley, D. M., & Frank, J. (2009). The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical therapy*, 89 (5), 484-498.
- Hossner, E.-J. (1995). *Module der Motorik*. Schorndorf: Hofmann.
- Hughes, T., & Rochester, P. (2008). The effects of proprioceptive exercise and taping on proprioception in subjects with functional ankle instability. A review of the literature. *Physical Therapy in Sport*, 9 (3), 136-147.
- Ishigaki, H., & Miyao, M. (1993). Differences in dynamic visual acuity between athletes and nonathletes. *Perceptual and Motor Skills*, 77 (3), 835-839.

- Jáuregui-Renaud, K., Kovacsóvics, B., Vrethem, M., Odjvist, L. M., & Ledin, T. (1998). Dynamic and randomized perturbed posturography in the follow-up of patients with polyneuropathy. *Archives of medical research*, 29 (1), 39-44.
- Jayakaran, P., Johnson, G. M., & Sullivan, S. J. (2011). Test-retest reliability of the Sensory Organization Test in older persons with a transtibial amputation. *PM&R*, 3 (8), 723-729.
- Kahneman, D. (1973). *Attention and effort* (Prentice Hall series in experimental psychology). Englewood Cliffs: Prentice Hall.
- Kamke, D., & Walcher, W. (1994). *Physik für Mediziner* (2., überarbeitete und erweiterte Auflage). Stuttgart: Teubner.
- Karlsson, A., & Frykberg, G. (2000). Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clinical Biomechanics*, 15 (5), 365-369.
- Karlsson, A., & Lanshammar, H. (1997). Analysis of postural sway strategies using an inverted pendulum model and force plate data. *Gait & Posture*, 5 (3), 198-203.
- Kars, H. J.J., Hijmans, J. M., Geertzen, J. H. B., & Zijlstra, W. (2009). The effect of reduced somatosensation on standing balance. A systematic review. *Journal of diabetes science and technology*, 3 (4), 931-943.
- Kerber, H. (Hrsg.). (1991). *Soziologie. Arbeitsfelder, Theorien, Ausbildung ; ein Grundkurs*. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt.
- Kiers, H., van Dieën, J., Dekkers, H., Wittink, H., & Vanhees, L. (2013). A systematic review of the relationship between physical activities in sports or daily life and postural sway in upright stance. *Sports medicine*, 43 (11), 1171-1189.
- Kim, D., van Ryssegem, G., & Hong, J. (2011). Overcoming the myth of proprioceptive training. *Clinical Kinesiology: Journal of the American Kinesiotherapy Association*, 65 (1), 18-29.
- Kiphard, E. J., & Schilling, F. (2007). *Körperkoordinationstest für Kinder. KTK*. Göttingen: Beltz-Test.
- Kiss, R. M. (2011). A new parameter for characterizing balancing ability on an unstable oscillatory platform. *Medical engineering & physics*, 33 (9), 1160-1166.
- Kitabayashi, T., Demura, S., & Noda, M. (2003). Examination of the factor structure of center of foot pressure movement and cross-validity. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 22 (6), 265-272.
- Kloos, A. D., Dal Bello-Haas, V., Thome, R., Cassidy, J., Lewis, L., Cusma, T. et al. (2004). Interrater and intrarater reliability of the Tinetti Balance Test for individuals with amyotrophic lateral sclerosis. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 28 (1), 12-19.
- Knecht, S., & Ringelstein, E. B. (1999). Neuronal plasticity exemplified by the somatosensory system. *Der Nervenarzt*, 70 (10), 889-898.
- Kohen-Raz, R. (1991). Application of tetra-ataxiometric posturography in clinical and developmental diagnosis. *Perceptual and Motor Skills*, 73 (2), 635-656.
- Kohmura, Y., & Yoshigi, H. (2004). Training effects of visual function on college baseball players. *Measurement Performance*, 1, 23-17.
- Kontinen, N., Lyytinen, H., & Era, P. (1999). Brain slow potentials and postural sway behavior during sharpshooting performance. *Journal of motor behavior*, 31 (1), 11-20.
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of chiropractic medicine*, 15 (2), 155-163.
- Kopinski, S., Engel, T., Mueller, S., & Mayer, F. (2013, November). *Reliability of Postural Control During Stable and Unstable Situations in Young Athletes* EFSMA 8th European Congress of Sports Medicine, Strasburg.
- Krityakiarana, W., & Jongkamonwiwat, N. (2016). Comparison of balance performance between Thai classical dancers and non-dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 20 (2), 72-78.
- Krüger, M. & Neuber, N. (Hrsg.). (2011). *Bildung im Sport. Beiträge zu einer zeitgemäßen Bildungsdebatte* (Bildung und Sport, Bd. 1, 1. Aufl.). Wiesbaden: Springer.
- Lafond, D., Corriveau, H., Hébert, R., & Prince, F. (2004). Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85 (6), 896-901.
- LaPorte, J. A., & Broeder, C. E. (2007). Test-Retest Reliability Of The Tetrax Balance System in Frail Seniors. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39, 249.
- Leddy, A. L., Crouner, B. E., & Earhart, G. M. (2011). Utility of the Mini-BESTest, BESTest, and BESTest sections for balance assessments in individuals with Parkinson disease. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 35 (2), 90.
- Ledin, T., Kronhed, A. C., Möller, C., & Möller, M. (1990). Effects of balance training in elderly evaluated by clinical tests and dynamic posturography. *Journal of vestibular research: equilibrium & orientation*, 1 (2), 129-138.
- Leitner, C., Mair, P., Paul, B., Wick, F., Mittermaier, C., Sycha, T. et al. (2009). Reliability of posturographic measurements in the assessment of impaired sensorimotor function in chronic low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19 (3), 380-390.
- Liao, H.-F., Mao, P.-J., & Hwang, A.-W. (2001). Test-retest reliability of balance tests in children with cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*, 43 (3), 180-186.



- Lin, D., Seol, H., Nussbaum, M. A., & Madigan, M. L. (2008). Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait & Posture*, 28 (2), 337-342.
- Lippens, V. (2005, Februar). *Reading can facilitate balancing on the gyro* Recherches actuelles en science du sport, Paris.
- Lippens, V. (2017). *Make the task in the laboratory more functionally representative! From 'standing still' to 'swaying smart'. Approaches of postural control in the context of action.*
- Lippens, V., & Nagel, V. (2009). Gleichgewichtsleistungen im Handlungsbezug. *Sportwissenschaft*, 39 (4), 318.
- Loosch, E. (1999). *Allgemeine Bewegungslehre*. Wiebelsheim: Limpert.
- Loosch, E. & Tamme, M. (Hrsg.). (1997). *Motorik - Struktur und Funktion. 4. Symposium der dvs-Sektion Sportmotorik vom 25. - 27.1.1996 in Erfurt* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, Bd. 79, 1. Aufl.). Hamburg: Czwalina.
- Ludwig, O., & Schmitt, E. (2006). Neurokybernetik der Körperhaltung. *Haltung und Bewegung*, 26 (1), 5-14.
- Magill, R. A. (1998). Knowledge is more than we can talk about. Implicit learning in motor skill acquisition. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 69 (2), 104-110.
- Magnusson, M., Enbom, H., Johansson, R., & Pyykkö, I. (1990). Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control. The effect of hypothermia on vibration-induced body-sway. *Acta otolaryngologica*, 110 (3-4), 182-188.
- Martin, D., Carl, K., & Lehnertz, K. (1991). *Handbuch Trainingswissenschaft*. Schorndorf: Hofmann.
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current opinion in neurobiology*, 4 (6), 877-887.
- Mathias, S., Nayak, U. S., & Isaacs, B. (1986). Balance in elderly patients. The " get-up and go" test. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 67 (6), 387-389.
- Mattacola, C. G., & Lloyd, J. W. (1997). Effects of a 6-week strength and proprioception training program on measures of dynamic balance. A single-case design. *Journal of athletic training*, 32 (2), 127.
- Mechling, H., & Blischke, K. (2003). *Handbuch Bewegungswissenschaft - Bewegungslehre* (Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport). Schorndorf: Hofmann.
- Meinel, K., & Schnabel, G. (2006). *Bewegungslehre - Sportmotorik. Abriß einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt* (10., durchges. und akt. Aufl.). Aachen: Meyer & Meyer.
- Meinel, K. & Schnabel, G. (Hrsg.). (1987). *Bewegungslehre - Sportmotorik*. Berlin: Volk & Wissen.
- Mergner, T., Huethe, F., Maurer, C., & Ament, C. (2006). Human equilibrium control principles implemented into a bi-ped humanoid robot. In Zielinska, T. & Zielinski, C. (Hrsg.), *Romansy 16. Robot Design, Dynamics and Control* (S. 271-278). Wiesbaden: Springer.
- Meunier, S., & Pierrot-Deseilligny, E. (1998). Cortical control of presynaptic inhibition of Ia afferents in humans. *Experimental Brain Research*, 119 (4), 415-426.
- Mulder, T. (2007). *Das adaptive Gehirn. Über Bewegung, Bewusstsein und Verhalten*. Stuttgart: Thieme.
- Mülly, K. (1933). *Vom Gleichgewicht beim Skifahren*. Zürich: Aschmann & Scheller.
- Murray, M. P., Seireg, A. A., & Sepic, S. B. (1975). Normal postural stability and steadiness. Quantitative assessment. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 57 (4), 510-516.
- Nashner, L. M., & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements. A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and brain sciences*, 8 (1), 135-150.
- Navon, D., & Gopher, D. (1979). On the economy of the human-processing system. *Psychological review*, 86 (3), 214.
- Neumaier, A. & Mechling, H. (1994). Taugt das Konzept koordinativer Fähigkeiten als Grundlage für sportartspezifisches Koordinationstraining? In Blaser, P., Witte, K., & Stucke, C. (Hrsg.), *Steuer- und Regelvorgänge der menschlichen Motorik*. Augustin: Academia.
- Ng, S. S., & Hui-Chan, C. W. (2005). The timed up & go test. Its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86 (8), 1641-1647.
- Noe, F., & Paillard, T. (2005). Is postural control affected by expertise in alpine skiing? *British journal of sports medicine*, 39 (11), 835-837.
- Norman, D. A., & Bobrow, D. G. (1975). On data-limited and resource-limited processes. *Cognitive psychology*, 7 (1), 44-64.
- Olivier, N. (1997). Zur Fertigkeitsspezifität der Gleichgewichtsregulation. In E. Loosch & M. Tamme (Hrsg.), *Motorik - Struktur und Funktion. 4. Symposium der dvs-Sektion Sportmotorik vom 25. - 27.1.1996 in Erfurt* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 79, 1. Aufl., S. 72-75). Hamburg: Czwalina.
- Opper, E., Worth, A., Wagner, M., & Bös, K. (2007). Motorik-Modul (MoMo) im Rahmen des Kinder-und Jugendgesundheits surveys (KiGGS). *Bundesgesundheitsblatt-Gesundheitsforschung-Gesundheitsschutz*, 50 (5), 879-888.
- Pang, M. Y. C., Lam, F. M., Wong, G. H., Au, I. H., & Chow, D. L. (2011). Balance performance in head-shake computerized dynamic posturography. Aging effects and test-retest reliability. *Physical therapy*, 91 (2), 246-253.

- Perry, S. D., McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (2000). The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain research*, 877 (2), 401-406.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*, 88 (3), 1097-1118.
- Peterka, R. J. (2009). Comparison of human and humanoid robot control of upright stance. *Journal of physiology, Paris*, 103 (3-5), 149-158.
- Pfeifer, K., Banzer, W., Hänsel, F., Hübscher, M., Vogt, L., & Zech, A. (2009). *Wissenschaftliche Expertise „Sensomotorisches Training – Propriozeptives Training“*. Köln: Sportverlag Strauß.
- Pickerill, M. L., & Harter, R. A. (2011). Validity and reliability of limits-of-stability testing. A comparison of 2 postural stability evaluation devices. *Journal of athletic training*, 46 (6), 600-606.
- Pieper, S. (2007). *Sensoren und Aktoren von autonomen Robotern. Eine Analyse für die Ausbildung*. Staatsexamensarbeit, Westfälische Wilhelms Universität. Münster.
- Pinsault, N., Fleury, A., Virone, G., Bouvier, B., Vaillant, J., & Vuillermé, N. (2008). Test-retest reliability of cervicocephalic relocation test to neutral head position. *Physiotherapy theory and practice*, 24 (5), 380-391.
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical rehabilitation*, 14 (4), 402-406.
- Prentice, S. D., & Drew, T. (2001). Contributions of the reticulospinal system to the postural adjustments occurring during voluntary gait modifications. *Journal of neurophysiology*, 85 (2), 679-698.
- Raibert, M. H. & Hodgins, J. K. (Hrsg.). (1991). *Animation of dynamic legged locomotion*: ACM.
- Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21 (1), 48-58.
- Reiß, M. (2009). *Facharztwissen HNO-Heilkunde. Differenzierte Diagnostik und Therapie*. Berlin Heidelberg New York: Springer Science & Business Media.
- Reiß, M., & Reiß, G. (2015). *Gleichgewichtsdiagnostik. Videonystagmographie und neue Untersuchungsmethoden*. Berlin Heidelberg New York: Springer.
- Riddle, D. L., & Stratford, P. W. (1999). Interpreting validity indexes for diagnostic tests. An illustration using the Berg balance test. *Physical therapy*, 79 (10), 939-948.
- Riemann, B. L., Guskiewicz, K. M., & Shields, E. W. (1999). Relationship between clinical and forceplate measures of postural stability. *Journal of sport rehabilitation*, 8 (2), 71-82.
- Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2003). Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multi-axial surfaces. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84 (1), 90-95.
- Risberg, M. A., Mørk, M., Jenssen, H. K., & Holm, I. (2001). Design and implementation of a neuromuscular training program following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31 (11), 620-631.
- Riva, D., Bianchi, R., Rocca, F., & Mamo, C. (2016). Proprioceptive Training and Injury Prevention in a Professional Men's Basketball Team. A Six-Year Prospective Study. *Journal of strength and conditioning research*, 30 (2), 461-475.
- Robinson, R. H., & Gribble, P. A. (2008). Support for a reduction in the number of trials needed for the star excursion balance test. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 89 (2), 364-370.
- Rogind, H., Simonsen, H., Era, P., & Bliddal, H. (2003). Comparison of Kistler 9861A force platform and Chattecx Balance SystemR for measurement of postural sway. Correlation and test-retest reliability. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 13 (2), 106-114.
- Röhler, R. (1973). *Biologische Kybernetik. Regelungsvorgänge in Organismen* (Teubner Studienbücher der Biologie). Wiesbaden: Vieweg+Teubner.
- Roth, K. (1982). *Strukturanalyse koordinativer Fähigkeiten*. Bad Homburg: Limpert.
- Roth, K. (1999). Die fähigkeitsorientierte Betrachtungsweise (Differentielle Motorikforschung). *Bewegungswissenschaft*, 227-287.
- Röthig, P. (1992). *Sportwissenschaftliches Lexikon* (Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport, 6., völlig neu bearb. Aufl.). Schorndorf: Hofmann.
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – a systematic review of the literature. *Gait & Posture*, 32 (4), 436-445.
- Saether, R., Helbostad, J. L., Riphagen, I. I., & Vik, T. (2013). Clinical tools to assess balance in children and adults with cerebral palsy. A systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 55 (11), 988-999.
- Salavati, M., Hadian, M. R., Mazaheri, M., Negahban, H., Ebrahimi, I., Talebian, S. et al. (2009). Test-retest reliability corrected of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. *Gait & Posture*, 29 (3), 460-464.

- Santos, B. R., Delisle, A., Larivière, C., Plamondon, A., & Imbeau, D. (2008). Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. *Gait & Posture*, 27 (3), 408-415.
- Schädler, S. (2016). *Gleichgewicht und Schwindel. Grundlagen Untersuchung Therapie*. München: Urban & Fischer in Elsevier.
- Scherer, H. (1997). *Das Gleichgewicht* (2. akt. Aufl). Berlin Heidelberg New York: Springer.
- Scherer, H. (1992). *Das Gleichgewicht. Erkrankungen, Kinetosen, Differentialdiagnose*. Berlin Heidelberg New York: Springer.
- Schmid, M., Conforto, S., Camomilla, V., Cappozzo, A., & D'alessio, T. (2002). The sensitivity of posturographic parameters to acquisition settings. *Medical engineering & physics*, 24 (9), 623-631.
- Schmidt, D., Germano, A. M. C., & Milani, T. L. (2015). Aspects of Dynamic Balance Responses. Inter- and Intra-Day Reliability. *PloS one*, 10 (9), e0136551.
- Schmidt, R. F., & Thews, G. (1996). *Human Physiology* (2. Auflage). Moskau: MIR.
- Schmidt, R. A., & Young, D. E. (1991). Methodology for motor learning. A paradigm for kinematic feedback. *Journal of motor behavior*, 23 (1), 13-24.
- Schmidt, R. F. & Lang, F. (Hrsg.). (2007). *Physiologie des Menschen. Mit Pathophysiologie* (Springer-Lehrbuch, 30., neu bearbeitete und aktualisierte Auflage). Berlin, Heidelberg: Springer Medizin Verlag Heidelberg.
- Schmidt, R. F., Lang, F., & Heckmann, M. (2011). *Physiologie des menschen. Mit pathophysiologie*. Heidelberg: Springer.
- Schneider, F. & Fink, G. R. (Hrsg.). (2007). *Funktionelle MRT in Psychiatrie und Neurologie*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Schnell, D. (1999). Wieviel Auge braucht der Sport? *Deutsches Ärzteblatt*, 96 (14), 14.
- Scholtz, A. W., & Jäkel, M. (2014). SpaceCurl-Therapieoption bei peripher-vestibulären Störungen. In Ernst, A. & Basta, D. (Hrsg.), *Vertigo-Neue Horizonte in Diagnostik und Therapie* (S. 37-43). Springer.
- Schweigart, G., & Mergner, T. (2008). Human stance control beyond steady state response and inverted pendulum simplification. *Experimental Brain Research*, 185 (4), 635-653.
- Schweitzer, J, Dörflinger, J., & Jopp, R. (2010). *Das „Inverse Pendel“*. *Prozessdatenverarbeitung*.
- Schwesig, R., Kluttig, A., Leuchte, S., Becker, S., Schmidt, H., & Esperer, H. D. (2009). The impact of different sports on posture regulation. *Sportverletzung· Sportschaden*, 23 (3), 148-154.
- Schwesig, R. (2006). *Das posturale System in der Lebensspanne*. Hamburg: Kovač.
- Schwesig, R., Becker, S., & Fischer, D. (2014). Intraobserver reliability of posturography in healthy subjects. *Somatosensory & motor research*, 31 (1), 16-22.
- Schwesig, R., Fischer, D., Becker, S., & Lauenroth, A. (2014). Intraobserver reliability of posturography in patients with vestibular neuritis. *Somatosensory & motor research*, 31 (1), 28-34.
- Schwesig, R., Fischer, D., Lauenroth, A., Becker, S., & Leuchte, S. (2013). Can falls be predicted with gait analytical and posturographic measurement systems? A prospective follow-up study in a nursing home population. *Clinical rehabilitation*, 27 (2), 183-190.
- Shepard, N. T., Smith-Wheelock, M., Telian, S. A., & Raj, A. (1993). Vestibular and balance rehabilitation therapy. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 102 (3), 198-205.
- Shupert, C. L., & Horak, F. B. (1999). Adaptation of Postural Control in Normal and Pathologic Aging. Implications for Fall Prevention Programs. *Journal of Applied Biomechanics*, 15 (1), 64-74.
- Sibley, K. M., Straus, S. E., Inness, E. L., Salbach, N. M., & Jaglal, S. B. (2011). Balance assessment practices and use of standardized balance measures among Ontario physical therapists. *Physical therapy*, 91 (11), 1583-1591.
- Simmons, R. W. (2009). Sensory Organization Determinants of Postural Stability in Trained Ballet Dancers. *International Journal of Neuroscience*, 115 (1), 87-97.
- Singer, R. N. (1966). Interlimb skill ability in motor skill performance. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 37 (3), 406-410.
- Steinberg, N., Nemet, D., Pantanowitz, M., Zeev, A., Hallumi, M., Sindiani, M. et al. (2016). Longitudinal study evaluating postural balance of young athletes. *Perceptual and Motor Skills*, 122 (1), 256-279.
- Stoffregen, T. A., Smart, L. J., Bardy, B. G., & Pagulayan, R. J. (1999). Postural stabilization of looking. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 25 (6), 1641.
- Stoll, W., Most, E., & Tegenthoff, M. (2004). *Schwindel und Gleichgewichtsstörungen*. Stuttgart: Thieme.
- Strogatz, S. H., & Kern, R. B. (2015). *Nonlinear dynamics and chaos. With applications to physics, biology, chemistry, and engineering*. Boulder, Colorado: Westview.
- Su, F.-C., Wu, W.-L., & Lee, W.-D. (2000). Stance stability in shooters. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 20 (4), 187-192.
- Tanguy, S., Quarck, G., Etard, O., Gauthier, A., & Denise, P. (2008). Vestibulo-ocular reflex and motion sickness in figure skaters. *European journal of applied physiology*, 104 (6), 1031.
- Taube, W. (2013). Neuronale Mechanismen der posturalen Kontrolle und der Einfluss von Gleichgewichtstraining. *Journal für Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie*, 14 (2), 55-63.

- Taubert, M., Draganski, B., Anwander, A., Müller, K., Horstmann, A., Villringer, A. et al. (2010). Dynamic properties of human brain structure. Learning-related changes in cortical areas and associated fiber connections. *Journal of Neuroscience*, 30 (35), 11670-11677.
- Teipel, D. (1995). *Studien zur Gleichgewichtsfähigkeit im Sport*. Hellenthal: Sport u. Buch Strauß.
- Tesio, L., Rota, V., Longo, S., & Grzeda, M. T. (2013). Measuring standing balance in adults. Reliability and minimal real difference of 14 instrumental measures. *International journal of rehabilitation research*, 36 (4), 362-374.
- Timmann-Braun, D. (2012). Posturographie. *Das Neurophysiologie-Labor*, 34 (3), 113-118.
- Tinetti, M. E. (1986). Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *Journal of the American Geriatrics Society*, 34 (2), 119-126.
- Tittlbach, S., Kolb, H., Woll, A., & Bös, K. (2005). Karlsruher gesundheitsorientierter Koordinationstest (KGKT). *B&G Bewegungstherapie und Gesundheitssport*, 21 (6), 253-258.
- Toole, T., Hirsch, M. A., Forkink, A., Lehman, D. A., & Maitland, C. G. (2000). The effects of a balance and strength training program on equilibrium in Parkinsonism. A preliminary study. *NeuroRehabilitation*, 14 (3), 165-174.
- Treede, R.-D. (2007). Das somatosensorische System. In R. F. Schmidt & F. Lang (Hrsg.), *Physiologie des Menschen. Mit Pathophysiologie* (Springer-Lehrbuch, 30., neu bearbeitete und aktualisierte Auflage, S. 296-323). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Trepel, M. (2012). *Neuroanatomie. Struktur und Funktion*. München: Urban & Fischer.
- Turbanski, S., & Schmidbleicher, D. (2010). Posturale Kontrolle als situationsabhängige Fertigkeit. *Sportverletzung-Sportschaden*, 24 (3), 123-128.
- Vuillermé, N., Danion, F., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur, J. M., Weise, I. et al. (2001). The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience letters*, 303 (2), 83-86.
- Webb, B. (2001). Can robots make good models of biological behaviour? *Behavioral and brain sciences*, 24 (6), 1033-1050.
- Weiner, E.A. & Stewart, B.J. (1984). *Assessing individuals: psychological and educational tests and measurements*. Boston: Little Brown.
- Whitney, S. L., Roche, J. L., Marchetti, G. F., Lin, C.-C., Steed, D. P., Furman, G. R. et al. (2011). A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography. A measure of balance. *Gait & Posture*, 33 (4), 594-599.
- Wickens, C. D. (2005). *Attentional Tunneling and Task Management* International Symposium on Aviation Psychology, Dayton.
- Wiese, G. (1975). *Psychologische Leistungstests*. Göttingen: Hogrefe.
- Wilke, C., Froböse, I., & Schulz, A. (2003). Einsatzmöglichkeiten des Posturomed im Rahmen des sensomotorischen Trainings für die untere Extremität. *Gesundheitssport und Sporttherapie*, 19, 9-14.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3 (4), 193-214.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Ishac, M., & Gage, W. H. Motor mechanisms of balance during quiet standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13 (1), 49-56.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Giello-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of neurophysiology*, 80 (3), 1211-1221.
- Wollny, R. (2017). *Bewegungswissenschaft. Ein Lehrbuch in 12 Lektionen* (5). Aachen: Meyer & Meyer.
- Wright, F. V., Ryan, J., & Brewer, K. (2010). Reliability of the Community Balance and Mobility Scale (CB&M) in high-functioning school-aged children and adolescents who have an acquired brain injury. *Brain injury*, 24 (13-14), 1585-1594.
- Wrisley, D. M., Stephens, M. J., Mosley, S., Wojnowski, A., Duffy, J., & Burkard, R. (2007). Learning effects of repetitive administrations of the sensory organization test in healthy young adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 88 (8), 1049-1054.
- Zebenay, M., Lippi, V. & Mergener, T. (Hrsg.). (2015). *Human-like humanoid robot posture control* (Bd. 2). Hoboken: Wiley.
- Zhang, J.-G., Ishikawa-Takata, K., Yamazaki, H., Morita, T., & Ohta, T. (2008). Postural stability and physical performance in social dancers. *Gait & Posture*, 27 (4), 697-701.
- Zhang, L., & Weng, C. (2011). Test-retest Reliability of Tetrax Posturographic Balance Assessment System in Elderly. *Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice*, 7 (1), 13.
- Zielinska, T. & Zielinski, C. (Hrsg.). (2006). *Romansy 16. Robot Design, Dynamics and Control*. Wiesbaden: Springer.
- Zimmermann, K. (1987). Koordinative Fähigkeiten und Beweglichkeit. In Meinel, K. & Schnabel, G. (Hrsg.), *Bewegungslehre - Sportmotorik* (S. 206-236). Berlin: Volk & Wissen.

## Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit wahrheitsgemäß, dass ich die eingereichte Dissertation selbstständig und nur mit den erlaubten Hilfen angefertigt habe, außer den im Schriftenverzeichnis angegebenen Hilfsmitteln keine weiteren Hilfsmittel benutzt und alle Stellen, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd entnommen sind, als solche kenntlich gemacht und einzeln nach ihrer Herkunft nachgewiesen habe, alle Stellen und Personen genannt habe, welche mich bei der Vorbereitung und Anfertigung der wissenschaftlichen Abschlussarbeit unterstützten, die eingereichte Dissertation noch keiner anderen Prüfungsbehörde in gleicher Form oder auszugsweise zur Prüfung vorgelegt habe und dass dieselbe noch nicht anderen Zwecken – auch nicht teilweise – gedient hat.

Ich erkläre des Weiteren, dass ich in keiner Weise versucht habe, weder die Daten in der empirischen Erhebung noch die statistischen Analysen und die Ergebnisse zu beeinflussen oder zu verändern. Vorgenommene Modifizierungen der Rohdaten habe ich nachvollziehbar gekennzeichnet und begründet.

Halle (Saale), 10.09.2019 \_\_\_\_\_

Ort, Datum

Florian Heilmann F. Heilmann

\_\_\_\_\_  
(Vorname Name)