

**Medizinische Fakultät der
Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg**

**Der Einfluss kognitiver Belastung
auf die posturale Stabilität und Regulation
bei asymptomatischen Probanden**

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin (Dr. med.)

von Tanja Dirks

geboren am 05.03.1996 in Chemnitz

Betreuer: Prof. Dr. K.- S. Delank
apl. Prof. Dr. R. Schwesig

Gutachter: Prof. Dr. T. Schubert
PD Dr. W. Laube, Altach

08.02.2022

11.07.2022

Referat

Forschungsziel war es, den Einfluss einer sekundären kognitiven Aufgabe auf die posturale Stabilität und Regulation bei asymptomatischen Probanden zu untersuchen. Als kognitive Aufgabe wurde eine Keeptrack-Aufgabe (KPT) und als posturographisches Messsystem das Interactive Balance System (IBS) gewählt. Ein Paradigma bestand darin, dass die Probanden sowohl die posturographische Messung als auch die KPT zunächst als Einzelaufgaben (Singletask, st) und anschließend in Kombination als Doppelaufgabe (Dualtask, dt) ausführten. Für diese Studie wurden 48 asymptotische Probanden (Alter: 20 bis 34 Jahre) im Zeitraum von Oktober bis Dezember 2019 untersucht. Für den Vergleich von Einzel- und Doppelaufgabe wurden folgende posturographische Parameter unter beiden Bedingungen herangezogen: Stabilitätsindikator (ST), Frequenzbereiche (F 1, F 2-4, F 5-6, F 7-8), Gewichtsverteilungsindex (WDI), Synchronisation (SYNCH), Lastverteilung zwischen linkem und rechtem Fuß (LEFT) und zwischen Vorfuß und Rückfuß (HEEL) sowie die durchschnittliche Anzahl der korrekt genannten Begriffe in der Keeptrack-Aufgabe.

Für die Auswertung der Ergebnisse wurde SPSS Statistics verwendet, indem ein Vergleich der Mittelwerte der genannten Parameter mithilfe eines einfaktoriellen, univariaten allgemeinen linearen Modells unter beiden Bedingungen (Einzel- und Doppelaufgabe) erfolgte.

Deskriptiv konnte für alle Parameter, außer HEEL, eine Abnahme der Mittelwerte von Singletask zu Dualtask nachgewiesen werden, was einer Leistungszunahme entspricht. Die Frequenzbereiche F 1 (visuelles und nigrostriatales System) und F 5-6 (somatosensorisches System) zeigten signifikante Mittelwertunterschiede zwischen st und dt (F 1: $p = 0,01$; $\eta_p^2 = 0,13$; F 5-6: $p = 0,02$; $\eta_p^2 = 0,12$). Für die Frequenzbereiche F 2-4 (peripher-vestibuläres System) und F 7-8 (zerebelläres System) wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Bedingungen festgestellt.

Für den Stabilitätsindikator ST ließ sich ein relevanter Unterschied zwischen den Messbedingungen Singletask und Dualtask nachweisen ($p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,18$), nicht jedoch für den Gewichtsverteilungsindex WDI ($p = 0,49$; $\eta_p^2 = 0,01$).

Hinsichtlich der Keeptrack-Aufgabe konnten signifikant höhere Mittelwerte unter Dualtask- als unter Singletask-Bedingung festgestellt werden ($p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,18$), was einer Zunahme der kognitiven Leistung unter der Doppelaufgabenstellung entspricht.

Die Probanden richteten ihre Aufmerksamkeit während der Doppelaufgabe weniger auf die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts, sondern intensiver auf die kognitive Aufgabe, wodurch sich die Leistungen beider Aufgaben erhöhten. Ursächlich hierfür kann eine zusätzliche Rekrutierung von Aufmerksamkeit oder deren Umverteilung sein. Ein möglicher Erklärungsansatz ist, dass der Gleichgewichtserhalt reflexgesteuert funktioniert und dadurch Aufmerksamkeit frei wird, die der Erbringung der kognitiven Aufgabe dient (Riley et al., 2005).

Die Anwendung von Dualtask-Paradigmen in klinischen Untersuchungen ist sinnvoll, um Interferenzen zwischen Kognition und Motorik aufzuzeigen, welche bei der alleinigen Ausführung der Einzelaufgaben nicht auftreten würden.

Die Kombination aus Keeptrack-Aufgabe und Interactive Balance System hat sich als kostengünstige, objektive und zügig durchführbare Methode erwiesen.

Dennoch sollte die Studie mit einer erhöhten Schwierigkeit der kognitiven Aufgabe wiederholt bzw. ergänzend mit älteren Probanden durchgeführt werden, um mögliche altersbedingte Defizite aufzuzeigen.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Theoretische Grundlagen	2
2.1	Komplexität der posturalen Stabilität und Regulation	2
2.2	Posturographie als Messverfahren der posturalen Kontrolle	9
2.3	Aktueller Forschungsstand der Dualtask-Untersuchungen	14
2.4	Forschungsdefizite und Zielstellung	19
3	Material und Methodik	21
3.1	Untersuchungsstichprobe.....	21
3.2	Untersuchungsablauf	23
3.3	Messplatz und Messsystem	24
3.4	Durchführung der Untersuchung	26
3.5	Messparameter	28
3.6	Statistik	29
4	Ergebnisse	30
4.1	Analyse der posturographischen Parameter (Singletask vs. Dualtask).....	30
4.2	Analyse der Keeptrack-Aufgabe (Singletask vs. Dualtask).....	37
5	Diskussion	40
5.1	Ergebnisdiskussion	40
5.2	Methodendiskussion – Limitationen der Arbeit	49
6	Zusammenfassung	51
7	Literaturverzeichnis	53
8	Thesen	59

Abbildungsverzeichnis

Tabellenverzeichnis

Anhang

Abkürzungsverzeichnis

ALM	Allgemeines Lineares Modell
APSI	anterior-posteriorer Stabilitätsindex (Biodex® Balance System)
BMI	Body Mass Index
COM	centre of mass
COP	centre of pressure
dt	Dualtask (Doppelaufgabe)
ES	equilibrium score (NeuroCom EquiTest®)
F 1	Frequenzbereich für das visuelle und nigrostriatale Subsystem
F 2-4	Frequenzbereich für das peripher-vestibuläre Subsystem
F 5-6	Frequenzbereich für das somatosensorische Subsystem
F 7-8	Frequenzbereich für das zerebelläre Subsystem
HEEL	Synchronisation Vorfuß/Rückfuß
HB	Messposition mit geschlossenen Augen, Reklination des Kopfes
HF	Messposition mit geschlossenen Augen, Inklination des Kopfes
HL	Messposition mit geschlossenen Augen, Kopf 45° nach links rotiert
HR	Messposition mit geschlossenen Augen, Kopf 45° nach rechts rotiert
IBS	Interactive Balance System
KMP	Kraftmessplatten
KPT	Keeptrack-Aufgabe bzw. Mittelwerte dieser Aufgabe
kS	keinen regelmäßigen Sport Treibende
LEFT	Synchronisation links/rechts
m	männliche Personen
MLSI	medio-lateraler Stabilitätsindex (Biodex® Balance System)
MW	Mittelwert
n	Anzahl der Stichproben
N.	Nervus
NC	Messposition mit geschlossenen Augen, Kopf gerade
Ncl., Nucl.	Nucleus
Ncll.	Nuclei
OSI	gesamter Stabilitätsindex (Biodex® Balance System)
NO	Messposition mit Augen offen, Kopf gerade
p	Signifikanz-Wert
PO	Messposition mit Augen offen, auf Schaumpolstern stehend
PC	Messposition mit Augen geschlossen, auf Schaumpolstern stehend

PC 1, PC 2	Personal Computer 1 und 2
PK	Posturale Kontrolle
r	Korrelationskoeffizient
rS	regelmäßig Sport Treibende
SD	Standardabweichung
ST	Stabilitätsindikator
st	Singletask (Einzelaufgabe)
TUG	Timed-up-and-go-Test
w	weibliche Personen
W.D.	Weight Distribution (Gewichtsverteilung)
WDI	Weight Distribution Index (Gewichtsverteilungsindex)
η_p^2	partiell eta-Quadrat (Maß für Effektstärke)

Anmerkung zu verwendeten Formulierungen

In der vorliegenden Arbeit erfolgt keine Differenzierung zwischen männlicher und weiblicher Form. Die weiblichen Teilnehmer/Probanden/Personen sind bei Verwendung der männlichen Form stets eingeschlossen.

1 Einleitung

Unser Alltag ist geprägt durch Handlungen, in denen mehrere Aufgaben miteinander kombiniert werden, beispielsweise während des Überquerens einer Straße zu telefonieren oder im Stehen zu lesen. Die Kombination aus zwei verschiedenen Aufgaben wird als Doppelaufgabe (Dualtask, Dualtasking) bezeichnet. Dualtasking wird im wissenschaftlichen Kontext herangezogen, um das Vorhandensein von Aufmerksamkeitsressourcen und deren Zuteilung auf die Einzelaufgaben zu untersuchen. Bei diesen sogenannten Doppelaufgaben-Paradigmen werden beispielsweise motorische und kognitive Aufgaben zur Überprüfung ihrer gegenseitigen Beeinflussung kombiniert, so z. B. eine Gleichgewichtsaufgabe mit einer Gedächtnisaufgabe, wie in der hier vorliegenden Studie. Somit können mögliche Defizite in den Einzelaufgaben aufgezeigt werden, welche bei der alleinigen Ausführung unerkannt bleiben würden. Diese Leistungseinbußen werden auch als Dualtask-Kosten bezeichnet.

Es existieren bereits mehrere Studien, die Interferenzen zwischen posturaler Stabilität/Regulation und Kognition untersuchten (Riley et al., 2005). Allerdings charakterisieren diese das Gleichgewichtssystem als ein globales System, z. B. über das Haltungsschwanken, Sturzneigungen oder die Ganggeschwindigkeit, als Zielparameter ihrer Untersuchungen. Die Regulation der Körperhaltung ist jedoch ein komplexes System aus dem Zusammenspiel verschiedener Sinne und Organe wie beispielsweise dem Sehen und Hören, aber auch von Sinnessensoren in der Muskulatur und der zentralen Verarbeitung im Gehirn. Die Besonderheit der hier vorliegenden Studie ist **die Betrachtung des Einflusses einer kognitiven Aufgabe auf die Subsysteme des Gleichgewichtssystems**: visuelles und nigrostriatales System, peripher-vestibuläres System, somatosensorisches System und zerebelläres System. Diese können durch das verwendete Interactive Balance System (IBS) parametrisiert werden (Schwesig et al., 2006).

Unter den bisher durchgeführten Studien existieren welche, die eine erhöhte posturale Stabilität unter Dualtask-Bedingungen nachwiesen (Andersson et al., 2002; Riley et al., 2005), aber auch solche, welche eine Abnahme der posturalen Stabilität bei Hinzunahme einer sekundären kognitiven Aufgabe verzeichneten (Maylor et al., 2001; Mitra and Fraizer, 2004). Eine verringerte posturale Stabilität kann zu Gangbildveränderungen, Körperschwankungen bis hin zu Stürzen führen, was insbesondere bei älteren Personen (> 65 Jahre) von Relevanz ist (Granacher et al., 2011; Bridenbaugh and Kressig, 2015).

2 Theoretische Grundlagen

2.1 Komplexität der posturalen Stabilität und Regulation

Definitionen von posturaler Stabilität und Regulation

Es existieren zahlreiche Definitionsversuche der Begriffe „Gleichgewicht“, „Balance“ bzw. „posturale Stabilität und Regulation“, deren Differenzierung notwendig ist.

Mechanisch betrachtet ist das **Gleichgewicht** eines Körpers der Zustand, in welchem die einwirkenden Kräfte auf diesen in der Summe gleich Null sind (erstes Newtonsches Gesetz, Trägheitsgesetz). Das Gleichgewicht (engl. balance) bedeutet eine ausgeglichene Gewichtsbelastung eines Körpers, wie bei einer Balkenwaage deren Waagschalen gleich schwer beladen sind (Heilmann, 2019). Eine vollständig ausgewogene Körpersituation des Menschen ist jedoch aufgrund von inneren (Stoffwechselforgänge, Atmung, Blutzirkulation) und äußeren (Lichtverhältnisse, Untergrundbeschaffenheit) Einflussfaktoren nicht möglich (Turbanski und Schmidtbleicher, 2010).

Stabilität wird so bemessen, dass ein menschlicher Körper umso stabiler ist, je größer die Verschiebung seines Schwerpunktes gegenüber der Unterstützungsfläche sein kann, ohne dass er zu Fall kommt (Pollock, 2000). Um einen aufrechten Stand zu erreichen, wird der Körperschwerpunkt (center of mass, COM) durch neuromuskuläre Einstellungen des Druckmittelpunktes (centre of pressure, COP) über der Standfläche im Lot gehalten (Winter, 1995). Über die Differenz zwischen COP und COM kann die Stabilität eines Körpers abgeschätzt werden (Winter et al., 2003).

Der Begriff „**posture**“ leitet sich aus dem Englischen ab und bedeutet Haltung bzw. Körperhaltung. Die posturale Regulation (Haltungsregulation) beschreibt Prozesse zur Aufrechterhaltung, zum Erreichen oder zum Wiederherstellen eines Gleichgewichtszustandes (Pollock et al., 2000). Diese erfolgen durch geringe, reflektorisch-oszillierende Ausgleichbewegungen (Schwesig, 2006). Im Englischen wird häufig „postural control“ als Begriff für die posturale Stabilität und Regulation verwendet, sodass hier im Weiteren der Begriff „**posturale Kontrolle**“ (PK) gebraucht wird.

Strategien der Haltungskontrolle können prädiktiv, aber auch reaktiv sein (Pollock et al., 2000). Während eine prädiktive Haltungskontrollstrategie eine vorausschauende willentliche Muskelkontraktion oder Bewegung meint (Feedforward-Mechanismen), beruhen reaktive Haltungskontrollstrategien auf Muskelaktivitäten nach einer nicht vorhersehbaren Störung (Feedback-Mechanismen) (Taube, 2013).

Das Gleichgewicht ist nicht als generalisierbare Fähigkeit zu betrachten (Golle et al., 2019). Vielmehr werden durch Gleichgewichtsübungen spezielle motorische Fertigkeiten trainiert. Im Gegensatz zum Fähigkeitskonzept beschreibt Wollny (2017) motorische

Fertigkeiten als Bewegungsmuster, die durch Lern- und Übungsprozesse erworben werden und der Bewältigung spezieller Bewegungsaufgaben des Alltags, des Berufs, der Freizeit oder des Sports dienen.

Aufgrund dieser Evidenzen entfernt sich die Wissenschaft von Gleichgewichtstests, die einzelne Komponenten des Gleichgewichts testen, wie dem Einbeinstand zur Überprüfung des statischen Gleichgewichts und geht zu apparativen Methoden über. Die meisten von ihnen ermitteln lediglich kinematische Parameter, welche Aussagen auf der Ergebnis- bzw. Produktebene liefern, beispielsweise zur allgemeinen Stabilität oder zur Gewichtsverteilung. Dahingegen gewinnt z. B. das Interactive Balance System Informationen über die Prozessebene, in dem es die Aktivitäten in den einzelnen sensomotorischen Systemen differenziert (Switala, 2018).

Shumway-Cook und Woollacott (2000) beschreiben die posturale Kontrolle als Körperbeherrschung im Raum mit dem Ziel des Gleichgewichts und der Orientierung. Bisherige Annahmen sehen die PK als eine automatische, d. h. reflexgesteuerte Aufgabe. Nach dieser Auffassung würden Haltungskontrollsysteme nur minimale Aufmerksamkeitsressourcen benötigen. Woollacott und Shumway-Cook (2002) lieferten in einem Review verstärkt Hinweise für die Notwendigkeit von Aufmerksamkeitskapazität, d. h., die Haltnungsregulation funktioniert nicht ausschließlich automatisch. In diesem Review führten sie Studien zusammen, welche mit Hilfe von Dualtask-Aufgaben die Aufmerksamkeitsanforderungen der Haltungskontrolle demonstrierten. Jedoch seien diese Aufmerksamkeitsanforderungen abhängig von der Haltungsaufgabe, dem Alter und den Gleichgewichtsfähigkeiten der Probanden (Woollacott and Shumway-Cook, 2002; Horak, 2006).

Neuroanatomische und physiologische Zusammenhänge

Um die Funktionsweise der Haltungs- und Gleichgewichtsregulation zu verstehen, werden im Folgenden die zugrundeliegenden neuroanatomischen Strukturen und physiologischen Abläufe im menschlichen Körper erklärt.

Das posturale System ist ein multimodales und multilokuläres biologisches System, das Informationen aus den peripheren Vestibularorganen, dem visuellen System und der Somatosensorik verarbeitet (Geiger, 2019). Das **periphere Vestibularorgan** ermöglicht über seine flüssigkeitsgefüllten Labyrinth die Wahrnehmung von Dreh- und Linearbeschleunigungen des Körpers in allen drei Raumebenen. Informationen aus dem peripheren Vestibularorgan werden über den Nervus vestibularis an die Vestibulariskerne, Ncll. superiores (Bechterew), Ncll. mediales (Schwalbe) sowie Ncll. laterales (Deiters) und Ncll. inferiores (Roller) übertragen. Sie sind Bestandteil des zentralen Vestibularorgans

und befinden sich in der Medulla oblongata, einem Teil des Hirnstamms. In diesen Vestibulariskernen werden Informationen über die Körperstellungen und -bewegungen zusammengetragen. So führen auch das visuelle System, die Somatosensorik und das Kleinhirn (Zerebellum) Afferenzen zu diesen Kernen. Sie dienen als Integrationszentrum des Gleichgewichtes (Abb. 1; Scherer, 1997; Geiger, 2019)

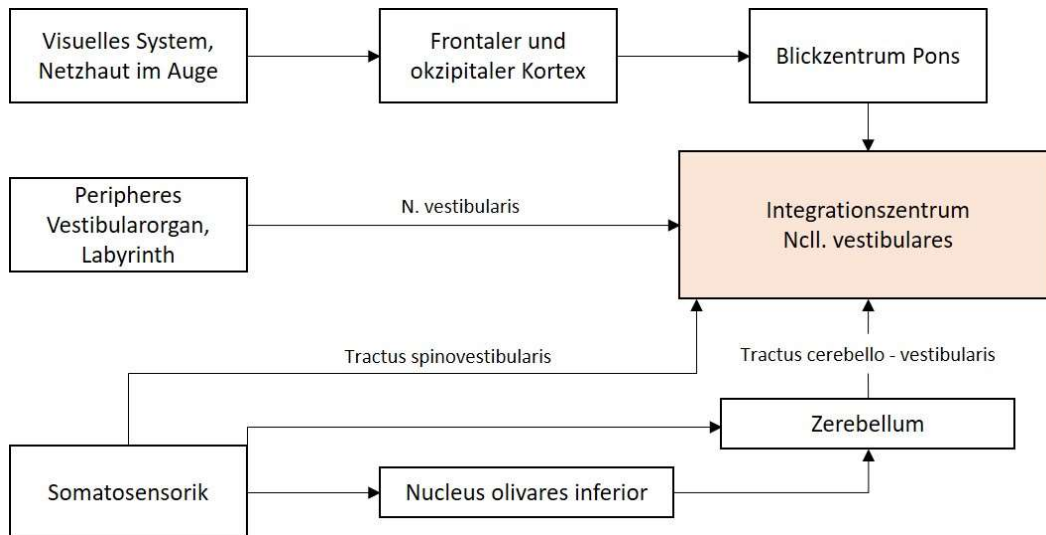


Abb. 1: Afferenzen und Verschaltungen des Gleichgewichtssystems (modifiziert nach Scherer, 1997, S. 22)

Das **Somatosensorische System** besteht aus der Viszerozeption, der Mechanozeption und der Propriozeption (Silbernagl et al., 2018). Mechanozeptoren liefern Informationen über auf den Körper einwirkenden Druck, Berührung und Vibration. Zu diesen Mechanozeptoren zählen verschiedene Rezeptoren, die sich in unterschiedlichen Schichten der Haut befinden, wie freie Nervenendigungen, Merkel-Tastzellen, Meißner-Tastkörperchen, Ruffini- und Vater-Pacini-Körperchen. Sie repräsentieren die Haut- und Oberflächensensibilität. Zur Propriozeption (Tiefensensibilität) gehören der Kraftsinn, der Stellungssinn und der Bewegungssinn. Daran beteiligt sind Muskelspindeln für die Messung der Gelenkstellung und -bewegung sowie zur Regelung der Muskellänge als auch Golgi-Sehnenorgane zur Regelung der Muskelspannung und Gelenksensoren. Beispielsweise liefern propriozeptive Afferenzen, insbesondere des Halsbereiches, Informationen über die Stellung des Kopfes zum Rumpf. Die Weiterleitung der Oberflächen- und Tiefensensibilität zur bewussten Wahrnehmung geschieht rasch und mit hoher räumlicher und zeitlicher Auflösung über die Hinterstrangbahn zur Medulla oblongata und über den Ventrobasalkern des Thalamus zum Somatosensorischen Kortex. Dahingegen wird die unbewusste Propriozeption vom Rückenmark über die Kleinhirnseitenstrangbahnen (Tractus spinocerebellares) zum Kleinhirn geleitet (Geiger, 2019).

Visuelle Reize werden über die Netzhaut des Auges aufgenommen und über die Sehbahn zum primären visuellen Kortex und zu weiteren okzipitalen Sehrindengebieten gesendet (Silbernagl et al., 2018).

Ausgänge der Vestibulariskerne bestehen einerseits als Kommissurenfasern zwischen den Kernen beider Seiten, sodass eine Erregung des Nervus vestibularis der einen Seite zu einer Hemmung des Nervus vestibularis der anderen Seite führt. Andererseits bestehen Verbindungen zu Motoneuronen des Halsmarks und der Extremitätenmuskulatur. Über die Nervenstränge Tractus vestibulospinalis lateralis und medialis werden die Extensoren der unteren Extremität für die Stützmotorik sowie die Muskulatur des Halses für die Kopfhaltung und die Augen-Kopf-Koordination erreicht. Diese zahlreichen Nervenbahnen verdeutlichen das breite Funktionsspektrum des zentralen Vestibularorgans (Geiger, 2019).

Die supraspinalen Reflexe zwischen den Vestibularorganen und dem Rückenmark bieten ein Grundrepertoire an Bewegungen (Voelcker-Rehage und Kutz, 2020). Sie sind die schnellste und einfachste Reaktion auf äußere Reize und werden in **statische und statokinetische Reflexe** eingeteilt. Sie koordinieren antizipatorisch, d. h. vorausschauend, die Stütz- und Blickmotorik. Statische Reflexe haben die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts im Stand zum Ziel. Dahingegen generieren statokinetische Reflexe Antworten auf Bewegungsreize (Luhmann, 2019). Außerdem existieren Bahnen zur Formatio reticularis, dem Kleinhirn und über den Thalamus zum Neokortex. Ausgehend von kortikalen Zentren werden spätere Muskelreaktionen (Long-Loop-Schleife) unter anderem über den Tractus corticospinalis generiert. Zur Kontrolle der Stützmotorik sind Nucleus ruber, Formatio reticularis und Vestibulariskerne als motorische Zentren des Hirnstammes von Bedeutung. Diese Schaltstationen induzieren Halte- und Stellreflexe, die die Körperhaltung und das Gleichgewicht über die gerichtete Aktivierung und Hemmung von Muskelstreckern und -beugern unwillkürlich aufrechterhalten (Silbernagl et al., 2018).

Die beschriebenen Reflexbögen sind allein nicht ausreichend, um den Körper aufrecht zu halten und Bewegungen durchzuführen. Die an eine bestimmte Aufgabe geknüpfte gezielte Kontraktion verschiedener Muskelgruppen in unterschiedlicher zeitlicher Reihenfolge wird als funktionelle Synergie bezeichnet (Luhmann, 2019). Um die Muskelkontraktionen an eine bestimmte Situation anzupassen, sind der ständige Zustrom und die Integration sensorischer Informationen notwendig. Dieses Zusammenspiel zwischen Sensorik und Motorik wird als Sensomotorik bezeichnet.

Die motorischen Systeme werden in fünf Kontrollinstanzen unterteilt: die Großhirnrinde (Kortex), das Kleinhirn (Zerebellum), die Basalganglien, den Hirnstamm und das Rückenmark. Der **Kortex** ist verantwortlich für die Planung einer Handlung. Dieser Handlungsentwurf wird an das Zerebellum und die Basalganglien weitergeleitet und durch diese optimiert an den motorischen Kortex zurückgesandt. Die Ausführung der Handlung geschieht über den Hirnstamm und das Rückenmark (Luhmann, 2019).

Im posterioren Parietalkortex erfolgt die sensomotorische Integration, d. h., dass der aufrechte Stand wahrgenommen werden kann. Sensorische Informationen (z. B. visuelle, vestibuläre, somatosensorische) erreichen im Kortex die jeweiligen sensorischen Felder (Voelcker-Rehage und Kutz, 2020).

Die Basalganglien und das Kleinhirn sind subkortikal gelegene motorische Systeme und an der Verarbeitung komplexer motorischer Informationen beteiligt. Die Basalganglien erhalten Afferenzen von sensorischen Kortexarealen und senden über den Thalamus Efferenzen zu motorischen Rindenfeldern. Dieses System hat erregende und hemmende Einflüsse auf den Kortex und Hirnstammkerne, sodass bestimmte Handlungen unterdrückt oder gefördert werden (Luhmann, 2019).

Das Kleinhirn dient neben der ordnungsgemäßen Durchführung und Koordination von Bewegungen insbesondere der Kontrolle der Körperhaltung. Es besteht aus dem Vestibulozerebellum zur Kontrolle der Augenbewegungen, der Kopf- und Halsstellung sowie des Gleichgewichts, dem Zerebrozerebellum, verantwortlich für grobe Bewegungsentwürfe, und dem Spinozerebellum, über das sensorische Informationen integriert werden (Luhmann, 2019).

Zusammenfassend ist das posturale System als komplex zu betrachten, bestehend aus vielen wechselspielenden Komponenten, die ihrerseits verschiedenen Störungen unterliegen und somit zu unterschiedlichen Krankheitsbildern führen können. Diese gilt es zu diagnostizieren und zu therapieren, wobei das IBS hilfreich einsetzbar ist, da es Informationen über die soeben vorgestellten Komponenten (Subsysteme) des Gleichgewichtssystems liefert (Schwesig, 2006; Kohen-Raz et al., 1998).

Bezugsrahmenmodelle der posturalen Kontrolle

Um die Komplexität der posturalen Kontrolle zu veranschaulichen, werden Bezugsrahmen (frameworks) verwendet. Ein Beispiel dafür ist das Interaktionsmodell von Shumway-Cook und Woollacott (2002) (Abb. 2). Hierbei wird eine Interaktion zwischen dem Individuum, der Aufgabe und der Umwelt beschrieben. Auf der Seite des Individuums spielen dabei die Aktion, die Perzeption und die Kognition eine Rolle. Dabei ist mit Aktion der motorische Output des Nervensystems zu den Muskeln gemeint. Die Perzeption beschreibt die Integration des sensorischen Inputs aus visuellem, peripher-vestibulärem und propriozeptivem System über das Rückenmark und das Zwischenhirn zum Kortex. Die Kognition des Individuums meint in diesem Modell die Bereitstellung von Ressourcen als Aufmerksamkeit, um Informationen aufzunehmen, sie zu verarbeiten und daraus Erkenntnisse zu gewinnen. Dabei wird von den Autoren bedacht, dass Aufmerksamkeit auf verschiedene Teilaufgaben aufgeteilt werden kann. Dieser Prozess wird auch Shifting genannt. Das Individuum wird einerseits durch seine Umwelt beeinflusst. So haben beispielsweise der Untergrund, auf dem das Individuum steht, aber auch die Lichtverhältnisse einen Einfluss. Andererseits wirkt auch die Art der Aufgabe unterschiedlich auf die posturale Kontrolle. In der Betrachtung durch Shumway-Cook und Woollacott kann diese statisch, dynamisch-antizipativ oder dynamisch-reaktiv sein (Woollacott and Shumway-Cook, 2002).

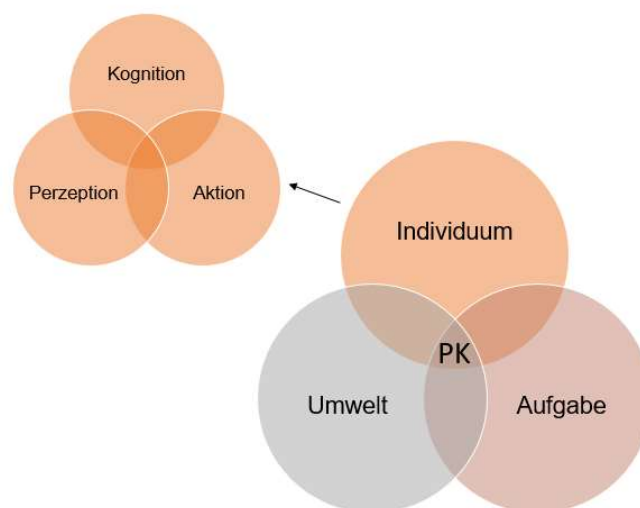


Abb. 2: Bezugsrahmenmodell nach Shumway-Cook und Woollacott (modifiziert nach Huber, 2016, S. 160); PK = Posturale Kontrolle

Ein weiteres Modell (Abb. 3) wurde von Horak (2006) entwickelt. Hierbei interagieren sechs Teilbereiche miteinander, die sich jedoch ausschließlich auf das Individuum beziehen. Nach diesem Modell beeinflussen sich das biomechanische System mit Kraft und Beweglichkeit, die Orientierung im Raum über die Wahrnehmung von Vertikal- und Schwerkraften, Bewegungsstrategien, die Kontrolle dynamischer Bewegungen, sensorische Strategien und die Kognition des Individuums (Horak, 2006). Es gilt, diese Modelle miteinander abzugleichen, um die PK als ein Netzwerk zu verstehen, sodass erfolgreiche Therapien entwickelt werden können (Huber, 2016).

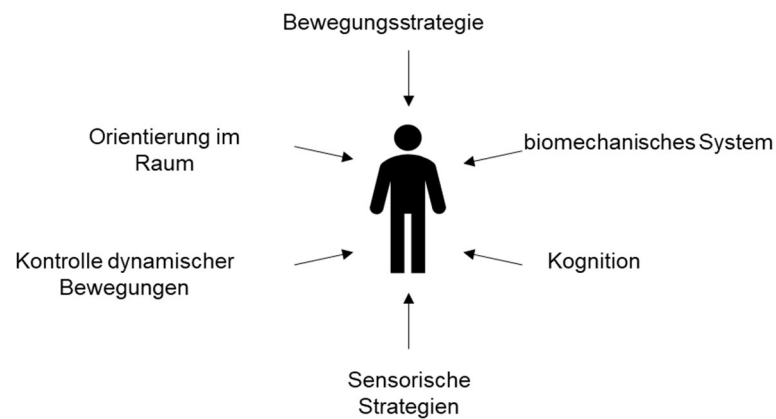


Abb. 3: Bezugsrahmenmodell von Horak (modifiziert nach Huber 2016, S. 160)

2.2 Posturographie als Messverfahren der posturalen Kontrolle

Begriffsbestimmung und Entwicklung der Posturographie

Die Posturographie ist ein Überbegriff für apparative Verfahren zur Haltungsanalyse. Sie können in statische und dynamische Verfahren eingeteilt werden. Bei der statischen Posturographie werden mit Hilfe von Stehversuchen auf einer nicht beweglichen Kraftmessplatte Körperschwankungen des Kraftschwerpunktes gegenüber der Standfläche gemessen. Gesunde erzielen dabei ein bestimmtes Schwankungsmuster. Abweichungen deuten auf Störungen im gleichgewichtserhaltenden System hin (Renz, 2014). Hingegen werden bei der dynamischen Posturographie bewegliche Messplatten oder künstliche Umgebungen verwendet, die entsprechend den spontanen Körperschwankungen mitschwingen oder gezielt bewegt werden können (Timmann-Braun, 2012). Mit den Begriffen „statisch“ und „dynamisch“ wird der Zustand der Messplattform beschrieben. Die Verwendung von „statisch“ in diesem Zusammenhang meint das Fehlen von äußeren Reizen. Selbst das ruhige Stehen auf einer unbewegten Plattform ist ein dynamischer Prozess, da kleinste Körperschwankungen stets bewusst oder unbewusst ausgeglichen werden und einem Schwanken um den Druckmittelpunkt entspricht (Turbanski und Schmidtbleicher, 2010).

Vor der Entwicklung der Posturographie als instrumentelles Verfahren zur Analyse der Haltungs- und Gleichgewichtsregulation erfolgte diese durch klinische Gleichgewichtstests. Durchgeführte Tests beinhalteten vor allem Koordinationstests wie den Romberg-Stehversuch oder den Unterberger-Tretversuch (Kornhuber und Zierz, 2005). Weiterhin wurden komplexe Gleichgewichtstests entwickelt, so der Tinetti-Test, der Timed-up-and-go-Test oder die Berg Balance Scale, die allerdings nur Teilaspekte der Gleichgewichtsregulation erfassen (Pollock et al., 2000). Durch diese Tests können Aussagen über das momentane Gleichgewicht getroffen werden. Allerdings liefern die Ergebnisse dieser Untersuchungen ausschließlich Informationen über die Ergebnis- bzw. Produktebene (Browne and O'Hare, 2001). Beispielsweise ist beim Romberg-Stehversuch zu erkennen, ob ein Patient im Stehen durch den Schluss der Augen schwankt oder nicht. Aussagen über die Prozessebene sind mithilfe klinischer Tests nicht möglich. Ebenso prüfen sportmotorische Tests ausschließlich aufgabenspezifisch, z. B. beim Balancieren rückwärts oder beim monopeden Hüpfern, und liefern keine Prozessdiagnostik. Hingegen können z. B. mit posturographischen Messverfahren durch Untersuchungen von verschiedenen Subsystemen der Haltungs- und Gleichgewichtsregulation Aussagen auf Prozessebene getroffen werden (Schwesig et al., 2006; Switala, 2018).

Übersicht über aktuelle posturographische Messsysteme




Mithilfe einer umfassenden Literaturrecherche (aktualisiert 12/2021) in PubMed sowie in Google Scholar unter den Suchanfragen *posturography and measurement* sowie „*Balance system*“ and *posturography* bzw. „*Balance system*“ and *measurement* ließ sich ein Überblick verschiedener Messsysteme der Posturographie erstellen. Die Suchanfrage wurde auf die letzten 20 Jahre begrenzt. Die Häufigkeiten der Suchergebnisse für die einzelnen Messsysteme sind der Tab. 1 zu entnehmen.

Im Folgenden werden das Biodex® Balance System, das Balance Master System™ und das Interactive Balance System® genauer vorgestellt bzw. in Tab. 2 verglichen. Die Firma Kistler entwickelt diverse Kraftmessplattformen, die in verschiedenen Messsystemen verbaut werden, deren Darstellung in dieser Arbeit nicht erfolgt.

Tab. 1: Literaturrecherche Messsysteme (Anzahl der Publikationen je Messsystem)

Messsystem	Suchergebnisse (2001 bis 2021)	
	PubMed	Google Scholar
Biodex® Balance System	185	2870
Balance Master System™	47	1060
Kistler force platform	47	1020
Interactive Balance System®	31	210
NeuroCom EquiTest®	15	335
Good Balance System®	13	304
Chattecx Balance System®	6	277

Tab. 2: Übersicht über aktuelle Messsysteme

Merkmale	Biodex® Balance System	Balance Master System™	Interactive Balance System®
	 <p>(Biodex, 2015)</p>	 <p>(NeuroCom, 2011)</p>	 <p>(IBS, 2011)</p>
Form der Plattform	kreisförmig	viereckig	viereckig
Beweglichkeit der Plattform (statisch/dynamisch)	dynamisch	statisch und dynamisch	statisch
Stand des Probanden	unipedal, bipedal	bipedal	bipedal
Verwendung von Schaumstoffpolstern	nein	nein	ja
Anzahl der Einzelmessungen	8 bzw. 16	6	8
Dauer einer Einzelmessung [s]	20	20	32
Abtastrate [Hz]	20	n. a.	32
Messparameter	MLSI, APSI, OSI	ES	u. a. F1-8, ST

Das **Biodex® Balance System** ist ein modernes Verfahren der computerunterstützten dynamischen Posturographie und besteht aus einer kreisförmigen Plattform. Diese ist in der anterior-posterioren und der medial-lateralen Achse frei beweglich, aber auch für statische Messungen arretierbar. Mit Hilfe von Drucksensoren wird die dynamische Auslenkung der Plattform durch die spontanen Körperschwankungen der untersuchten Person registriert und die Abweichung vom COP ermittelt. Es sind Untersuchungen sowohl im ein- als auch im beidbeinigen Stand und in acht verschiedenen Schwierigkeitsgraden möglich. Dabei kann die Plattform unterschiedlich stabil eingestellt werden. Die Testdauer pro Einzeluntersuchung beträgt 20 Sekunden. Als Zielvariablen werden drei Stabilitätsindizes ermittelt: der medio-laterale (MLSI), der anterior-posteriore (APSI) und der gesamte Stabilitätsindex (OSI), welche jeweils den Auslenkungen der entsprechenden Achsen entsprechen. Hierbei korreliert ein hoher Stabilitätsindex mit einer Zunahme der posturalen Stabilität (Arnold and Schmitz, 1998; Karimi et al., 2008; Strobel, 2009).

Die Firma NeuroCom® vermarktet das **Balance Master System™** und bietet verschiedene Geräte und Assessments an, unter anderem das **EquiTest® System**. Dieses besteht aus einer Plattform und einer Umgebungsfläche, welche beide bewegt werden können. Es können sechs verschiedene Testbedingungen eingestellt werden, wobei die Probanden Messungen mit offenen und geschlossenen Augen absolvieren. Jede Einzelmessung wird dreimal wiederholt und dauert jeweils 20 Sekunden. Der hierbei durchgeführte Sensory-Organisation-Test liefert als Ergebnis einen „equilibrium score“ (ES), der die Qualität der Gesamtkoordination widerspiegelt, indem Einflüsse der visuellen, propriozeptiven und vestibulären Komponenten des Gleichgewichts verarbeitet werden (Chaudhry et al., 2004; Ray et al., 2008).

Das **IBS** ermöglicht die Messungen der statischen Haltungskontrolle, indem die Testperson aufrecht, bipedal stehend acht verschiedene Einzelmessungen absolviert. Dieses Messsystem wurde in Israel (Prof. Kohen-Raz) entwickelt und findet seit 1998 klinische Anwendung. Dessen Besonderheit ist die Erfassung von Vertikalkräften auf vier Kraftmessplatten (KMP), wodurch sowohl eine Differenzierung zwischen Vor- und Rückfuß als auch zwischen rechtem und linkem Fuß möglich ist. Aufgrund dessen können Verschiebungen in der Körperstatik ermittelt werden (Kohen-Raz et al., 1998; Schwesig, 2006). Dieses System wurde für die hier vorliegende Dissertation verwendet, da es gegenüber den anderen Messverfahren den Vorteil einer differenzierten Messung verschiedener posturaler Subsysteme bietet. Detaillierte Erläuterungen des Aufbaus und der Funktionsweise des IBS finden sich im Abschnitt 3.

Posturale Subsysteme

Das posturale System ist ein multimodales System, welches in verschiedene Subsysteme untergliedert werden kann (Abb. 4). Mit diesen Subsystemen sind verschiedene Afferenzen zu den Vestibulariskernen gemeint, die in ihrem Zusammenwirken die posturale Kontrolle ermöglichen (siehe 2.1, S. 3). Zu diesen Subsystemen gehören das visuelle und nigrostriatale, das peripher-vestibuläre, das somatosensorische sowie auf zentraler Ebene das zerebelläre System (Schünke et al., 2012).

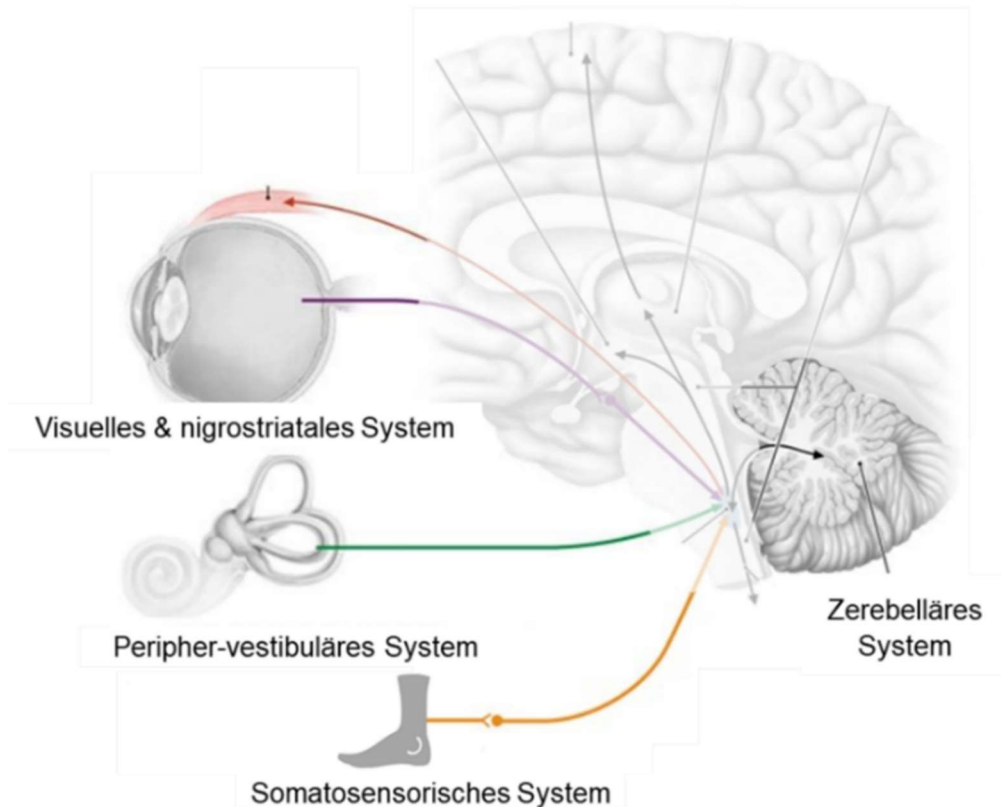


Abb. 4: Überblick über die posturalen Subsysteme (modifiziert nach Schünke et al., 2012, S. 441)

Mithilfe des IBS ist es möglich, diese Funktionssysteme, die die posturale Stabilität und Regulation ermöglichen, zu beurteilen. Durch verschiedene Studien, beispielsweise eine Fall-Kontroll-Studie mit sehbehinderten versus nicht-sehbehinderten Probanden oder auch Patienten mit Cochlea-Implantat versus Hörgesunden, konnte eine Zuordnung von Frequenzbereichen zu den einzelnen Subsystemen vorgenommen werden (Tab. 6; Schwesig et al., 2006).

Während der posturographischen Messung nimmt die Testperson verschiedene Positionen ein, bei denen diese verschiedenen Systeme gezielt gereizt oder ausgeschaltet werden. Beispielsweise fehlen durch Augenschluss visuelle Informationen, und durch

das Stehen auf Schaumstoffpolstern wird die Aufnahme von somatosensorischen Reizen behindert. Weiterhin wird das vestibuläre System durch Kopfrotationen in vier Richtungen beeinträchtigt (Tab. 7; Heilmann, 2019). Dafür sind Propriozeptoren im Nackenbereich verantwortlich, wie Untersuchungen zur Auslösung zervikogenen Schwindels zeigen. Beispielsweise können Patienten mit Verspannungen im Bereich der Halswirbelsäule infolge dieser Schwindel entwickeln (Wiest, 2016).

2.3 Aktueller Forschungsstand der Dualtask-Untersuchungen

Dualtask-Untersuchungen

Alltägliche Situationen sind häufig Doppel- oder Mehrfachaufgaben (Dual- oder Multitasking), z. B. das Radfahren mit gleichzeitigem Navigieren oder das Beantworten einer Textnachricht während des Überquerens einer Straße. Derartige Aufgaben bedeuten eine große kognitive Herausforderung. Gehen und Stehen als motorische Funktionen benötigen kognitive Kontrolle, Aufmerksamkeitsressourcen und exekutive Funktionen, insbesondere mit zunehmendem Lebensalter. Wenn zwei oder mehrere Aufgaben gleichzeitig ausgeführt werden, kann es zu Leistungsverschlechterungen kommen. Mittels Dualtasking kann die Beziehung zwischen Aufmerksamkeit und posturaler Kontrolle untersucht werden (Woollacott and Shumway-Cook, 2002; Yogev-Seligmann et al., 2007; Voelcker-Rehage und Kutz, 2020).

Als Aufmerksamkeit wird die Informationsverarbeitungskapazität einer Person definiert, die je Individuum begrenzt ist. Zur Ausführung jeder Aufgabe ist ein bestimmter Anteil an Aufmerksamkeitskapazität erforderlich. Wenn also zwei Aufgaben zusammen ausgeführt werden und sie mehr als die Gesamtkapazität erfordern, kann sich die Leistung bei einer oder bei beiden Aufgaben verschlechtern (Shumway-Cook and Woollacott, 2000).

Dual- und Multitasking-Modelle

Interaktionen zwischen Motorik und Kognition können mit verschiedenen Modellen beschrieben werden. Allen gemeinsam ist die Idee, dass die Einzelaufgaben um kognitive Aufmerksamkeitsressourcen konkurrieren (Müller et al., 2015).

Hierbei werden Modelle, die von einer einzigen zentralen Kapazität ausgehen, von Modellen, die mehrere geteilte Kapazitäten annehmen, unterschieden. Zu ersteren gehört die Theorie des zentralen Flaschenhalses (central bottleneck) (Welford, 1952; Pashler et al., 2001). Nach dieser Theorie soll die Informationsverarbeitung zweier Einzelaufgaben nicht parallel funktionieren, da ein struktureller Engpass, der Flaschenhals, dies verhindert, sondern seriell. Damit werden längere Bearbeitungszeiten für Doppelaufgaben erklärt, da Aufgabe B erst nach Aufgabe A bearbeitet werden kann. Dahingegen geht

die Aufmerksamkeitsressourcentheorie (Attentional Ressource Theory) nicht von einer strukturellen, sondern von einer graduellen Kapazitätsbegrenzung aus. Die Teilaufgaben konkurrieren um eine Aufmerksamkeitsressource, die daraufhin auf mehrere Prozesse aufgeteilt wird (Kahneman, 1973).

Andere Autoren gehen von mehreren spezifischen Verarbeitungskapazitäten aus, da sich Handlungen umso mehr stören, je ähnlicher sie sich sind: Das Multiple-Ressourcen-Modell erklärt eine sogenannte Doppelaufgaben-Interferenz mit gleichzeitiger oder überlappender Beanspruchung von Modulen der Informationsaufnahme und -verarbeitung (Wickens, 2002). Darüber hinaus wird angenommen, dass ein übergeordnetes Managementsystem (supervisory attentional system) (Norman and Shallice, 1986) oder eine zentrale Exekutive besteht. Dabei wird zwischen den Komponenten Aufgabenwechsel (task switching), Updating (memory updating) und Antworthemmung (response inhibition) unterschieden (Baddeley, 1986; Miyake et al., 2000; Baddeley, 2012).

Wechselseitige Beeinflussung von posturaler Kontrolle und Kognition

Es wurden bereits zahlreiche Studien durchgeführt, welche die gegenseitige Beeinflussung von posturaler Kontrolle und Kognition unter Dualtask-Bedingungen untersuchten (Riley et al., 2005). Die Mehrzahl der Studien weist eine Verringerung der kognitiven Leistung unter Hinzunahme einer posturalen Aufgabe nach (Teasdale et al., 1993; Andersson et al., 2002). Weiterhin zeigt ein Teil dieser Studien einen Rückgang der Haltungskontrolle unter Dualtask-Bedingungen (Maylor et al., 2001; Mitra and Fraizer, 2004). Maylor et al. (2001) untersuchten 70 Teilnehmer im Alter von 20 bis 79 Jahren, während sie so still wie möglich auf einer Kraftplattform standen (posturale Aufgabe) und gleichzeitig entweder keine kognitive Aufgabe, eine räumliche Gedächtnisaufgabe oder eine nicht-räumliche Gedächtnisaufgabe ausführten. Sie kamen einerseits zu der Erkenntnis, dass die posturale Stabilität mit zunehmendem Alter abnahm und andererseits, dass die Haltungsstabilität durch kognitive Aktivität auf komplexe Weise beeinflusst werden kann. In den Untersuchungen von Mitra und Fraizer (2004) führten die Probanden während des aufrechten Standes eine visuelle Suchaufgabe aus. Mit zunehmender Schwierigkeit der Suchaufgabe nahmen die Schwankungen der Teilnehmer und die Fehleranzahl in der kognitiven Aufgabe zu. Interessanterweise gelang es ihnen auch, ihr Schwanken zu verringern, wenn sie dazu explizit aufgefordert wurden.

Aus anderen Studien ging hervor, dass eine kognitive Belastung mit einer verstärkten posturalen Stabilität verbunden ist (Dault et al., 2001; Andersson et al., 2002; Riley et al., 2005). Dault et al. (2001) lieferten Hinweise, dass das Hinzufügen einer Arbeitsgedächtnisaufgabe, unabhängig von Aufgabentyp oder -schwierigkeit, eine Zunahme der

Häufigkeit und eine Abnahme der Amplitude des Schwankens bewirkte, was einer intensiveren Kontrolle der posturalen Stabilität entspricht.

Der Begriff der posturalen Kontrolle umfasst nicht nur bewusst kontrollierte Prozesse zur Aufrechterhaltung der Körperhaltung, sondern auch automatische (reflexgesteuerte) Prozesse. Wobei die kontrollierte Verarbeitung auf einer höheren Ebene geschieht, über die Basalganglien und den Kortex, läuft die automatische Verarbeitung auf Hirnstammebene ab (Boisgontier et al., 2013). Riley et al. (2005) vermuten, dass eine kognitive Aufgabe die Aufmerksamkeit von der posturalen Aufgabe wegzieht, welche diese eher stören würde, wodurch die Haltungskontrolle verstärkt wird. Die Autoren maßen das Haltungsschwanken, während die Teilnehmer auf einer starren oder nachgiebigen Oberfläche standen, mit offenen oder geschlossenen Augen, und während sie eine Gedächtnisaufgabe (visuell oder auditiv) durchführten oder nicht. Dabei verringerte sich die fein skalierte, mediolaterale Schwankungsbreite der Körperhaltung mit zunehmender kognitiver Belastung durch die kognitive Aufgabe, d. h., dass sich die posturale Stabilität erhöhte.

Geschlechtsspezifische Unterschiede der Dualtasking-Leistung

Weiterhin stellt sich die Frage, ob und welchen Einfluss das Geschlecht auf die posturale Regulation hat, da sich Männer und Frauen hinsichtlich ihrer sportphysiologischen Voraussetzungen unterscheiden. Gegenüber Männern weisen Frauen einen höheren Körperfettanteil und einen um 30% geringeren Energieumsatz auf. Frauen haben eine im Mittel um 13 cm geringere Körpergröße sowie ein durchschnittlich um 16 kg geringeres Körpergewicht als Männer (Marées et al., 2003). Sowohl Olchowik et al. (2015) als auch Faraldo-García et al. (2012) konnten in ihren Untersuchungen keinen geschlechtsspezifischen Effekt auf die posturale Kontrolle nachweisen. In beiden Studien wurden gesunde Probanden mittels computergestützter dynamischer Posturographie (NeuroCom EquiTest®) getestet. Andere Autoren liefern wiederum Hinweise für eine geringere Haltungsstabilität bei Frauen, insbesondere im Alter (Wolfson et al., 1994; Błaszczyk et al., 2014). Erstere konnten zwar keine geschlechtsspezifischen Unterschiede während des ruhigen Stehens nachweisen, jedoch schwankten Frauen häufiger bei Entzug des visuellen und somatosensorischen Inputs und während einer Rückwärtsdestabilisierung. In der zweiten Studie deuten höhere COP-Geschwindigkeiten in der weiblichen Gruppe auf eine geringere Haltungsstabilität hin. Zur Aufrechterhaltung einer stabilen Haltung seien bei den weiblichen Probanden größere neuromuskuläre Anstrengungen notwendig (Błaszczyk et al., 2014).

Hinsichtlich der Multitasking-Leistung werden Frauen in der Allgemeinbevölkerung besser eingeschätzt als Männer. Diese Stereotypisierung konnte in einigen Studien widerlegt werden (Bankole et al., 2011; Paridon and Kaufmann, 2010; Buser and Peter, 2011; Hirsch et al., 2019). Paridon und Kaufmann (2010) untersuchten Arbeitstätige zwischen 21 und 60 Jahren hinsichtlich ihrer Leistung am Arbeitsplatz und stellten fest, dass die Multitasking-Leistung von der Art der Aufgabe, aber nicht von Alter oder Geschlecht abhängig ist. Buser und Peter (2011) ließen Probanden zwei verschiedene Aufgaben unter drei Bedingungen durchführen: sequenziell, gleichzeitig (Multitasking) oder beliebig. Sowohl Männer als auch Frauen lieferten eine höhere Anzahl an richtig gelöster Einzelaufgaben in Sudoku und Wortsuchfeldern, wenn sie die Aufgaben sequenziell erledigten, als wenn sie zum Multitasking gezwungen wurden. Frauen entschieden sich sogar weniger zum Multitasking, wenn sie frei wählen konnten, die Aufgaben nacheinander oder gleichzeitig zu erledigen. Almajid und Keshner (2019) untersuchten, ob verschiedene kognitive Aufgaben die Leistung während des Timed-up-and-go-Tests (TUG) bei Männern und Frauen unterschiedlich beeinflussen. Frauen konnten sich mehr Gegenstände als Männer in einem Memory-Test merken, während Männer bei einer Rechenaufgabe eine höhere Anzahl richtiger Lösungen angaben. Das Geschlecht scheint jedoch keine wesentliche Rolle bei der motorisch-kognitiven Interferenz während des Dualtask-TUG-Tests zu spielen, da beide Geschlechter ähnliche Leistungen im TUG zeigten (Almajid and Keshner, 2019). Dahingegen konnten nur in wenigen Untersuchungen Hinweise für eine höhere Multitasking-Leistung von Frauen gefunden werden. Allerdings warnen die Autoren vor einer Verallgemeinerung, da die Leistungen stets von den Aufgabentypen abhängig sind (Ren et al., 2009; Stoet et al., 2013).

Unterschiede in der Dualtask-Leistung hinsichtlich körperlicher Aktivität

Des Weiteren gibt es Hinweise in der Literatur, dass die körperliche Aktivität der Probanden die posturale Kontrolle beeinflusst und sich verschiedene Sportarten unterschiedlich auf diese auswirken (Schwesig et al., 2008, 2009; Patti et al., 2016, 2018). Beispielsweise konnten Patti et al. (2018) eine stärkere Haltungsstabilität bei Taekwondo-Sportlern gegenüber Tennisspielern nachweisen. In einer weiteren Studie zeigten sich bei Probanden nach einem 14-wöchigen Pilates-Übungsprogramm verbesserte posturographische Messwerte und reduzierte Rückenschmerzen (Patti et al., 2016). Schwesig et al. (2009) untersuchten den Einfluss professionell ausgeübter Sportarten (Handball, Sportschießen, Schwimmen und Turnen) auf die posturale Regulation und wiesen einen signifikanten Vorteil der Sportschützen sowohl hinsichtlich der posturalen Subsysteme als auch der allgemeinen Stabilität nach. Ursächlich für die signifikant bessere posturale

Regulation dieser Sportart kann die Anwendung von Atem- und Entspannungstrainings sein.

Andererseits gibt es in der Literatur auch Hinweise dafür, dass sich Personen mit Einschränkungen der Haltungsregulation weniger körperlich betätigen. Morimoto et al. (2019) untersuchten Patienten mit chronischem Schwindel und verglichen diese mit gesunden Probanden hinsichtlich ihrer körperlichen Aktivität und der posturalen Stabilität. Jene mit chronischem Schwindel sind weniger aktiv und stärker in ihrem Alltag beeinträchtigt. Außerdem wiesen die weniger Aktiven eine verminderte posturale Stabilität auf (Morimoto et al., 2019). In einer Untersuchung mit jungen Probanden, die Freizeitsport wie Radfahren und Laufen betrieben, konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Anzahl der geleisteten Sportstunden pro Woche und der posturalen Stabilität festgestellt werden (Strobel, 2009). Weitere Studien lieferten dennoch dahingehend Nachweise, dass die posturale Leistungsfähigkeit vom Qualitätsniveau des Trainings abhängt und dass höher qualifizierte Athleten effizientere posturale Strategien aufwiesen. So zeigten Paillard et al. (2006), dass hochqualifizierte Fußballspieler höhere posturale Leistungen erbrachten, indem sie insbesondere somatosensorische Afferenzen verarbeiteten, während niedriger qualifizierte Fußballspieler vermehrt visuelle Informationen verwendeten.

Körperliche Aktivität kann nicht nur die posturale, sondern auch die kognitive Leistungsfähigkeit verbessern (Donnelly et al., 2016; Lauenroth et al., 2016; Lerche et al., 2018; Erickson et al., 2019; Wassenaar et al., 2019; Voelcker-Rehage und Kutz, 2020). Dabei sind kurz- und langfristige Effekte der körperlichen Aktivität auf die Kognition zu unterscheiden. Donnelly et al. (2016) und Wassenaar et al. (2019) lieferten Nachweise für einen positiven Effekt von Sportprogrammen für Kinder auf deren Aufmerksamkeit und Konzentration im Schulunterricht. Weiterhin konnte gezeigt werden, dass regelmäßiges körperliches Training kognitive Fähigkeiten bei Erwachsenen verbessert und die altersbedingte Neurodegeneration reduziert, indem die kognitive Flexibilität gesteigert, der Schlaf verbessert und depressive Symptome verringert werden (Lerche et al., 2018; Erickson et al., 2019). Aufgrund dieser Erkenntnisse wurden die Probanden der hier vorliegenden Studie per Fragebogen nach ihrer sportlichen Betätigung befragt, beispielsweise nach der Häufigkeit und Regelmäßigkeit von Sporeinheiten pro Woche.

2.4 Forschungsdefizite und Zielstellung

Bisher durchgeführte Studien, die den Zusammenhang zwischen posturaler Kontrolle und Kognition beschreiben, betrachten die PK ausschließlich als globales Ergebnis des Zusammenwirkens der posturalen Subsysteme, beispielsweise über die Analyse des Gangbildes unter Bestimmung des Schrittempos oder der Betrachtung von Schwankungen und Sturzneigungen.

Granacher et al. (2011) untersuchten die Auswirkungen einer kognitiven und einer motorischen Zusatzaufgabe auf die statische und dynamische posturale Kontrolle bei jungen und älteren Erwachsenen. Dabei erfolgte die Messung der Gesamtverschiebung des COP auf KMP und die Messung von Schrittlänge, Schrittzeit und Gehgeschwindigkeit mittels einer Ganganalyse. Fujita et al. (2016) zogen für ihre Untersuchung ebenso als Zielparameter die Verschiebung um den COP heran, welche sie über KMP ermittelten. Sie untersuchten die Auswirkung der Arbeitsgedächtniskapazität auf die PK unter Dualtask-Bedingungen. Junge Probanden wurden dazu mittels Lesespannentest in zwei Gruppen mit geringer und großer Kapazität des Arbeitsgedächtnisses eingeteilt. Beide Gruppen absolvierten vier Bedingungen: ein- und beidbeiniger Stand jeweils mit und ohne zusätzliche kognitive Aufgabe, für welche der Stroop-Test diente. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass in der Gruppe mit niedrigerer Kapazität des Arbeitsgedächtnisses Interferenzen zwischen den beiden Aufgaben (Single- vs. Dualtask) auftraten, wenn sie sich in einer instabileren Haltung befanden, d. h. im einbeinigen Stand (Fujita et al., 2016). Siu und Woollacott (2007) untersuchten die Aufmerksamkeitsanforderungen der PK mit Hilfe eines weiteren Dualtask-Paradigmas. Die Probanden führten eine Haltungsaufgabe durch, wobei die Strecke und Geschwindigkeit der Auslenkung des COP mittels KMP ermittelt wurden, sowie eine visuell-räumliche Gedächtnisaufgabe. Zuerst sollten die Probanden keine der beiden Aufgaben priorisieren, anschließend die Haltungsaufgabe und letztlich sich auf die Gedächtnisaufgabe fokussieren. Es wurde herausgefunden, dass es zu höheren Leistungen in der Gedächtnisaufgabe kommt, wenn sich die Probanden auf diese fokussieren, die Leistung der Haltungsaufgabe wurde dabei nicht beeinträchtigt. Es wird automatisch ausreichend Aufmerksamkeit auf die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts gelenkt. In der Untersuchung kam es zu keiner Veränderung der Haltungsaufgabe, wenn der Fokus auf diese gerichtet war. Als mögliche Ursache hierfür führen die Autoren eine unzureichende Sensitivität der globalen Messung an (Siu and Woollacott, 2007).

Der **Einfluss kognitiver Belastung auf die einzelnen posturalen Subsysteme** wurde bisher nicht untersucht. Hiermit befasst sich die vorliegende Studie, wobei die kognitive Belastung über eine Keeptrack-Aufgabe (KPT) und die Messung verschiedener Parameter der posturalen Kontrolle, inklusive der Subsysteme, durch die Posturographie mittels Interactive Balance System (IBS) erfolgt.

Dabei soll untersucht werden, ob die kognitive Belastung unterschiedliche Einflüsse auf die verschiedenen Subsysteme hat, d. h., ob ein Subsystem weniger oder stärker gereizt wird.

Es ergeben sich daraus folgende Hypothesen:

Hypothese H1: Die posturalen Subsysteme werden durch eine zusätzliche kognitive Aufgabe negativ beeinflusst (Prüfinstrument: IBS; Messparameter: Frequenzbereiche F 1, F 2-4, F 5-6, F 7-8).

Hypothese H2: Die Doppelaufgabenbelastung durch die Keeptrack-Aufgabe verursacht eine Abnahme der posturalen Stabilität (Prüfinstrument: IBS; Messparameter: Stabilitätsindikator ST).

Hypothese H3: Das Geschlecht der Probanden hat keinen Einfluss auf die Leistung unter Dualtask-Bedingungen, messbar anhand der posturalen Stabilität (Prüfinstrument: IBS; Messparameter: Stabilitätsindikator ST).

Hypothese H4: Probanden, die regelmäßig Sport betreiben, weisen eine größere posturale Stabilität auf (Prüfinstrument: IBS; Messparameter: Stabilitätsindikator ST).

Hypothese H5: Die kognitive Leistung verringert sich durch die gleichzeitig ausgeführte Gleichgewichtsmessung (Prüfinstrument: Keeptrack-Aufgabe; Messparameter: Mittelwerte der korrekt genannten Begriffe (KPT))

Hypothese H6: Je niedriger die subjektiv empfundene Anforderung im NASA-TLX angegeben wurde, desto höher ist die posturale Stabilität (Prüfinstrument: NASA-TLX; Messparameter: Punktwert für geistige und körperliche Anforderung in Korrelation zu ST (IBS)).

3 Material und Methodik

3.1 Untersuchungsstichprobe

Im Zeitraum vom 30.10.2019 bis 15.12.2019 nahmen 48 asymptomatische Personen im Alter von 20 bis 34 Jahren an der Studie teil (Tab. 3 und Tab. 4). Diese fand im Forschungslabor des Departments für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie (DOUW) des Universitätsklinikums Halle (Saale) statt.

Tab. 3: Ein- und Ausschlusskriterien zur Studienteilnahme

Einschlusskriterien	Altersspanne 20-35
	Schriftliche Einverständniserklärung
	Grundkenntnisse der deutschen Sprache
	Selbstständiges Auffinden des Labors
Ausschlusskriterien	Erkrankungen, die den Gang oder das Gleichgewicht beeinflussen (z. B. Vestibularneuritis)
	Verletzungen des Hüft-/ Knie- oder Sprunggelenks
	Neurologische Erkrankungen
	Psychiatrische Erkrankungen
	Schwergradige Sehbeeinträchtigungen
	Sprachverständnisstörungen
	Schmerzen zum Untersuchungszeitpunkt
	Substanzmissbrauch (z. B. Schmerzmittel, Alkohol)

Alle Probanden besuchten mindestens 10 Jahre die Schule und erhielten einen Schulabschluss. 47 von 48 Personen (98%) absolvierten das Abitur. 39 Probanden waren zu diesem Zeitpunkt als Studenten eingeschrieben (81%). Sechs Personen hatten bereits ein Studium abgeschlossen und arbeiteten (13%).

Hinsichtlich der sportlichen Aktivität gaben 39 von 48 Probanden (81%) an, regelmäßig Sport zu treiben, davon 17 Personen (35%) 1- bis 2-mal und 18 Personen 3- bis 4-mal (38%) wöchentlich (Tab. 5).

Tab. 4: Gesamt-Stichprobencharakteristik (n = 48) hinsichtlich Alter, Bildungsjahre und Anthropometrie (Min = Minimum; Max = Maximum)

		Alter [Jahre]	Bildungs- jahre	Körper- größe [m]	Körper- gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]
männlich (n _m = 24)	MW (±SD)	26,5 (±3,30)	18,5 (±2,77)	1,81 (±0,08)	75,6 (±9,88)	23,1 (±2,31)
	Min	21,0	13,0	1,70	60,0	20,4
	Max	34,0	25,0	1,93	101	28,9
weiblich (n _w = 24)	MW (±SD)	24,5 (±3,63)	17,2 (±2,20)	1,67 (±0,05)	59,5 (±6,12)	21,3 (±1,79)
	Min	20,0	13,0	1,58	50,0	18,4
	Max	32,0	22,0	1,80	73,0	25,9
gesamt (n = 48)	MW (±SD)	25,5 (±3,60)	17,8 (±2,58)	1,74 (±0,09)	67,5 (±11,5)	22,2 (±2,25)
	Min	20,0	13,0	1,58	50,0	18,4
	Max	34,0	25,0	1,93	101	28,9

Tab. 5: Gesamt-Stichprobencharakteristik (n = 48) hinsichtlich der Häufigkeit der sportlichen Aktivität

Trainingseinheiten pro Woche	0	1-2	3-4	5-6	häufiger
Personenanzahl	9	17	18	2	2
Anteil in % zur Gesamtstichprobe	19	35	38	4	4

3.2 Untersuchungsablauf

Zur Standardisierung der Messungen wurde ein Studienablaufplan erstellt (Anhang C). Für die Studie liegt ein Ethikvotum vor (Bearbeitungsnummer 2020-178, 18.01.2021). Zuerst erfolgte die Aufklärung der Teilnehmenden. Durch Unterschrift erteilten sie ihr Einverständnis zur Durchführung der Messungen und Aufzeichnung anonymisierter Daten zur Person sowie deren Verwendung für diese Studie und Dissertation.

Mit Hilfe eines Fragebogens erfolgte die Erfassung der personenbezogenen Daten (Alter, Geschlecht, Körpergewicht, Körpergröße sowie Händigkeit). Des Weiteren wurden Angaben zum sportlichen Interesse (Häufigkeit sportlicher Aktivität und die ausgeführte Sportart) sowie die Einschätzung zur persönlichen Gesundheit aufgenommen (Anhang B).

Der Versuch gliederte sich in drei Abschnitte:

- Zuerst führten die Probanden die Posturographie als Einzelaufgabe durch (Single-task).
- Anschließend erfolgte die Gedächtnisaufgabe (Keeptrack) einzeln (Singletask).
- Zuletzt wurden beide Aufgaben gemeinsam als Doppelaufgabe ausgeführt, sodass die Teilnehmenden in jeder der acht Positionen der Posturographie einen Durchlauf der Keeptrack-Aufgabe durchführten (Dualtask).

Die beiden Einzelaufgaben werden detailliert unter 3.4 beschrieben.

Sowohl das IBS (Schwesig et al., 2014, 2017; Bartels et al., 2018, 2019) als auch die KPT gelten als valide, reliable und praktikable Messinstrumente (Yntema, 1963; Miyake et al., 2000), weshalb sie für das vorliegende Studiendesign verwendet wurden.

Im Anschluss beurteilten die Probanden ihre persönliche Inanspruchnahme und die Schwierigkeit der Aufgabe mithilfe des NASA-TLX-Fragebogens.

3.3 Messplatz und Messsystem

Der Messplatz besteht einerseits aus dem IBS, welches sich wiederum aus zwei Kraftmessplatten (KMP), einem Analyse- und Auswerterechner (PC 1) sowie zwei Schaumstoffpolstern zusammensetzt, und andererseits aus einem weiteren Rechner (PC 2) mit einem Lautsprecher, über den die Keeptrack-Aufgabe dargeboten wird (Abb. 5 und Abb. 6). Die beiden dualen KMP des IBS besitzen integrierte Dehnungsmessstreifen und sind, in einem 30°-Winkel nach anterior geöffnet, auf ebenem Fußboden angeordnet. Das System erfasst Vertikalkräfte, differenziert für Vor- und Rückfuß sowie rechten und linken Fuß, und setzt diese in Beziehung zueinander. Es erfolgt eine Synchronisation zwischen den Schwankungsmustern der vier KMP. Somit können sowohl Sagittal- als auch Lateralschwankungen registriert werden. Die KMP sind mit dem PC 1 verbunden.

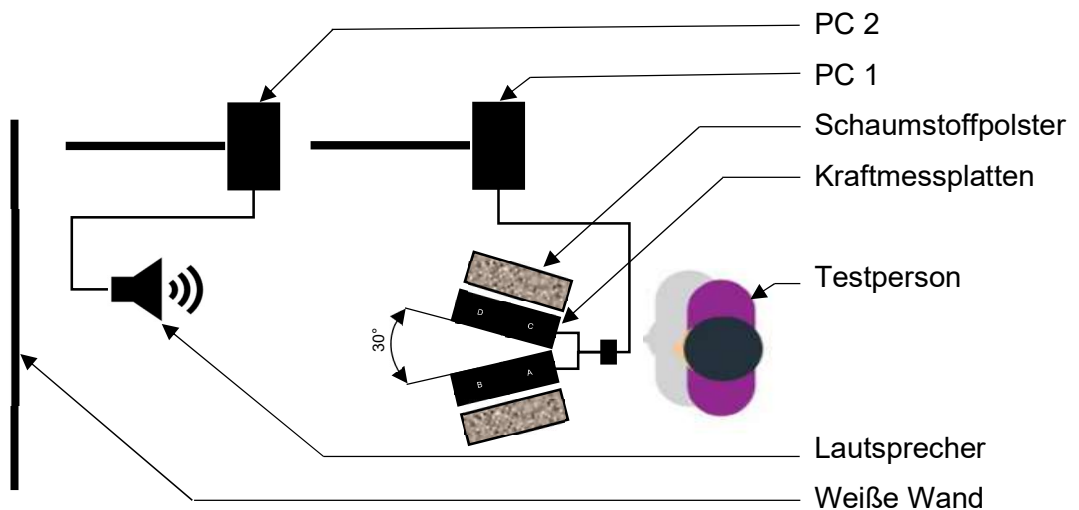


Abb. 5: Versuchsanordnung, Ansicht von oben (eigene Darstellung)

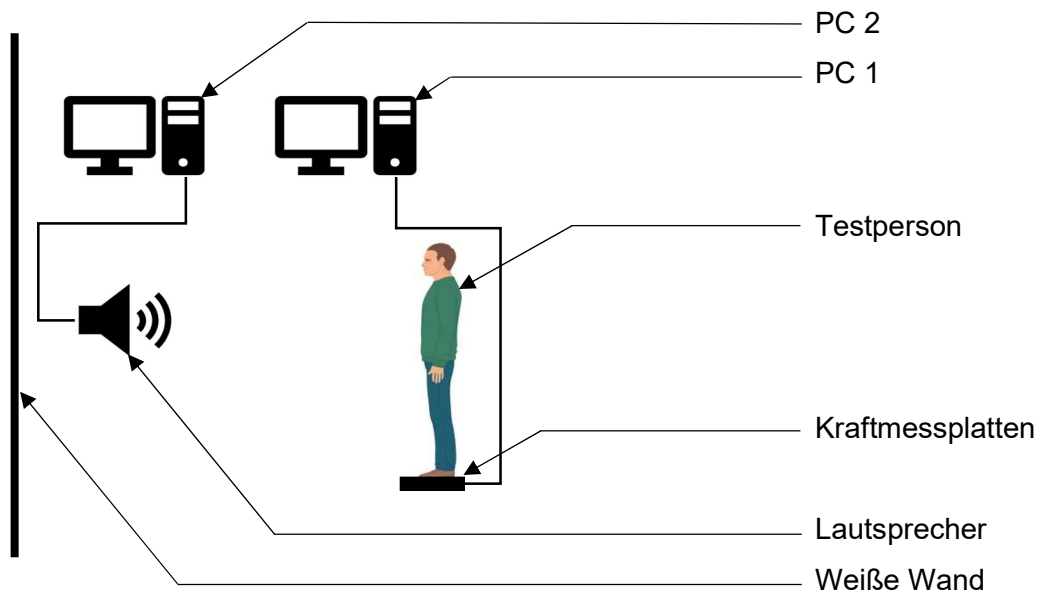


Abb. 6: Versuchsanordnung, Seitenansicht (eigene Darstellung)

Das Ausgangssignal ist die Kraftwirkung an den vier KMP in Abhängigkeit von der Zeit. Dieses Kraft-Zeit-Signal wird mittels Fourier-Analyse in ein Frequenzspektrum transferiert. Die hier verwendete Software Tetrax nutzt die Fast-Fourier-Transformation. Es entsteht ein Spektrogramm mit acht Frequenzbändern, welche zu vier funktionellen Frequenzbereichen zusammengefasst werden. Die für die posturale Kontrolle relevanten Subsysteme können diesen speziellen Frequenzbereichen zugeordnet und quantifiziert werden (Tab. 6; Schwesig et al., 2006).

Tab. 6: Zuordnung der posturalen Subsysteme zu den funktionellen Frequenzbereichen (Schwesig et al., 2006, S. 198)

Frequenzbereich	[Hz]	Posturales Subsystem
F 1	0,03 – 0,1	Visuelles und nigrostriatales System
F 2-4	0,1 – 0,5	Peripher-vestibuläres System
F 5-6	0,5 – 1,0	Somatosensorisches System
F 7-8	≥ 1,0	Zerebelläres System

3.4 Durchführung der Untersuchung

Posturographie als Singletask-Aufgabe

Zur Durchführung der Posturographie unter standardisierten Bedingungen wird der Proband aufgefordert, sich in aufrechter Körperposition bipedal und barfuß auf die KMP zu stellen. Die Person soll ruhig und locker stehen, dabei nicht sprechen und nimmt nacheinander acht verschiedene Positionen für jeweils 32 Sekunden ein, die ihm durch die Studienleitung mitgeteilt werden (Tab. 7; Kohen-Raz, 1991; Schwesig, 2006; Schwesig et al., 2006).

Tab. 7: Positionen der Posturographie (Schwesig et al., 2006, S. 140)

Position	Bezeichnung	Anweisung
1.	NO	Augen offen, Kopf gerade
2.	NC	Augen geschlossen, Kopf gerade
3.	PO	Augen offen, Kopf gerade, auf Schaumpolster stehend
4.	PC	Augen geschlossen, Kopf gerade, auf Schaumpolster stehend
5.	HR	Augen geschlossen, Kopf 45° nach rechts rotiert
6.	HL	Augen geschlossen, Kopf 45° nach links rotiert
7.	HB	Augen geschlossen, Reklination des Kopfes
8.	HF	Augen geschlossen, Inklination des Kopfes

Keeptrack-Aufgabe als Singletask-Aufgabe

Der zweite Teil des Experiments beinhaltet die Keeptrack-Aufgabe (Yntema, 1963; Miyake et al., 2000). Über einen Bildschirm erhält der Proband die Erläuterung der Aufgabe. Dabei werden ihm fünf Kategorien mit jeweils fünf Exemplaren aufgelistet. Die Kategorien sind: „Verwandte“, „Tiere“, „Bäume“, „Metalle“ und „Länder“. Beispielsweise entsprechen der Kategorie „Tiere“ die Exemplare „Hase“, „Echse“, „Spinne“, „Affe“ und „Vogel“. Pro Durchlauf werden dem Probanden drei der fünf möglichen Kategorien genannt, beispielsweise „Verwandte“, „Tiere“ und „Metalle“. Anschließend werden 15 aller 25 möglichen Exemplare in randomisierter Reihenfolge auditiv dargeboten. Jedes Wort ist 1250 ms lang mit einem Zwischenintervall von 750 ms zum nächsten zu hören. Die Aufgabe des Probanden besteht darin, jeweils das zuletzt genannte Exemplar der drei zuvor genannten Kategorien zu erinnern und zu nennen (Abb. 7).

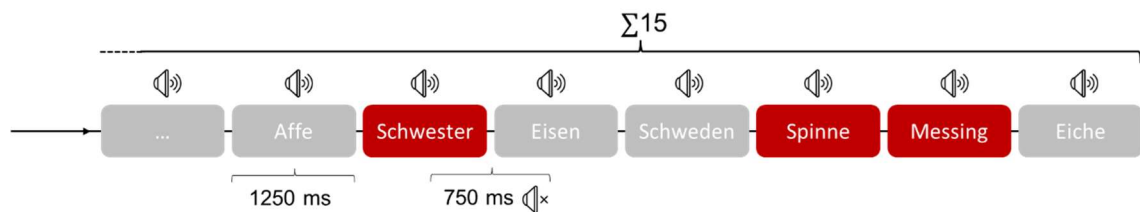


Abb. 7: Beispiel eines Durchlaufs der Keeptrack-Aufgabe (eigene Darstellung)

Ein Ausschnitt eines möglichen Durchlaufs ist in Abb. 7 dargestellt. Die Kategorie „Tiere“ betreffend ist zuerst der Begriff „Affe“ zu hören. Jedoch folgt später „Spinne“. Deswegen ist „Affe“ durch „Spinne“ gedanklich zu ersetzen. Die in Abb. 7 farbig markierten sind die korrekt zu nennenden Begriffe. Am Ende soll der Proband also „Schwester“ für die Kategorie Verwandte, „Spinne“ als Tier und „Messing“ als Metall nennen, da diese jeweils zuletzt gehört wurden.

Die Keeptrack-Aufgabe wird dreimal als Einzelaufgabe durchgeführt (Block 1 bis 3 im Protokoll Anhang D). Die Studienleitung protokolliert die genannten drei Begriffe pro Durchlauf. Aus der Anzahl der vom Probanden richtig angesagten Wörter dividiert durch die Anzahl der Durchgänge, wird ein Mittelwert gebildet. Die maximal mögliche Anzahl richtiger Wörter ist demnach neun bei drei Durchläufen (drei je Durchgang) und führt zum maximalen Mittelwert von 3.

Dualtask-Aufgabe als Kombination von Posturographie und Keeptrack-Aufgabe

Im dritten Teil des Versuches wird die Posturographie mit der Keeptrack-Aufgabe kombiniert, sodass acht Durchläufe der Keeptrack-Aufgabe erfolgen, jeweils einer pro Position der Posturographie (Block 4 bis 11 im Protokoll Anhang D). Anschließend wird ein Mittelwert gebildet, indem die Anzahl der durch den Probanden richtig genannten Wörter durch acht dividiert wird.

Beurteilung der Schwierigkeit der Aufgaben

Die wahrgenommene Inanspruchnahme der Probanden wurde mithilfe des Fragebogens NASA-TLX ermittelt (Anhang E), welchen sie nach Erfüllung der Einzel- und Doppelaufgabe ausfüllten. Dieser Fragebogen wurde von der Human Performance Group am Ames Research Center der NASA entwickelt (Hart and Staveland, 1988). Dabei wurden die Probanden aufgefordert, sechs verschiedene Fragen mittels einer Rankingskala von 0 bis 10 zu beantworten, wobei 0 „gering“ und 10 „hoch“ entspricht. Einerseits sollten die Testpersonen ihre geistige, körperliche sowie zeitliche Anforderung und die Zufriedenheit über ihre persönliche Leistung einschätzen und andererseits ihre Anstrengung während der Aufgabenerfüllung. Schlussendlich wurde nach Frustration während der Erledigung der Aufgabe gefragt.

3.5 Messparameter

Durch die unter 3.2 beschriebenen standardisierten Versuchsbedingungen werden die verschiedenen Afferenzen des posturalen Systems (visuell, peripher-vestibulär, somatosensorisch) reduziert bzw. gereizt. Die Reizantwort zeigt sich in Körperschwankungen, die durch das System registriert und mittels verschiedener Parameter dargestellt werden. Das IBS ermittelt neun Parameter, die in ihrer Gesamtheit im „Postural summary sheet“ ersichtlich sind. Die neun Parameter sind der Stabilitätsindikator (ST), die vier Frequenzbereiche (F 1, F 2-4, F 5-6, F 7-8), der Gewichtsverteilungsscore (W.D.), der Gewichtsverteilungsindex (WDI), die Synchronisation (SYNCH) sowie die Lastverteilung zwischen linkem und rechtem Fuß (LEFT) und zwischen Vorfuß und Rückfuß (HEEL). Alle Parameter sind dimensionslose Größen (Bartels et al., 2019; Reinhardt et al., 2019). Für die hier vorliegende Studie werden der Stabilitätsindikator, der Gewichtsverteilungsindex, die Synchronisation sowie die einzelnen Frequenzbereiche herangezogen. Der Stabilitätsindikator beschreibt den Zustand der allgemeinen Stabilität. Der Wert errechnet sich aus dem Quotienten der Amplitudenänderung dividiert durch das Körpergewicht des Probanden. Je größer der Quotient ist, desto größer ist die Instabilität (Schwesig, 2006). Der Gleichgewichtsverteilungsindex beschreibt die Standardabweichungen der W.D.-Scores in Bezug auf eine Konstante von 25% je Einzelplatte. Bei einem minimalen Wert von Null herrscht vollkommen ausgeglichene Gewichtsverteilung, d. h. jeweils 25% des Körpergewichtes stehen auf einer der vier Platten, welche mit A, B, C und D bezeichnet sind. Jedoch ist dies ein Hinweis auf starre Körperhaltung (Rigidität). Der Normbereich liegt vielmehr zwischen 2 und 12. Die Synchronisation beschreibt die Beziehungen der Schwingungsmuster der vier Platten zueinander. Es werden 6 Synchronisationswerte durch skalare Multiplikation berechnet (AB, CD, AC, BD, AD, BC). Ein Wert von -1000 würde vollständiger Kompensation und +1000 vollständiger Koaktivität entsprechen. Demnach fehlen bei Werten um Null Kompensation und Koaktivität. Bezüglich der Frequenzbereiche bedeuten niedrigere Werte eine bessere Leistung im entsprechenden Subsystem (Bartels et al., 2019; Reinhardt et al., 2019).

Um die Leistung der kognitiven Aufgabe zu beurteilen, wird der Mittelwert der korrekt genannten Begriffe herangezogen (KPT).

3.6 Statistik

Zur Ermittlung des Stichprobenumfangs wurde nach vergleichbaren Studien recherchiert (Huxhold et al., 2006; Granacher et al., 2011; Fujita et al., 2016; Shumway-Cook and Woollacott, 2000) und eine Poweranalyse (G*power) durchgeführt, welche auf einem zweiseitigen Hypothesentest mit einem α -Fehler von 0,05 und einer Teststärke von 0,8 basierte. Dementsprechend mussten mindestens 35 Probanden rekrutiert werden.

Zur Auswertung der Daten wurde die Statistiksoftware SPSS Statistics 28.0 (SPSS Inc., IBM, Armonk, NY, United States) verwendet. Zur Veranschaulichung der Daten wurden Tabellen und Diagramme mit Microsoft Office Excel 2019 für Windows™ erstellt.

Zunächst wurden die Daten mithilfe des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung untersucht (Anhang F), um die Verwendungsmöglichkeit von parametrischen Tests zu prüfen. Da Verletzungen der Normalverteilung ab $n > 25$ Probanden in der Regel unproblematisch sind (Blanca et al., 2017), wurden im Weiteren parametrische Verfahren verwendet. Die deskriptiven Kennwerte, wie Mittelwert und Standardabweichung, wurden berechnet. Die Fehlerbalken in den Diagrammen veranschaulichen die Standardabweichungen.

Es erfolgte ein Vergleich der Mittelwerte mittels einfaktorierlicher, univariater allgemeiner linearer Modelle zwischen Einzel- und Doppelaufgabenbedingungen. Herangezogen wurden als abhängige Variablen einerseits die Mittelwerte der posturographischen Parameter (F 1, F 2-4, F 5-6, F 7-8, ST, WDI, SYNCH, LEFT, HEEL) und andererseits die Mittelwerte der durchschnittlichen Anzahl der korrekt genannten Begriffe (KPT). Als Signifikanzniveau wurde für die Analysen $p < 0,05$ gewählt. Die Ergebnisse werden mit p und partiellem Eta-Quadrat η_p^2 präsentiert. Eta-Quadrat (Maß der Effektstärke) betreffend entspricht 0,01 einem kleinen Effekt, 0,06 einem mittleren Effekt und 0,14 einem großen Effekt (Cohen, 1988).

Als Kovariaten wurden das Alter, die Körpergröße und das Körpergewicht berücksichtigt. Um mögliche Zusammenhänge zwischen anthropometrischen bzw. demographischen Daten und der Leistung in der Posturographie, gemessen an den posturographischen Parametern, aufzuzeigen, wurden bivariate Korrelationen berechnet. Die Korrelationskoeffizienten, die den Zusammenhang zwischen zwei Parametern beurteilen, sind wie folgt zu interpretieren: $|r| = 0,1 - 0,3$ (schwach); $|r| = 0,3 - 0,5$ (mittel); $|r| > 0,5$ (stark) (Cohen, 1988). Zur Bestimmung möglicher Zusammenhänge zwischen der Beanspruchungshöhe und den Leistungen in den Einzelaufgaben wurden ebenso Korrelationen herangezogen.

4 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchungen dargestellt. Zuerst wird betrachtet, inwieweit sich die posturographischen Messwerte unter der Einzelaufgabenbedingung (Singletask, st) im Vergleich zu denen unter der Doppelaufgabenbedingung (Dualtask, dt) verhalten. Anschließend erfolgt die Betrachtung der kognitiven Leistung unter beiden Bedingungen.

4.1 Analyse der posturographischen Parameter (Singletask vs. Dualtask)

Kumulative Analyse

Zunächst erfolgte die Betrachtung der zusammengefassten Werte über alle acht Messpositionen. Dabei zeigte die deskriptive Analyse der Messwerte eine Abnahme der Mittelwerte aller Parameter von st zu dt, außer den Parameter HEEL betreffend (Tab. 8). Zur Signifikanzprüfung der Unterschiede wurde eine einfaktorische Varianzanalyse mit Messwiederholung (Allgemeines lineares Modell, ALM) herangezogen. Hinsichtlich der Frequenzbereiche konnten für F 1 (visuelles und nigrostriatales System) und F 5-6 (somatosensorisches System) signifikante Unterschiede zwischen st und dt nachgewiesen werden. Hingegen ergaben sich für die Frequenzbereiche F 2-4 (peripher-vestibuläres System) und F 7-8 (zerebelläres System) keine signifikanten Unterschiede zwischen st und dt.

Der Stabilitätsindikator (ST) unterschied sich signifikant zwischen den beiden Messzeitpunkten mit einem starken Effekt ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,18$).

Die Gewichtsverteilungsindizes (WDI) unter st und dt unterschieden sich nicht, sondern wiesen unter beiden Bedingungen einen Punktwert von rund 5 auf.

Hinsichtlich des Parameters SYNCH zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen st und dt ($p = 0,04$; $\eta_p^2 = 0,09$). Unter beiden Testbedingungen wurden Mittelwerte um einen Punktwert von 600 gemessen (Tab. 8).

Für die Parameter LEFT und HEEL ließen sich unter beiden Bedingungen Mittelwerte um 50 nachweisen. In den folgenden Untersuchungen wurden die beiden Parameter nicht weiter berücksichtigt.

Als Kovariaten wurden das Alter, die Körpergröße und das Körpergewicht in der Analyse berücksichtigt. Das Alter hatte ausschließlich auf den Parameter WDI einen Einfluss ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,20$), die Körpergröße und das Körpergewicht auf die Parameter LEFT und HEEL.

Tab. 8: Signifikanzprüfung für posturographische Parameter mithilfe eines univariaten, einfaktoriellen allgemeinen linearen Modells
(n = 48, st = Singletask, dt = Dualtask, signifikante Ergebnisse fett markiert)

Parameter	ohne Kovariaten				mit Kovariaten		
	st (MW ± SD)	dt (MW ± SD)	p	η_p^2	Alter (p / η_p^2)	Größe (p / η_p^2)	Gewicht (p / η_p^2)
F 1	14,2 ± 3,60	12,6 ± 4,65	0,01	0,13	0,84 / 0,00	0,08 / 0,07	0,30 / 0,03
F 2-4	8,44 ± 1,77	8,06 ± 2,00	0,12	0,05	0,29 / 0,03	0,49 / 0,01	0,76 / 0,00
F 5-6	4,00 ± 0,93	3,70 ± 1,09	0,02	0,12	0,86 / 0,00	0,25 / 0,03	0,32 / 0,02
F 7-8	0,67 ± 0,15	0,64 ± 0,18	0,12	0,05	0,64 / 0,01	0,27 / 0,03	0,87 / 0,00
ST	21,6 ± 4,89	20,1 ± 5,34	< 0,01	0,18	0,87 / 0,00	0,52 / 0,01	0,47 / 0,01
WDI	4,91 ± 1,78	4,78 ± 2,00	0,49	0,01	< 0,01 / 0,20	0,72 / 0,00	0,40 / 0,02
SYNCH	612 ± 109	571 ± 115	0,04	0,09	0,37 / 0,02	0,52 / 0,01	0,09 / 0,06
LEFT	50,3 ± 2,43	50,1 ± 2,47	0,30	0,02	0,94 / 0,00	< 0,01 / 0,15	< 0,01 / 0,16
HEEL	49,0 ± 7,58	49,2 ± 8,01	0,81	0,00	0,55 / 0,01	< 0,01 / 0,18	0,02 / 0,12

Einfluss der anthropometrischen/demographischen Daten

Um mögliche Zusammenhänge zwischen anthropometrischen/demographischen Daten und der Leistung in der Posturographie aufzuzeigen, wurden bivariate Korrelationen berechnet (Tab. 9). Es konnte lediglich eine relevante Korrelation zwischen dem Parameter ST unter Singletask-Bedingung und dem Körpergewicht ermittelt werden ($r = 0,50$; $p < 0,01$). Sowohl für das Alter als auch die Körpergröße wurden keine Zusammenhänge zu den posturographischen Parametern festgestellt.

Tab. 9: Bivariate Korrelation zwischen anthropometrischen Daten und posturographischen Parametern für Singletask (st) und Dualtask (dt), ($n = 48$, $r =$ Korrelationskoeffizient nach Pearson)

Parameter	Bedingung	Alter (r)	Größe (r)	Gewicht (r)
F 1	st	-0,26	0,09	0,15
	dt	-0,26	0,28	0,19
F 2-4	st	-0,07	0,26	0,33
	dt	-0,21	0,32	0,32
F 5-6	st	0,12	0,37	0,48
	dt	0,09	0,38	0,40
F 7-8	st	0,16	0,29	0,44
	dt	0,18	0,39	0,49
ST	st	0,13	0,40	0,50
	dt	0,12	0,37	0,43
WDI	st	-0,16	-0,03	-0,04
	dt	0,14	-0,17	-0,15
SYNCH	st	0,10	-0,46	-0,42
	dt	-0,07	-0,24	-0,08
LEFT	st	0,25	0,14	0,24
	dt	0,19	0,22	0,13
HEEL	st	0,13	-0,07	0,09
	dt	0,03	0,08	0,07

Geschlechtsspezifische Unterschiede

Es erfolgte eine Aufteilung der Daten in eine männliche (m) und eine weibliche Gruppe (w) mit jeweils 24 Probanden und eine separate Analyse der posturographischen Parameter, zunächst als Vergleich zwischen Singletask (st) und Dualtask (dt) (Tab. 10). Dabei wurde festgestellt, dass in beiden Gruppen höhere Mittelwerte unter st bestanden. Jedoch wurden nur für die weibliche Gruppe signifikante Unterschiede zwischen st und dt nachgewiesen, z. B. für den Stabilitätsindikator (st: MW \pm SD = 20,2 \pm 5,09; dt: MW \pm SD = 18,2 \pm 4,63; $p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,33$). Außerdem bestehen Unterschiede zwischen st und dt für die Parameter F 1, F 5-6 sowie F 7-8.

Tab. 10: Signifikanzprüfung für posturographische Parameter mithilfe eines univariaten, einfaktorischen allgemeinen linearen Modells, nach Geschlecht separiert ($n = 48$, m = männlich ($n_m = 24$), w = weiblich ($n_w = 24$), signifikante Ergebnisse fett markiert)

Parameter	Geschlecht	Singletask (MW \pm SD)	Dualtask (MW \pm SD)	p	η_p^2
F 1	m	14,2 \pm 3,96	13,4 \pm 4,74	0,32	0,04
	w	14,2 \pm 3,29	11,8 \pm 4,53	0,02	0,22
F 2-4	m	8,55 \pm 2,03	8,47 \pm 2,12	0,82	< 0,01
	w	8,34 \pm 1,51	7,64 \pm 1,83	0,06	0,15
F 5-6	m	4,27 \pm 0,87	4,08 \pm 1,22	0,31	0,05
	w	3,73 \pm 0,94	3,32 \pm 0,80	0,01	0,24
F 7-8	m	0,70 \pm 0,14	0,71 \pm 0,17	0,60	0,01
	w	0,64 \pm 0,16	0,58 \pm 0,16	0,02	0,22
ST	m	22,9 \pm 4,37	21,9 \pm 5,41	0,20	0,07
	w	20,2 \pm 5,09	18,2 \pm 4,63	< 0,01	0,33
WDI	m	4,74 \pm 1,58	4,59 \pm 1,63	0,59	0,01
	w	5,09 \pm 1,98	4,98 \pm 2,33	0,68	< 0,01
SYNCH	m	563 \pm 108	537 \pm 125	0,34	0,04
	w	661 \pm 87,9	605 \pm 94,4	0,06	0,15

Im Vergleich zwischen den Geschlechtern erzielten Frauen für alle Parameter, außer WDI und SYNCH, niedrigere Werte als Männer (Tab. 11). Diese Unterschiede waren für die Parameter F 5-6 und SYNCH sowohl unter st als auch unter dt und für die Parameter F 7-8 sowie ST unter dt signifikant. Beispielsweise ließ sich ein Unterschied zwischen der männlichen und weiblichen Gruppe für den Frequenzbereich F 5-6 feststellen ($p = 0,02$; $\eta_p^2 = 0,12$). Für die Parameter F 7-8 (dt) ($p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,14$) und SYNCH (st) ($p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,20$) zeigten sich große Effekte.

Tab. 11: Signifikanzprüfung für posturographische Parameter mithilfe eines univariaten, einfaktoriellem allgemeinen linearen Modells hinsichtlich geschlechtsspezifischer Unterschiede unter Singletask (st) und Dualtask (dt) ($n_m = 24$, $n_w = 24$, signifikante Ergebnisse fett markiert)

Parameter	Bedingung	männlich (MW \pm SD)	weiblich (MW \pm SD)	p	η_p^2
F 1	st	14,2 \pm 3,96	14,2 \pm 3,29	0,98	< 0,01
	dt	13,4 \pm 4,74	11,8 \pm 4,53	0,25	0,03
F 2-4	st	8,55 \pm 2,03	8,33 \pm 1,51	0,68	< 0,01
	dt	8,47 \pm 2,12	7,64 \pm 1,83	0,15	0,05
F 5-6	st	4,27 \pm 0,87	3,73 \pm 0,94	0,05	0,09
	dt	4,08 \pm 1,22	3,33 \pm 0,80	0,02	0,12
F 7-8	st	0,70 \pm 0,14	0,64 \pm 0,16	0,16	0,04
	dt	0,71 \pm 0,17	0,58 \pm 0,16	< 0,01	0,14
ST	st	22,9 \pm 4,37	20,2 \pm 5,09	0,06	0,08
	dt	21,9 \pm 5,41	18,2 \pm 4,63	0,01	0,13
WDI	st	4,74 \pm 1,58	5,09 \pm 1,98	0,51	< 0,01
	dt	4,59 \pm 1,63	4,98 \pm 2,33	0,51	0,01
SYNCH	st	564 \pm 108	661 \pm 88,0	< 0,01	0,20
	dt	536 \pm 125	605 \pm 94,4	0,04	0,10

Einfluss von sportlicher Aktivität

Weiterhin wurde der Einfluss sportlicher Aktivität auf die posturographischen Parameter betrachtet (Tab. 12). Die Probanden konnten im Fragebogen auf die Frage „Betreiben Sie regelmäßig Sport?“ mit Ja oder Nein antworten. Daraus leiteten sich zwei Gruppen ab: 39 regelmäßig Sport Treibende (rS) und 9 Personen, die keinen regelmäßigen Sport (kS) ausübten. Zuerst erfolgte der Vergleich der Mittelwerte der posturographischen Parameter zwischen Single- und Dualtask, wobei in beiden Gruppen niedrigere Mittelwerte unter Dualtask (außer F 2-4, kS) zu verzeichnen waren. Signifikante Unterschiede bestanden zwischen st und dt in der Gruppe rS (F 1, F 2-4, F 5-6, ST, SYNCH). Beispielsweise ließ sich für den Frequenzbereich F 1 ein Unterschied zwischen st und dt mit einem starken Effekt ($p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,19$) und ebenso für ST ($p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,17$) nachweisen (Tab. 12). Ein Vergleich der Gruppen rS und kS ergab keine relevanten Unterschiede. Dennoch waren in der Gruppe rS niedrigere Mittelwerte für die Parameter F 1 bis F 2-4 erkennbar als in der Gruppe kS.

Tab. 12: Signifikanzprüfung für posturographische Parameter mithilfe eines univariaten, einfaktoriellem allgemeinen linearen Modells hinsichtlich des Einflusses von sportlicher Aktivität ($n = 48$, rS = regelmäßig Sport ($n_{rS} = 39$), kS = kein regelmäßiger Sport ($n_{kS} = 9$), signifikante Ergebnisse fett markiert)

Parameter	Gruppe	Singletask (MW \pm SD)	Dualtask (MW \pm SD)	p	η_p^2
F 1	rS	14,0 \pm 3,59	12,3 \pm 4,29	< 0,01	0,19
	kS	15,0 \pm 3,78	13,8 \pm 6,12	0,62	0,03
F 2-4	rS	8,42 \pm 1,72	7,89 \pm 1,92	0,03	0,12
	kS	8,56 \pm 2,11	8,78 \pm 2,30	0,79	0,01
F 5-6	rS	4,00 \pm 0,99	3,72 \pm 1,17	0,05	0,10
	kS	4,01 \pm 0,71	3,62 \pm 0,71	0,18	0,22
F 7-8	rS	0,67 \pm 0,15	0,65 \pm 0,19	0,17	0,05
	kS	0,66 \pm 0,15	0,63 \pm 0,13	0,48	0,07
ST	rS	21,6 \pm 5,14	20,2 \pm 5,63	< 0,01	0,17
	kS	21,2 \pm 3,85	19,4 \pm 4,01	0,18	0,21
WDI	rS	5,01 \pm 1,82	5,00 \pm 2,12	0,96	< 0,01
	kS	4,52 \pm 1,62	3,86 \pm 0,99	0,28	0,14
SYNCH	rS	623 \pm 108	576 \pm 113	0,04	0,11
	kS	565 \pm 108	549 \pm 128	0,69	0,02

Analyse der Messpositionen

Zur Überprüfung, inwieweit sich die posturographischen Parameter zwischen den acht Messpositionen unterscheiden, erfolgte ihre differenzierte Betrachtung je Messposition (Tab. 7, S. 26). Dazu erfolgte ebenso die deskriptive Bestimmung der Mittelwerte und Standardabweichungen sowie eine einfaktorische Varianzanalyse mit Messwiederholung (ALM) für die posturographischen Parameter F 1, F 2-4, F 5-6, F 7-8, ST, WDI und SYNCH. Dabei ergaben sich insbesondere signifikante Unterschiede zwischen Single- und Dualtask in den Positionen PO sowie PC (Tab. 7, S. 26). Dahingegen ließen sich für die Positionen NO und HB für keinen Parameter signifikante Unterschiede finden. Der Stabilitätsindikator zeigte in den Positionen NC, PO, PC, HR, HL und HB niedrigere Mittelwerte unter Dualtask, während in den Positionen NO und HF niedrigere Werte unter Singletask eruiert wurden. In fünf Positionen bestanden signifikante Unterschiede zwischen Single- und Dualtask (NC, PO, PC, HR, HB) (Abb. 8). In der Position NO wurde für den Stabilitätsindikator der geringste Mittelwert ($12,2 \pm 3,19$) erzielt und der höchste Mittelwert in der Position PC ($46,8 \pm 14,5$). Die Analyse der einzelnen Messpositionen zeigte zudem, dass die höchsten Mittelwerte für alle Frequenzbereiche jeweils in der Position PC gemessen wurden. Entsprechende Abbildungen finden sich in Anhang G.

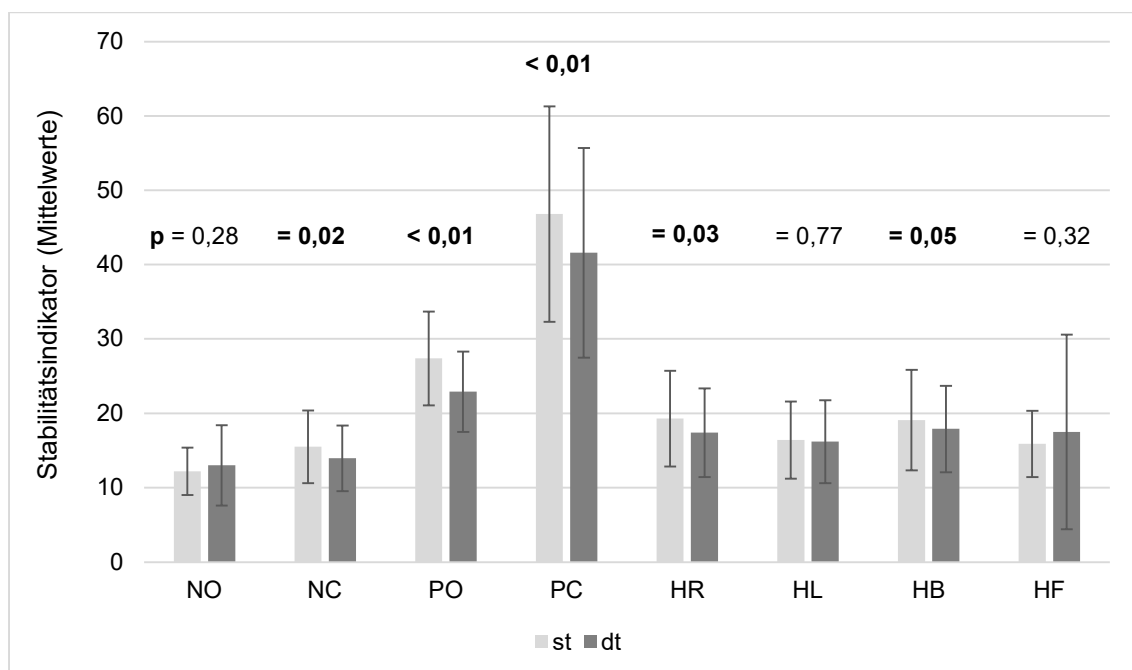


Abb. 8: Stabilitätsindikator für jede Messposition (n = 48, st = Singletask, dt = Dualtask, signifikante Unterschiede fett markiert)

4.2 Analyse der Keeptrack-Aufgabe (Singletask vs. Dualtask)

In diesem Abschnitt wird die kognitive Leistung der Probanden in der Keeptrack-Aufgabe ohne (Singletask) und mit gleichzeitiger posturographischer Messung (Dualtask) verglichen. Dabei wurden die Mittelwerte der Anzahl an richtig genannten Begriffen herangezogen. Es ergaben sich Mittelwerte für die Keeptrack-Aufgabe ohne posturographische Messung von $2,20 \pm 0,51$ und unter Dualtask-Bedingung von $2,40 \pm 0,40$, was einer geringen Zunahme entspricht. Der Unterschied wies Signifikanz auf ($p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,18$; Abb. 9).

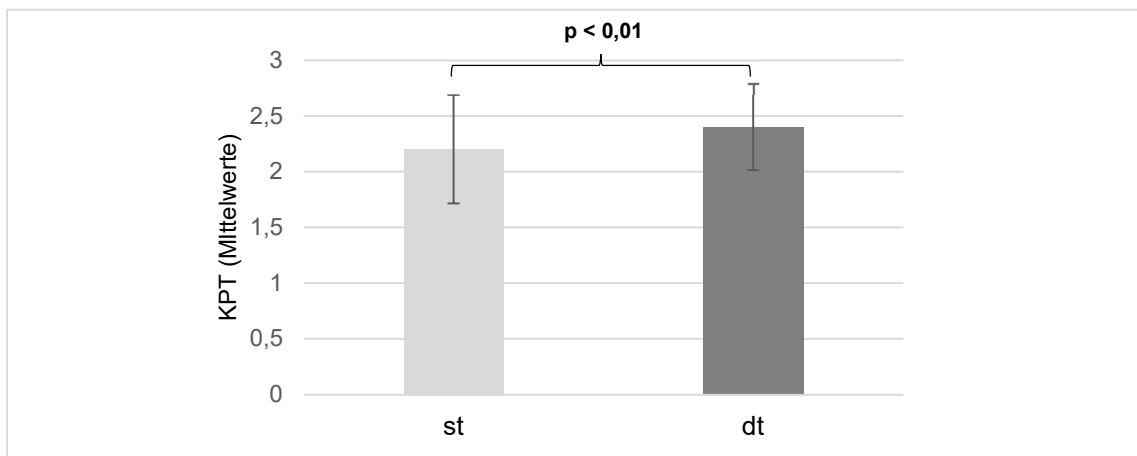


Abb. 9: Mittelwerte der korrekt benannten Begriffe in der Keeptrack-Aufgabe Singletask (st) vs. Dualtask (dt), $n = 48$

Geschlechtsspezifische Unterschiede

Bei Betrachtung der Ergebnisse bei Teilung der Probanden in eine männliche und eine weibliche Gruppe wurde festgestellt, dass in beiden Gruppen unter dt höhere Mittelwerte für die korrekt genannten Begriffe erzielt wurden. Frauen zeigten diskret höhere MW im Vergleich zu Männern. Es gab keine statistisch signifikante Interaktion zwischen den Messbedingungen (st / dt) und den Gruppen ($p = 0,65$; $\eta_p^2 < 0,01$) und keinen signifikanten Effekt des Geschlechts ($p = 0,35$; $\eta_p^2 = 0,02$). Allerdings ließ sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Messbedingungen (st / dt) nachweisen ($p = 0,03$; $\eta_p^2 = 0,18$; Abb. 10).

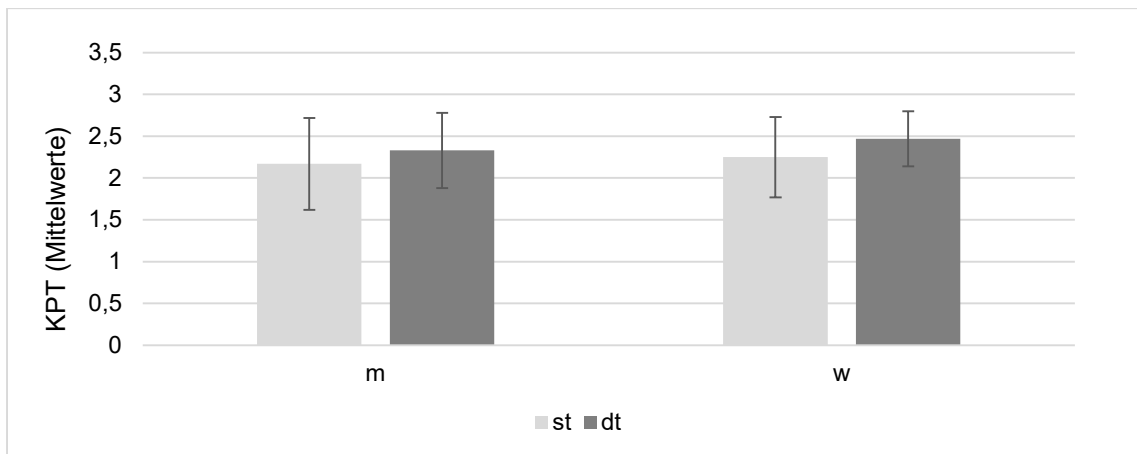


Abb. 10: Mittelwerte der korrekt genannten Begriffe in der Keeptrack-Aufgabe in Abhängigkeit vom Geschlecht (m = männlich, $n_m = 24$; w = weiblich, $n_w = 24$, st = Singletask, dt = Dualtask)

Einfluss von sportlicher Aktivität

Bei Unterteilung der Stichprobe in zwei Gruppen hinsichtlich ihrer sportlichen Aktivität (rS – regelmäßig Sport, kS – kein regelmäßiger Sport) waren niedrigere Mittelwerte für die-Gruppe rS im Vergleich zu kS sowohl unter Single- als auch unter Dualtask eruierbar. Es ließen sich kein signifikanter Interaktionseffekt zwischen Gruppe und Messbedingung (st / dt) ($p = 0,78$; $\eta_p^2 < 0,01$) und kein signifikanter Gruppeneffekt ($p = 0,39$; $\eta_p^2 0,02$) nachweisen. Allerdings bestand ein signifikanter Effekt seitens der Messbedingung (st / dt) ($p = 0,03$; $\eta_p^2 = 0,10$; Abb. 11).

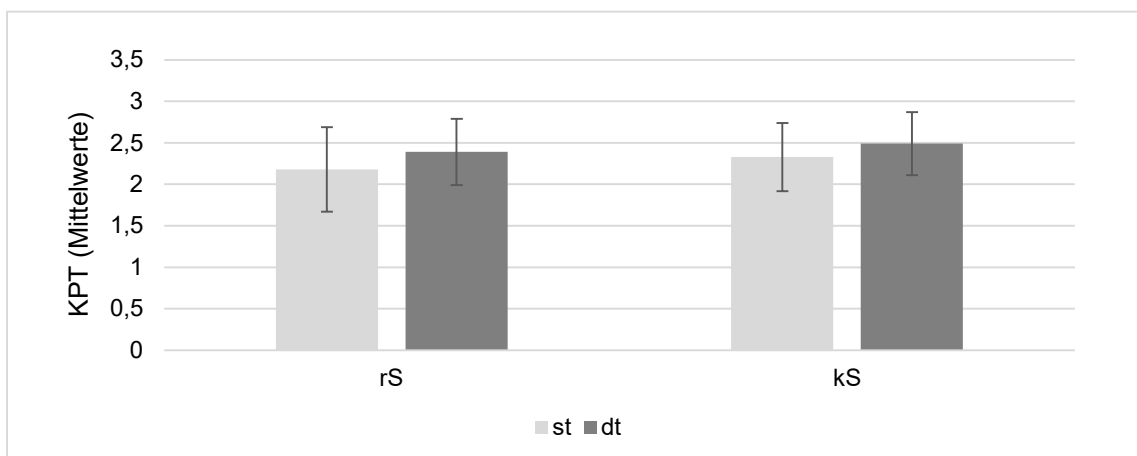


Abb. 11: Mittelwerte der korrekt genannten Begriffe hinsichtlich der sportlichen Aktivität (rS = regelmäßiger Sport, $n_{rS} = 39$; kS = kein regelmäßiger Sport, $n_{kS} = 9$; st = Singletask, dt = Dualtask)

Auswertung des Fragebogens NASA-TLX

Mit Hilfe des NASA-TLX-Fragebogens wurde die wahrgenommene Inanspruchnahme der Probanden auf einer Ratingskala von 0 (keine) bis 10 (hohe) ermittelt (Anhang E). Mittelwerte und Standardabweichungen wurden je Item ermittelt. Durchschnittlich gaben die Testpersonen hohe geistige Anforderungen ($7,79 \pm 1,36$) und niedrige körperliche Anforderungen ($1,89 \pm 1,59$) an. Die zeitliche Anforderung, d. h. der Zeitdruck während der Aufgabenerfüllung, wurde mit $4,00 \pm 2,71$ relativ niedrig wahrgenommen. Sowohl die persönliche Leistung ($5,46 \pm 2,43$) als auch die Frustration ($4,71 \pm 2,72$) während der Untersuchung gaben die Probanden als mittelmäßig an. Allerdings kostete es sie vergleichsweise hohe Anstrengungen, um die Aufgaben zu erfüllen ($6,44 \pm 1,97$). Mithilfe einer Korrelation nach Pearson konnte nur ein schwacher Zusammenhang zwischen dem Grad der körperlichen Anforderung und dem Stabilitätsindikator ST als Maß für die allgemeine Stabilität festgestellt werden (st: $r_s = 0,27$ bzw. dt: $r_s = 0,15$). Die geistige Anforderung der Probanden korrelierte nicht mit dem Stabilitätsindikator (st: $r_s = -0,07$ bzw. dt: $r_s = -0,07$).

Allerdings ließ sich ein negativer Zusammenhang zwischen geistiger Anforderung und der Leistung in der KPT mit einem mittleren Effekt nachweisen (st: $r_s = -0,37$ bzw. dt: $r_s = -0,46$). Probanden, die eine geringere geistige Beanspruchung angaben, erzielten höhere Leistungen in der KPT.

5 Diskussion

5.1 Ergebnisdiskussion

Ziel der Arbeit war es, den Einfluss einer kognitiven Aufgabe auf die posturalen Subsysteme zu überprüfen. Zu diesem Zweck wurde ein Doppelaufgaben-Paradigma entwickelt, bei dem die Probanden die posturographische Messung mittels IBS einzeln und gemeinsam mit der Gedächtnisaufgabe (Keeptrack-Aufgabe) durchführten, die zuvor ebenfalls als Einzelaufgabe geleistet werden musste. Die 48 rekrutierten Probanden waren hinsichtlich ihres Alters (20 bis 34 Jahre) und ihrer körperlichen Aktivität relativ homogen (81% regelmäßig sportlich aktiv) und vom Geschlecht her ausgeglichen (50% weiblich/männlich).

Kumulative Analyse

Die Ergebnisse der kumulativen Analyse der posturographischen Messung über alle acht Positionen zeigten hinsichtlich der **Frequenzbereiche** geringere Mittelwerte unter der Doppelaufgabenbedingung (Dualtask) als ohne Gedächtnisaufgabe. Dies deutet auf eine geringere Reizung der Subsysteme und damit eine bessere posturale Leistung unter Dualtask hin (Schwesig et al., 2006). Insbesondere hinsichtlich des visuellen und nigrostriatalen Systems (Frequenzbereich F 1) und des somatosensorischen Systems (F 5-6) konnte ein Unterschied zwischen st und dt mit einem mittelstarken Effekt nachgewiesen werden. Ursächlich hierfür kann sein, dass das alleinige Absolvieren der Gleichgewichtsaufgabe ein kontrollierter Prozess ist, welcher über die Basalganglien und den Kortex generiert wird, wohingegen die posturale Kontrolle bei Hinzunahme der Keeptrack-Aufgabe zu einem automatischen (reflexgesteuerten) Prozess wird, dessen Verarbeitung über die Hirnstammebene erfolgt (Boisgontier et al., 2013). Für das peripher-vestibuläre System (F 2-4) und das zerebelläre System (F 7-8) konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen st und dt festgestellt werden, d. h., sie wurden unter beiden Bedingungen ähnlich stark beansprucht und gegenüber den anderen Subsystemen am wenigsten durch die kognitive Aufgabe beeinträchtigt. Aufgrund dessen kann die Hypothese H1 abgelehnt werden, da die zusätzliche kognitive Aufgabe keine negative Beeinflussung der posturalen Subsysteme unter Dualtask bewirkt, sondern diese geringer beansprucht werden.

Die Fähigkeit der Unterscheidung in posturale Subsysteme ist zwar eine Besonderheit des IBS, dennoch besitzen die einzelnen sensorischen Subsysteme keine klar abgegrenzten Arbeitsbereiche, sondern sind vielfältig miteinander verbunden (Abb. 1, S. 4). Beispielsweise dient das zerebelläre System als Integrationszentrum visueller, vestibulärer und somatosensorischer Afferenzen. Aus diesem Grund sollten die posturalen

Subsysteme stets in ihrer Gesamtheit betrachtet werden, da sie sich gegenseitig beeinflussen und miteinander interagieren (Modell der selektiven kompensatorischen Optimierung; Schwesig et al., 2013).

Interessanterweise konnten auch für den **Stabilitätsindikator (ST)** niedrigere Mittelwerte unter dt eruiert werden, weswegen die Hypothese H2 abzulehnen ist. Es wurde keine Abnahme, sondern eine Zunahme der posturalen Stabilität durch die Doppelaufgabenbelastung nachgewiesen. Diese Ergebnisse widersprechen den Studien von Malyor et al. (2001) sowie Mitra und Fraizer (2004), die einen Rückgang der Haltungskontrolle unter Hinzunahme einer kognitiven Aufgabe zeigten. Stattdessen finden die Ergebnisse Übereinstimmung mit Studien von Andersson et al. (2002), Riley et al. (2005) sowie Siu und Woollacott (2007), in denen eine höhere posturale Stabilität in Verbindung mit einer kognitiven Belastung nachgewiesen wurde. Siu und Woollacott (2007) zeigten, dass automatisch ausreichend Aufmerksamkeit auf die Aufrechterhaltung der posturalen Stabilität gelenkt wird, wenn eine zusätzliche kognitive Aufgabe hinzugefügt wird, und beschrieben eine Hierarchie in der Zuteilung von Aufmerksamkeit auf verschiedene Aufgaben, die gleichzeitig durchgeführt werden. Die posturale Stabilität habe dabei Priorität, da sie der Stabilisierung des Blicks und der Kopfhaltung dienen würde. Riley et al. (2005) führten als möglichen Grund für die Steigerung der Haltungskontrolle unter Doppelaufgabenbelastung an, dass die kognitive Aufgabe die Aufmerksamkeit von der posturalen Aufgabe wegziehen würde. Es ist anzunehmen, dass die Probanden bei der alleinigen Bewältigung der posturalen Aufgabe vermehrt auf Körperschwankungen achteten und diese durch Gegenbewegungen versuchten auszugleichen. Bei Hinzunahme der kognitiven Aufgabe sind die Probanden von der Wahrnehmung ihrer Schwankungen abgelenkt und die posturale Kontrolle läuft unterbewusst ab.

Andere Ursachen für die Verbesserung unter dt können in einem Lern- bzw. Gewöhnungseffekt gesehen werden, den die Probanden im Laufe der Untersuchung erzielten. Schließlich führten alle Probanden zunächst die Gleichgewichtsaufgabe als Singletask, dann die Keeptrack-Aufgabe als Singletask und dann beide kombiniert als Dualtask durch. Daraus kann ein besseres Zurechtfinden der Probanden im Laufe der Versuchszeit abgeleitet werden. Eine Überlastung der Probanden zu Beginn der Untersuchungen durch anderweitige Einflussfaktoren kann nahezu ausgeschlossen werden, da die Versuchspersonen flexibel für sie passende Termine wählten, eine eindeutige Wegbeschreibung zum Versuchsort sowie ausreichend Zeit zur Akklimatisierung vor Beginn erhielten. Bei der Bestimmung des **Gewichtsverteilungsindex (WDI)** wurden unter beiden Bedingungen Punktwerte um 4 gemessen und kein signifikanter Unterschied zwischen st und dt ermittelt. Der gemessene Wert liegt im Normbereich zwischen 2 und 12, was einer

gleichmäßigen Verteilung des Körpergewichtes auf die vier Platten entspricht. Bei einem Punktwert von 0 würde übertriebene Rigidität vorliegen (Schwesig, 2006).

Bezüglich des Parameters **SYNCH (Synchronisation)**, der die Schwingungsmuster der vier Platten zueinander beschreibt, ließen sich sowohl unter st als auch unter dt Werte um + 600 feststellen, was einer guten Koaktivität entspricht.

Die ermittelten Parameter der **anterior-posterioren und medio-lateralen Lastverteilung (HEEL und LEFT)** wurden durch die kognitive Aufgabe nicht beeinflusst, da beide je Werte um 50% unter beiden Bedingungen aufwiesen, was einer nahezu ausgeglichenen Lastverteilung zwischen Vorfuß und Rückfuß als auch rechtem und linkem Fuß entspricht (Schwesig, 2006).

Geschlechtsspezifische Unterschiede

Geschlechtsunabhängig zeigte sich unter Dualtask-Bedingungen ein höheres Niveau der posturalen Stabilität und Regulation. Allerdings weist nur die weibliche Gruppe signifikante Unterschiede zwischen beiden Bedingungen (st / dt) auf. Im Vergleich der Geschlechter zeigten Frauen höhere Leistungen für die posturographischen Parameter unter st und dt. Für die Parameter F 5-6, F 7-8, ST und SYNCH wurden signifikante Unterschiede zwischen Männern und Frauen nachgewiesen.

Entgegen den Studien von Olchowik et al. (2015) und Faraldo-Garcia et al. (2012), die keinen geschlechtsspezifischen Effekt auf die posturale Kontrolle zeigen konnten, deuten die hier vorliegenden Ergebnisse auf eine bessere PK der weiblichen Gruppe hin. Allerdings ist anzumerken, dass die beiden hier gebildeten Gruppen hinsichtlich ihrer Körpergröße, ihres Körpergewichtes und des BMI heterogen waren. Strobel (2009) stellte mittels des Biodex® Balance Systems ebenso bessere posturale Ergebnisse bei Frauen fest, wobei sich die Ergebnisse zwischen Männern und Frauen nach einer gewichtsadaptierten Messung angleichen.

Mittels bivariater Korrelationen zwischen den anthropometrischen Daten und den posturographischen Parametern konnte in der hier vorliegenden Studie gezeigt werden, dass zwischen diesen keine Zusammenhänge bestanden, außer unter st zwischen dem Parameter ST und dem Gewicht. Es wurden keine Zusammenhänge zwischen der Körpergröße zu den posturographischen Parametern festgestellt. Die Hypothese H3, welche behauptet, dass das Geschlecht keinen Einfluss auf die Dualtask-Leistung hat, kann nicht angenommen werden. Die weibliche Gruppe wies bessere Leistungen unter beiden Bedingungen auf, insbesondere hinsichtlich zweier Frequenzbereiche, des Stabilitätsindikators und der Synchronisation.

Einfluss von sportlicher Aktivität

Sowohl für die Gruppe, die regelmäßig Sport ($n_{rS} = 39$) trieb, als auch die Gruppe, die keinem regelmäßigen Sport ($n_{kS} = 9$) nachging, wurden niedrigere Mittelwerte unter dt für die Frequenzbereiche und ST gemessen, was bedeutet, dass beide Gruppen höhere Leistungen unter Doppelaufgabenbelastung als bei der einzeln durchgeführten Gleichgewichtsaufgabe erzielten. Allerdings wies die Gruppe rS niedrigere Mittelwerte der genannten Parameter auf als die Gruppe kS. Die Unterschiede sind jedoch nicht signifikant. Daraus ist zu vermuten, dass regelmäßiger Sport die posturale Stabilität positiv beeinflusst. Allerdings ist kritisch zu bemerken, dass die Gruppengrößen sehr unterschiedlich waren. Ebenso sind die individuelle Einschätzung von regelmäßigem Sport sowie die ausgeführten Sportarten differierend. Die meisten Probanden betrieben Freizeitsportarten, nur 2 Probanden zum Untersuchungszeitpunkt Leistungssport. Eine differenzierte Untersuchung der hier vorliegenden Messwerte nach Sportarten erfolgte nicht. Da viele verschiedene Sportarten auf vorwiegend niedrigem Leistungsniveau trainiert wurden, wurde ein geringer Einfluss unterstellt. Die Ergebnisse ähneln Untersuchungen von Strobel (2009), die mit jungen Probanden durchgeführt wurden, welche Freizeitsport wie Radfahren und Laufen betrieben und keine signifikanten Unterschiede zwischen der Anzahl der geleisteten Sportstunden pro Woche und der posturalen Stabilität feststellen konnten. Dass verschiedene Sportarten die posturale Stabilität unterschiedlich beeinflussen, zeigten unter anderem Patti et al. (2016, 2018). Sie wiesen höhere posturographische Messwerte von Taekwondo-Sportlern gegenüber Tennisspielern nach (Patti et al., 2018). Auch eine Verbesserung der posturalen Stabilität nach einem 14-tägigen Pilates-Kurs lieferte einen Nachweis für die Trainierbarkeit von posturalen Fertigkeiten (Patti et al., 2016).

Schwesig et al. (2009) lieferten bereits Nachweise für einen signifikanten Unterschied zwischen der posturalen Leistungsfähigkeit zwischen Sportschützen und Sportlern anderer Sportarten. Allerdings handelte es sich bei den Probanden um Leistungssportler. Schlussfolgernd ist die Hypothese H4, regelmäßiger Sport bewirke eine höhere posturale Stabilität, durch die hier vorliegende Untersuchung nicht endgültig zu bestätigen.

Analyse der Messpositionen

Bei der Analyse der posturographischen Parameter für die einzelnen Messpositionen waren meist niedrigere Mittelwerte unter dt zu verzeichnen, was einer besseren Leistung während der Doppelaufgabe aus Posturographie und Keeptrack-Aufgabe im Vergleich zur einzeln durchgeführten Posturographie entspricht. Insbesondere in den Positionen

PO (Augen offen, Kopf gerade, auf Schaumpolster stehend) und PC (Augen geschlossen, Kopf gerade, auf Schaumpolster stehend) zeigten die Probanden eine Leistungssteigerung von st zu dt. Diese Positionen sind als anspruchsvoll einzuschätzen, da das Stehen auf Schaumpolstern eine zusätzliche Reizung des somatosensorischen Systems bewirkt. In den Positionen NO (Augen offen, Kopf gerade) und HF (Augen geschlossen, Inklination des Kopfes), die eher als Positionen höherer Stabilität angesehen werden können, waren Unterschiede zwischen st und dt nicht nachzuweisen, auch wenn die Mittelwerte unter dt höher waren, aber ohne signifikanten Unterschied.

Bei Betrachtung des Stabilitätsindikators (ST) fielen in fünf Positionen signifikante Unterschiede zwischen st und dt auf: NC, PO, PC, HR, HB. Diesen Positionen (Tab. 7) ist gemein, dass sie jeweils äußeren Störungen unterliegen, zum Beispiel durch die Ausschaltung des visuellen Inputs (NC, PC, HR) oder das Stehen auf einem elastischen Untergrund (PO, PC) bzw. die Neigung des Kopfes (HR, HB). Diese Störungen beeinflussen die Leistung unter st mehr als unter dt. Allerdings ist dabei zu bedenken, dass alle Probanden zuerst die Einzel- und dann die Doppelaufgabe durchführten und die Leistungen durch einen Lern- oder Gewöhnungseffekt beeinflusst wurden. Der geringste Mittelwert des Stabilitätsindikators wurde in der Position NO ermittelt, womit sich die hohe Stabilität dieser Position bestätigt. Hingegen wurde der höchste MW des ST in der Position PC gemessen. Diese Position ist aufgrund des fehlenden visuellen Inputs und der Störung der Somatosensorik durch die Schaumpolster die Messposition mit der geringsten Stabilität.

Insgesamt ergänzen die Ergebnisse jene der kumulativen Analyse und weisen eine Erhöhung der posturographischen Leistung unter Doppelaufgabenbelastung nach.

Analyse der Keeptrack-Aufgabe

Zur Überprüfung der Hypothese H5, die kognitive Leistung würde sich durch die gleichzeitig ausgeführte Gleichgewichtsmessung verringern, wurden die MW der richtig genannten Begriffe in der KPT herangezogen und zwischen st und dt verglichen. Die Ergebnisse zeigten eine Zunahme der kognitiven Leistung unter Doppelaufgabenbedingung, entgegen der Hypothese und anderen Untersuchungen (Woollacott and Shumway-Cook, 2002). Diese Autoren wiesen darauf hin, dass die Aufmerksamkeitsanforderungen von der Art und der Komplexität der Aufgaben abhängen. Verschiedene kognitive Aufgaben beeinflussen die posturale Kontrolle in unterschiedlicher Weise. Kerr et al. (1985) stellten fest, dass die Fehleranzahl in einer sekundären Aufgabe mit räumlichem Charakter (visuelle Aufgabe) höher war als bei einer nicht-räumlichen (verbalen Aufgabe). Die in der hier vorliegenden Untersuchung verwendete kognitive Aufgabe

(Keeptrack-Aufgabe) beeinflusste die PK nicht negativ. Vielmehr beanspruchen Posturographie und Keeptrack-Aufgabe unterschiedliche Strukturen des Gehirns, wodurch sie sich nicht gegenseitig stören.

Die Probanden richteten ihre Aufmerksamkeit während der Doppelaufgabe weniger auf die Aufrechterhaltung ihres Gleichgewichtes, sondern mehr auf die kognitive Aufgabe, wodurch sich die Leistungen beider Aufgaben verbesserten. Diesem Effekt kann zugrunde liegen, dass der Gleichgewichtserhalt eher unterbewusst funktioniert und dadurch Aufmerksamkeit frei wird, die der Erbringung der kognitiven Aufgabe dient (Riley et al., 2005). Auch Voelcker-Rehage et al. (2006) konnten keine Abnahme der kognitiven und motorischen Leistung bei jungen Erwachsenen nachweisen, bei älteren Erwachsenen war jedoch eine Verringerung der Dualtask-Leistung zu verzeichnen (Voelcker-Rehage et al., 2006; Ruffieux et al., 2015).

Kritisch anzumerken ist, dass der Unterschied der MW der KPT gering ist (st: 2,2 und dt: 2,4) und sich die Mittelwerte aus unterschiedlich vielen Versuchen ermittelten: Als Einzelaufgabe wurden drei und als Doppelaufgabe acht Durchgänge, je ein Durchgang pro Messposition, ausgeführt. Daraus ergibt sich die Option, dass die Probanden während der ersten Durchgänge eine Strategie zur Lösung der Aufgabe erstellten und somit höhere Leistungen zum Ende der Untersuchung erzielten. Da bei allen Probanden die Einzel- vor der Doppelaufgabe durchgeführt wurde, kämen die Wiederholungen der Doppelaufgabe zugute.

Signifikante Unterschiede in der Leistung der KPT zwischen Männern und Frauen konnten nicht nachgewiesen werden, aber bei Frauen wurden diskret höhere MW als bei Männern ermittelt. Dies kann darauf zurückzuführen sein, dass Männer und Frauen verschiedene Aufgabentypen unterschiedlich gut zu bewältigen vermögen, wie auch Almajid und Keshner (2019) in ihren Untersuchungen feststellten. Sie zeigten, dass Frauen sich mehr Gegenstände in einem Memory-Test einprägen konnten, während Männer bei einer Rechenaufgabe erfolgreicher waren.

Die Annahme in der Allgemeinbevölkerung, Frauen würden bessere Multitasking-Leistungen erzielen, wurde bereits in einigen Studien (Paridon and Kaufmann, 2010; Bankole et al., 2011; Buser and Peter, 2011; Hirsch et al., 2019) widerlegt und kann auch durch die hier vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigt werden.

Außerdem konnte kein signifikanter Unterschied zwischen sportlich aktiven und inaktiven Probanden bezüglich ihrer Leistung in der KPT nachgewiesen werden. Dennoch war die Tendenz erkennbar, dass Personen, die regelmäßig Sport ausüben, bessere kognitive Leistungen erbringen als jene ohne regelmäßige sportliche Betätigung.

Donnelly et al. (2016), Lauenroth et al. (2016), Lerche et al. (2018), Erickson et al. (2019), Wassenaar et al. (2019) sowie Voelcker-Rehage und Kutz (2020) lieferten Nachweise für positive Effekte regelmäßiger sportlicher Betätigung auf die kognitive Leistungsfähigkeit. Als Ursachen können sowohl die Steigerung der Nerven- und Synapsen-neubildung als auch die Neubildung von Kapillaren und damit die bessere Durchblutung entsprechender Gehirnareale durch Ausdauertraining gesehen werden. Auch hormonelle Einflüsse wie ein erhöhter Cortisol- und Testosteronspiegel durch sportliche Aktivität wären denkbar (Voelcker-Rehage und Kutz, 2020). Regelmäßiges Training führt zu einer Verbesserung motorischer Fähigkeiten und Fertigkeiten, wodurch ehemals für motorische Aufgaben benötigte kognitive Ressourcen frei und für kognitive Aufgaben (wie der KPT) nutzbar werden (Riley et al., 2005).

Auswertung des Fragebogens NASA-TLX

Die Ergebnisse zeigen, dass die Probanden geistig stark gefordert waren und hohe Anstrengungen aufbrachten. Dennoch deuten die Werte auf der Ratingskala an, dass sie noch nicht an ihrer Leistungsgrenze agierten, sodass eine Steigerung der Aufgabenschwierigkeit in weiteren Untersuchungen zu erwägen ist. Das Leistungspotenzial bestätigt auch die Angabe einer geringen zeitlichen Anforderung (wenig Zeitdruck) während der Aufgabenerfüllung. Gegenüber der geistigen wurde die körperliche Anforderung geringer eingeschätzt, was die Posturographie mittels IBS als unkompliziert und schnell durchführbare Methode bestätigt.

Es konnten keine relevanten Zusammenhänge zwischen der körperlichen bzw. der geistigen Anforderung und der posturalen Stabilität nachgewiesen werden. Deshalb kann die Hypothese H6 nicht bestätigt werden, die behauptet, dass die posturale Leistungsfähigkeit umso höher ist, je niedriger die subjektiv empfundene Anforderung ist. Es wurde aber ein Zusammenhang zwischen der Leistung in der Keeptrack-Aufgabe und der empfundenen geistigen Anforderung sichtbar. Eine als gering eingeschätzte geistige Beanspruchung korrelierte mit höheren Leistungen in der KPT.

Boisgontier et al. (2013) betonen, dass die zweite gleichzeitig ausgeführte Aufgabe ausreichend schwierig sein sollte, um die Grenzen neuronaler Ressourcen zu erreichen oder zu überschreiten. Aufgrund dessen sollten die Anforderungen in weiteren Untersuchungen gesteigert werden. Die Erhöhung geistiger Anforderungen kann durch die Steigerung der Schwierigkeit der KPT erreicht werden, indem die Vorlesegeschwindigkeit erhöht und der Abstand zwischen den genannten Begriffen verringert wird. Die Erhöhung körperlicher Anforderung kann durch die Verwendung dynamischer Posturographie rea-

lisiert werden. Dabei wirken Perturbationen von außen auf den Probanden ein, beispielsweise durch einen beweglichen Untergrund oder eine bewegliche Umgebung. Für die Verwendung dynamischer Posturographie spricht außerdem, dass diese die Beurteilung des Sturzrisikos, insbesondere älterer Probanden, besser ermöglicht als die statische Posturographie (Granacher et al., 2011).

Ausblick - Hinweise für Folgestudien

Die Untersuchungen wurden ausschließlich mit jungen und gesunden Probanden durchgeführt. In der Literatur existieren Hinweise darauf, dass in der posturalen sowie in der Dualtask-Leistung **Unterschiede zwischen jungen und älteren Erwachsenen** bestehen (Shumway-Cook and Woollacott, 2000; Huxhold et al., 2006; Schwesig, 2006; Voelcker-Rehage et al., 2006; Siu and Woollacott, 2007; Yogev-Seligmann et al., 2007; Granacher et al., 2011; Boisgontier et al., 2013; Fujita et al., 2016). Während Siu und Woollacott (2007) jungen Erwachsenen bei der Erfüllung von Doppelaufgaben, bestehend aus einer kognitiven und einer posturalen Aufgabe, ein hohes Maß an Flexibilität bei der Aufmerksamkeitszuteilung zusprechen, ohne dass die posturale Kontrolle beeinträchtigt wird, weisen andere Autoren auf altersbedingte Defizite hin. Shumway-Cook und Woollacott (2000) untersuchten den Einfluss des sensorischen Kontextes auf die posturale Stabilität während der gleichzeitigen Ausführung einer kognitiven Aufgabe bei jungen und älteren Erwachsenen mit und ohne Stürze in der Vorgeschichte. Dabei wurden die Posturographie mit sechs verschiedenen sensorischen Bedingungen und eine Höraufgabe als kognitive Aufgabe verwendet. Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass die Höraufgabe bei jungen Erwachsenen die posturale Stabilität unter keiner der sechs sensorischen Bedingungen beeinträchtigte. Gesunde ältere Erwachsene zeigten Defizite in der posturalen Stabilität, wenn visuelle und somatosensorische Inputs gleichzeitig verändert wurden. Bei älteren Erwachsenen mit Stürzen in der Vorgeschichte war die posturale Stabilität in allen sechs sensorischen Bedingungen beeinträchtigt. Die Studienergebnisse lassen den Schluss zu, dass die Aufmerksamkeitsanforderungen an die PK mit zunehmendem Alter und abnehmendem Vermögen, sensorische Information wahrzunehmen und zu verarbeiten, steigen (Shumway-Cook and Woollacott, 2000).

Das in der hier vorliegenden Untersuchung verwendete IBS kann die posturale Kontrolle ebenfalls unter verschiedenen sensorischen Bedingungen messen. Es wurde festgestellt, dass die Position, auf Schaumpolstern stehend und mit geschlossenen Augen, die PK am meisten herausfordert und zu einer geringeren Stabilität als in den anderen Positionen führt. Das lässt vermuten, dass das angewendete Doppelaufgaben-Paradigma

bei älteren Probanden im Vergleich zu jungen Erwachsenen Leistungsabnahmen in der posturalen Stabilität und in der kognitiven Aufgabe bedingen würde.

Die Autoren Boisgontier et al. (2013) untersuchten die Interaktion zwischen Alter (junge und ältere Erwachsene), Aufgabe (Einzel- und Doppelaufgabe) und Standbedingungen (stabil und instabil) und fanden heraus, dass beide Altersgruppen unter stabilen Bedingungen gleiche Leistungen in der posturalen Doppelaufgabe erzielten. Allerdings wiesen sie, ebenso wie Shumway-Cook und Woollacott (2000), eine Leistungsabnahme bei älteren Erwachsenen unter instabilen Bedingungen und zusätzlicher visueller Beeinträchtigung nach. Boisgontier et al. (2013) begründen die Ergebnisse mit einer Zunahme kontrollierter Verarbeitung der PK bei Älteren, welche über eine höhere Ebene, die Basalganglien-Kortex-Schleife, funktioniert, wohingegen die PK bei Jüngeren eher automatisch über eine niedrigere Ebene, den Hirnstamm, generiert wird. Insbesondere bei der Hinzunahme einer sekundären Aufgabe zur Haltungsaufgabe werden die Aufmerksamkeitsressourcen von der Haltung auf die sekundäre Aufgabe verlagert und die Haltungsverarbeitung läuft unterbewusst ab. Auch in der hier vorliegenden Untersuchung ist dieser Effekt eingetreten, denn es wurde eine Leistungszunahme der Probanden unter Doppelaufgabenbelastung sowohl in der Gleichgewichtsaufgabe als auch in der kognitiven Aufgabe verzeichnet. Für weitere Untersuchungen mit älteren Erwachsenen ist zu vermuten, dass sich die posturale und kognitive Aufgabe stärker gegenseitig beeinflussen, da sie um Aufmerksamkeitsressourcen konkurrieren. Bei älteren Erwachsenen scheint die Ressourcenverschiebung für zusätzliche Aufgaben durch Nutzung von automatischen Prozessen zur Haltungskontrolle zumindest deutlich schlechter oder gar nicht zu funktionieren. Stattdessen kommt es zu einer Rekrutierung zusätzlicher neuronaler Ressourcen als Kompensation des altersbedingten Rückgangs peripherer und zentraler Funktionsebenen (Boisgontier et al., 2013).

Hinzu kommt, dass ältere Menschen eine höhere Prävalenz an Sehbeeinträchtigungen, Polyneuropathien und Veränderungen im Gehirn aufweisen. Beispielsweise wurde in der Gutenberg-Gesundheitsstudie von 2019 eine Prävalenz für Sehbehinderung von 0,8% bei über 65-Jährigen eruiert, welche dreimal so hoch ist wie in den jüngeren Altersdekaden (Wolfram et al., 2019).

Yogev-Seligman et al. (2007) postulieren, der Gang und Demenzen würden im Zusammenhang stehen. Personen mit Gangstörungen hätten ein erhöhtes Risiko, an einer Demenz zu erkranken, andererseits wirke das tägliche Gehen protektiv auf die Entstehung einer Demenz. Deshalb sollten Ganganalysen bei neurologischen Patienten durchgeführt werden, um Demenzen frühzeitig diagnostizieren und dem Fortschreiten entgegenwirken zu können. Granacher et al. (2011) stellten größere Druckmittelpunktverschie-

bungen und eine stärkere Variabilität des Gehens bei älteren gegenüber jüngeren Erwachsenen fest und weisen auf altersbedingte Defizite der posturalen Kontrolle hin. Die Autoren betonen, dass Stehen und Gehen unabhängig voneinander sind und aufgrund dessen komplementär trainiert werden sollten und dass sich die dynamische Posturographie besser zur Bewertung des Sturzrisikos eignet als statische Messungen. Ebenso sprechen sich die Autoren Shumway-Cook und Woollacott (2000) für ein gezieltes Training für ältere Erwachsene zur Sturzvermeidung aus, um die Haltung in unterschiedlichen sensorischen Umgebungen zu stabilisieren, beispielsweise bei verschiedenen Lichtbedingungen und Fußauflageflächen.

Ausgehend von diesen Erkenntnissen sollten weitere Untersuchungen mit älteren Probanden erfolgen und auch die Verwendung der dynamischen Posturographie, d. h. mit beweglichem Untergrund oder Umgebung, in Betracht gezogen werden.

5.2 Methodendiskussion – Limitationen der Arbeit

Mit Hilfe der festgelegten Kriterien wurden ausschließlich junge und asymptotische Probanden in die Untersuchungen eingeschlossen, deren anthropometrische Daten (Körpergröße, Körpergewicht und BMI) allerdings variierten. Unterschiede zwischen den Geschlechtern hinsichtlich ihrer posturalen Leistung können dadurch erklärt werden, dass die weiblichen Probanden durchschnittlich kleiner und leichter waren als die männlichen Probanden. Es konnte zwar in der hier vorliegenden Studie, ebenso wie in anderen Untersuchungen (Schwesig, 2006), mittels bivariater Korrelation kein Zusammenhang zwischen den anthropometrischen Daten und den posturographischen Parametern nachgewiesen werden, dennoch erscheint es zur Absicherung ratsam, die anthropometrischen Daten in die Einschlusskriterien aufzunehmen und beispielsweise die Körpergröße auf 1,65 bis 1,85 m, das Körpergewicht auf 65 bis 85 kg und den BMI auf 20 bis 25 kg/m² in weiteren Untersuchungen zu begrenzen (Strobel, 2009).

Weiterhin sollte die Untersuchungsstichprobe hinsichtlich ihrer sportlichen Aktivität in gleich große Gruppen eingeteilt werden, um den Einfluss regelmäßigen Sports auf die Dualtask-Leistung zu überprüfen. Beispielsweise könnten in weiteren Studien drei Gruppen gleichen Stichprobenumfangs gebildet werden, von denen eine Gruppe keinen Sport, eine Gruppe ein- bis zweimal pro Woche und eine dritte Gruppe häufiger als dreimal pro Woche Sport treibt. Allerdings sind dabei auch die ausgeführten Sportarten zu beachten, denn es gibt Sportarten, die das Gleichgewicht eher fördern als andere (Schwesig et al., 2008, 2009; Patti et al., 2016; Wollny, 2017; Patti et al., 2018). Entweder sollten die Probanden die gleiche Sportart betreiben oder die Stichprobe wird nach

Sportarten in Gruppen geteilt und diese verglichen: beispielsweise Laufen und Radfahren als Ausdauersportarten gegenüber Sportarten, die das Gleichgewicht intensiver beanspruchen, wie Klettern, Bouldern oder Slacklines (González et al., 2020). Schwesig et al. (2009) wiesen einen signifikanten Vorteil von Sportschützen gegenüber Handballern, Schwimmern und Turnern sowohl hinsichtlich der posturalen Subsysteme als auch der posturalen Stabilität nach. Ursächlich für die signifikant bessere posturale Regulation dieser Sportart scheint die Anwendung von Atem- und Entspannungstrainings zu sein.

Hinsichtlich des Versuchsablaufes kann die Abfolge der Einzelaufgaben kritisch gesehen werden. In der hier vorliegenden Untersuchung führten alle Probanden zuerst die Posturographie mittels IBS durch, anschließend übten sie die KPT aus und danach wurden beide Aufgaben kombiniert (dt). Es kann vermutet werden, dass durch diese Abfolge ein Lern- bzw. Gewöhnungseffekt entstand und die Probanden aufgrund dessen höhere Leistungen unter dt im Vergleich zu den Einzelaufgaben erzielten. Dieser Effekt kann in weiteren Untersuchungen ausgeschlossen werden, indem ein Cross-over-Design verwendet wird, sodass die Untersuchungsstichprobe in Gruppen geteilt wird, welche die Einzelversuche in unterschiedlicher Reihenfolge durchführen. Die Probanden sollten hierbei randomisiert den Gruppen zugeordnet werden.

6 Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss einer kognitiven Aufgabe auf die posturale Stabilität und Regulation bei jungen asymptomatischen Probanden untersucht, die zwei Teilaufgaben (Posturographie mittels IBS und Keeptrack-Aufgabe) zunächst einzeln (Singletask, st) und anschließend kombiniert (Dualtask, dt) absolvierten. Ein Vergleich der Ergebnisse unter beiden Testbedingungen erfolgte.

Die Vermutung bestand, dass es zu einer geringeren posturalen Leistung unter Dualtask-Bedingung kommt. Die Ergebnisse wiesen jedoch eine geringere Reizung einzelner posturaler Subsysteme bzw. eine höhere posturale Leistung während der Doppelaufgabe im Vergleich zur Einzelaufgabe nach. Insbesondere das visuelle und nigrostriatale System (Frequenzbereich F 1) sowie das somatosensorische System (Frequenzbereich F 5-6) zeigten eine signifikante Leistungszunahme von Single- zu Dualtask (F 1: $p = 0,01$; $\eta_p^2 = 0,13$; F 5-6: $p = 0,02$; $\eta_p^2 = 0,12$). Weiterhin zeigte sich unter Dualtask-Bedingung eine Zunahme der allgemeinen Stabilität (ST: $p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,18$).

Bei der Untersuchung des Einflusses des Geschlechts auf die Dualtask-Leistung wurden höhere Leistungen in der weiblichen Gruppe festgestellt. Die allgemeine Stabilität (ST) war dort höher als in der männlichen Gruppe und wies einen signifikanten Unterschied zwischen Single- und Dualtask auf.

Es wurde postuliert, das Ausüben regelmäßigen Sports wirke sich positiv auf die posturale Stabilität aus. Diese Annahme konnte in der hier vorliegenden Arbeit nicht hinreichend geklärt werden.

Interessanterweise zeigte sich nicht nur eine höhere posturale, sondern auch eine höhere kognitive Leistung während der Ausführung der Doppelaufgabe (st: $MW \pm SD = 2,20 \pm 0,51$; dt: $MW \pm SD = 2,40 \pm 0,40$; $p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,18$). Eine mögliche Erklärung liegt in der Zuteilung von Aufmerksamkeitskapazität auf die Einzelaufgaben. Unterbewusst wird ausreichend Aufmerksamkeit auf die Aufrechterhaltung der posturalen Stabilität gelenkt, wenn eine zusätzliche kognitive Aufgabe gestellt wird, was sich mit Aussagen von Riley et al. (2005) und Boisgontier et al. (2013) deckt.

Die Auswertung des Fragebogens NASA-TLX ließ keine relevanten Zusammenhänge zwischen der körperlichen bzw. der geistigen Anforderung und der posturalen Stabilität erkennen.

Die vorliegende Studie liefert wichtige Erkenntnisse zur Verwendung des IBS und der Keeptrack-Aufgabe unter Dualtask-Bedingung. Das beschriebene Vorgehen hat sich als praktikabel erwiesen und empfiehlt sich für weitere derartige Untersuchungen.

In künftigen Studien sollte die Schwierigkeit der Einzelaufgaben gesteigert werden, indem beispielsweise die Geschwindigkeit der Keeptrack-Aufgabe erhöht wird, oder auch

die dynamische Posturographie Anwendung findet, um den Bereich herauszufinden, in dem die Beanspruchung durch die Zweitaufgabe so hoch wird, dass sie zulasten der posturalen Kontrolle geht. Da dieser Effekt bei älteren Personen vermutlich von weiteren Faktoren abhängt, z. B. von Beeinträchtigungen der Umgebungswahrnehmung aufgrund von altersbedingten Defiziten, sollten die Versuche auf diese Zielgruppe ausgeweitet werden.

7 Literaturverzeichnis

- Almajid R, Keshner E (2019) Role of Gender in Dual-Tasking Timed Up and Go Tests: A Cross-Sectional Study. *J Mot behav* 51:681–689.
- Andersson G, Hagman J, Talianzadeh R, Svedberg A, Larsen HC (2002) Effect of cognitive load on postural control. *Brain res* 58:135–139.
- Arnold BL, Schmitz RJ (1998) Examination of Balance Measures Produced by the Biodex Stability System. *J Athl Train* 33:323–327.
- Baddeley A (1986) Working memory. *Appl Cogn Psychol* 2:166–168.
- Baddeley A (2012) Working memory: theories, models, and controversies. *Annu Rev Psychol* 63:1–29.
- Bankole KF, McBride ME, Pope-Ford R, Ntuen C: Gender differences in auditory perception and computational divided attention tasks. In: Bankole KF (ed): *Proceedings of the 41st International Conference on Computers & Industrial Engineering*, Greensboro, 2011, pp. 241–247.
- Bartels T, Brehme K, Pyschik M, Schulze S, Delank K-S, Fieseler G, Laudner KG, Hermassi S, Schwesig R (2018) Pre- and postoperative postural regulation following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Exerc Rehabil* 14:143–151.
- Bartels T, Brehme K, Pyschik M, Pollak R, Schaffrath N, Schulze S, Delank K-S, Laudner K, Schwesig R (2019) Postural stability and regulation before and after anterior cruciate ligament reconstruction - A two years longitudinal study. *Phys ther sport* 38:49–58.
- Biodex (2015) Biodex Stability System. <http://www.specialistaotorino.it/blog/vertigini-e-sordita/riabilitazione-disturbi-equilibrio/>. Zugegriffen: 28. Oktober 2020
- Blanca MJ, Alarcón R, Arnau J, Bono R, Bendayan R (2017) Non-normal data: Is ANOVA still a valid option? *Psicothema* 29:552–557.
- Błaszczuk JW, Beck M, Sadowska D (2014) Assessment of postural stability in young healthy subjects based on directional features of posturographic data: vision and gender effects. *Acta Neurobiol Exp* 74:433–442.
- Boisgontier MP, Beets IM, Duysens J, Nieuwboer A, Krampe RT, Swinnen SP (2013) Age-related differences in attentional cost associated with postural dual tasks: Increased recruitment of generic cognitive resources in older adults. *Neurosci Biobehav Rev* 37:1824–1837.
- Bridenbaugh SA, Kressig RW (2015) Motor cognitive dual tasking: early detection of gait impairment, fall risk and cognitive decline. *Z Gerontol Geriatr* 48:15–21.
- Browne JE, O'Hare NJ (2001) Review of the different methods for assessing standing balance. *Physiotherapy* 87:489–495.
- Buser T, Peter N (2011) Multitasking: Productivity Effects and Gender Differences. *Tinbergen Institute* 3:1–13.
- Chaudhry H, Findley T, Quigley KS, Bukiet B, Ji Z, Sims T, Maney M (2004) Measures of postural stability. *J Rehabil Res Dev* 41:713–720.
- Cohen J: *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2. Aufl. Lawrence Erlbaum Associates, New York, 1988, pp. 273–406.

- Dault MC, Frank JS, Allard F (2001) Influence of a visuo-spatial, verbal and central executive working memory task on postural control. *Gait posture* 14:110–116.
- Donnelly JE, Hillman CH, Castelli D, Etnier JL, Lee S, Tomporowski P, Lambourne K, Szabo-Reed AN (2016) Physical Activity, Fitness, Cognitive Function, and Academic Achievement in Children: A Systematic Review. *Med Sci Sports Exerc* 48:1223–1224.
- Erickson KI, Hillman C, Stillman CM, Ballard RM, Bloodgood B, Conroy DE, Macko R, Marquez DX, Petruzzello SJ, Powell KE (2019) Physical Activity, Cognition, and Brain Outcomes: A Review of the 2018 Physical Activity Guidelines. *Med Sci Sports Exerc* 51:1242–1251.
- Faraldo-García A, Santos-Pérez S, Crujeiras-Casais R, Labella-Caballero T, Soto-Varela A (2012) Influence of age and gender in the sensory analysis of balance control. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 269:673–677.
- Fujita H, Kasubuchi K, Osumi M, Morioka S (2016) Effects of the Central Executive on Postural Control. *J Mot behav* 48:270–276.
- Geiger J: Gleichgewichts-, Lage- und Bewegungssinn. In: Pape H-C, Kurtz A., Silbernagl S. (Hrsg): *Physiologie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2019, S. 761–764.
- Golle K, Mechling H, Granacher U: Koordinative Fähigkeiten und Koordinationstraining im Sport. In: Gullich A, Kruger M (Hrsg): *Bewegung, Training, Leistung und Gesundheit*. Springer, Cham, 2019, S. 1–24.
- González L, Argüelles J, González V, Winge K, Iscar M, Olmedillas H, Blanco M, Valenzuela PL, Lucia A, Federolf PA, Santos L (2020) Slackline Training in Children with Spastic Cerebral Palsy: A Randomized Clinical Trial. *Int J Environ Res Public Health* 17:1–10.
- Granacher U, Bridenbaugh SA, Muehlbauer T, Wehrle A, Kressig RW (2011) Age-related effects on postural control under multi-task conditions. *Gerontol* 57:247–255.
- Hart SG, Staveland LE: Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of Empirical and Theoretical Research. In: Hancock PA, Meshkati N (ed): *Human Mental Workload*. Elsevier textbooks, s.l., 1988, pp. 139–183.
- Heilmann F. 2019. *Dynamische Posturographie: Entwicklung und Validierung einer Testbatterie zur Gleichgewichtsdiagnostik unter Verwendung des Posturomeds [Dissertation]*. Halle: Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
- Hirsch P, Koch I, Karbach J (2019) Putting a stereotype to the test: The case of gender differences in multi-tasking costs in task-switching and dual-task situations. *PLoS one* 14:1–16.
- Horak FB (2006) Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age ageing* 35:7–11.
- Huber M (2016) Posturale Kontrolle-Grundlagen. *neuroreha* 8:158–162.
- Huxhold O, Li S-C, Schmiedek F, Lindenberger U (2006) Dual-tasking postural control: aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. *Brain Res Bull* 69:294–305.
- IBS (2011) IBS. <http://s499330506.website-start.de/posturographie/> Zugegriffen: 28. Oktober 2020
- Kahneman D: *Attention and effort*. 1. Aufl. Prentice Hall, Englewood Cliffs-New Jersey, 1973, pp. 66–96.

- Karimi N, Ebrahimi I., Kahrizi S, Torkaman G (2008) Evaluation of postural balance using the biodex balance system subjects with and without low back pain. *Pak J Med Sci* 24:372–377.
- Kerr B, Condon SM, Mc Donald LA (1985) Cognitive spatial processing and the regulation of posture. *J Exp Psychol* 11:617–622.
- Kohen-Raz R (1991) Application of tetra-ataxiometric posturography in clinical and developmental diagnosis. *Percept Mot Skills* 73:635–656.
- Kohen-Raz R, Sokolov A, Kohen-Raz A, Demmer M, Har-El M: Posturographic correlates of peripheral and central vestibular disorders, as assessed by electronystagmography (ENG) and the Tetrax Interactive Balance System. In: Reid A, Marchbanks R, Ernst A (ed): *Intercranial and inner ear physiology and pathophysiology*. Whurr, London, 1998, pp. 231–236.
- Kornhuber ME, Zierz S: *Die neurologische Untersuchung*. 1. Aufl. Steinkopff, Darmstadt, 2005, S. 114.
- Lauenroth A, Ioannidis AE, Teichmann B (2016) Influence of combined physical and cognitive training on cognition: a systematic review. *BMC Geriatr* 16:1–14.
- Lerche S, Gutfreund A, Brockmann K, Hobert MA, Wurster I, Sünkel U, Eschweiler GW, Metzger FG, Maetzler W, Berg D (2018) Effect of physical activity on cognitive flexibility, depression and RBD in healthy elderly. *Clin Neurol Neurosurg* 165:88–93.
- Luhmann HJ: *Sensomotorische Systeme: Körperhaltung und Bewegung*. In: Pape H-C, Kurtz A., Silbernagl S. (Hrsg): *Physiologie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2019, S. 824–867.
- Marées H, Heck H, Bartmus U: *Sportphysiologie: Körperliche Leistungsfähigkeit und Lebensalter, Grenzen körperlicher Leistungsfähigkeit*. 9. Aufl. Sportverlag Strauß, Köln, 2003, S. 487–532.
- Maylor EA, Allison S, Wing AM (2001) Effects of spatial and nonspatial cognitive activity on postural stability. *Br J Psychol* 92:319–338.
- Mitra S, Fraizer EV (2004) Effects of explicit sway-minimization on postural-suprapostural dual-task performance. *Hum Mov Sci* 23:1–20.
- Miyake A, Friedman NP, Emerson MJ, Witzki AH, Howerter A, Wager TD (2000) The unity and diversity of executive functions and their contributions to complex “Frontal Lobe” tasks: a latent variable analysis. *Cogn Psychol* 41:49–100.
- Morimoto H, Asai Y, Johnson EG, Koide Y, Niki J, Sakai S, Nakayama M, Kabaya K, Fukui A, Mizutani Y, Mizutani T, Ueki Y, Mizutani J, Ueki T, Wada I (2019) Objective measures of physical activity in patients with chronic unilateral vestibular hypofunction, and its relationship to handicap, anxiety and postural stability. *Auris Nasus Larynx* 46:70–77.
- Müller HJ, Krummenacher J, Schubert T: *Aufmerksamkeit und Handlungssteuerung*. 1. Aufl. Springer, Berlin-Heidelberg, 2015, S. 132–144.
- NeuroCom (2011) NeuroCom EquiTest System. <http://www.neuro.com/en/posturography-balance-systems-neurocom-xsl-246.html>. Zugegriffen: 28. Oktober 2020
- Norman D, Shallice T: Attention to action: Willed and automatic control of behaviour. In: Davidson R, Schwartz R, Shapiro D (ed): *Consciousness and self-regulation: Advances in research and theory*. Springer, New York, 1986, pp. 1–18.

- Olchowik G, Tomaszewski M, Olejarz P, Warchol J, Róžańska-Boczula M, Maciejewski R (2015) The human balance system and gender. *Acta Bioeng Biomech* 17:69–74.
- Paillard T, Noé F, Rivière T, Marion V, Montoya R, Dupui P (2006) Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. *J Athl Train* 41:172–176.
- Paridon HM, Kaufmann M (2010) Multitasking in work-related situations and its relevance for occupational health and safety: Effects on performance, subjective strain and physiological parameters. *Eur J Psychol* 6:110–124.
- Pashler H, Johnston JC, Ruthruff E (2001) Attention and Performance. *Annu Rev Psychol* 52:629–651.
- Patti A, Bianco A, Paoli A, Messina G, Montalto MA, Bellafiore M, Battaglia G, Iovane A, Palma A (2016) Pain Perception and Stabilometric Parameters in People With Chronic Low Back Pain After a Pilates Exercise Program: A Randomized Controlled Trial. *Medicine* 95:14–24.
- Patti A, Messina G, Palma R, Barcellona M, Brusa J, Iovane A, Palma A (2018) Comparison of posturographic parameters between young taekwondo and tennis athletes. *J Phys Ther Sci* 30:1052–1055.
- Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP (2000) What is balance? *Clin Rehabil* 14:402–406.
- Ray CT, Horvat M, Croce R, Mason RC, Wolf SL (2008) The impact of vision loss on postural stability and balance strategies in individuals with profound vision loss. *Gait Posture* 28:58–61.
- Reinhardt L, Heilmann F, Teicher M, Lauenroth A, Delank K-S, Schwesig R, Wollny R, Kurz E (2019) Comparison of posturographic outcomes between two different devices. *Journal Biom* 86:218–224.
- Ren D, Zhou H, Fu X: A Deeper Look at Gender Difference in Multitasking: Gender-Specific Mechanism of Cognitive Control. In: Ren D (ed): Fifth International Conference. IEEE, Tianjian, 2009, pp. 13–17.
- Renz F. 2014. Effekte körperpsychotherapeutischer Interventionen auf die posturographisch erfasste Standregulation [Dissertation]. München: Technische Universität München
- Riley MA, Baker AA, Schmit JM, Weaver E (2005) Effects of visual and auditory short-term memory tasks on the spatiotemporal dynamics and variability of postural sway. *J Mot behav* 37:311–324.
- Ruffieux J, Keller M, Lauber B, Taube W (2015) Changes in Standing and Walking Performance Under Dual-Task Conditions Across the Lifespan. *Sports Med* 45:1739–1758.
- Scherer H: Das Gleichgewicht. 2. Aufl. Springer, Berlin-Heidelberg, 1997, S. 3–63.
- Schünke M, Schulte E, Schumacher U: Prometheus: LernAtlas der Anatomie. 3. Aufl. Thieme, Stuttgart, 2012, S. 441.
- Schwesig R. 2006. Das posturale System in der Lebensspanne [Habilitationsschrift]. Halle: Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
- Schwesig R, Fischer D, Becker S, Lauenroth A (2014) Intraobserver reliability of posturography in patients with vestibular neuritis. *Somatosens Mot Res* 31:28–34.
- Schwesig R, Fischer D, Kluttig A (2013) Are there changes in postural regulation across the lifespan? *Somatosens Mot Res* 30:167–174.

- Schwesig R, Hollstein L, Plontke SK, Delank K-S, Fieseler G, Rahne T (2017) Comparison of intraobserver single-task reliabilities of the Interactive Balance System (IBS) and Vertiguard in asymptomatic subjects. *Somatosens Mot Res* 34:9–14.
- Schwesig R, Kluttig A, Leuchte S, Becker S, Schmidt H, Esperer HD (2009) Der Einfluss unterschiedlicher Sportarten auf die Haltungsregulation. *Sportverletz Sportschad* 23:148–154.
- Schwesig R, Lauenroth A, Müller A, Becker S, Hottenrott K (2006) Parametrisierung posturaler Subsysteme mit Posturografie. *Man Medizin* 44:376–384.
- Schwesig R, Sannemüller K, Kolditz R, Hottenrott K, Becker S, Esperer HD (2008) Einfluss unterschiedlicher Reitdisziplinen auf die Haltungsregulation. *Sportverletz Sportschad* 22:93–99.
- Shumway-Cook A, Woollacott M (2000) Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. *J Gerontol* 55:10-16.
- Silbernagl S, Despopoulos A, Draguhn A: Taschenatlas Physiologie: Zentralnervensystem und Sinne. 9. Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 2018, S. 348–362.
- Siu K-C, Woollacott MH (2007) Attentional demands of postural control: the ability to selectively allocate information-processing resources. *Gait Posture* 25:121–126.
- Stoet G, O'Connor DB, Conner M, Laws KR (2013) Are women better than men at multi-tasking? *BMC Psychol* 1:1–10.
- Strobel J. 2009. Reliabilitätsprüfung des Biodex Balance Systems [Dissertation]. Ulm: Medizinische Fakultät Ulm
- Switala A (2018) Neue Möglichkeiten für Wirkungsnachweise in der Sensomotorik. *Medizin Technik*:12–25.
- Taube W (2013) Neuronale Mechanismen der posturalen Kontrolle und der Einfluss von Gleichgewichtstraining. *J Neuro Neurochir Psychiatr* 14:55–63.
- Teasdale N, Bard C, LaRue J, Fleury M (1993) On the cognitive penetrability of posture control. *Exp Aging Res* 19:1–13.
- Timmann-Braun D (2012) Posturographie. *Neurophysiol Lab* 34:113–118.
- Turbanski S, Schmidtbleicher D (2010) Posturale Kontrolle als situationsabhängige Fertigkeit. *Sportverletz Sportschaden* 24:123–128.
- Voelcker-Rehage C, Stronge AJ, Alberts JL (2006) Age-related differences in working memory and force control under dual-task conditions. *Aging Neuropsychol Cogn* 13:366–384.
- Voelcker-Rehage C, Kutz DF: Neurokognition und Bewegung. In: Schüler J, Wegner M, Plessner H (Hrsg): *Sportpsychologie*. Springer, Berlin, 2020, S. 70–83.
- Wassenaar TM, Wheatley CM, Beale N, Salvan P, Meaney A, Possee JB, Atherton KE, Duda JL, Dawes H, Johansen-Berg H (2019) Effects of a programme of vigorous physical activity during secondary school physical education on academic performance, fitness, cognition, mental health and the brain of adolescents (Fit to Study): study protocol for a cluster-randomised trial. *Trials* 20:1–14.
- Welford AT (1952) The psychological refractory period and the timing of high-speed performance - a review and a theory. *Br J Psychol* 43:2–19.
- Wickens CD (2002) Multiple resources and performance prediction. *Theor Issues Ergon Sci* 3:159–177.

- Wiest G (2016) Der so genannte zervikogene Schwindel aus neurologischer Sicht. *J Neurol Neurochir Psychiatr* 1:7–12.
- Winter DA (1995) Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 3:193–214.
- Winter DA, Patla AE, Ishac M, Gage WH (2003) Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J Electromyogr Kinesiol* 13:49–56.
- Wolfram C, Schuster AK, Elflein HM, Nickels S, Schulz A, Wild PS, Beutel ME, Blettner M, Münzel T, Lackner KJ, Pfeiffer N (2019) The Prevalence of Visual Impairment in the Adult Population. *Dtschs Arztebl Int* 116:289–295.
- Wolfson L, Whipple R, Derby CA, Amerman P, Nashner L (1994) Gender differences in the balance of healthy elderly as demonstrated by dynamic posturography. *J Gerontol* 49:160–167.
- Wollny R: *Bewegungswissenschaft. Ein Lehrbuch in 12 Lektionen*. 5. Aufl. Meyer & Meyer, Aachen, 2017, S. 21.
- Woollacott MH, Shumway-Cook A (2002) Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture* 16:1–14.
- Yntema DB (1963) Keeping Track of Several Things at Once. *Hum Factors* 5:7–17.
- Yogev-Seligmann G, Hausdorff JM, Giladi N (2007) The role of executive function and attention in gait. *Mov Disord* 23:329–42.

8 Thesen

1. Die posturalen Subsysteme werden durch eine sekundäre kognitive Aufgabe nicht negativ beeinflusst, sondern werden weniger gereizt, insbesondere das visuelle und nigrostriatale (F 1: $p = 0,01$; $\eta_p^2 = 0,13$) sowie das somatosensorische Subsystem (F 5-6: $p = 0,02$; $\eta_p^2 = 0,12$).
2. Die Doppelaufgabenbelastung durch die Keeptrack-Aufgabe verursacht eine signifikante Zunahme der posturalen Stabilität (ST: $p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,18$).
3. Insbesondere in den Positionen PO (Augen offen, Kopf gerade, auf Schaumpolster stehend) und PC (Augen geschlossen, Kopf gerade, auf Schaumpolster stehend) zeigen die Probanden eine Leistungssteigerung von Single- zu Dualtask.
4. Die weibliche Gruppe zeigt im Vergleich zur männlichen Gruppe höhere Leistungen für die posturographischen Parameter.
5. Die kognitive Leistung in der KPT ist signifikant höher während der gleichzeitig ausgeführten Posturographie im Vergleich zur alleinigen Durchführung der KPT ($p < 0,01$; $\eta_p^2 = 0,18$).
6. Die Probanden sind durch den Versuch geistig stark und körperlich wenig beansprucht und agieren nicht an ihrer Leistungsgrenze.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Afferenzen und Verschaltungen des Gleichgewichtssystems (modifiziert nach Scherer, 1997, S. 22)	4
Abb. 2:	Bezugsrahmenmodell nach Shumway-Cook und Woollacott (modifiziert nach Huber, 2016, S. 160); PK = Posturale Kontrolle.....	7
Abb. 3:	Bezugsrahmenmodell von Horak (modifiziert nach Huber 2016, S. 160).....	8
Abb. 4:	Überblick über die posturalen Subsysteme (modifiziert nach Schünke et al., 2012, S. 441)	13
Abb. 5:	Versuchsordnung, Ansicht von oben (eigene Darstellung)	24
Abb. 6:	Versuchsordnung, Seitenansicht (eigene Darstellung)	25
Abb. 7:	Beispiel eines Durchlaufs der Keeptrack-Aufgabe (eigene Darstellung)	27
Abb. 8:	Stabilitätsindikator für jede Messposition (n = 48, st = Singletask, dt = Dualtask, signifikante Unterschiede fett markiert).....	36
Abb. 9:	Mittelwerte der korrekt benannten Begriffe in der Keeptrack-Aufgabe Singletask (st) vs. Dualtask (dt), n = 48	37
Abb. 10:	Mittelwerte der korrekt genannten Begriffe in der Keeptrack-Aufgabe in Abhängigkeit vom Geschlecht (m = männlich, n _m = 24; w = weiblich, n _w = 24, st = Singletask, dt = Dualtask)	38
Abb. 11:	Mittelwerte der korrekt genannten Begriffe hinsichtlich der sportlichen Aktivität (rS = regelmäßiger Sport, n _{rS} = 39; kS = kein regelmäßiger Sport, n _{kS} = 9; st = Singletask, dt = Dualtask)	38

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Literaturrecherche Messsysteme (Anzahl der Publikationen je Messsystem)	10
Tab. 2: Übersicht über aktuelle Messsysteme	11
Tab. 3: Ein- und Ausschlusskriterien zur Studienteilnahme	21
Tab. 4: Gesamt-Stichprobencharakteristik (n = 48) hinsichtlich Alter, Bildungsjahre und Anthropometrie (Min = Minimum; Max = Maximum).....	22
Tab. 5: Gesamt-Stichprobencharakteristik (n = 48) hinsichtlich der Häufigkeit der sportlichen Aktivität.....	22
Tab. 6: Zuordnung der posturalen Subsysteme zu den funktionellen Frequenzbereichen (Schwesig et al., 2006, S. 198).....	25
Tab. 7: Positionen der Posturographie (Schwesig et al., 2006, S. 140).....	26
Tab. 8: Signifikanzprüfung für posturographische Parameter mithilfe eines univariaten, einfaktoriellen allgemeinen linearen Modells (n = 48, st = Singletask, dt = Dualtask, signifikante Ergebnisse fett markiert)	31
Tab. 9: Bivariate Korrelation zwischen anthropometrischen Daten und posturographischen Parametern für Singletask (st) und Dualtask (dt), (n = 48, r = Korrelationskoeffizient nach Pearson)	32
Tab. 10: Signifikanzprüfung für posturographische Parameter mithilfe eines univariaten, einfaktoriellen allgemeinen linearen Modells, nach Geschlecht separiert (n = 48, m = männlich (n _m = 24), w = weiblich (n _w = 24), signifikante Ergebnisse fett markiert)	33
Tab. 11: Signifikanzprüfung für posturographische Parameter mithilfe eines univariaten, einfaktoriellen allgemeinen linearen Modells hinsichtlich geschlechtsspezifischer Unterschiede unter Singletask (st) und Dualtask (dt) (n _m = 24, n _w = 24, signifikante Ergebnisse fett markiert).....	34
Tab. 12: Signifikanzprüfung für posturographische Parameter mithilfe eines univariaten, einfaktoriellen allgemeinen linearen Modells hinsichtlich des Einflusses von sportlicher Aktivität (n = 48, rS = regelmäßig Sport (n _{rS} = 39), kS = kein regelmäßiger Sport (n _{kS} = 9), signifikante Ergebnisse fett markiert)	35

Anhang

Anhangsverzeichnis

Anhang A:	Einwilligungserklärung	VII
Anhang B:	Fragebogen.....	VIII
Anhang C:	Studienablaufplan	IX
Anhang D:	Protokoll Keeptrack-Aufgabe.....	X
Anhang E:	NASA-TLX-Fragebogen	XI
Anhang F:	Test auf Normalverteilung mittels Shapiro-Wilk-Test (n = 48).....	XII
Anhang G:	Messpositionen einzeln F 1, F 2-4, F 5-6, F 7-8, WDI, SYNCH im Vergleich Singletask vs. Dualtask	XIII

Anhang A: Einwilligungserklärung



Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
Philosophische Fakultät I
Institut für Psychologie
Abteilung Allgemeine Psychologie

Einwilligungserklärung an dem Experiment „Multitasking und Gleichgewicht“

Willkommen zum Experiment und vielen Dank für deine Teilnahme, mit der du uns sehr weiterhilfst. In diesem Experiment untersuchen wir, inwieweit eine zusätzliche kognitive Belastung dein Gleichgewicht beeinflussen kann. Dazu werden wir zunächst deine Gleichgewichtsfähigkeit unter Rückgriff auf die Posturographie erfassen. Dazu wirst du auf den Kraftdruckplatten verschiedene Positionen für jeweils 30 Sekunden einnehmen. Im nächsten Schritt werden wir dein kognitives System durch eine simultane Aufgabe zusätzlich beanspruchen und erfassen, wie sich deine Gleichgewichtsfähigkeit unter dieser Belastung verändert.

Die genauen Instruktionen und etwas Übung bekommst du gleich. Das Experiment wird insgesamt ca. 30 Minuten in Anspruch nehmen. Bevor es losgeht, lies bitte aufmerksam diese Einwilligungserklärung durch und fülle die entsprechenden Felder aus.

Name: _____ Vorname: _____

Geburtsdatum: _____ ID-Nummer: _____

Ich bin über Wesen, Bedeutung und Tragweite der geplanten Untersuchung aufgeklärt worden. Ich habe die Information zum Zweck der Untersuchung und den Aufklärungsbogen gelesen und verstanden. Zusätzlich bin ich ausführlich mündlich aufgeklärt und informiert worden. Ich fühle mich körperlich in der Lage, an dem Versuch teilzunehmen.

Ich bin darauf aufmerksam gemacht worden, dass die Teilnahme jederzeit von beiden Seiten ohne Angabe von Gründen widerrufen werden kann, ohne dass mir daraus Nachteile entstehen. Die laufende Untersuchung kann jederzeit unterbrochen werden. Eine eventuelle Vergütung erfolgt anteilig.

Meine Testdaten werden anonymisiert gespeichert. Ich bin aber damit einverstanden, dass meine personenbezogenen Daten verschlossen auf einem nicht an ein Netzwerk angebandenen Rechner, getrennt von allen weiteren Untersuchungsdaten, aufbewahrt werden. Wenn das Forschungsprojekt es notwendig macht, diese Test- und persönlichen Daten zusammenzuführen, wird dies nur unter Einschaltung des Datentreuhänders möglich sein, der auf die Einhaltung von Schweigepflicht und gesetzlichen Datenschutzvorschriften achtet. Sämtliche Daten werden nach der von der Deutschen Forschungsgemeinschaft geforderten und gesetzlich vorgeschriebenen zehnjährigen Nachweispflicht gelöscht.

Ich erkläre mich hiermit freiwillig zur Teilnahme an der geplanten Untersuchung bereit. Ich bestätige hiermit, dass ich durch Herr/Frau Tanja Dirks mündlich aufgeklärt wurde.

Ich habe die Probandeninformation gelesen und fühle mich ausreichend über den Zweck informiert. Der Prüfer Herr/Frau Tanja Dirks hat mir ausreichend Gelegenheit gegeben, Fragen zu stellen, die alle für mich ausreichend beantwortet wurden. Ich hatte genügend Zeit mich zu entscheiden.

Datenschutztext

Ich habe verstanden, dass bei wissenschaftlichen Studien persönliche Daten und medizinische Befunde erhoben werden. Die Weitergabe, Umwandlung/Digitalisierung, Speicherung und Auswertung dieser studienbezogenen Daten erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt vor Teilnahme an der Studie meine freiwillige Einwilligung voraus:

Ich (Name, Vorname), _____ erkläre mich damit einverstanden, dass die im Rahmen dieser Studie erhobenen anonymisierten Daten zu meiner Person aufgezeichnet, ggf. digitalisiert und verarbeitet sowie die daraus resultierenden Studienergebnisse veröffentlicht werden dürfen.

Ich habe die Einverständniserklärung sowie den abgedruckten Datenschutztext aufmerksam durchgelesen und erkläre mich hiermit zu einer freiwilligen Teilnahme bereit.

Nachname in Druckschrift _____

Vorname in Druckschrift _____

Halle (Saale), den _____ Unterschrift _____

Ich bestätige den Probanden/die Probandin über Wesen, Bedeutung, Reichweite und Risiken der Studie mündlich aufgeklärt zu haben.

Nachname in Druckschrift Dirks

Vorname in Druckschrift Tanja

Halle (Saale), den _____ Unterschrift _____

Anhang B: Fragebogen

Fragebogen Posturale Stabilität und Regulation in Kombination mit KeepTrack Task

VP-Nr.

(vom Untersucher auszufüllen)

1. Angaben zu Ihrer Person

- a) Meine Initialen sind (z.B. Cecilia Schwarz: C.S.): _____.
- b) Ich bin _____ Jahre alt.
- c) Ich bin _____ Kilogramm schwer.
- d) Ich bin männlich weiblich divers.
- e) Ich bin Linkshänder Rechtshänder.

2. Angaben zu Ihrer Bildung

- a) Ich habe _____ Bildungsjahre (ab Grundschule, inklusive Ausbildung, Studium).
- b) Mein höchster Schulabschluss ist:
 Hauptschule Realschule Fachhochschulreife Abitur.
- c) Mein Beruf ist _____.
- d) Für Studierende: Ich bin im _____ Fachsemester.

3. Angaben zu Ihrem Sportlichen Interesse

- a) Betreiben Sie Sport? Ja Nein
 - b) Betreiben Sie regelmäßig Sport? Ja Nein
 - c) Wie oft pro Woche betreiben Sie Sport?
 1-2x
 3-4x
 5-6x
 häufiger
 - d) Welche Art von Sport üben Sie aus?
(Ausdauersport, Kraftsport, Ballsport, bitte möglichst genaue Beschreibung)
-
- e) Betreiben Sie Leistungssport? Ja Nein
 - f) Haben Sie Leistungssport betrieben? Ja Nein
 - g) Wenn ja: Welche Sportart üben Sie aus/ haben Sie ausgeübt?

Wie oft trainieren Sie/ haben Sie trainiert?

4. Fragen zu Ihrer Gesundheit

- a) Wie schätzen Sie selbst Ihre Gesundheit ein?
sehr schlecht schlecht mittelmäßig gut sehr gut
- b) Haben oder hatten Sie in den letzten 5 Jahren eine Erkrankung, die den Gang oder das Gleichgewicht beeinflusst (Schwindel, Entzündung des Gleichgewichtsnerven, Tumor im Gehörgang, hinter den Augen oder im Kleinhirn)? Ja Nein
- c) Haben oder hatten Sie in den letzten 5 Jahren eine psychologische Erkrankung (Essstörung, Depression, Schizophrenie, Angststörung)? Ja Nein
- d) Haben oder hatten Sie in den letzten 5 Jahren eine neurologische Erkrankung (Epilepsie, Multiple Sklerose, Borreliose, Hirnhautentzündung, Hirntumor)? Ja Nein
- e) Haben Sie eine Sehbeeinträchtigung? Ja Nein
- f) Wenn ja: Kurzsichtigkeit Weitsichtigkeit weitere
Wie stark ist diese?
Linkes Auge: _____ Dioptrien
Rechtes Auge: _____ Dioptrien
- g) Haben oder hatten Sie in den letzten 5 Jahren eine Verletzung des Hüft-, Knie- oder Sprunggelenkes bzw. deren Bandapparate? Ja Nein
- h) Sind Sie in diesem Augenblick schmerzfrei? Ja Nein
- i) Stehen Sie aktuell unter der Einnahme von Schmerzmedikamenten? Ja Nein

Haben Sie Fragen?

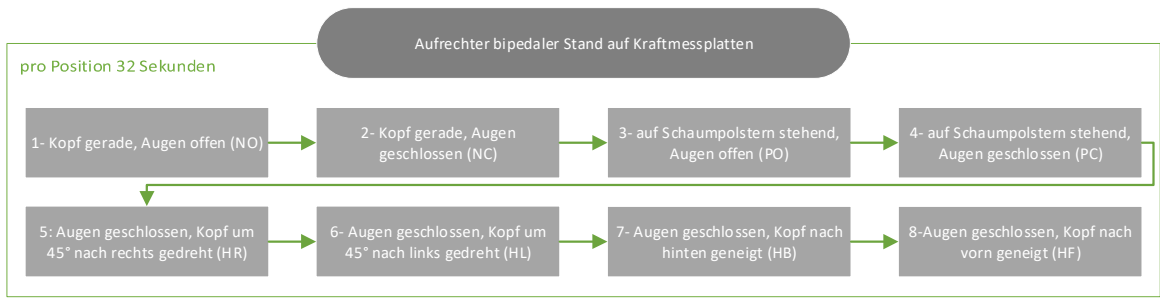
Vielen Dank für Ihre Mitarbeit.

Anhang C: Studienablaufplan

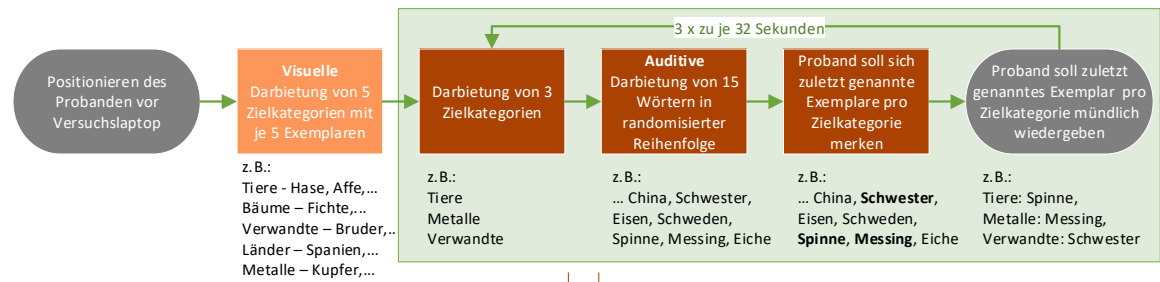
Einfluss kognitiver Belastung (Dualtask) auf die posturale Stabilität und Regulation bei asymptomatischen Probanden (n=48, 20-34 Jahre)

Ausschlusskriterien:	<ul style="list-style-type: none"> Gang oder Gleichgewicht beeinflussende Erkrankungen Verletzungen des Hüft-, Knie- oder Sprunggelenkes Aktuelle Schmerzmittelinnahme Schmerzen zum Zeitpunkt der Untersuchung Schwerwiegende Seheinträchtigung Psychologische oder neurologische Erkrankungen
----------------------	---

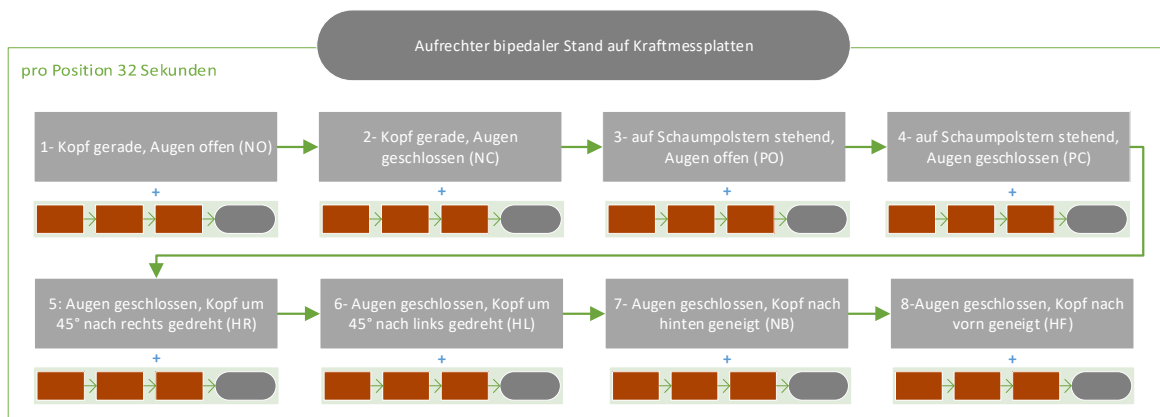
1. Posturographie - Singletask



2. Keeptrack - Singletask



3. Posturographie + Keeptrack - Dualtask



4. Psychologisches Assessment

Belastungsfragebogen (NASA-TXL)

Ziel: Vergleich Singletask vs. Dualtask hinsichtlich posturaler Stabilität und Regulation

Anhang D: Protokoll Keeptrack-Aufgabe

Protokoll – Keep Track Task

VP:

Datum:

Übung 1			Block 6 dual		
Tiere	(Echse)		Tiere	Vogel	
Metalle	(Kupfer)		Metalle	Silber	
Verwandte	(Onkel)		Länder	Holland	
Übung 2			Block 7 dual		
Bäume	(Eiche)		Bäume	Eiche	
Verwandte	(Vater)		Verwandte	Schwester	
Länder	(Schweden)		Tiere	Spinne	
Block 1 single			Block 8 dual		
Metall	Kupfer		Verwandte	Tante	
Bäume	Tanne		Bäume	Linde	
Länder	Japan		Länder	Schweden	
Block 2 single			Block 9 dual		
Tiere	Echse		Metalle	Messing	
Verwandte	Bruder		Verwandte	Schwester	
Bäume	Birke		Bäume	Tanne	
Block 3 single			Block 10 dual		
Länder	Ungarn		Tiere	Hase	
Metalle	Silber		Metalle	Eisen	
Tiere	Affe		Länder	China	
Summe-Single:			Block 11 dual		
Mittelwert-Single:			Bäume	Fichte	
Block 4 dual			Tiere	Affe	
Verwandte	Vater		Metalle	Nickel	
Länder	China		Summe-Single:		
Bäume	Fichte		Mittelwert-Single:		
Block 5 dual					
Tiere	Hase				
Verwandte	Onkel				
Metalle	Eisen				

Anmerkungen:

Anhang E: NASA-TLX-Fragebogen

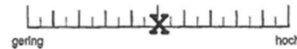
NASA-TLX (Kurzfassung deutsch)

Seite 1

Beanspruchungshöhe

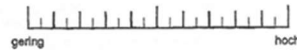
Geben Sie jetzt für jede der unten stehenden Dimensionen an, wie hoch die Beanspruchung war. Markieren Sie dazu bitte auf den folgenden Skalen, in welchem Maße Sie sich in den sechs genannten Dimensionen von der Aufgabe beansprucht oder gefordert gesehen haben:

Beispiel:



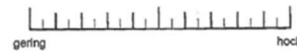
Geistige Anforderungen

Wie viel geistige Anstrengung war bei der Informationsaufnahme und -verarbeitung erforderlich (z.B. Denken, Entscheiden, Rechnen, Erinnern, Hinsehen, Suchen...)? War die Aufgabe leicht oder anspruchsvoll, einfach oder komplex, erforderte sie hohe Genauigkeit oder war sie fehlertolerant?



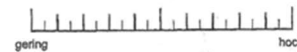
Körperliche Anforderungen

Wie viel körperliche Aktivität war erforderlich (z.B. Ziehen, Drücken, Drehen, Steuern, Aktivieren,...)? War die Aufgabe leicht oder schwer, einfach oder anstrengend, erholsam oder mühselig?



Zeitliche Anforderungen

Wie viel Zeitdruck empfanden Sie hinsichtlich der Häufigkeit oder dem Takt, mit dem Aufgaben oder Aufgabenelemente auftraten? War die Abfolge langsam und geruhsam oder schnell und hektisch?



NASA-TLX (Kurzfassung deutsch)

Seite 2

Leistung

Wie erfolgreich haben Sie Ihrer Meinung nach die vom Versuchsleiter (oder Ihnen selbst) gesetzten Ziele erreicht? Wie zufrieden waren Sie mit Ihrer Leistung bei der Verfolgung dieser Ziele?



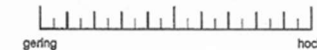
Anstrengung

Wie hart mussten sie arbeiten, um Ihren Grad an Aufgabenerfüllung zu erreichen?



Frustration

Wie unsicher, entmutigt, irritiert, gestresst und verärgert (versus sicher, bestätigt, zufrieden, entspannt und zufrieden mit sich selbst) fühlten Sie sich während der Aufgabe?

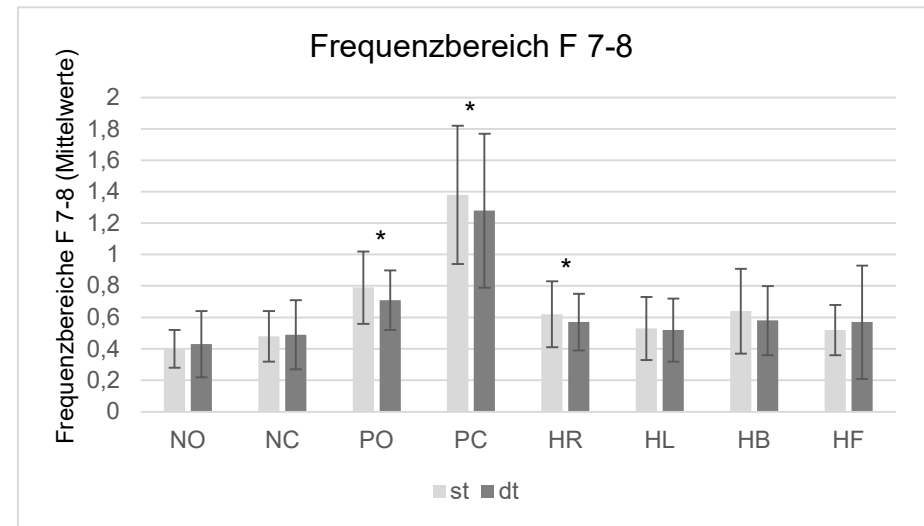
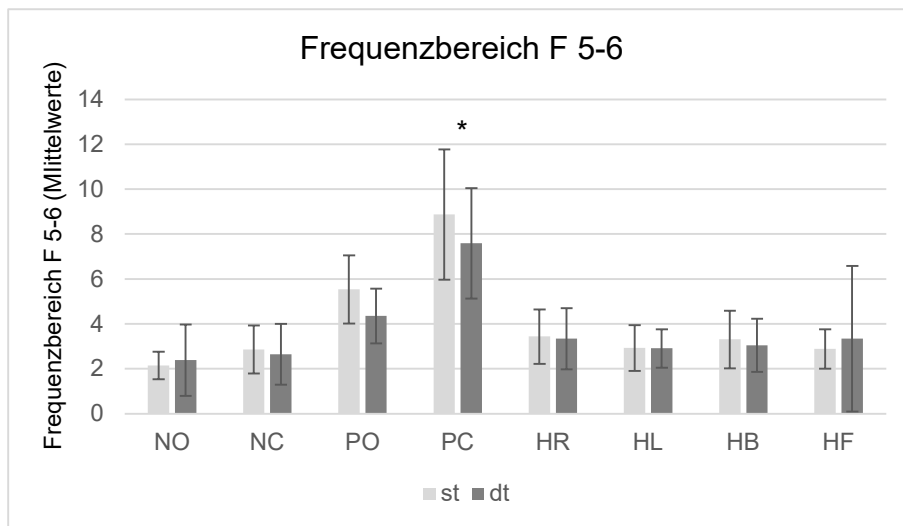
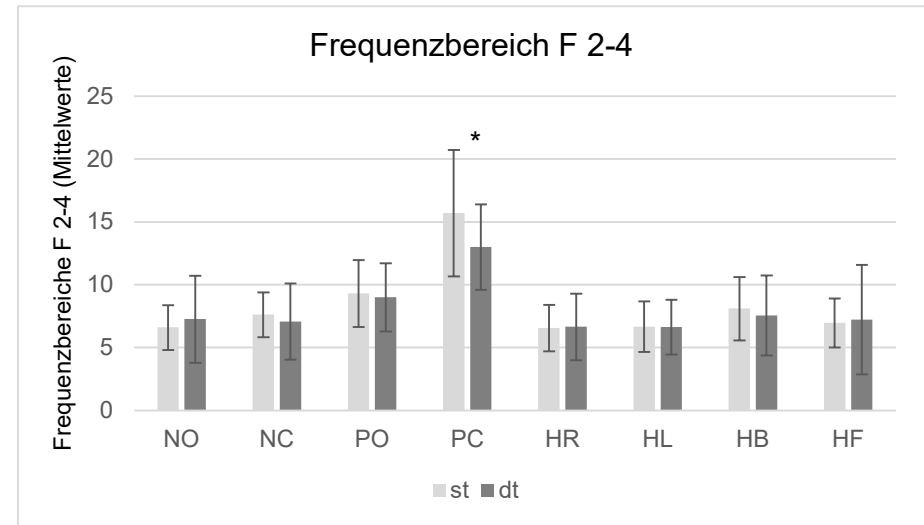
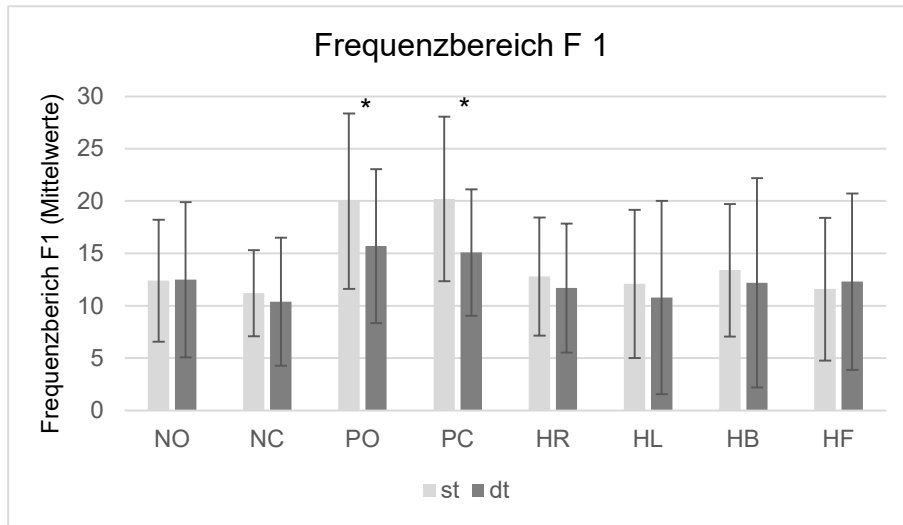


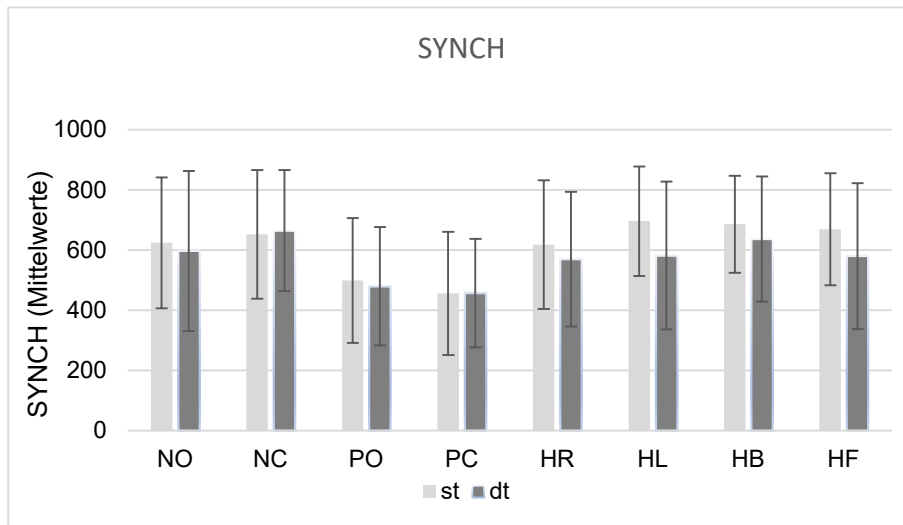
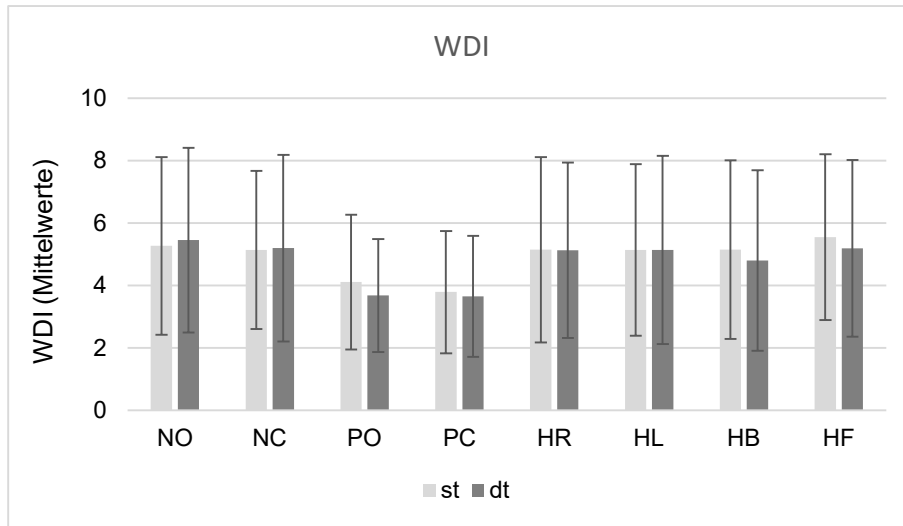
Kontrollieren sie bitte, ob Sie zu allen Fragen Angaben gemacht haben. Bei Unklarheiten wenden Sie sich bitte an die Versuchsleiterin / den Versuchsleiter.

Anhang F: Test auf Normalverteilung mittels Shapiro-Wilk-Test (n = 48)

Singletask (st)		Dualtask (dt)	
Parameter	p	Parameter	p
F1	0,17	F1	< 0,01
F2-4	0,07	F2-4	< 0,01
F5-6	0,07	F5-6	< 0,01
F7-8	0,05	F7-8	0,06
ST	0,21	ST	0,01
WDI	0,06	WDI	< 0,01
SYNCH	0,08	SYNCH	0,57
LEFT	0,58	LEFT	0,32
HEEL	0,12	HEEL	0,65
KPT	< 0,01	KPT	0,05

Anhang G: Messpositionen einzeln F 1, F 2-4, F 5-6, F 7-8, WDI, SYNCH im Vergleich Singletask vs. Dualtask





Erklärungen

(1) Ich erkläre, dass ich mich an keiner anderen Hochschule einem Promotionsverfahren unterzogen bzw. eine Promotion begonnen habe.

(2) Ich erkläre, die Angaben wahrheitsgemäß gemacht und die wissenschaftliche Arbeit an keiner anderen wissenschaftlichen Einrichtung zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht zu haben.

(3) Ich erkläre an Eides statt, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe. Alle Regeln der guten wissenschaftlichen Praxis wurden eingehalten; es wurden keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und die den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht.

Datum, Unterschrift

Danksagung

An dieser Stelle bedanke ich mich bei all denjenigen, die mich während der Anfertigung dieser Arbeit begleitet haben.

Besonderer Dank gilt Herrn apl. Prof. Dr. phil. René Schwesig für Ihre Betreuung und den damit einhergehenden Anregungen und Ihrer konstruktiven Kritik.

Weiterhin möchte ich mich bei den Mitarbeitern des Forschungslabores des DOUW, Dr. Lars Reinhardt und Dr. phil. Stephan Schulze, bedanken, an die ich mich während der Durchführung der Versuche wenden durfte.

Ich danke dem Institut für Psychologie, insbesondere Prof. Dr. Torsten Schubert, Dr. Sebastian Kübler und Dr. Tarini Singh, für Ihre Kooperation.

Ich bedanke mich bei allen Probanden für Ihre Zeit und die Bereitschaft, an dieser Studie teilzunehmen.

Ein herzlicher Dank gebührt meiner Familie und meinen Freunden für Eure Unterstützung, fortwährende Motivation und Eure Bereitschaft zum Korrekturlesen.