



universität  
wien

# DIPLOMARBEIT / DIPLOMA THESIS

Titel der Diplomarbeit / Title of the Diploma Thesis

„Stabil!? Die Bedeutung von propriozeptiven  
Informationen für die posturale Kontrolle und posturale  
Stabilität – eine systematische Literaturanalyse“

verfasst von / submitted by

Sebastian Braunsberger, BA

angestrebter akademischer Grad / in partial fulfilment of the requirements for the degree of  
Magister der Naturwissenschaften (Mag. rer. nat.)

Wien, 2019/ Vienna, 2019

Studienkennzahl lt. Studienblatt /  
degree programme code as it appears on  
the student record sheet:

A 190 333 482

Studienrichtung lt. Studienblatt /  
degree programme as it appears on  
the student record sheet:

Lehramtsstudium UniStG

UF Deutsch UniStG

UF Bewegung und Sport UniStG

Betreut von / Supervisor:

Univ.-Prof. Mag. Dr. Harald Tschan



## VORWORT

Das erste Kapitel dieser Arbeit und gleichzeitig letzte Kapitel meines Diplomstudiums möchte ich nutzen, um mich bei den Personen zu bedanken, die mitverantwortlich sind, dass ich es hierher geschafft habe:

Der größte Dank gilt meinen Eltern, die mich in sämtlichen Belangen immer unterstützt haben. Sei es die Schulwahl und -wechsel, das Studium oder etwaige Auslandssemester bzw. -jahre, die sie vielleicht nicht immer befürworteten, aber mir zumindest nicht (erfolgreich) ausredeten. Ich bin euch unendlich dankbar, dass ihr mir eine unbeschwerliche Studienzeit ermöglichtet und mir die Freiheiten gaben, das zu machen, was mich interessiert.

Ebenfalls gebührt meinen Großeltern ein großer Dank, die mich die gesamte Studienzeit hinweg finanziell und kulinarisch unterstützt haben und mir so ein befreites Studentendasein mit gut gefülltem Kühlschrank und Süßigkeitenregal bescherten.

*Muchísimas gracias* an alle Freundinnen und Freunde von nah und fern, die ich schon seit Kinder- und Jugendzeit kenne oder während des Studiums kennenlernen durfte – ihr seid die Besten!

Zu guter Letzt gilt ein spezieller Dank meinem Betreuer Univ.-Prof. Mag. Dr. Harald Tschan, der sich trotz einer Vielzahl an zu betreuenden Arbeiten noch bereit erklärte, meine Diplomarbeit zu betreuen. Dank seines Vertrauens und den Freiheiten beim Bearbeiten meiner Fragestellung konnte ich die Arbeit neben meiner Arbeit in der Schule problemlos schreiben und so mein Studium noch vor Auslaufen des Diplomstudiums abschließen. Danke!



## ABSTRACT

**Hintergrund:** Das posturale System ermöglicht dem Menschen den aufrechten Stand und Gang, zwei wesentliche Bewegungen des Menschen. Um über die aktuelle Position des Körpers bzw. der einzelnen Körperteile Bescheid zu wissen, bekommt das Zentrale Nervensystem visuelle, vestibuläre und propriozeptive Informationen.

**Zielsetzung:** Das Ziel dieser Arbeit ist herauszufinden, welche Bedeutung die propriozeptiven Informationen der unteren Extremitäten für die posturale Kontrolle und posturale Stabilität bei gesunden Erwachsenen spielen.

**Methode:** Um die Fragestellung zu beantworten, wurde eine systematische Literaturanalyse verwendet. 11 Studien, die die festgelegten Suchkriterien erfüllten, wurden in die Analyse miteinbezogen und die Studienergebnisse analysiert und miteinander verglichen.

**Ergebnisse:** Der Vergleich der Studienergebnisse zeigte, dass propriozeptive Informationen der unteren Extremitäten eine wesentliche Rolle bei der posturalen Kontrolle spielen, solange diese vorhanden und zuverlässig sind. Jüngere und ältere Erwachsene weisen bei einfachen Aufgaben die gleiche propriozeptive Leistungsfähigkeit auf. Propriozeptives Training kann zudem die posturale Stabilität erhöhen. Bei der sensorischen (Neu)Gewichtung dürfte weniger die Informationsquelle als die Reizstärke und -frequenz entscheidend für eine Auf- bzw. Abwertung sein. Trotz dieser Erkenntnisse gibt es noch einige offene Fragen, die es bezüglich der propriozeptiven Informationen und der posturalen Kontrolle in Zukunft zu klären gilt.

**Schlüsselwörter:** Propriozeption, posturale Kontrolle, posturale Stabilität, Balance

## ABSTRACT

**Background:** Postural control is an indispensable tool for humans as it permits the upright stance and gait. In order to control the body and certain body parts respectively it is necessary for the central nervous system to know where the body and its segments are located. These information are primarily coming from the visual, vestibular and proprioceptive system.

**Objective:** The aim of this study is to investigate the importance of proprioceptive information of the lower extremities for postural control and postural stability in healthy adults.

**Method:** A systematic review was chosen to achieve this objective. A general search in the databanks of Web Science and PubMed was narrowed down to 11 studies which fulfilled the set criteria. The results of these studies are presented, analyzed, and compared with each other.

**Results:** The analysis shows the important role of proprioceptive information for postural control as long as they are available and reliable. Younger and older adults show the same proprioceptive performance within simple tasks. Proprioceptive training intervention cause an increased postural stability which may lead to a minimized injury risk. Sensory (re)weighting seems to be more dependent on the intensity of the stimulation and its frequency than on the three different input sources. However, there are still many questions remaining concerning the connection between proprioceptive information and postural control within healthy adults.

**Keywords:** proprioception, postural control, postural stability, balance

## Abkürzungs- und Symbolverzeichnis

AP	anterior-posterior
API	<i>anterior-posterior instability</i>
bw	<i>backward</i>
bzw.	beziehungsweise
CG	Kontrollgruppe ( <i>control group</i> )
CoM	Massenmittelpunkt, Schwerpunkt ( <i>Centre of Mass</i> )
CoP	Druckpunkt ( <i>Centre of Pressure</i> )
CPG	<i>central pattern generators</i>
DIP	doppeltes inverses Pendel ( <i>double inverted pendulum</i> )
ES	<i>equilibrium score</i>
etc.	et cetera
fw	<i>forward</i>
GVS	galvanic vestibular stimulus
Hz	Hertz (SI-Einheit)
IG	Interventionsgruppe ( <i>intervention group</i> )
M.	<i>Musculus</i>
mm	Millimeter
ML	medial-lateral
MLI	medial-lateral instability
N.	<i>Nervus</i>
OSI	<i>overall instability</i>
PNS	Peripheres Nervensystem
Rad	Radiant (Einheit)
RMS	<i>root mean square error</i>
s	Sekunde

SA	Schwankungsbereich ( <i>sway area</i> )
SIP	einfaches inverses Pendel ( <i>single inverted pendulum</i> )
vgl.	vergleiche
(NO) VIB	(keine) Vibration (=Stimulierung durch Vibration)
VIP/DIP	virtuelles inverses Pendel ( <i>virtual inverted pendulum</i> )
z.Bsp.	zum Beispiel
ZNS	Zentrales Nervensystem
◦	Grad

# Inhaltsverzeichnis

<b>VORWORT .....</b>	<b>1</b>
<b>1 EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
<b>2 THEORETISCHE GRUNDLAGEN.....</b>	<b>5</b>
<b>2.1 DAS POSTURALE SYSTEM .....</b>	<b>5</b>
<b>2.1.1 Definition .....</b>	<b>5</b>
<b>2.1.2 Das vestibuläre und visuelle (Sub-)System.....</b>	<b>9</b>
<b>2.1.3 Die Aufgaben des posturalen Systems.....</b>	<b>12</b>
<b>2.1.4 Posturale Kontrolle und posturale Stabilität.....</b>	<b>12</b>
<b>2.1.5 Strategien der posturalen Kontrolle.....</b>	<b>16</b>
<b>2.2 PROPRIOZEPTION.....</b>	<b>22</b>
<b>2.2.1 Einordnung in das somatosensorische System .....</b>	<b>22</b>
<b>2.2.2 Definition der Propriozeption und ihre Aufgaben .....</b>	<b>25</b>
<b>2.2.3 Typen und Aufgaben der Propriozeptoren.....</b>	<b>26</b>
<b>2.2.4 Informationsweiterleitung .....</b>	<b>27</b>
<b>2.2.5 Verfahren zur Messung der Propriozeption .....</b>	<b>28</b>
<b>3 METHODE .....</b>	<b>31</b>
<b>3.1 INKLUSIONS- UND EXKLUSIONSKRITERIEN .....</b>	<b>32</b>
<b>3.2 PRISMA-FLOW-CHART.....</b>	<b>32</b>
<b>3.3 PEDRO SKALA .....</b>	<b>34</b>
<b>3.3.1 Die Skala-Kriterien.....</b>	<b>34</b>
<b>3.3.2 Bewertung der eingeschlossenen Studien .....</b>	<b>35</b>
<b>4 PRÄSENTATION UND INTERPRETATION DER STUDIENERGEBNISSE .....</b>	<b>37</b>
<b>4.1 TABELLARISCHER STUDIENÜBERBLICK.....</b>	<b>37</b>
<b>4.2 PRÄSENTATION DER STUDIENERGEBNISSE .....</b>	<b>39</b>
<b>5 DISKUSSION .....</b>	<b>60</b>
<b>6 CONCLUSIO .....</b>	<b>77</b>
<b>LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>82</b>
<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>85</b>

TABELLENVERZEICHNIS .....	86
EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG .....	87

# 1 Einleitung

Einen stabilen Stand beim Menschen, definiert als eine stehende Position, die man einnehmen und halten kann, ohne aktiv korrigieren zu müssen, gibt es de facto nicht. Denn der aufrechte Stand wird von vielerlei internen und externen Faktoren kontinuierlich beeinflusst, beispielsweise durch selbst initiierte Bewegungen, die individuelle Muskelkraft, aber auch die Bodenbeschaffenheit und stets durch die Schwerkraft (vgl. Duarte & Freitas, 2010, S. 184). Um auf interne bzw. externe Störungen entsprechend reagieren zu können, muss der Körper über seine aktuelle Position oder Bewegung bzw. Lageänderung Bescheid wissen. Diese Informationen erhält er durch das somatosensorische, visuelle und vestibuläre System, welche im Zentralen Nervensystem (ZNS) verarbeitet werden. Letzteres sendet bei Bedarf Befehle an das motorische System, um zum Beispiel bestimmte Muskeln zu aktivieren und so korrigierend einzutreten, damit der aufrechte Stand beibehalten werden kann oder die aktuelle Position in Balance gehalten werden kann, damit ein Sturz verhindert wird (vgl. van Dieen, van Leeuwen, & Faber, 2015, S. 2967). Welche Auswirkungen fehlende Informationen des somatosensorischen Systems haben können, sieht man beim Fall Ian Waterman. Dieser verlor mit 19 Jahren das Gefühl für die Position und die Bewegung seines Körpers und seinen Tastsinn in Folge einer seltenen Autoimmunreaktion auf eine Grippeinfektion, die seine sensorischen Neuronen halsabwärts angriff und beschädigte. Ohne Propriozeption, dem Gefühl der eigenen Körperposition und -bewegung, war es dem Jungen unmöglich seine Bewegungen zu koordinieren bzw. zu kontrollieren, obwohl seine motorischen Nerven und sein motorisches System nicht beschädigt waren. Das unmittelbare Resultat war, dass er nicht mehr laufen, stehen oder sonstige Bewegungen mit seinem Körper ausführen konnte. Erst nach rigorosem Training mit unzähligen Bewegungsvariationen, -kombinationen und vor allem Wiederholungen gelang es Ian Waterman Bewegungen nur mit seinen Gedanken und visuellen Informationen zu steuern (vgl. McNeill, Quaeghebeur, & Duncan, 2009, S. 519; Tuthill & Azim, 2018, S. R194).

An diesem Fallbeispiel kann man bereits die Komplexität des posturalen Systems (siehe Kapitel 2) erahnen, bei dem eine Vielzahl von Komponenten beteiligt sind und erst ein reibungsloses Zusammenspiel all dieser Teilsysteme einen aufrechten Stand und in weiterer Folge koordinierte Bewegungen ermöglicht. Ein Problem einer einzigen Komponente, im Fall Ian Waterman ein beschädigtes propriozeptives System, kann mitunter schon zur Immobilität führen.

Bei Waterman handelte sich um eine seltene Autoimmunreaktion, die seine sensorischen Nerven angriff und er dadurch seine Propriozeption verlor. Es gibt aber noch andere Faktoren, die die Propriozeption beeinflussen, weltweit öfter vorkommen und daher im besonderen Interesse der Forschung stehen. Aktuelle Forschungen zu Propriozeption beschäftigen sich in einem Forschungsfeld beispielsweise mit neurodegenerativen Krankheiten, etwa die Rolle von Propriozeption bei Parkinson (Elangovan, Tuite, & Konczak, 2018; Feller, Peterka, & Horak, 2019; Teasdale, Preston, Spratford, & Waddington, 2018) oder allgemein bei Neuropathie (L. Li, Zhang, & Dobson, 2019). Neben neurodegenerativen Krankheiten sind Gelenksverletzungen, insbesondere Rupturen des Vorderen Kreuzbandes und Knöchelverletzungen, ein weiteres großes Forschungsfeld. Da sich im Vorderen Kreuzband viele Mechanorezeptoren befinden, wie etwa Ruffini-Endorgane, Pacini-Lamellenkörperchen und Golgi-Sehnenorgan-ähnliche Körperchen, kann eine Verletzung des Kreuzbandes zu einem Rückgang der Propriozeption führen und in weitere Folge die posturale Stabilität negativ beeinträchtigen (vgl. Lee, Lee, Ahn, & Park, 2015, S. 1-2). Lee et al. (2015) fanden dabei heraus, dass sich die Propriozeption mit zunehmender Zeit zwischen Verletzung des Vorderen Kreuzbandes und Operation verschlechtert und in einer verminderten posturalen Stabilität resultiert (ebd., S. 8).

Da eingeschränkte Propriozeption zu einer verminderten Stabilität führt und somit der aufrechte Stand und Gang negativ beeinflusst wird, gilt ein weiteres Forschungsinteresse dem Zusammenhang zwischen Propriozeption und Sturzprävention, insbesondere bei älteren Menschen (vgl. Allum, Bloem, Carpenter, Hulliger, & Hadders-Algra, 1998, S. 214).

Aufgrund der bereits zahlreichen Studien in den eben erwähnten Bereichen liegt der Fokus dieser Diplomarbeit weder bei verletzten noch älteren Personen, sondern bei gesunden Erwachsenen. Als gesund werden hinsichtlich der Forschungsfrage Personen definiert, die keine Verletzungen der unteren Extremitäten haben und unter keinen neurodegenerativen Krankheiten leiden. Allum, Bloem, Carpenter, Hulliger und Hadders-Algra (1998) untersuchten in ihrer Übersichtsarbeit „Proprioceptive control of posture: a review of new concepts“ die Rolle der propriozeptiven Informationen der unteren Beine (Unterschenkel und Füße) hinsichtlich der Balancekorrektur, der Auswirkungen des Verlusts der Propriozeption auf die Stand- und Gangbewegungen und wie sich dieser Verlust auf den Output von *central pattern generators* (CPG) auswirkt. Dabei kamen sie zu dem Schluss, dass die Organisation der Bewegung auf zwei Ebenen geschieht. Auf der ersten Ebene ist primär der propriozeptive Input der Hüfte und des Rumpfs entscheidend für die Generierung

grundlegender richtungsspezifischer Bewegungsmuster und sekundär der vestibuläre Input. Die richtungsspezifischen Bewegungsmuster aktivieren spezifische Muskel(-gruppen) und stimmen das intermuskuläre Timing ab. Auf der zweiten Ebene werden die zentral ausgelösten Aktivierungsmuster auf die jeweils unterschiedlichen Bewegungsaufgaben und den situativen Bewegungskontext adaptiert unter Berücksichtigung der multi-sensorischen afferenten Inputs, zu denen u.a. auch die propriozeptiven Informationen aller Körperteile gehören (vgl. Allum et al., 1998, S. 214).

Limitierend bei dieser Übersichtsarbeit ist jedoch, dass es keine systematische Literaturanalyse ist, sondern nur fünf ausgewählte Studien berücksichtigt wurden, bei denen die Autor/innen des *reviews* selbst mitgearbeitet haben. Eine der fünf Studien ist außerdem eine Tierstudie mit Katzen. Die Studien liegen mittlerweile mehr als 20 Jahre zurück, wie auch die Übersichtsarbeit selbst. Wenige Jahre später, Anfang der 2000er, weisen Creath, Kiemel, Horak und Jeka darauf hin, dass die Rolle der somatosensorischen Informationen für die posturale Kontrolle trotz zahlreicher Untersuchungen noch nicht zur Gänze verstanden wird. Somatosensorische Informationen von den Fußsohlen, die von der Haut aufgenommen werden, können dabei Auskunft über die Oberflächenbeschaffenheit und die Oberflächenkontaktkräfte geben. Die Propriozeption der Muskeln, Gelenke und Sehnen liefert somatosensorische Informationen über die Bewegungen des Körpers und die Position der Körperteile im Raum und zueinander. Es wird angenommen, dass die somatosensorischen Informationen der unteren Extremitäten primär verantwortlich für die Kontrolle bei Körperschwankungen sind, solange die Informationen vorhanden und zuverlässig sind. Die Zuverlässigkeit dieser Informationen wird zum Beispiel eingeschränkt, wenn man auf einem instabilen Untergrund steht. Dann nimmt die Bedeutung der propriozeptiven Informationen ab und die visuellen und vestibulären Informationen übernehmen die Hauptrolle für die posturale Kontrolle (vgl. Creath, Kiemel, Horak, & Jeka, 2002, S. 323-324).

Creath et al. veröffentlichten diese Studie im Jahre 2002. Ziel der hier vorliegenden systematischen Literaturanalyse ist es, aufzuzeigen, was die Forschungen der letzten 10 Jahre (2009-2019) zur Frage der Rolle der Propriozeption auf die posturale Kontrolle und posturale Stabilität gezeigt haben. Die Fragestellung dieser Arbeit lautet: Welche Bedeutung haben propriozeptive Informationen der unteren Extremitäten für die posturale Stabilität und posturale Kontrolle beim gesunden, erwachsenen Menschen? Von dieser Hauptfragen wurden noch vier weitere Forschungsfragen abgeleitet, die ebenfalls im Rahmen dieser

Arbeit beantwortet werden sollen: (1) Welche Auswirkungen hat das Alter der Proband/innen auf die Propriozeption bzw. propriozeptive Leistungsfähigkeit? (2) Welche Auswirkungen haben gestörte propriozeptive Informationen auf das posturale System und wie wird diesen Störungen entgegengewirkt? (3) In welchem Ausmaß kann Propriozeption trainiert und zu einer besseren posturalen Stabilität führen? (4) In welchem Verhältnis stehen propriozeptive, visuelle und vestibuläre Informationen zueinander?

Um diese Fragestellungen zu beantworten, wird in dieser Diplomarbeit ein systematischer Überblick über Studien der letzten 10 Jahre zu Propriozeption und posturaler Kontrolle bzw. posturaler Stabilität gegeben. Dazu wurden die Datenbanken *PubMed* und *Web of Science* durchsucht. Durch ein systematisches Auswahlverfahren mit genau definierten Inklusions- und Exklusionskriterien (siehe Kapitel 3.1) wurden 11 Studien ausgewählt, deren Ergebnisse im Rahmen dieser Arbeit präsentiert, diskutiert und miteinander verglichen werden. Der Aufbau dieser Arbeit gliedert sich in fünf Kapitel. Im anschließenden zweiten Kapitel werden die relevanten theoretischen Grundlagen erläutert. Dabei wird einerseits auf das posturale System im Allgemeinen und andererseits auf die Propriozeption im Speziellen eingegangen. Das dritte Kapitel beschäftigt sich mit der Methode der systematischen Literaturanalyse, die in dieser Arbeit verwendet wurde. Es werden die Ein- und Ausschlusskriterien für den Studiensuchprozess aufgelistet sowie das Ausschlussprozedere mittels einer PRISMA-Flow-Chart grafisch dargestellt. Ebenfalls werden die ausgewählten Studien anhand der PEDro-Skala hinsichtlich ihres Studiendesigns und Qualität bewertet. Im vierten Kapitel erfolgt zuerst die tabellarische Übersicht der ausgewählten Studien, ehe die Ergebnisse der Studien präsentiert werden. Das fünfte Kapitel widmet sich der Diskussion der Studienergebnisse, in der diese miteinander verglichen werden und in den Kontext der Forschungsfragen dieser Arbeit gestellt werden, um letztere damit zu beantworten. Abschließend wird im sechsten Kapitel eine Conclusio zu den Ergebnissen, den Forschungsfragen und den Limitierungen dieser Arbeit gezogen und ein Ausblick für weitere Forschungen in diesem Themengebiet erstellt.

## 2 Theoretische Grundlagen

In diesem Kapitel wird näher auf die Theorie eingegangen, die der Forschungsfrage bzw. den Forschungsfragen zugrunde liegt. Dabei spielt einerseits das posturale System und andererseits die Propriozeption eine entscheidende Rolle. Das Ziel des Kapitels ist es aufzuzeigen, wie das posturale System definiert wird, welche Teilsysteme und Komponenten darauf einwirken und welche Aufgaben es besitzt. Auf die Propriozeption, einer Komponente des posturalen Systems, wird genauer eingegangen. Was bedeutet Propriozeption, welche Propriozeptoren gibt es im menschlichen Körper, welche Aufgaben haben diese, wie gelangen die Informationen zum ZNS und wie kann Propriozeption empirisch gemessen werden, sind die Fragen, die dabei beantwortet werden sollen.

### 2.1 Das posturale System

#### 2.1.1 Definition

Die englische Bezeichnung *postural system* ist mit der deutschen bis auf einen Buchstaben ident, jedoch lässt sich im Englischen leichter auf die Bedeutung schließen, da *posture* bzw. das davon abgeleitete *postural* im englischen Sprachgebrauch gängiger sind als „postural“ im Deutschen. *Posture*, also zu Deutsch die (Körper-)Haltung, ist der Gegenstand und das Ziel des posturalen Systems. Grundsätzlich wird unter (Körper-)Haltung eine Körperposition im Raum verstanden. Genauer noch ist die Haltung eine Position, die die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts bei maximaler Stabilität, minimalem Energieverbrauch und minimaler Belastung der anatomischen Strukturen bestimmt (vgl. Carini et al., 2017, S. 12). Carini et al. geben zu dem Begriff *posture* noch eine weitere Definition, die auch schon als Definition des posturalen System verstanden werden kann:

[...][P]osture is a set of interactions between muscle-skeletal system with afferent and efferent pathways of the central nervous system and whose main role is to keep your body in a state of muscle-skeletal balance, protecting the supporting structures of the body against injury or progressive deformity. (Carini et al., 2017, S. 11)

In dieser Definition wird bereits auf das Zusammenspiel zwischen den afferenten und efferenten Bahnen des ZNS und dem Muskel- und Skelettsystem hingewiesen. Das Ziel

dieses Zusammenspiels ist es, den Körper in Balance zu halten. Warum muss der Körper aber in Balance gehalten werden und macht ein posturales System bzw. eine posturale Kontrolle notwendig?

Der menschliche Körper findet sich die meiste Zeit über in einem instabilen Zustand wieder, da ständig innere, als auch äußere Kräfte, insbesondere die Schwerkraft, auf ihn einwirken. Auch beim (scheinbaren) Stillstehen unterliegt der Körper gewissen Schwankungen, womit es, physikalisch gesehen, keinen stillen Stand gibt. Duarte und Freitas schlagen als Gegenentwurf zum stillen Stand den Begriff „*semi-static erect posture*“ vor (vgl. Duarte & Freitas, 2010, S. 184). Als zusätzliche Erschwernis, den Körper stabil zu halten, kommt hinzu, dass auf die kleine Standfläche des menschlichen Körpers ein relativ hoher Schwerpunkt (Körpergröße × 0.6) kommt. Somit muss bereits im Sitzen oder Stehen korrigierend auf die Körperhaltung eingegriffen werden, damit der Körper im Gleichgewicht bleibt. Diese Korrekturen werden als statisches Gleichgewicht definiert. Wird der Körper in Bewegung versetzt, gilt es umso mehr den Körper in Balance zu halten bzw. die Balance nach dem Bewegungsablauf wiederherzustellen. Diese Bewegungs- bzw. Haltungskorrekturen werden als dynamisches Gleichgewicht bezeichnet und erfolgen durch synergistische Aktivitäten der aktiven Körperkomponenten (z. Bsp. Muskeln), der passiven Komponenten (z. Bsp. Gelenke und Knochen) und der Kontrollkomponenten (z. Bsp. ZNS, somatosensorisches und vestibuläres System) (vgl. Carini et al., 2017, S. 12; Ondra, Natesta, Bizovska, Kubonova, & Svoboda, 2017, S. 144; Pierobon & Funk, 2013, S. 78). Das statische und dynamische Gleichgewicht sind im größeren Kontext zwei Arten des Gleichgewichts des eigenen Körpers und eine Sparte des motorischen Gleichgewichts, wie man auf Abbildung 1 sehen kann.

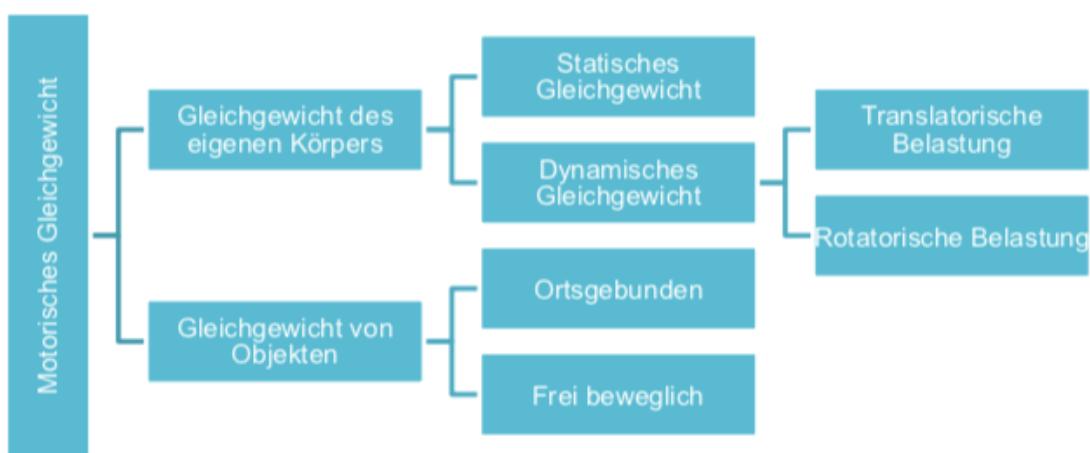


Abbildung 1: Das motorische Gleichgewicht und seine Sparten (Fetz, 1990, S. 10)

Um das statische und dynamische Gleichgewicht herstellen bzw. beibehalten zu können, müssen unterschiedliche Teilsystem des menschlichen Körpers zusammenarbeiten. Insbesondere das periphere sowie zentrale Nervensystem und der Bewegungsapparat mit seinen Muskeln, Sehnen und Gelenken müssen zusammenwirken, um die Gleichgewichtsfähigkeit zu gewährleisten (Pierobon & Funk, 2013, S. 78-79). Pierobon und Funk bezeichnen das posturale System als „[...]die integrierte Gesamtheit der Teilsysteme, die Aufgaben der Haltungsstabilität erfüllen.“ (Pierobon & Funk, 2013, S. 79). Auch Duarte und Freitas definieren das posturale (Kontroll-)System als eine Verbindung zwischen mehreren Systemen. Für sie ist „[...]the postural control system [...] a concept used to refer to the functions of the nervous, sensory, and motor system.“ (Duarte & Freitas, 2010, S. 184) Das sensorische System liefert dabei die Informationen über die aktuelle Position der Körperteile und wie diese in Relation zueinanderstehen. Das motorische System ist verantwortlich für die adäquate Aktivierung der Muskeln, die für die Bewegungsausführung benötigt werden. Das Zentrale Nervensystem (ZNS) integriert die Informationen des sensorischen Systems und sendet Nervenimpulse zu den Muskeln, die eine neuromuskuläre Reaktionen erzeugen. Diese Reaktionen sind notwendig, um die Aufgaben des posturalen Systems zu erfüllen (siehe Kapitel 2.1.3) (vgl. Duarte & Freitas, 2010, S. 184).

Zu den von Pierobon und Funk (2013) erwähnten Teilsystemen gehören die visuelle, vestibuläre und propriozeptive Wahrnehmung sowie die afferenten Nervenbahnen, die die aufgenommenen Reize zum Zentralen Nervensystem (ZNS) übermitteln. Im ZNS werden die einströmenden Reize verarbeitet und gegebenenfalls entsprechende Signale über die efferenten Nervenbahnen an die Skelettmuskulatur geschickt, um Haltungskorrekturen durchzuführen (siehe Abbildung 2).

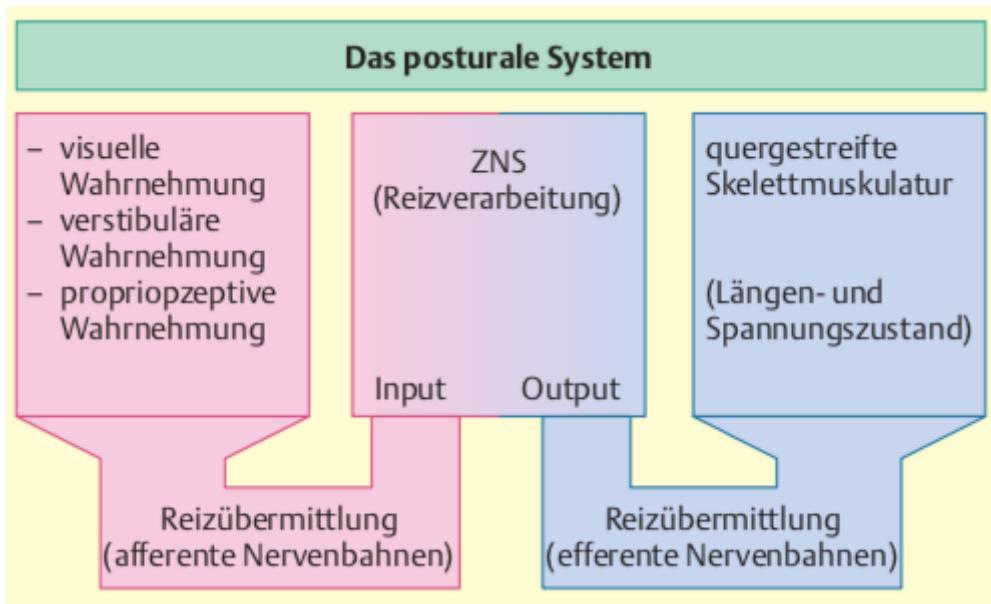


Abbildung 2: Das Posturale System (Pierobon & Funk, 2013, S. 79)

Auf die drei Teilsysteme, die den Input für das ZNS bringen, verweisen auch Lephart, Pincivero und Rozzi (1998) sowie Knuchel und Schädler (2004). Lephart, et al. (1998) sprechen dabei von drei Subsystemen: dem somatosensorischen, vestibulären und visuellen System. In der Literatur wird das somatosensorische System häufig als Propriozeption bezeichnet (vgl. Lephart, Pincivero, & Rozzi, 1998, S. 149). Auf die Unterscheidung zwischen Somatosensorik und Propriozeption wird im Kapitel 2.2 *Propriozeption* genauer eingegangen. Da drei (Sub-)Systeme Informationen liefern, die vom ZNS verarbeitet werden müssen, spricht man von einem multisensorischen Input. Dieser multisensorische Input verlangt vom ZNS in weiterer Folge eine multisensorische Integration (vgl. Lephart et al., 1998, S. 149; vgl. Palluel, Aspell, & Blanke, 2011, S. 2239). Auf zwei Quellen bzw. Systeme, die den multisensorischen Input bedingen, wird im folgenden Unterkapitel eingegangen.

### 2.1.2 Das vestibuläre und visuelle (Sub-)System

Wie in der Einleitung bereits darauf hingewiesen wurde, sind nach Creath et al. (2002) die somatosensorischen Informationen der unteren Extremitäten primär verantwortlich für die Kontrolle der Körperschwankungen, solange die Informationen von der Unterstützungsfläche verfügbar und zuverlässig sind. Bei labilen Untergrund ist dies etwa nicht der Fall und die vestibulären und visuellen Informationen werden wichtiger, um die posturale Kontrolle zu gewährleisten (vgl. Creath et al., 2002, S. 324). Laut Hansson et al. (2010) sind jedoch die visuellen Informationen wichtiger für die Kontrolle der Körperschwankungen als die propriozeptiven und vestibulären Informationen (vgl. Ekvall-Hansson, Beckman, & Håkansson, 2010, S. 9).

Unter visuellen Informationen werden sämtliche Informationen verstanden, die vom Sehorgan, also dem Augapfel, aufgenommen und über den Sehnerv (*N. opticus*) zum Gehirn weitergeleitet werden (vgl. Dickhuth & Deibert, 2011, S. 176). Das Sehen ist eine der zentralen Sinnesmodalitäten und spielt eine wesentliche Rolle im menschlichen Leben, da es die Umwelt schnell, hochauflösend und dreidimensional abbildet. Hinzu kommen das Farb- und Hell-/Dunkelsehen sowie Nah- und Fernakkommodationen, die ein scharfes Sehen möglich machen. Das räumliche Sehen unterstützt die Orientierung und das sicherer zielgerichtete Bewegen, indem es die Einschätzung von Entfernung und das Wahrnehmen von etwaigen Hindernissen ermöglicht (vgl. Chwilkowski, 2006, S. 14-15; Dickhuth & Deibert, 2011, S. 176-177; Eysel, 2006, S. 243).

Die vestibulären Informationen kommen aus dem Innenohr, wo der Vestibularapparat sitzt. Der Vestibularapparat setzt sich aus fünf Vestibularorganen zusammen: drei Bogengangorgane und 2 Maculaorgane (siehe Abbildung 3). Die in den Vestibularorganen befindlichen Sinneszellen, aufgrund der Sinneshärchen auch Haarzellen genannt, erfassen die Dreh- und Translationsbeschleunigung sowie die Winkelbeschleunigung des Kopfes (vgl. Zenner, 2006, S. 312-314). Die Drehbeschleunigung des Kopfes in den drei Körperhauptebenen (Frontal, Sagittal, Transversal) wird dabei über die drei Bogengänge aufgenommen: vorderer, hinterer und lateraler Bogengang. Die Macula utriculi nimmt die horizontalen Beschleunigungen auf, etwa beim Gehen und Stehenbleiben. Die vertikalen Kräfte, jene bei Auf- und Abwärtsbewegungen, werden vom Macula sacculi aufgenommen (vgl. Knuchel & Schädler, 2004, S. 28-29). Die Informationen des Vestibularapparates werden über die afferenten Nervenfasern des *N. vestibularis* an das Gehirn weitergeleitet. Dabei werden die vestibulären Informationen über die Kopfhaltung und -bewegung mit

somatosensorischen Informationen über die Stellung des Körpers im Raum und der Körperteile zueinander ergänzt. Erst dadurch ist eine eindeutige Identifikation der Lage des Kopfes und des Körpers im Raum möglich (vgl. Zenner, 2006, S. 321). Diese Ergänzung der vestibulären mit den somatosensorischen Informationen zeigt bereits die enge Vernetzung der unterschiedlichen sensorischen Informationen.

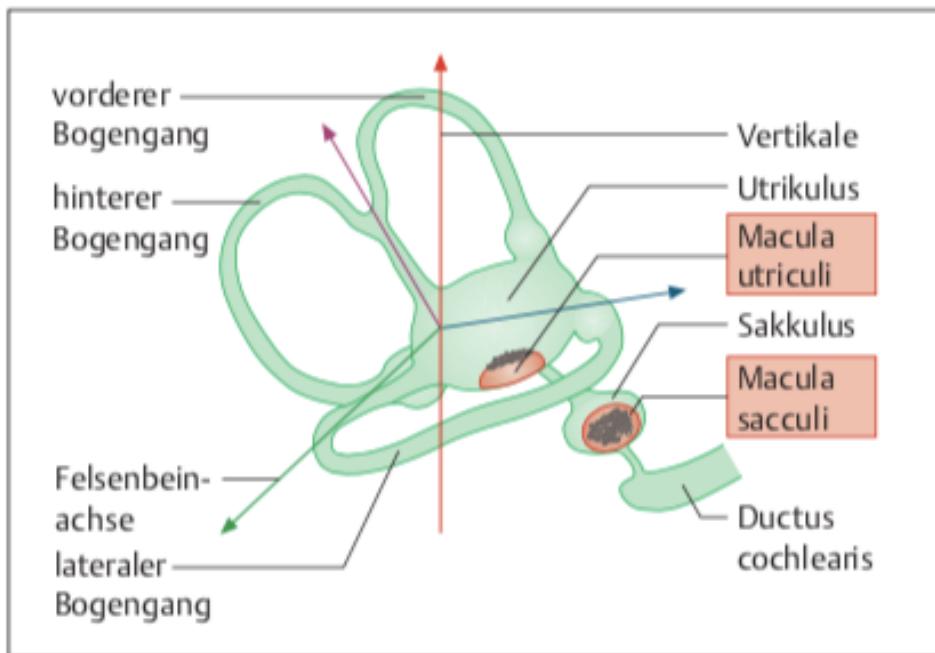


Abbildung 3: Das Vestibularorgan mit den Bogengängen und Maculi (Knuchel & Schädler, 2004, S. 28)

Die visuellen und vestibulären Informationen spielen die Hauptrolle bei der Kontrolle der Bewegung von Kopf und Torso im Raum während der posturalen Kontrolle. Bei Wegfall der vestibulären Informationen ist es nicht mehr möglich die Hüftstrategie (siehe 2.1.5 Strategien der posturalen Kontrolle) auszuführen. Personen, die unter einem Verlust des vestibulären Systems leiden, können auf einer schwankenden Plattform ihre Kopf- und Torsoposition nicht kontrollieren (vgl. Creath et al., 2002, S. 324). Creath et al. (2002, S. 332-333) zeigten in ihrer Studie, dass der Verlust von vestibulären Informationen, neben der Hüftstrategie noch weitere Strategien der posturalen Kontrolle limitierend beeinträchtigt. So können einzelne Körperteile, wie z. Bsp. die Finger, nicht mehr gezielt angesteuert werden, sondern alle Körperteile werden miteinander verkuppelt, das bei einer beweglichen Standfläche in größeren Bewegungen mündet, um das CoM kontrollieren und Körperschwankungen ausgleichen zu können.

Um auf die Bedeutung der visuellen und vestibulären Informationen rückschließen zu können, gibt es unterschiedliche Methoden. Die visuellen Informationen können relativ

einfach ausgeschaltet werden, indem die Augen geschlossen werden oder eine Augenbinde angelegt wird. Ebenso können visuelle Reize die visuellen Informationen stimulieren und eine Bewegung simulieren. Hwang et al. (2014) verwendeten dazu Monitoren, auf denen 500 willkürlich verteilte, weiße Dreiecke mit einer Bildfrequenz von 60Hz gezeigt wurden (siehe Abbildung 4). In der gleichen Studie wurden die vestibulären Informationen durch eine *binaural-monopolar galvanic vestibular stimulation* (GVS) verwendet, um die vestibulären Informationen zu stimulieren und eine Bewegung in der Sagittalebene zu simulieren (vgl. Hwang, Agada, Kiemel, & Jeka, 2014, S. 2-3).

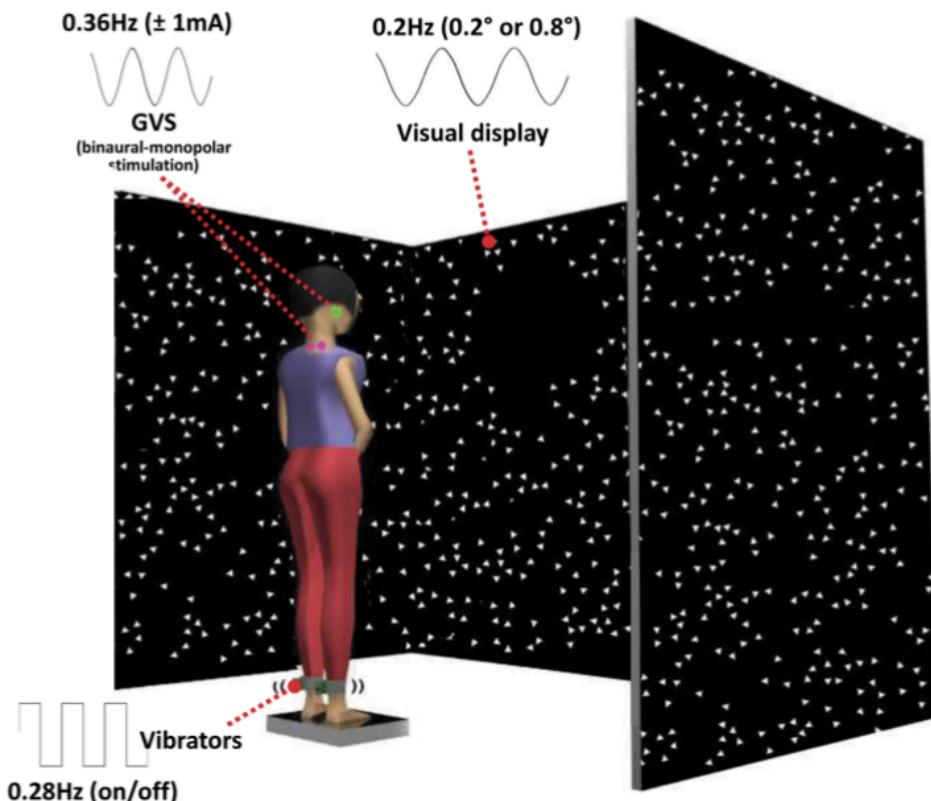


Abbildung 4: Der Versuchsaufbau in der Studie von Hwang et al. (2014) mit der visuellen, vestibulären und propriozeptiven Stimulierung (Hwang et al., 2014, S. 2)

In der Studie Ekvall-Hansson et al. (2010) wurden die vestibulären Informationen durch die Veränderung der Kopfposition und der damit verbundenen Lageänderung des Vestibularorgans beeinflusst. Die Versuchspersonen mussten dabei den Kopf neutral halten, maximal nach links bzw. rechts drehen und maximal nach hinten überstrecken (vgl. Ekvall-Hansson et al., 2010, S. 5). In der Studie von Caudron et al. (2018) wurde eine sehr langsame Beschleunigung ( $0.0125^{\circ}/\text{Sek}$ ) bei der passiven Vor- und Rückwärtsbewegung des Körpers gewählt, damit die Bogengangorgane nicht ausschlagen und somit die vestibulären

Informationen bei der Bewegungswahrnehmung unterdrückt werden (vgl. Caudron, Ceyte, Barraud, Cian, & Guerraz, 2018, S. 4).

### 2.1.3 Die Aufgaben des posturalen Systems

Das posturale System besitzt als zentrale Aufgabe die posturale Kontrolle (siehe Kapitel 2.1.4), welche wiederum zwei Hauptaufgaben hat: die posturale Orientierung (*postural orientation*) und das posturale Gleichgewicht (*postural equilibrium*) (vgl. Horak, 2006, S. ii8). Unter posturaler Orientierung versteht Horak „[...]the active control of body alignment and tone with respect to gravity, support surface, visual environment and internal references.“ (Horak, 2006, S. ii8) Posturales Gleichgewicht beinhaltet die Koordination von sensomotorischen Strategien, um bei selbst-ausgelösten oder extern zugeführten Störungen den Körperschwerpunkt (CoM) zu stabilisieren (vgl. ebd.). Befindet sich der Körperschwerpunkt nicht innerhalb der Standfläche des Körpers, so gerät der Körper in Schwankung (*postural sway*). Auch bei Caudron et al. (2018) finden sich die zwei bei Horak angesprochenen Aufgaben der Balance und der Orientierung wieder, allerdings werden sie als die zwei Hauptfunktionen der posturalen Kontrolle definiert. Einerseits die mechanische Antischwerkraftfunktion mit der Balance als Schlüsselkonzept und andererseits die Interaktionsfunktion, bei der die Körperorientierung der Referenzrahmen für die Wahrnehmung der Bewegung selbst und im Raum ist (vgl. Caudron et al., 2018, S. 2).

Pierobon und Funk äußern sich über die Aufgabe des posturalen Systems wie folgt: „Es muss verschiedene Sinneswahrnehmungen und -reize so weiterleiten und verarbeiten, dass durch eine adäquate Reaktion der Bewegungsorgane der Körperschwerpunkt lotrecht über der Stand- bzw. Sitzfläche ausgerichtet und somit die Balance aufrechterhalten wird.“ (Pierobon & Funk, 2013, S. 79). Für Carini et al. ist „[t]he ultimate purpose of the posture [...] the maintenance of equilibrium in both static and dynamic conditions.“ (Carini et al., 2017, S. 12)

### 2.1.4 Posturale Kontrolle und posturale Stabilität

Posturale Kontrolle bedeutet, dass der Körperschwerpunkt (*body center of mass* CoM) innerhalb der Unterstützungsfläche (*base of support, standing surface*) gehalten wird. Dadurch bleibt der Körper in Balance und es kommt zu keinen Schwankungen (*postural sway* oder *oscillation*) oder im schlimmsten Fall zu einem Sturz (vgl. Duclos, Maynard, Barthelemy, & Mesure, 2014, S. 1). Horak (2006) verweist darauf, dass die posturale Kontrolle nicht mehr als ein einziges System oder eine Reife von Aufricht- und Gleichgewichtsreflexen gesehen wird, sondern als „[...]a complex motor skill derived from

the interaction of multiple sensorimotor processes.“ (Horak, 2006, S. ii8) Duclos et al. (2014, S. 1) gehen ebenfalls auf die sensorische Komponente ein und sprechen von einem posturalen Kontrollsysteem, das die relevanten sensorischen Informationen auswählen und integrieren muss, um die posturale Kontrolle zu gewährleisten. Die Effektivität der posturalen Kontrolle hängt dabei von der Verfügbarkeit und der Zuverlässigkeit der Informationen des vestibulären und somatosensorischen Systems ab (vgl. Carini et al., 2017, S. 12). Um die posturale Kontrolle gewährleisten zu können, müssen aber nicht nur die sensorischen Signale bzw. Informationen integriert werden, sondern auch die entsprechenden motorischen Befehle gesandt und von den relevanten Muskelgruppen umgesetzt werden. Die Transformation von sensorischen Signalen zu motorischen Befehlen, die im ZNS geschieht, ist somit ein zentraler Faktor, wie Boisgontier und Nougier in ihrer Arbeit schreiben: „Control of the sensory-motor system lies in transformations between sensory signals and motor commands.“ (Boisgontier & Nougier, 2013, S. 1339) Zu diesen Transformationen gibt es verschiedene Theorie, wie sie zustande kommen und sich verändern. Eine davon ist die *multiple internal models theory*, die besagt, dass das ZNS diese Transformationen auf Basis der Informationen von vorherigen Erfahrungen modelliert. Innerhalb dieser Theorie gibt es zwei unterschiedliche Modellarten, das *inverse model* und das *forward model*. Zu diesen zwei Modellarten gibt es unzählige Modelle, die im Körper bzw. ZNS abgespeichert sind, je nach Bewegung(-ziel), Umwelteinflüsse etc. Die hier nur kurz zusammengefasste Theorie hinter den zwei Modellarten ist, dass das *inverse model* von der gewünschten Endposition (oder Bewegung) und der aktuellen Körperposition ausgeht und die nötigen motorischen Befehle berechnet, um zur gewünschten Endposition zu gelangen. Beim *forward model* ist ein wesentlicher Bestandteil die *efference copy*, die aus den motorischen Befehlen der kortikalen Regionen, welche in die Planung und Ausführung der motorischen Handlungen involviert sind, abgeleitet ist. Diese *efference copy* simuliert den motorischen Befehl und prognostiziert die zu erwartende Zielposition. Weicht die aktuelle Position von der prognostizierten ab, so kann der Unterschied als neuer Input in das System kommen und die Position angepasst werden.<sup>1</sup> Eine weitere Theorie ist, dass die Transformationen nicht nur auf ein *inverse* oder *forward*-Modell zurückzuführen sind, sondern auf mehrere. Boisgontier und Nougier gehen ebenfalls in diese Richtung und schlagen vor, jedes *inverse model* mit einem entsprechenden *forward model* zu paaren. Das

---

<sup>1</sup> Dies ist nur ein stark reduzierter und vereinfachter Überblick über die beiden Modelle. Für detailliertere Informationen siehe Boisgontier und Nougier (2013).

ZNS wählt entsprechend der aktuellen Position und der gewünschten Zielposition ein inverses Modell aus und mit Hilfe der prognostizierten Position des *forward*-Modells wird der Bewegungsablauf reguliert. Aufgrund der abgespeicherten Bewegungsabläufe bzw. -informationen können Bewegungskorrekturen schon innerhalb von 30-45ms erfolgen, ehe sensorische Afferenzen (80-100ms) verfügbar sind. Sobald letztere verfügbar sind, werden diese mittels des *forward*-Modells eingebaut und gegebenenfalls Bewegungsadaptierungen entlang der bereits ausgeführten Bewegung gemacht. Mit fortschreitendem Alter wird vermutet, dass die Vielfalt an internen Modellen und auch die Qualität der einzelnen Modelle abnimmt und dadurch die feinen Bewegungsadjustierungen negativ beeinträchtigt werden (vgl. Boisgontier & Nougier, 2013, S. 1339-1340).

Vergleicht man die Definition der posturalen Kontrolle von Duclos et al. (2014) mit der Definition der Gleichgewichtsfähigkeit von Knuchel und Schädler (2004), so lassen sich kaum Unterschiede erkennen. Denn so definieren Knuchel und Schädler das Gleichgewicht als „[...]die Fähigkeit, den Körperschwerpunkt über einer Unterstützungsfläche in einer gegebenen sensorischen Umgebung zu kontrollieren.“ (Knuchel & Schädler, 2004, S. 28) Ebenso sehen Hansson, Beckman und Hakansson (2010) Balance, posturale Kontrolle und Gleichgewicht als gleich an: „Balance, postural control or equilibrium are definitions used to describe how we keep our body in an upright position and, when necessary, adjust this position“ (Ekwall-Hansson et al., 2010, S. 3)

Das Ziel der posturalen Kontrolle ist es posturale Stabilität sicherzustellen. Von posturaler Stabilität spricht man, wenn das Ziel der posturalen Kontrolle, also die Positionierung des Körperschwerpunktes über der Unterstützungsfläche, gelingt. Wie in der Einleitung zum posturalen System (siehe Kapitel 2.1) bereits erläutert, ist der Zustand der posturalen Stabilität zeitlich begrenzt, was ein ständiges Eingreifen der posturalen Kontrolle bedingt, um diesen Zustand (wieder-)herstellen zu können. Das Gleichgewicht oder die Balance, die posturale Stabilität und die posturale Kontrolle hängen unmittelbar zusammen bzw. sind voneinander abhängig, wie es auch bei Ondra et al. (2017) heißt: das (dynamische) Gleichgewicht während einer Bewegung halten zu können, „[...]is dependent on the dynamic postural stability of the body, which is contingent on neuromuscular control of displacement of all contributing body segments during motion.“ (Ondra et al., 2017, S. 144) Ein Kennzeichen oder Indikator für die posturale Stabilität ist die Körperschwankung (*body sway*, *postural sway*, *body oscillation*). Je geringer die Körperschwankungen sind, desto besser ist die posturale Stabilität. Je größer die Körperschwankungen, desto instabiler ist der

Körper und die Wahrscheinlichkeit eines Sturzes nimmt zu. Mit zunehmenden Alter steigt auch die Anzahl an Stürzen (vgl. Horak, 2006, S. ii8). Die Ursachen für die steigende Anzahl ist schwer an einer Sache festzumachen, da die posturale Stabilität von unterschiedlichen Ressourcen beeinflusst wird. Horak (2006, S. ii8) nennt dabei 6 wichtige Ressourcen: biomechanische Einschränkungen, Bewegungsstrategien, sensorische Strategien, Orientierung im Raum, Kontrolle der Dynamik und kognitive Verarbeitung (siehe Abbildung 5).

### **Resources Required for Postural Stability and Orientation**

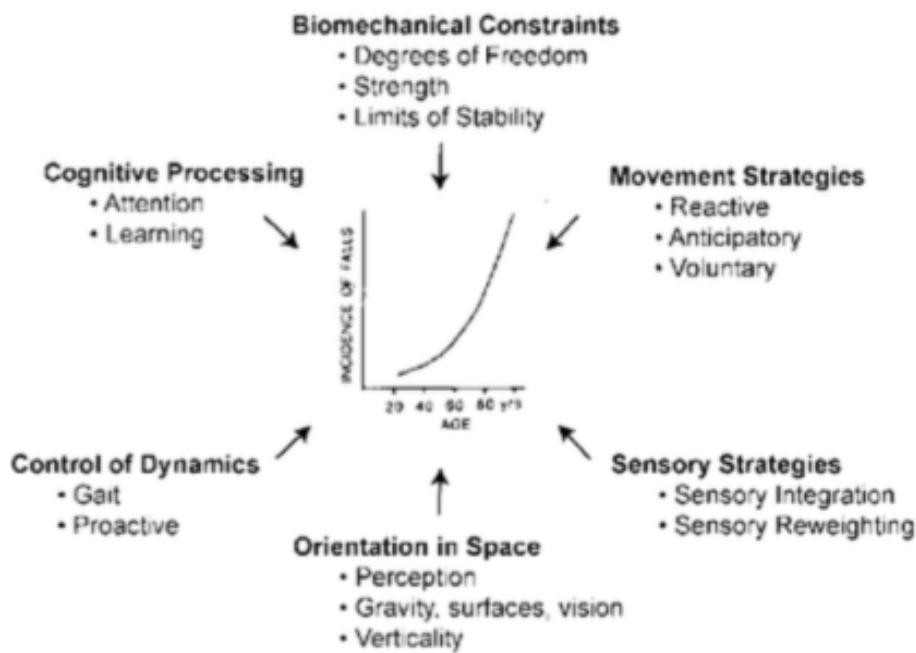


Abbildung 5: Die sechs Ressourcen für die posturale Stabilität (Horak, 2006, S. ii8)

Das posturale Kontrollsyste kann indirekt über die Messung der Positionierung des Körperdruckschwerpunktes (*center-of-pressure*, CoP) zum Beispiel durch eine Kraftmessplatte erfasst werden (vgl. Ekall-Hansson et al., 2010, S. 3; Morasso, Cherif, & Zenzeri, 2019, S. 2). Je größer die Schwankungen des CoP (Amplitude und Geschwindigkeit), desto geringer die posturale Stabilität. Je nach Studiendesign wird die posturale Stabilität im einbeinigen Stand oder im normalen, beidbeinigen Stand gemessen.

Um die posturale Stabilität numerisch erfassen zu können, verwendeten Sahin et al. in ihrer Studie das „Bidex Stability System (BSS; Bidex Medical Systems, Shirley, NY, USA)“ (Sahin et al., 2015, S. 438), mit dem statische und dynamische Balance-Test durchgeführt werden können, entweder beidbeinig oder einbeinig (*BBS Athlete Single Leg Protocol*). Dabei steht man auf einer zirkulierenden Plattform, die die Körpergewichtsverschiebung

nach vorne (anterior), hinten (posterior), links und rechts (medial bzw. lateral) misst. Durch die gemessenen Verschiebungen wird auf die allgemeine Instabilität (*overall instability OSI*), die Instabilität nach vorne und hinten (*anterior/posterior instability API*) und die seitliche Instabilität (*medial/lateral instability MLI*) rückgeschlossen (vgl. Bidex Medical Systems, 2008, S. 8-1; Sahin et al., 2015, S. 438).

In den von Horak (2006) aufgezählten Ressourcen finden sich zwei Strategien wieder, einerseits Bewegungsstrategien und andererseits sensorische Strategien. Was es mit diesen Strategien auf sich hat, ist Inhalt des nächsten Unterkapitels.

#### 2.1.5 Strategien der posturalen Kontrolle

Die für die Kontrolle nötigen sensorischen Informationen kommen dabei, wie im vorherigen Kapitel bereits genauer ausgeführt, vom visuellen, vestibulären und somatosensorischen System. Ändert sich eine Quelle der sensorischen Informationen, so kann dies unterschiedliche Auswirkungen auf die Körperhaltung und -position haben, je nachdem, wie bedeutend diese Informationen für die posturale Kontrolle in diesem Moment sind (vgl. Hwang et al., 2014, S. 1). Deswegen ist es für das System der posturalen Kontrolle notwendig, sich auf die sich permanent ändernden Umwelteinflüsse einzustellen. Dazu müssen die multisensorischen Inputs kontinuierlich neu gewichtet werden. Diese sensorische (Neu-)Gewichtung (*sensory re-weighting*) wird dabei von Hwang et al. folgendermaßen definiert: „Sensory reweighting is the process through which the nervous system changes the ‚emphasis‘ of a particular sensory input due to neurological injury or when environmental conditions change.“ (Hwang et al., 2014, S. 1) Pasma et al. definieren die sensorische Neugewichtung nicht als Prozess sondern als Fähigkeit des menschlichen Körpers: „Sensory reweighting is the ability of the human body to suppress erroneous sensory information while becoming more sensitive to the other available sensory information.“ (vgl. Pasma, Boonstra, Campfens, Schouten, & Van der Kooij, 2012, S. 1147) Für fehlerhafte bzw. nicht (mehr) zuverlässige Informationen von einer sensorischen Quelle, zum Beispiel die visuellen Informationen bei Dunkelheit, erfolgt demnach ein *down-weighting*. Zeitgleich erfahren die sensorischen Informationen der anderen Kanäle ein *up-weighting*, um den entstandenen Informationsmangel bzw. die veränderte Informationssituation zu kompensieren und den aufrechten Stand bzw. Gang

sicherzustellen<sup>2</sup> (vgl. Pierobon & Funk, 2013, S. 79; Polastri, Barela, Kiemel, & Jeka, 2012, S. 1). Dieser Neugewichtungsprozess funktioniert, da es in verschiedenen Regionen des Gehirns multimodale Neuronen gibt, die auf mehr als nur einen Typ von sensorischen Signalen reagieren und deshalb wahrscheinlich eine wesentliche Rolle in der Integrationen des multi-sensorischen Inputs spielen. Diese multimodalen Neuronen verbinden die sensorischen Inputs, die von den verschiedenen sensorischen kortikalen Regionen kommen, und produzieren eine einzelne Empfindung. Die Stärke hängt dabei von der Zuverlässigkeit der sensorischen Signale ab (vgl. Kabbaligere, Lee, & Layne, 2017, S. 248).

Neben den *re-weighting* der zur Verfügung stehenden sensorischen Informationen können auch zusätzliche Formen von sensorischen Informationen versucht werden zu gewinnen. Ein für viele bekanntes Verhaltensmuster ist beispielsweise, dass man bei Dunkelheit den Kontakt mit den Händen oder Fingern an einer festen Oberfläche sucht. Einerseits kann man sich dadurch im Raum orientieren, andererseits hilft es die Balance aufrechtzuerhalten. Generell ist der leichte Kontakt der Fingerspitzen oder der Hände mit den umliegenden, festen Oberflächen eine häufig verwendete Methode, um zusätzliche sensorische Informationen zu gewinnen. Studien haben dabei gezeigt, dass bei niedrigem Kräftelevel diese Methode effektiv ist, um die Körperschwankungen (*postural sway*) zu stabilisieren (vgl. Creath et al., 2002, S. 323-324).

Um das Ziel der posturalen Kontrolle, die posturale Stabilität aufrechtzuerhalten, zu erreichen, besitzt der Mensch unterschiedliche Strategien, um die Körperschwankungen auszugleichen. Van Dieen, van Leeuwen und Faber (2015) greifen in ihrer Studie, die auch Teil dieser systematischen Literaturanalyse ist, auf zwei Konzepte bzw. Strategien zurück, die der Körper anwendet, um in Balance zu bleiben: die Knöchelstrategie (*ankle strategy*) und die Hüftstrategie (*hip strategy*) (vgl. ebd., S. 2976). Die Strategien basieren auf zwei biomechanischen Modellen, bei denen der menschliche Körper mit einem Pendel gleichgesetzt wird. Bei der Knöchelstrategie wird der Körper als ein einziges Segment gesehen, das um die Knöchel rotiert und somit nur einen Freiheitsgrad besitzt (*single inverted pendulum SIP*). Die Hüftstrategie basiert auf dem Modell des *double inverted pendulum (DIP)*, bei dem die Rotation sowohl im Knöchel- als auch Hüftgelenk passiert (vgl. Morasso et al., 2019, S. 1-2). Für van Dieen, et al. (2015) geht die Knöchelstrategie mit

---

<sup>2</sup> Der *re-weighting* Prozess und die damit einhergehenden Dynamiken sind komplizierter als hier skizziert. Detaillierter wird dies in der Studie von Polastri, Barela, Kiemel & Jeka (2012) diskutiert.

der Verschiebung des Druckpunkt CoP einher, wodurch der Körper in Balance gehalten wird. Bei der Hüftstrategie wird versucht, den CoM zu manipulieren, indem das Drehmoment der Körperteile in der Nähe des CoM verändert wird (vgl. van Dieen et al., 2015, S. 2967). Bei beweglichen bzw. labilen Standoberflächen ändern sich die posturalen Kontrollstrategien, da sich die somatosensorischen Informationen ändern. Labile Oberflächen erlauben es nicht mehr, die Position des CoM über das Drehmoment der Knöchel zu steuern (Knöchelstrategie). Deswegen werden bei labilen Untergründen größere Hüft- und Torsobewegungen beobachtet, um die Körperhaltung zu kontrollieren (Hüftstrategie) (vgl. Creath et al., 2002, S. 324). Es kommt jedoch nicht nur auf den Unterschied zwischen labilen und stabilen Untergrund an, sondern auch um die Amplitude der Destabilisierung. Können kleinere Destabilisierungen noch mit der Knöchelstrategie bewältigt werden, so führen größere oder abrupte Destabilisierungen zu einem Einsatz der Hüftstrategie (vgl. Duclos et al., 2014, S. 2).

Es ist jedoch festzuhalten, wie auch Van Dieen et al. (2015) anmerken, dass diese Strategien stark vereinfacht sind, da es keine isolierte Bewegung eines Gelenks ist, sondern mehrere Gelenke daran teilhaben und diese Bewegung innerhalb der Gelenke auch koordiniert werden muss (Inter-Gelenkskoordination) (vgl. S. 2967).

Die Knöchel-Hüft-Koordination gilt als gezielter Versuch des ZNS die Amplitude der resultierenden Drehbeschleunigung des CoM während Körperschwankungen zu minimieren. Dabei ist die Hypothese, dass „[...]the ankle and hip torques are modulated in a temporally anti-phase manner to one another in each of the two joints in order to induce appropriate acceleration profiles.“ (Morasso et al., 2019, S. 14) Mit dieser Hypothese einhergehend wird das SIP-Modell als veraltet und zu stark vereinfacht gesehen, als das es das komplexe System der posturalen Kontrollmechanismen erklären könnte. Jedoch verteidigen Morasso et al. (2019) in einer aktuellen Studie das SIP-Modell und erklären die Minimierung der CoM-Beschleunigung durch impliziten biomechanischen Konsequenzen, die aus der „[...]dynamical interaction between the actively stabilized lower body and the stiffness stabilized upper body [...]“ (Morasso et al., 2019, S. 14) entstehen. Sie erweiterten das SIP-Modell zu einem *Virtual Inverted Pendulum* (VIP), das ebenso nur einen Freiheitsgrad besitzt, und stellen es neben das aktuelle DIP-Modell – DIP/VIP-Modell (siehe Abbildung 3). Dadurch verbinden sie das Knöchelgelenk und die Eigenschaften des SIP (ein Freiheitsgrad) mit der Position des CoM, die sie durch das DIP-Modell bekommen. Die in

der Studie durchgeföhrten Simulierungen zeigten, dass mit dem Modell die Inter-Gelenkskoordination erklärt werden konnte, ohne explizite Intervention des ZNS.

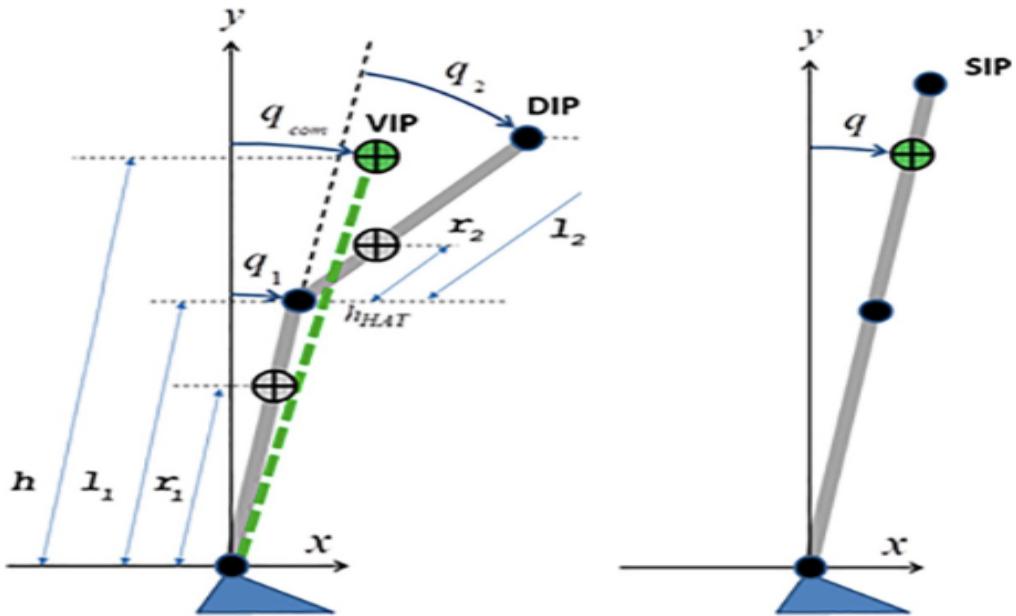


Abbildung 6: Das DIP/VIP-Modell (links) und das zugehörige SIP-Modell (rechts) (Morasso et al., 2019, S. 5)

Das ZNS kann somit den Körper stabilisieren, indem es nur die Muskeln, die auf das Knöchelgelenk einwirken, gezielt aktiviert, wie es das SIP-Modell vorschlägt. Diese Hypothese wird auch bei Betrachtung der Muskelaktivitäten des Rumpfes bzw. der unteren Extremitäten gestützt. Denn es konnte keine Korrelation zwischen den Bewegungen des Torsos und den Muskelaktivitäten der Muskeln, die direkt auf den Torso einwirken, gefunden werden. Hingegen wurde diese Korrelation zwischen den Knöchelmuskeln und den Knöchelschwingungen bzw. -schwankungen gefunden (vgl. Morasso et al., 2019, S. 14). Welche Muskeln, die auf den Knöchel einwirken, spielen nun eine wesentliche Rolle?

Duclos, Maynard, Barthelemy und Mesure (2014) verweisen in der Einleitung ihrer Studie, die auch Teil der nachfolgenden systematischen Literaturanalyse ist, dass die posturale Kontrolle in der Sagittalebene hauptsächlich in den Knöcheln passiert, wobei der *M. soleus* eine wesentliche Rolle spielt, den Körper aufrecht zu halten und die anterioren-posterioren Schwankungen zu kontrollieren (vgl. Duclos et al., 2014, S. 1). Der *M. soleus* gehört zur oberflächlichen Hinteren Unterschenkelmuskulatur und verläuft unterhalb des *M. gastrocnemius* (siehe Abbildung 6). Seinen Ursprung hat der *M. soleus* u.a. am Kopf und oberen dorsalen Drittel der Fibula. Seine Sehne vereinigt sich mit der Sehne des *M. gastrocnemius* zur Achillessehne, deren Ansatz am *Tuber calcanei* liegt (vgl. Platzer, 2013, S. 262).

Die Mediansagittalebene verläuft durch die Körpermitte (Nase, Brustbein, etc.) und teilt den Körper in zwei seitengleiche Körperhälften (siehe Abbildung 7) (vgl. Schünke et al., 2007, S. 27). Sämtliche Bewegungen in die Vorwärts- und Rückwärtsrichtung geschehen in der Sagittalebene (z.Bsp.: Gehen, Laufen). Auf der Sagittalebene passieren die Bewegungen in die anterior-posterior (AP) Richtung, die etwa in der Studie von Duclos et al. (2014) untersucht wurden.

Die Frontalebene, die parallel zur Stirn und senkrecht zur Mediansagittalebene steht, teilt den Körper in eine vordere (anterior, ventrale) und hintere (posterior, dorsale) Hälfte (vgl. Schünke et al., 2007, S. 27). Die posturale Kontrolle auf der Frontalebene wird primär auf Hüftelebene geregelt. Jedoch spielt auch der Knöchel eine Rolle, wobei insbesondere der *M.*

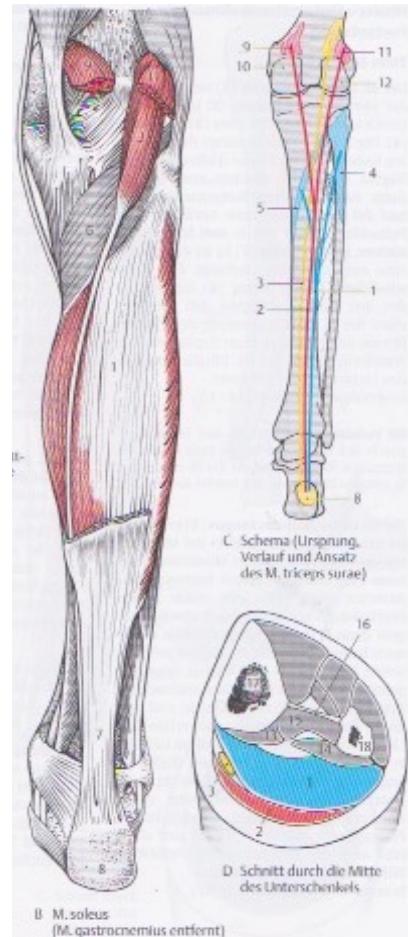


Abbildung 7: Der *M. soleus* und dessen Verlauf C(4) (Platzer, 2013, S. 263)

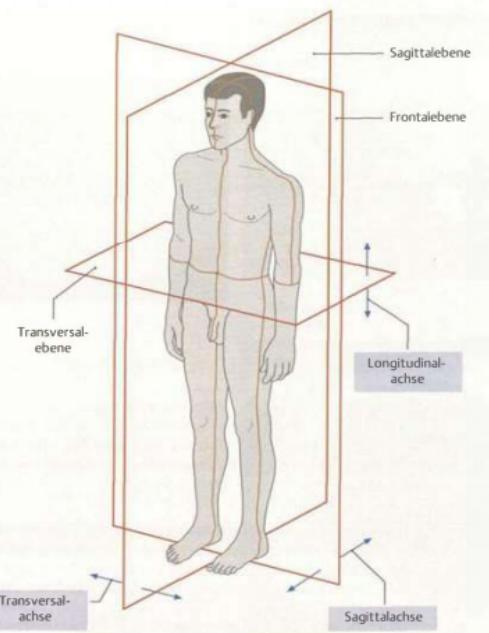


Abbildung 8: Die drei Körperhauptebenen und Körperhauptachsen (Schünke, Schulte, Schumacher, Voll, & Wesker, 2007, S. 27)

*fibularis (peronaeus) longus* einen Einfluss auf die laterale Stabilität hat (vgl. Duclos et al., 2014, S. 1-2). Der *M. fibularis (peronaeus) longus*, ein Muskel der Vorderen Unterschenkelmuskeln, allerdings eher lateral gelegen, hat seinen Ursprung in der Kapsel des Tibiofibulargelenk, am Kopf der Fibula und beim proximalen Bereich der Fibula. Der *M. peronaeus longus* besitzt eine lange Sehne, die am *Malleolus lateralis* posterior vorbei, hin zur Tuberrositas des *Os metatarsale I* (in der Abbildung nummeriert als 6) und zum *Os cuneiforme mediale* (7). Der Verlauf der Sehne, der der Sehne eines Bogens gleicht, bewirkt die Senkung des medialen Fußrandes und ist mitverantwortlich für die Spannung der Querwölbung des Fußes. Mit dem *M. fibularis brevis* ist er zudem hauptverantwortlich für die Pronation des Fußes. Zudem spielt er auch bei der Plantarflexion eine Rolle (vgl. Platzer, 2013, S. 260). Trotz des vermeintlichen Einflusses dieses Muskels auf die posturale Kontrolle in der Frontalebene aufgrund seiner funktionellen Eigenschaften, konnte dies in der Studie von Duclos et al. (2014) nicht bestätigt werden (siehe Kapitel 4.3 Präsentation der Studienergebnisse und Kapitel 5 Diskussion).

## 2.2 Propriozeption

In diesem Kapitel wird näher auf die Propriozeption eingegangen, wie sich diese definiert, welche Rezeptoren zu den Propriozeptoren zählen, wo sie sich befinden, wie die Informationsweiterleitung geschieht und wodurch die propriozeptiven Informationen beeinträchtigt werden könnten.

### 2.2.1 Einordnung in das somatosensorische System

Die Propriozeption ist ein Teil des somatosensorischen Systems, weshalb propriozeptive Informationen in der Literatur auch öfters als somatosensorische Informationen bezeichnet werden. Unter Somatosensorik werden alle Empfindungen verstanden, „[...]die durch Reizungen verschiedenartiger Sensoren unseres Körpers hervorgerufen werden.“ (Handwerker, 2006, S. 203) Davon ausgenommen sind die im Kopf lokalisierten, spezifischen Sinnesorgane, die für das Sehen, Riechen, Hören, Schmecken und den Gleichgewichtssinn verantwortlich sind (vgl. ebd., S. 203). Sehen, Riechen, Hören und Schmecken gehören zu den sensorischen Sinnesmodalitäten, also den Grundtypen der Empfindungen. Neben den sensorischen Sinnesmodalitäten gibt es die sensiblen Sinnesmodalitäten (vgl. Chwilkowski, 2006, S. 14).

Handwerker (2006, S. 203) untergliedert die Somatosensorik in drei Bereiche:

- Sensorik der Körperoberfläche (Ekterozeption, Hautsensibilität)
- Sensorik des Bewegungsapparates (Propriozeption)
- Sensorik der inneren Organe (Enterozeption)

Wobei auch der Schmerz zur Somatosensorik zählt und somit als vierter Bereich gesehen werden kann (vgl. ebd., S. 203). Diese Unterteilung findet man auch bei Chwilkowski (2006) wieder, jedoch in leicht abgewandelter Form. Er stellt die Sensibilität, definiert als „[...]die differenzierte Wahrnehmung von Sinnesreizen aus dem Organismus selbst und aus dessen unmittelbarer Umgebung“ (Chwilkowski, 2006, S. 16), als Ausgangspunkt dar, die sich in die somatische Sensibilität und viszerale Sensibilität aufteilt (siehe Abbildung 9). Die somatische Sensibilität nimmt dabei die Reize des Bewegungsapparates und der Körperoberfläche auf und stimmt dabei mit Handwerkers sensorischen Bereichen der Ekterozeption und Propriozeption überein. Die viszerale Sensibilität ist mit Handwerkers Enterozeption gleichzusetzen und nimmt die Reize der inneren Organe auf, das durch die Enterozeptoren geschieht (vgl. Chwilkowski, 2006, S. 16, 19; Handwerker, 2006, S. 203).

Die fünf sensiblen Sinnesmodalitäten der somatischen Sensibilität sind (Chwilkowski, 2006, S. 16):

- Kraft-, Stellungs- und Bewegungssinn
- Gleichgewichtssinn
- Tastsinn
- Temperatursinn
- Schmerzempfinden

Wie auf Abbildung 9 zu sehen ist, werden der Kraft-, Stellungs- und Bewegungssinn, das Schmerzempfinden und im weitesten Sinne der Gleichgewichtssinn der Tiefensensibilität zugeordnet. Diese körpereigenen Reize werden von Propriozeptoren aufgenommen, zu denen Mechanorezeptoren, Nozizeptoren und im weiteren Sinne das Vestibularorgan zählen. Sie ermöglichen erst die gezielte Wahrnehmung des eigenen Körpers. Warum Chwilkowski den Gleichgewichtssinn und damit das Vestibularorgan zur Propriozeption bzw. zu den Propriozeptoren zählt, wird nicht näher erklärt. Allerdings weist Zenner (2006, S. 321) bei der Weiterleitung der vestibulären Informationen darauf hin, dass diese mit somatosensorischen Informationen über die Stellung des Körpers im Raum und der Körperteile zueinander ergänzt werden, da erst dadurch eine konkrete Identifikation der Lage des Kopfes und des Körpers im Raum möglich ist. Dieses Zusammenspiel zwischen den beiden Informationskanälen ist eine mögliche Erklärung für die Inkludierung des Gleichgewichtssinnes in die Tiefensensibilität bzw. Propriozeption.

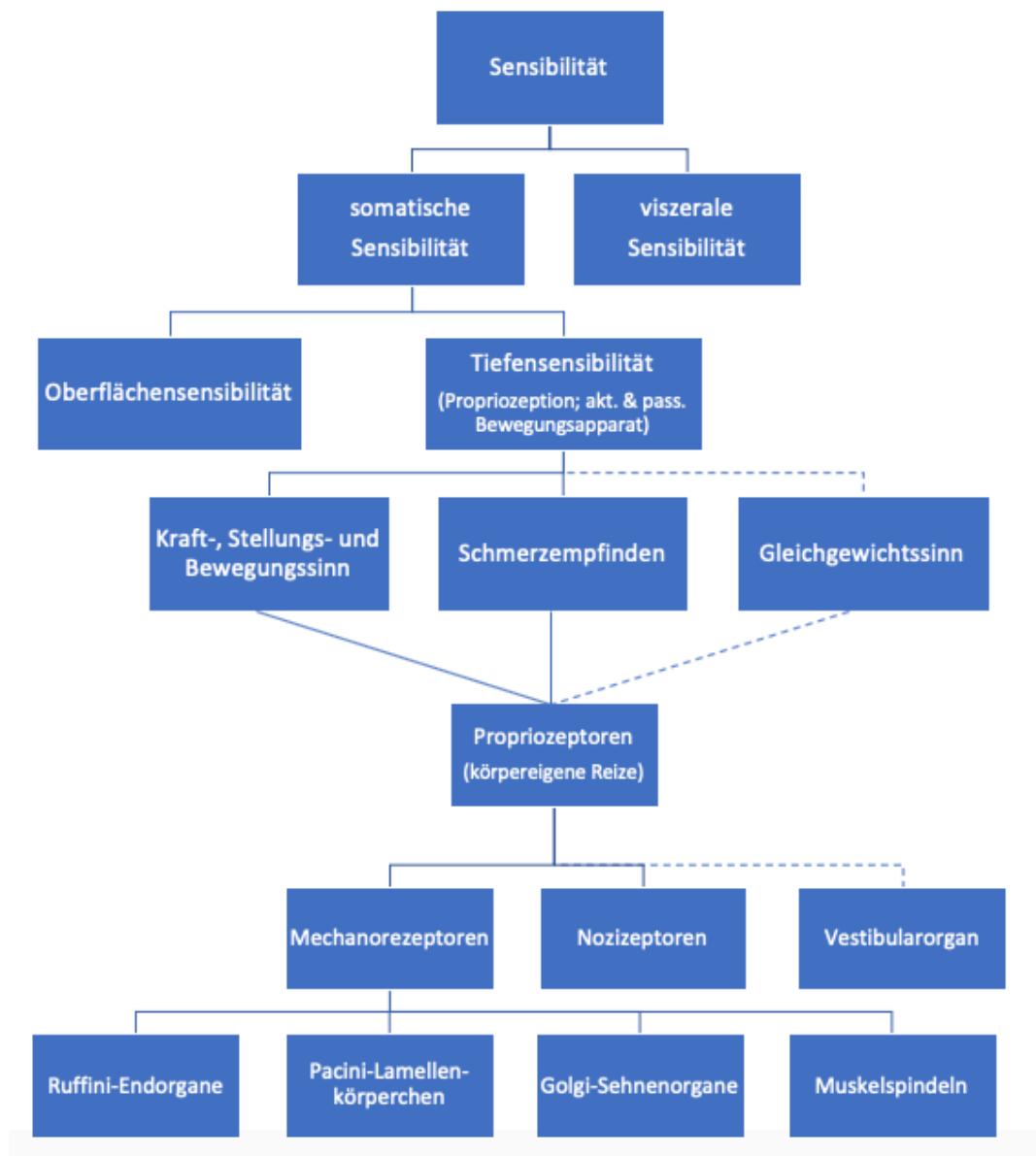


Abbildung 9: Die Sensibilität des Menschen (mod. n. Chwilkowski, 2006, S. 18-19)

Während der Gleichgewichtssinn das Gleichgewicht durch das Vestibularorgan wahrnimmt, misst der Kraftsinn die unterschiedlichen Spannungen und Spannungsveränderungen der Muskulatur und adaptiert den Muskeltonus entsprechend der Belastung. Über den Stellungssinn wird die Körperposition und die Stellung der einzelnen Körpersegmente zueinander ermittelt. Der Bewegungssinn nimmt über die sich verändernden Gelenkswinkel Bewegungen wahr. Dabei kann die Richtung der Bewegung, die Geschwindigkeit und das Ausmaß der Bewegung über die Propriozeptoren ermittelt und an das ZNS weitergeleitet werden. Neben der Tiefensensibilität gibt es noch die Oberflächensensibilität (Haut), zu der das Schmerzempfinden, der Temperatur- und Tastsinn gehören. Diese Umweltreize werden

von Exterozeptoren aufgenommen, welche aus Nozizeptoren, Thermorezeptoren und ebenfalls Mechanorezeptoren bestehen (vgl. Chwilkowski, 2006, S. 17-19).

Für Chwilkowski (2006) bedeutet Propriozeption Tiefensensibilität, Handwerker definiert die Propriozeption als Sensorik des Bewegungsapparates. Welche weiteren Definitionen der Propriozeption in der Literatur vorkommen, wird im folgenden Unterkapitel behandelt.

### 2.2.2 Definition der Propriozeption und ihre Aufgaben

Der englische Neurophysiologe Charles Sherrington prägte 1906 den Begriff Propriozeption. Das Wort Propriozeption setzt sich dabei aus den lateinischen Wörtern *proprius* (eigen, selbst) und *perception* (Wahrnehmung) zusammen. Propriozeptive Informationen sind „[...]Informationen, die sich auf den Körper selbst und die Lage seiner Glieder zueinander, der Muskelspannung und -länge beziehen[...]“ (Gollhofer, Gehring, & Lauber, 2011, S. 154) Propriozeption sind die sensorischen Informationen, die von den Rezeptoren der Gelenke, Muskeln und Sehnen ins Zentrale Nervensystem (ZNS) gesendet werden und über die aktuelle Lage des Körpers und der Körperteile informieren (vgl. Han, Waddington, Adams, Anson, & Liu, 2016, S. 81). Neben dem Begriff der Propriozeption findet sich in der Literatur auch der Begriff Kinästhesie wieder. Ob und wie sich die beiden Begriffe differenzieren, ist dabei je nach Definition unterschiedlich. So wird Propriozeption teilweise nur als das Gefühl der Gelenksstellung(en) definiert und Kinästhesie als die bewusste Wahrnehmung der Gelenksbewegung(en) (vgl., ebd., S.81). Kinästhesie wird mitunter auch als ein Teil der Propriozeption gesehen. Diese Unterteilung findet man zum Beispiel bei Handwerker (2006), bei dem Propriozeption „[...]der Wahrnehmung von Stellung (Positionssinn) und Bewegungen (Kinästhesie) einzelner Teile unseres Körpers [dient].“ (Handwerker, 2006, S. 215) Da das Gefühl für die Gelenksstellung und für die Gelenksbewegung meist eng miteinander verbunden sind, wird argumentiert, dass Kinästhesie und Propriozeption synonym zu verwenden sind. In dieser Arbeit wird deshalb mit dem Begriff der Propriozeption sowohl das Gefühl für die Gelenksstellung als auch für die Gelenksbewegung verstanden (vgl. Han et al., 2016, S. 81). Dabei folgt sie der Definition von Boisgontier, Olivier, Chenu und Nougier, die Propriozeption wie folgt beschreiben: „[...]the term *proprioception* encompasses both the sense of limb movement (kinaesthesia) and limb position (joint position sense or stataesthesia)[...]“ (Boisgontier, Olivier, Chenu, & Nougier, 2012, S. 2) In einem noch größeren Kontext sehen das auch Goble et al. (2011), die unter Propriozeption „[...]our sense of body position and movement[...]“ (Goble et al.,

2011, S. 16344) verstehen und somit nicht nur die Gliedmaßen sondern den ganzen Körper miteinbeziehen.

Nachdem der Begriff Propriozeption definiert wurde, stellt sich die Frage, welche Rezeptoren die propriozeptiven Informationen liefern und wo sie sich befinden.

### 2.2.3 Typen und Aufgaben der Propriozeptoren

In diesem Unterkapitel wird auf die zentralen Propriozeptoren des menschlichen Körpers eingegangen, wo sie sich befinden und welche Aufgaben sie haben.

In Tabelle 1 sind die wichtigsten Mechanorezeptoren des menschlichen Körpers aufgelistet.

*Tabelle 1: Übersicht der Mechanorezeptoren des Bewegungsapparates und der Haut*

Rezeptoren	Lokalisation	Funktion
<b>Muskelspindeln</b>	Muskelfasern	Messung von Muskellängenänderungen bei Dehnung
<b>Golgi-Sehnenorgane</b>	Muskel-Sehnen-Übergänge, gelenkumgebende Bänder	Messung von Muskelsehnenspannungen bei Dehnung oder Kontraktion
<b>Ruffini-Endorgane</b>	Gelenkkapseln, Haut, innere Organe	Übermittlung von Gelenkstellungen durch gelenknahe Rezeptoren
<b>Pacini- Lamellenkörperchen</b>	Gelenkkapseln, Haut, Periost, Kreuzbänder	Registrierung von Beschleunigungen durch gelenknahe Rezeptoren
<b>Meissnersche Tastkörperchen</b>	Haut	Messung von Druckveränderung
<b>Merkelsche Tastzellen</b>	Haarwurzeln der Haut	Registrierung von Berührungen

*Quelle 1: Chwilkowski (2006, S. 37)*

Beim normalen aufrechten Stand stellen die propriozeptiven Informationen der unteren Extremitäten die relevanteste Quelle der afferenten Informationen für die Kontrolle des

*postural sway* bzw. der Balance dar (vgl. Duclos et al., 2014, S. 2). Der Beitrag der propriozeptiven Informationen für den *postural sway* liegt mit 58-69% deutlich über der Hälfte. Insbesondere die Propriozeption des Knöchelgelenks spielt eine wesentliche Rolle, da sie die wesentlichen Informationen hinsichtlich des *body sways* liefern (vgl. Goble et al., 2011, S. 16344).

#### 2.2.4 Informationsweiterleitung

In Tabelle 2 sind die Fasertypen die zu und von den Propriozeptoren wegführen aufgelistet sowie deren Funktionen, Faserdurchmesser und Leitungsgeschwindigkeiten. Man sieht, dass die Ia-Fasern, die die Informationen von den Muskelspindeln zum ZNS liefern, die langsamste Leitungsgeschwindigkeit haben. Die schnellste Leitungsgeschwindigkeit dem gegenüber hat der Fasertyp C, der beispielweise Schmerzreize von den Nozizeptoren weiterleitet.

Tabelle 2: Erregungsleitung der Nervenfasern

Fasertyp	Funktion	Faserdurchmesser (μm)	Leitungsgeschwindigkeit (m/s)
Ia	Somatomotorisch zur Muskulatur, sensorisch von Muskelspindeln	12-20	70-120
β	Berührung, Druck	5-12	30-70
γ	Motorisch zu Muskelspindeln	3-6	15-30
δ	Schmerz, Temperatur	2-5	12-30
B	Präganglionär sympathisch	3	3-15
C	Postganglionär sympathisch, Schmerz, Temp.	0.3-1.3 0.4-1.2	0.7-2.3 0.5-2

Quelle 2: Gollhofer et al. (2011, S. 152)

Um Rückschlüsse auf die Propriozeption ziehen zu können, muss es auch statistisch nachvollziehbare Verfahren geben. Einige von diesen werden im folgenden Unterkapitel vorgestellt.

## 2.2.5 Verfahren zur Messung der Propriozeption

Eine in Studien oft verwendete Methode, um die Propriozeption zu erfassen bzw. auf sie rückzuschließen, ist die Vibration von bestimmten Muskeln. Die Vibration aktiviert die primären Afferenzen (Ia) der Muskelspindeln und initiiert so eine Dehnung des Muskels. Bei einer Vibration von 80 Hz bei stillem Stand erzeugt die Vibration ein afferentes Signal und es erfolgt eine posturale Reaktion, die versucht die Muskellänge wiederherzustellen und den vermeintlichen Sturz zu verhindern. Die Amplitude der posturalen Reaktion reflektiert die Integration dieses Signals in das posturale Schema (vgl. Duclos et al., 2014, S. 2; Kabbaligere et al., 2017, S. 245-247).

In vielen Studien wurde die bilaterale Vibration der Achillessehne untersucht, wobei eine posteriore Verschiebung des CoP beobachtet wurde (Caudron et al., 2018; Duclos et al., 2014; Kabbaligere et al., 2017). Bei der unilateralen Achillessehnenvibration wurde zudem eine mediale Verschiebung des CoP aufgezeigt. Des Weiteren zeigte sich, dass je länger die Vibration dauert, desto stärker geht die CoP-Verschiebung zurück. Die maximale CoP-Verschiebung wird nach etwa 16 Sekunden erreicht. Somit wird eine Vibrationsphase von mindestens 16 Sekunden empfohlen, um einen posturalen Effekt sicher nachweisen zu können (vgl. Duclos et al., 2014, S. 2). Caudron et al. (2018) geben eine Vibrationsamplitude von 200 µm und eine Frequenz von 90 Hz als optimal für eine Reaktion der Ia-Fasern an (vgl. S. 5).

Goble et al. (2011) führten zusätzlich zu der Vibration noch ein fMRI-Scan durch, um die neuronalen Aktivitäten im Gehirn bei der propriozeptiven Stimulierung zu ermitteln. Dazu wurden die Vibratoren auf der dorsalen Seite des Fußes normal zu den Sehnen des Mittelfußknochen 2-5 stehend und am Knochenkamm der distalen Tibia angesetzt. Die Vibration der Sehnen soll die Muskelspindeln und die vibrations-taktile Rezeptoren der Haut (Pacini-Lamellenkörperchen) stimulieren. Die Knochenvibration soll hauptsächlich die vibrations-taktile Rezeptoren stimulieren. Die Vibrationen wurden mit circa 80Hz und einer Amplitude von 0.2-1.0mm ausgeführt (vgl. Goble et al., 2011, S. 16345).

Sahin et al. (2015, S. 438) verwendeten in ihrer Studie ein *Biodex Dynamometer* (Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA), um die Propriozeption zu bestimmen. Der *Dynamometer*, zu Deutsch Multigelenksystem, kann zur (Trainings-)Therapie, aber auch zur

Testung der Gelenksfunktionen der oberen und unteren Extremitäten eingesetzt werden. Ein Körperteil (Arm, Bein oder Fuß) wird dabei in den Dynamometer eingespannt und kann aktiv (mit oder ohne Widerstand) oder passiv bewegt werden. Durch die sitzende Position, die bei der Testung eingenommen wird, kann das Mitwirken der Rumpfmuskulatur bei der Bewegung eingeschränkt werden. Durch das Messen der Gelenkswinkel kann auf den Gelenkssinn bzw. die Propriozeption rückgeschlossen werden (Biomed Medical Systems, o.A.; vgl. Sahin et al., 2015, S. 438).

Ein ähnliches Prinzip wendeten Boisgontier et al. (2012, S. 2, 5) an, um die Knöchelpropriozeption zu bestimmen. Sie ließen die Proband/innen einen *position matching task* ausführen, welcher aufgrund seiner Einfachheit und Genauigkeit häufig verwendet wird, um die Performance des propriozeptiven Systems zu bestimmen. Die Aufgabe eines *position matching task* ist relative simpel: „[...]a participant is asked to identify (i.e., to match) a reference joint angle (i.e., a position) in the absence of vision of the limb.“ (Boisgontier et al., 2012, S. 2) Es gibt verschiedene Möglichkeiten diesen Test durchzuführen, drei gängige sind: i) *ipsilateral remembered*, ii) *contralateral remembered* und iii) *contralateral concurrent matching*. Bei den ersten beiden Möglichkeiten wird das propriozeptive Gedächtnis geforderte, indem ein Körperteil in eine bestimmte Position gebracht wird (aktiv oder passiv) und dort für 2-15 Sekunden gehalten wird, ehe sie wieder in die Ausgangsposition zurückgebracht wird. Danach muss entweder das gleiche Glied (*ipsilateral*) oder das andere Glied (*contralateral*) in die vorhergehende Position gebracht werden (aktiv oder passiv). In der Studie von Boisgontier et al. (2012) wurde die dritte Möglichkeit (*contralateral concurrent matching*) verwendet, bei der der nicht-dominante Fuß passiv in eine bestimmte Position (Flexionswinkel) gebracht wird und der dominante Fuß von den Proband/-innen aktiv in dieselbe Position gebracht werden muss (siehe Abbildung 10). Die Bewegung fand ausschließlich in der Sagittalebene statt (Plantar- und Dorsalflexion). Dabei wurde beachtet, dass die Fersen in der Ausgangsposition den gleichen Abstand haben und sich während der Bewegung nicht nach vorne oder hinten verschoben.



Abbildung 10: Versuchsaufbau "position matching task" - auf Rumpfhöhe wurde ein Sichtschutz angebracht, um ein visuelles Feedback zu verhindern (Boisgontier et al. 2012, S. 5, 21)

Oberhalb der Oberschenkel wurde eine Platte platziert, um das visuelle Feedback zu unterbinden. Ebenso wurde darauf geachtet, dass die Proband/innen während der Testdurchgänge entspannt blieben und es zu keinen zusätzlichen Kontraktionen der Muskulatur im Knöchelbereich gab (vgl. S. 3, 5).

Bei Caudron et al. (2018) wurde die Bedeutung der propriozeptiven Informationen für die Wahrnehmung der Ganzkörperbewegung festgestellt, indem die Proband/innen auf eine motorisierte *backboard* geschnallt wurden, die sich auf der Sagittalebene nach vorne und hinten bewegen konnte und dabei mittels eines Joysticks die momentane Bewegungsrichtung angeben bzw. den Joystick auslassen mussten, wenn sie eine statische Position wahrnahmen. Die Rotationsachse war auf Knöchelhöhe. Die Proband/innen waren an die *backboard* mit drei Streifen befestigt (Kopf, Brust, Hüfte), um sie zu stabilisieren und etwaige Balanceeinschränkungen zu eliminieren. Damit keine taktilen Stimulierungen und in weitere Folge Informationen von der Befestigung mit den Streifen erfolgen, wurden die Proband/innen in Ganzkörper-Vakuummatratzen eingewickelt und trugen einen Helm. Zudem trugen sie Kopfhörer und hörten rosa Rauschen, damit sie die Motorgeräusche der *backboard* nicht hören können. Um die visuellen Informationen auszuschalten, fand die Testung in einem komplett abgedunkelten Raum statt und die Proband/innen mussten während der Testungen die Augen geschlossen halten. Die vestibulären Informationen wurden eliminiert, indem die *backboard* sehr langsam ( $0.0125^{\circ}/\text{Sek}$ ) bewegt wurde und so die Bogengänge des Vestibularapparates nicht auf die Bewegung anschlugen. Zusätzlich zu der passiven Bewegung mittels der *backboard* wurden bilaterale Vibrationen mit 90Hz an den Achillessehnen gesetzt (1. Versuchssetting) oder nicht (2. Versuchssetting) (vgl. Caudron et al., 2018, S. 3-5).

### 3 Methode

In diesem Kapitel wird das methodische Vorgehen zu der systematischen Literaturarbeit erläutert. Dabei wird genauer auf die Suchanfrage und Kombinationen der *keywords* bei den zwei Datenbanken (PubMed und Web of Science), auf die Inklusions- und Exklusionskriterien und auf den Eliminierungsprozess von der ersten Suchanfrage bis zu den 11 eingeschlossenen Studien (siehe Prisma-Flow-Chart) eingegangen.

Um einen systematischen Überblick zu dieser Fragestellung/diesen Fragestellungen zu bekommen, wurden die Datenbanken PubMed und Web of Science anhand entsprechender *keywords* durchsucht. Diese *keywords* ergaben sich aus der Fragestellung und lauteten: „*propriocept\**“, „*postural control*“, „*postural stability*“ und „*postural system*“.

Die Kombinationen der Suchanfrage lautete wie folgt: (“*propriocept\**”) AND (“*postural control*“ OR “*postural stability*“ OR “*postural system*“). Die Schlagwörter wurden jeweils in Anführungszeichen gesetzt, um die Suche möglichst genau einzuschränken. Der Asterisk bei „*propriocept\**“ wurde gesetzt, damit sämtliche Varianten von *proprioception* eingeschlossen werden, wie zum Beispiel *proprioceptive*. Des Weiteren wurde bei PubMed die Suchanfrage mittels Filter auf Studien (*clinical trials*) eingeschränkt, die Menschen als Proband/innen haben, in den letzten 10 Jahren erschienen sind, in englischer oder deutscher Sprache verfasst wurden und als Volltext zur Verfügung standen (Zugang mittels VPN der Universität Wien – *uaccess*). Diese Suchanfrage brachte 59 Resultate. Bei Web of Science wurden die Suchkriterien auf die Zeitspanne 2009-2019, „Open Access“ und „Article“ eingestellt. Diese Suche brachte 854 Ergebnisse. Beim Screening der Titel wurden folgende Inklusions- bzw. Exklusionskriterien angewendet:

### 3.1 Inklusions- und Exklusionskriterien

Tabelle 3: Inklusions- und Exklusionskriterien für die Studienauswahl

<u>Inklusionskriterien</u>	<u>Exklusionskriterien</u>
Studien ab dem Jahr 2009 bis einschließlich 2019	Studien, die älter als aus dem Jahr 2009 sind
Studien, welche sich mit propriozeptiven Informationen und posturaler Stabilität oder posturaler Kontrolle beschäftigen	Studien, die nicht auf Deutsch oder Englisch verfasst wurden
Studien, die auf Englisch oder Deutsch verfasst wurden	Studien, die sich behinderte/kranken/verletzten Personen beschäftigen
Studien, die sich mit menschlichen Proband/-innen beschäftigt haben	Tierstudien
	Studien mit kleinen Stichproben ( $n < 10$ )
	Studien, die sich nicht mit propriozeptiven Informationen der unteren Extremitäten oder des Rumpfes beschäftigen
	Studien, mit ausschließlich älteren Studienteilnehmer/-innen ( $> 60$ Jahre)

### 3.2 Prisma-Flow-Chart

Nach dem Screening der Titel wurden die Volltexte der 64 verbliebenen Studien auf ihre Adäquatheit untersucht, wobei wiederum die zuvor genannten Kriterien angewendet wurden bzw. weitere Ausschlusskriterien hinzukamen (siehe Abbildung 11: Prisma-Flow-Chart).

Es verblieben 11 Studien, die in der Diplomarbeit behandelt werden sollten, um die Forschungsfrage/n zu beantworten. Die Ergebnisse dieser Studien werden im folgenden Kapitel präsentiert. Ehe diese Präsentation erfolgt, wird die Qualität der Studien mittels der PEDro-Skala bewertet.

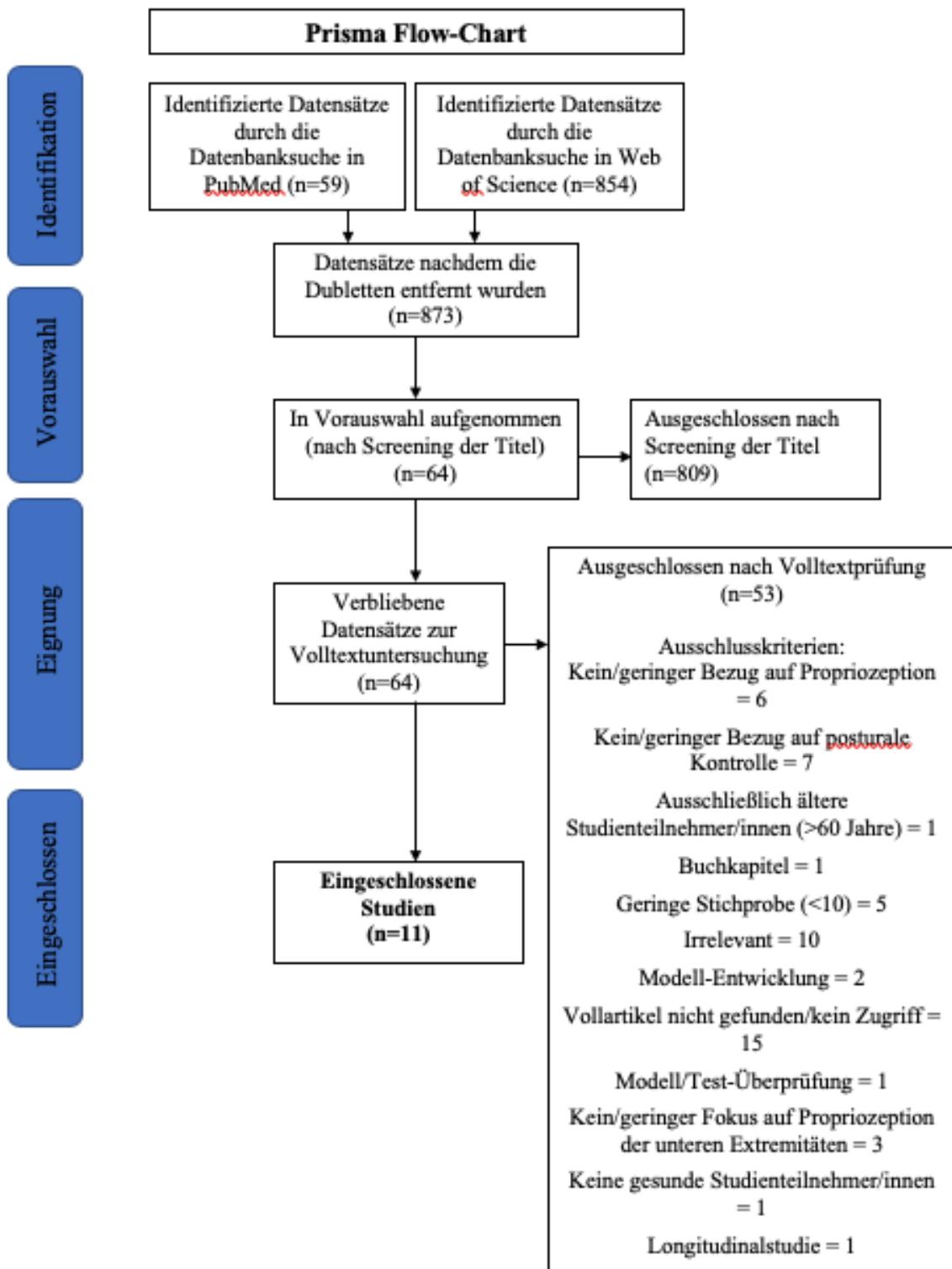


Abbildung 11: Prisma Flow Chart – selbst erstellt und modifiziert nach (Moher, Liberati, Tetzlaff, Altman, & The PRISMA Group, 2009)

### 3.3 PEDro Skala

Die Physiotherapy Evidence Database (PEDro) ist eine freizugängliche Datenbank mit mehr als 43 000 Studien in den Themenbereichen der Physiotherapie. PEDro wird vom *Institute for Musculoskeletal Health, School of Public Health* der Universität Sydney und *Neuroscience Research Australia (NeuRA)* betrieben. Alle Studien, die auf PEDro zu finden sind, wurden hinsichtlich ihrer Qualität unabhängig geprüft und bewertet. Diese Qualitätskontrolle erfolgt gemäß einer Skala, deren Kriterien in weiterer Folge genauer beschrieben werden. Die PEDro Skala vergibt für eine Studie 0-10 Punkte. Je mehr Punkte eine Studie bekommt, desto valider ist die Studie und zuverlässiger sind die Informationen, die die Studie enthält, hinsichtlich einer Umsetzung in der physiotherapeutischen Praxis (vgl. PEDro Physiotherapy Evidence Database, 2019a).

#### 3.3.1 Die Skala-Kriterien

Die folgenden 11 Kriterien der PEDro-Skala sind der PEDro Homepage entnommen. Die original englischsprachige Skala, die 1999 zuletzt geändert wurde, wurde von Stefan Hegenscheidt, Angela Harth und Erwin Schefer in deutsche übersetzt. Die Übersetzung wurde 2008 fertiggestellt und zuletzt Anfang des Jahres 2010 geändert. Für jedes Kriterium, das von der jeweiligen Studie eindeutig erfüllt wird, wird ein Punkt vergeben, mit Ausnahme des ersten Kriteriums. Je mehr Punkte eine Studie hat, desto valider ist sie und desto ausreichender sind die statistischen Informationen, die sie enthält (PEDro Physiotherapy Evidence Database, 2019b):

- 1) „Die Ein- und Ausschlusskriterien wurden spezifiziert“
- 2) „Die Probanden wurden den Gruppen randomisiert zugeordnet (im Falle von Crossover Studien wurde die Abfolge der Behandlungen den Probanden randomisiert zugeordnet)“
- 3) „Die Zuordnung zu den Gruppen erfolgte verborgen“
- 4) „Zu Beginn der Studie waren die Gruppen bzgl. der wichtigsten prognostischen Indikatoren einander ähnlich“
- 5) „Alle Probanden waren geblendet“
- 6) „Alle Therapeuten/Innen, die eine Therapie durchgeführt haben, waren geblendet“
- 7) „Alle Untersucher, die zumindest ein zentrales Outcome gemessen haben, waren geblendet“

- 8) „Von mehr als 85% der ursprünglich den Gruppen zugeordneten Probanden wurde zumindest ein zentrales Outcome gemessen“
- 9) „Alle Probanden, für die Ergebnismessungen zur Verfügung standen, haben die Behandlung oder Kontrollanwendung bekommen wie zugeordnet oder es wurden, wenn dies nicht der Fall war, Daten für zumindest ein zentrales Outcome durch eine ‚intention to treat‘ Methode analysiert“
- 10) „Für mindestens ein zentrales Outcome wurden die Ergebnisse statistischer Gruppenvergleiche berichtet“
- 11) „Die Studie berichtet sowohl Punkt- als auch Streuungsmaße für zumindest ein zentrales Outcome“

### 3.3.2 Bewertung der eingeschlossenen Studien

*Tabelle 4: Übersichtstabelle Studienbewertung nach PEDro*

Autor/innen	Titel	Erfüllte Kriterien	Gesamtpunkte (von 10)
<b>Boisgontier und Nougier (2013)</b>	“Ageing of internal models: from a continuous to an intermittent proprioceptive control of movement”	1, 4, 8, 9, 10, 11	5
<b>Boisgontier et al. (2012)</b>	“Presbypropria: the effects of physiological ageing on proprioceptive control”	1, 4, 8, 9, 10, 11	5
<b>Caudron et al. (2018)</b>	“Perception of body movement when real and simulated displacements are combined”	1, 4, 8, 9, 10, 11	5
<b>Duclos et al. (2014)</b>	“Postural stabilization during bilateral and unilateral vibration of ankle muscles in the sagittal and frontal plane”	1, 8, 9, 10, 11	4
<b>Ekvall-Hansson et al. (2010)</b>	“Effect of vision, proprioception, and the position of the vestibular organ on postural sway”	1, 4, 8, 9, 10, 11	5
<b>Goble et al. (2011)</b>	“Brain Activity during Ankle Proprioceptive Stimulation Predicts	1, 4, 8, 9, 10, 11	5

	Balance Performance in Young and Older Adults”		
<b>Hwang et al. (2014)</b>	“Dynamic Reweighting of Three Modalities for Sensor Fusion”	1, 4, 8, 9, 10, 11	5
<b>Kabbaligere et al. (2017)</b>	“Balancing sensory inputs: Sensory reweighting of ankle proprioception and vision during a bipedal posture task”	1, 8, 9, 10, 11	4
<b>Ondra et al. (2017)</b>	“Effect of in-season neuromuscular and proprioceptive training on postural stability in male youth basketball players”	2, 4, 8, 9, 10, 11	6
<b>Pasma et al. (2012)</b>	“Sensory reweighting of proprioceptive information of the left and right leg during human balance control”	1, 8, 9, 10, 11	4
<b>Sahin et al. (2015)</b>	“Evaluation of knee joint proprioception and balance of young female volleyball players: a pilot study”	1, 2, 4, 8, 9, 10, 11	6

Sämtliche Studien haben einen relativ geringen Gesamtscore (zwischen 4-6 von 10 möglichen Punkten). Hinsichtlich der Qualität der Studien ist dies aber nur bedingt aussagekräftig. Denn vier Kriterien der PEDro-Skala beziehen sich explizit auf eine Versuchs- und Kontrollgruppe und wie sich die Gruppen zusammensetzen. In den meisten der eingeschlossenen Studien gibt es aber keine Versuchs- und Kontrollgruppe, da die Testungen mit den gleichen Personen durchgeführt wurden und die Reaktion/en (z.Bsp. CoP-Verschiebung, *matching performance*, etc.) auf diverse Stimulierungen gemessen wurden. Somit war es nicht möglich diese Kriterien zu erfüllen und erklärt die niedrigen Gesamtpunkte der eingeschlossenen Studien.

## 4 Präsentation und Interpretation der Studienergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der ausgewählten Studien präsentiert und die zentralen Aussagen und Schlussfolgerungen der jeweiligen Autor/innen hinsichtlich der Forschungsfrage dieser Diplomarbeit zusammengefasst. Ehe detaillierter auf die einzelnen Studien eingegangen wird, erfolgt ein tabellarischer Überblick der ausgewählten Studien (siehe Tabelle 5). In diesem tabellarischen Überblick sind die Stichprobengröße, die Testung inklusive der Messwerte und die Ergebnisse enthalten.

### 4.1 Tabellarischer Studienüberblick

Auf der nächsten Seite befindet sich die Übersichtstabelle (Tabelle 5), in der alle Studien aufgelistet sind, die bei der Suche die Ein- und Ausschlusskriterien erfüllt haben und somit in die systematische Literaturanalyse miteinbezogen wurden. Neben den Namen der Autor/innen und dem Erscheinungsjahr enthält die Tabelle ebenfalls die Stichprobengröße, das Geschlecht, das Durchschnittsalter bzw. in einigen Fällen nur die Altersspanne, eine etwaige Kontrollgruppe, das Auswahlverfahren, den Gesundheitszustand der Proband/innen, die Testmethode/n, die gemessenen Werte und die Resultate. Dies soll einen ersten Überblick über die eingeschlossenen geben. Im darauffolgenden Unterkapitel werden die Studien detaillierter beschrieben und näher auf die relevanten Studienergebnisse eingegangen.

Tabelle 5: Übersichtstabelle der eingeschlossenen Studien

Autor/innen	Jahr	Stichprobe	Geschlecht	Alter	Kontrollgruppe	Auswahl	Gesundheitszustand	Testung	gemessene Werte	Resultate
Bougonnier, M. P. & V. Nogier	2013	24	keine Angaben	1 Gruppe (n=12): 76 ± 8 Jahre, 2. Gruppe (n=12): 28 ± 3	nein	non-randomized	gesund	"ankle matching performance" (Bewegungsamplitude, Beschleunigung, Geschwindigkeit)	total/variable/constant error [TE/V/E/CE], Geschwindigkeit ("/s), Beschleunigung ("/ <sup>2</sup> s)	altersabhängige Abweichungen bei der propriozeptiven Kontrolle der Bewegung alterabhängig Rückgang der Bandbreite an internen Modellen
Bougonnier, M. P., et al.	2012	30	keine Angaben	1 Gruppe (n=15): 72,2 ± 7,3 Jahre, 2 Grp. (n=12): 27,9 ± 2,9	nein	non-randomized	gesund	Anpassungen/ Angleichsaufgabe, logistische Aufgabe (single/dual task)	total/variable/constant error [TE/V/E/CE], Angleichzeit	keine Unterschiede bei single-task; Abnahme der propriozeptiven Performance der älteren Personen bei dual-task
Caudron, S., et al.	2018	11	m=5, w=6	29 ± 4,3	nein	non-randomized	gesund	Richtung (vor-/rückwärts), Vibration der Achillessehnen	Körperorientierung (in Grad) und Genauigkeitsestw.; Vibrationstärke; "movement detection threshold"	positiver Einfluss auf Bewegungsgefühl und Position
Duclos, N. C., et al.	2014	21	m=10, w=11	24,0 ± 4,83	nein	non-randomized	keine Angabe	Gleichgewicht halten während Sehnenvibration (Peroneus oder Achillessehne) (geschlossene Augen)	"Center of Pressure (CoP)"-Verschiebungen	Geschwindigkeit des CoP gestiegen - Verschiebung nach hinten (posterior) bei Sehnenvibration
Eklöv-Hansson, E., et al.	2010	30	m=5, w=25	Altersspanne: 21-59 (SD 12)	nein	non-randomized	gesund	"postural sway" ("Kraftmessplatte); Reizung des Sehens/der Position des Vestibularärgangs/der Propriorektion (geschlossene/ offene Augen)	CoP AP/ML, "sway area"-Schwankungsbereich (SA; mm 2/s)	"postural sway" signifikant beeinflusst von visuellen, propriozeptiven und vestibulären Informationen
Göbel, D., et al.	2011	40	m=16, w=24	1 Gruppe (n=20): 26,1 Jahre, 2. Gruppe (n=20): 68,9	nein	rechtsländer	gesund	"proprioceptive mapping" (MRI Scan); Fußsohnevibration (Fuß/Fuß/Knochen); Stand ("balance platform")	Geh-Mapping, CoP (alterne-posterior/medial-lateral AP/ML), AP/ML COP Geschwindigkeit, (MRI-Daten)	Alter und Fußstimulation seitennahfähig; zentrale Verarbeitung der propriozeptiven Signale des Fußes ist bedeutend für die Balancekontrolle
Hwang, S., et al.	2014	10	m=6, w=4	Altersspanne: 21-35	nein	non-randomized	gesund	bilaterale Achillessehnenvibration, binural monopolar "galvanic vestibular stimulus" (GVS), visuelle Stimulation visual stimulus	"visual amplitude" ("optical motion capture system", Rumpfinkel, "frequency-response-functions" FR-F-Werte (Vibration))	Intermodaler Effekt bei der visuell-propriozeptiven Neugewichtung während des Vibrationsstimulus
Kababiligere, R., et al.	2017	10	keine Angaben	26,3 ± 4,1	nein	non-randomized	gesund	Vibration/visueller Stimulation; "postural sway" (Kraftmessplatte)	CoP-Gelenkwinkelverschiebung; kinematische Daten (Becken, Ober-/Unterschenkel, Fuß)	Multisensorische Integration ist keine algebraische Addition individueller Signale; gewichtete Kombinationsprozesse abhängig von der relativen Reliabilität der Signale
Ortua, I., et al.	2017	21	m=21	17,3 ± 1,3	ja	randomized	gesund	Balance test: "functional limb dominance tests" (Kraftmessplatte); posturale Stabilität (geschlossene/ offene Augen)	CoP / ML/AP, Durchschnittsgeschwindigkeit des CoP-Verschiebung Steigerung der Durchschnittsgeschwindigkeit (AP/ML Richtung)	positiver Einfluss auf posturale Stabilität ("unilateral stance"); Steigerung der Durchschnittsgeschwindigkeit (AP/ML Richtung)
Parmar, J. H., et al.	2012	10	m=4, w=6	25,8 ± 2,4	nein	non-randomized	gesund	Balance test: Störung der propriozeptiven Informationen (Rotation der Tragfläche/Translation der Plattform; bilaterale "ankle perturbator")	kinematische Daten; Reaktion des Knochendrehmoment auf die Störung amplitud; Lage des Wassermittelpunktes (center of mass COM); body sway angle (BS); FRF-Werte	propriozeptive Informationen der Beine werden unabhängig voneinander gewichtet; die Gewichtung nimmt ab mit der Perturbation
Sahin, N., et al.	2015	38	w=38	Versuchsgruppe (n=19): 16,21 ± 0,71; Kontrollgruppe (n=19): 16,21 ± 0,42	ja	non-randomized	gesund	"biodek balance system" (posturale Stabilität); Dynamometer; Propriozeption, "BBS Athlete Single Leg Protocol" (geschlossene/ offene Augen), (posturale Gelenkswinkel)	allgemeine Instabilität; AP und WL Instabilität; Propriozeption, Vollerball beeinflusst signifikant die Gelenkpropriozeption; keine signifikanten Unterschiede bei der posturale A1-K12n Stabilität zwischen Versuchs- und Kontrollgruppe	

## 4.2 Präsentation der Studienergebnisse

In diesem Unterkapitel werden die Studienergebnisse der ausgewählten Studien (siehe Kapitel 4.1) präsentiert, welche im darauf anschließenden Kapitel diskutiert und miteinander verglichen werden. Die Studien und ihre Resultate werden in alphabetischer Reihenfolge, gemäß der Autor/innen (siehe Tabelle 5), bearbeitet.

Boisgontier et al. (2012) untersuchten die altersbedingten Unterschiede bei der Knöchelpropriozeption mittels des *position matching task* (siehe Kapitel 2.2.5). Dazu mussten 15 ältere Erwachsene (Alter  $77.2 \pm 7.3$  Jahre) und 15 junge Erwachsene (Alter  $27.9 \pm 2.9$  Jahre), die bestimmte Voraussetzungen erfüllten, wie z. Bsp. keine peripheren vaskulären Krankheiten oder einen Sturz in den letzten 12 Monaten vor der Testung, bei drei unterschiedlichen Testbedingungen je 10 Mal den *position matching task* ausführen. Die erste Bedingung (*matching single-task*) war lediglich die *matching*-Aufgabe durchzuführen, in den weiteren zwei Bedingung kamen kognitive Aufgaben dazu, die auf dem Stroop-Test basierten. Diese Aufgaben steigerten sich vom Schwierigkeitsgrad von der ersten Aufgabe bzw. Testbedingung (*congruent dual task*) zur zweiten Aufgabe/Testbedingung (*incongruent dual task*). Die Testergebnisse zeigen bei der *overall performance* (TE total error), bei der die Genauigkeit und Schwankungsbreite kombiniert wird, dass es beim *matching single-task* keine signifikanten Unterschiede zwischen der älteren und der jüngeren Kohorte gibt. Jedoch wurde bei den älteren Erwachsenen ein größerer TE beim *congruent dual-task* ( $3.6 \pm 0.5$  vs.  $7.9 \pm 1.1$  Grad,  $p < 0.001$ ) und *incongruent dual-task* ( $4.9 \pm 0.6$  vs.  $8.2 \pm 1.0$  Grad,  $p < 0.010$ ) festgestellt (siehe Abbildung 12). Ein ähnliches Bild zeigte sich bei der *matching time*, also der Zeit, die die beiden Gruppen zum Angleichen der Fußposition brauchten. Beim *single-task* war die Zeit fast gleich ( $2.03 \pm 0.22$  vs.  $2.67 \pm 0.22$  s,  $p = 0.870$ ). Bei den *dual-tasks* brauchten die älteren Erwachsenen signifikant länger als die jüngeren Erwachsenen: *congruent* ( $2.54 \pm 0.31$  vs.  $4.49 \pm 0.75$  s,  $p = 0.022$ ) und *incongruent* ( $3.51 \pm 0.53$  vs.  $6.37 \pm 1.01$  s,  $p < 0.001$ ) (vgl. Boisgontier et al., 2012, S. 7-8).

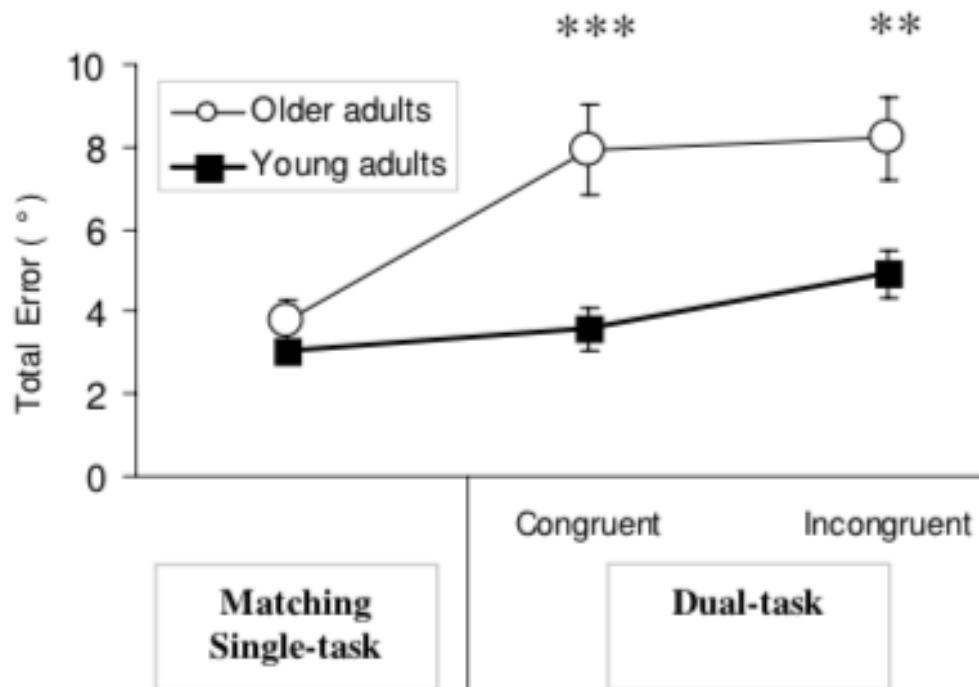


Abbildung 12: Total Error (TE) in Grad des "joint position matching task" (vgl. Boisgontier 2012, S. 8, 23)

Im darauffolgenden Jahr untersuchten Boisgontier und Nougier (2013) erneut den Unterschied der propriozeptiven Kontrolle zwischen 12 älteren (Alter  $76 \pm 8$  Jahre) und jüngeren 12 (Alter  $28 \pm 3$  Jahre) Erwachsenen, dieses Mal in Bezug auf die internen Modelle der Bewegungsausführung und -kontrolle (siehe Kapitel 2.1.4). Wiederum wendeten sie die Methode des *contralateral concurrent matching task* an, der Unterschied zu der Studie aus 2012 bestand darin, dass keine kognitiven Zusatzaufgaben ausgeführt wurden, sondern die Geschwindigkeit der Angleichung des Fußes zur Referenzposition im Fokus stand. In der ersten Testbedingung konnten die Proband/-innen die Anpassung beliebig schnell vornehmen, in der zweiten Testbedingung mussten sie die Referenzposition so schnell und genau wie möglich einnehmen. Nach drei Probendurchgängen wurden für die zwei Testbedingungen jeweils 10 Versuchsdurchgänge gemacht. Gemessen wurde unter anderem der *total error* (TE) und die Zeit, die einerseits nötig war, um eine stabile Position zu erreichen (*positioning time/phase*), und andererseits, um diese Position zu bestätigen bzw. zu validieren (*validation time/phase*) sowie die Gesamtzeit (*total matching time*). Mittels der beiden Phasen und Bewegungsgeschwindigkeit (Durchschnitts- und Maximalgeschwindigkeit) wurden sogenannte korrigierende *sub-movements* aufgezeichnet, die zur Bewegungskorrektur ausgeführt werden und der Hypothese nach bei älteren Personen häufiger auftreten, aufgrund der Ungenauigkeit der anfänglichen

Bewegungskommandos (vgl. Boisgontier & Nougier, 2013, S. 1342-1344). Die Studienergebnisse zeigten bei der Analyse der TE eine signifikante Interaktionen von Gruppe und Geschwindigkeit (siehe Abbildung 14), wobei die älteren Erwachsenen einen größeren TE als die jüngeren Erwachsenen in der *fast-speed condition* zeigten ( $3.8 \pm 0.6$  vs.  $11.7 \pm 2.0$  Grad,  $p=0.003$ ), aber nicht in der *self-selected speed condition* ( $3.0 \pm 0.3$  vs.  $3.8 \pm 0.5$  Grad,  $p=0.957$ ). Bei der Analyse der Gesamtzeit wurde ein signifikanter Effekt für die Gruppe ( $F_{1,11}=5.93$ ,  $p=0.033$ ) und die Geschwindigkeit ( $F_{1,11}=21.33$ ,  $p<0.001$ ) festgestellt, wobei die *matching* Zeiten bei den älteren Erwachsenen länger waren und bei der *self-selected speed condition* (siehe Abbildung 13). Die Interaktion zwischen Gruppe und Geschwindigkeit war nicht signifikant.

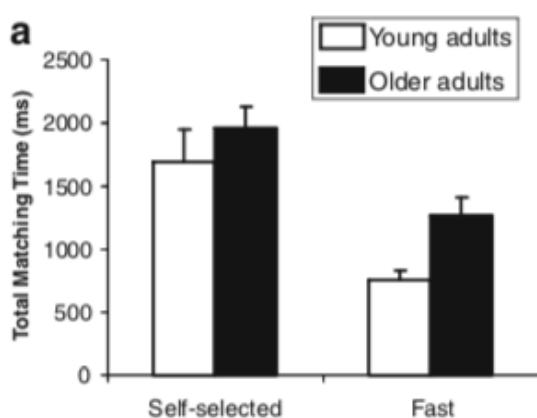


Abbildung 14: Vergleich der Gesamtzeit bei der selbst gewählten und schnellen Geschwindigkeit (vgl. Boisgontier & Nougier, 2013, S. 1346)

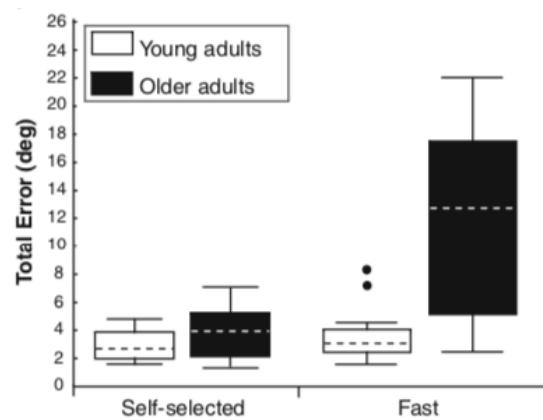


Abbildung 13: Die total errors (in Grad) bei der selbst gewählten und schnellen Geschwindigkeit (vgl. Boisgontier & Nougier, 2013, S. 1346)

Die Analyse der maximalen Geschwindigkeiten (*peak velocity*, °/s) zeigte keinen signifikanten Effekt für die Gruppe jedoch einen signifikanten Effekt für die Geschwindigkeit ( $F_{1,11}=25.08$ ,  $p<0.001$ ) und zwar eine größere *peak velocity* bei der *fast speed condition* ( $52.6 \pm 6.3$  vs.  $100.7 \pm 11.4$  °/s). Die Interaktion zwischen Gruppe und Geschwindigkeit war nicht signifikant.

Zudem wurde die Korrelation zwischen *peak velocity* und *constant error* (CE) analysiert. CE stellt dabei die Menge und Richtung der Abweichung in Bezug zum Ziel dar. Ein negativer CE zeigt an, dass der zu anpassende Fuß unterhalb der Referenzposition blieb, hingegen weist ein positiver CE darauf hin, dass die Referenzposition überschritten wurde. Eine schwache Korrelation wurde bei den jungen Erwachsenen sowohl in der selbstgewählten ( $r=0.12$ ,  $p<0.05$ ) als auch schnellen Testbedingung ( $r=0.21$ ,  $p<0.05$ ) sowie bei den älteren Erwachsenen in der selbst-gewählten Testbedingung ( $r=0.30$ ,  $p<0.05$ ) festgestellt. Die schwache Korrelation weist darauf hin, dass die Endposition mit

Adjustierungen nach dem ursprünglichen motorischen Kommando zusammenhängt. In der schnellen Testbedingung wurde bei den älteren Erwachsenen eine starke Korrelation ( $r=0.78$ ,  $p<0.05$ ) gefunden, was darauf deutet, dass die Endposition hauptsächlich mit dem ursprünglichen motorischen Kommando zusammenhängt. Zuletzt wurde die Anzahl an Null-Überschreitungen (*zero crossings*) des Beschleunigungsprofils (*acceleration profile*) während der Positionierungsphase gemessen, um die *sub-movements* festzustellen, die gemacht wurden, um die Fehler aus den vorhergegangenen *sub-movements* zu reduzieren. Dabei wurde bei der *self-selected speed condition* bei den älteren Erwachsenen eine größere Anzahl an *zero-crossings* als bei den jüngeren Erwachsenen festgestellt ( $2.7 \pm 0.7$  vs.  $7.9 \pm 1.9$ ,  $p=0.002$ ), jedoch nicht in der *fast speed condition* ( $1.4 \pm 0.3$  vs.  $1.8 \pm 0.4$ ,  $p=0.996$ ). Diesem Ergebnis nach adjustieren ältere Erwachsene die Bewegung nach dem ursprünglichen Bewegungskommando, wenn sie die Bewegungsgeschwindigkeit frei wählen können. Dies machen sie nicht, wenn sie aufgefordert werden, eine Bewegung so schnell wie möglich auszuführen (vgl. Boisgontier & Nougier, 2013, S. 1344-1347).

Die Körperorientierung (*body orientation*), eine der Hauptaufgaben der posturalen Kontrolle (siehe Kapitel 2.1.3), bzw. die Wahrnehmung der Körperbewegung und Lageveränderung steht bzw. stehen bei der Studie von Caudron et al. (2018) im Fokus. Sie untersuchten die Bedeutung der propriozeptiven Informationen für die Bewegungswahrnehmung des gesamten Körpers. Dazu wurden 11 gesunde Erwachsene (Alter  $29 \pm 4.3$  Jahre, 6 Frauen/5 Männer) in einer aufrechten Position platziert und mittels einer *motorized backboard* passiv nach vorne und hinten bewegt, präziser gesagt geneigt ( $\pm 4^\circ$  von der vertikalen Nullposition), wobei die Rotationsachse auf Knöchelhöhe war und die Füße auf der gleichen Position blieben (Versuchsaufbau siehe Kapitel 2.2.5). Zusätzlich zur passiven Bewegung mittels der *backboard* wurden bilaterale Achillessehnenvibrationen, die eine Körperneigung bzw. -bewegung nach vorne simulieren, angesetzt (1. Versuchssetting) oder nicht (2. Versuchssetting). Die Proband/innen mussten mittels eines Joysticks die wahrgenommenen Bewegungsrichtungen wiedergeben. Gemessen wurde einerseits die Genauigkeit(srate) (*accuracy rate*), definiert als der Anteil in Prozent der gesamten Versuchsdauer, in der die passive Körperverschiebung korrekt von den Proband/innen angegeben wurde, und anderseits der Schwellenwert der Bewegungserkennung (*movement detection threshold*) ( $\text{in } ^\circ/\text{Sek}$ ), definiert als die Winkelgeschwindigkeit, bei der die erste korrekte Reaktion für mehr als 300 ms gehalten wurde. Die Auswertung der Testergebnisse zeigte hinsichtlich der Genauigkeitsrate einen signifikanten Effekt bei der Richtung der passiven

Körperverschiebung ( $F_{1,10}=23.97$ ,  $p<0.001$ ,  $n_p^2=0.71$ ) und eine signifikante Interaktion der passiven Verschiebung und der Vibrationsbedingung ( $F_{1,10}=14.06$ ,  $p=0.004$ ,  $n_p^2=0.58$ ). So wurde die passive Neigung des Körpers nach vorne (Fw) genauer wahrgenommen mit der bilateralen Vibration ( $Fw\text{-VIB}=71.5\%\pm13.6$ ) als ohne Vibration ( $Fw\text{-NO VIB}=62.6\%\pm15.6$ ; NK (Newman-Keuls Methode):  $p=0.044$ ). Gegenteiliges wurde bei der passiven Neigung nach hinten (Bw) festgestellt: die Neigung nach hinten wurde bei Vibration weniger präzise wahrgenommen ( $Bw\text{-VIB}=43.4\%\pm19.4$ ) als ohne Vibration ( $Bw\text{-NO VIB}=55.1\%\pm18.7$ ; NK:  $p=0.014$ ). Ohne Vibration wurde eine Tendenz festgestellt, dass die Vorwärtsneigung präziser wahrgenommen wird als die Rückwärtsneigung, allerdings erreichte diese Tendenz keine statistische Signifikanz ( $p=0.083$ ).

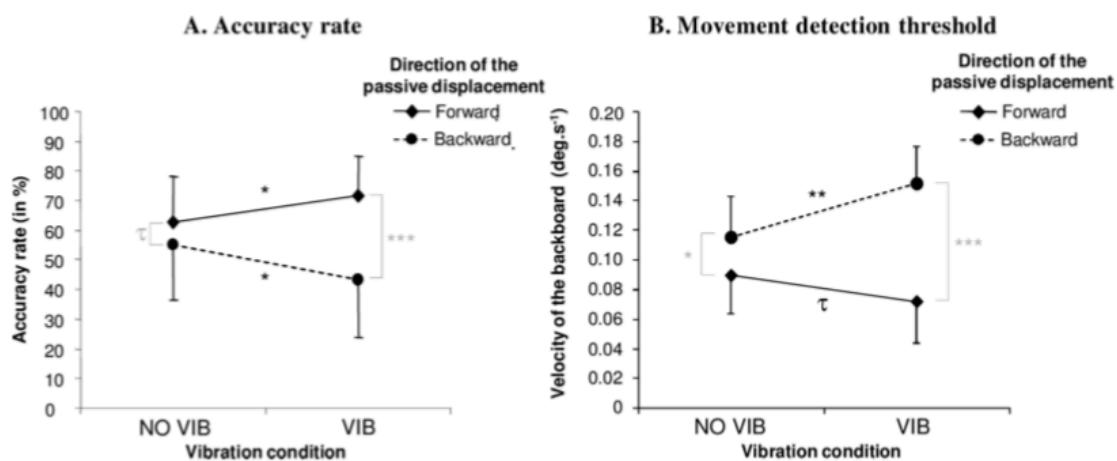


Abbildung 15: Die Genauigkeitsrate (in Prozent) und der Schwellenwert für die Bewegungserkennung (in °/Sek) - Vergleich zwischen der Bewegungsrichtung (vorwärts/rückwärts) und der Vibrationsbedingung (VIB/NO VIB) (vgl. Caudron et al., 2018, S.7)

Der *movement detection threshold* war für die passive Vorwärtsneigung niedriger als für die Rückwärtsneigung, wie der signifikante Effekt für die Richtung der passiven Verschiebung zeigt ( $F_{1,10}=63.00$ ,  $p<0.001$ ,  $n_p^2=0.86$ ). Zudem wurde eine signifikante Interaktion zwischen der Richtung der passiven Verschiebung und der Vibrationsbedingung entdeckt ( $F_{1,10}=14.15$ ,  $p=0.004$ ,  $n_p^2=0.59$ ). Für die Wahrnehmung der Körperneigung nach hinten war bei der Vibration eine größere Geschwindigkeit nötig ( $0.151^\circ/\text{Sek}\pm0.026$ ) als ohne Vibration ( $0.116^\circ/\text{Sek}\pm0.027$ ; NK:  $p=0.006$ ). Anders war dies bei der Körperneigung nach vorne. Hier war der durchschnittliche *movement detection threshold* bei der Vibration niedriger ( $0.072^\circ/\text{Sek}\pm0.029$ ) als ohne der Vibration ( $0.090^\circ/\text{Sek}\pm0.026$ ). Dieser Vibrationseffekt bei der Vorwärtsneigung erreichte jedoch keine statistische Signifikanz ( $p=0.10$ ). Die Autor/innen erklären sich die fehlende Signifikanz dadurch, dass ohne

Vibration die Vorwärtsneigung bei einer signifikant niedrigeren Geschwindigkeit wahrgenommen wird als die Rückwärtsneigung ( $p=0.028$ ).

Caudron et al. zeigten mit ihrer Studie, dass die propriozeptiven Informationen ausschlaggebend für die Wahrnehmung der Ganzkörperbewegung (bzw. -neigung) sein dürften, da weder visuelle noch vestibuläre Informationen im Versuchssetting gegeben waren und die Bewegungen trotzdem größtenteils korrekt wiedergegeben wurden (siehe Abbildung 16).

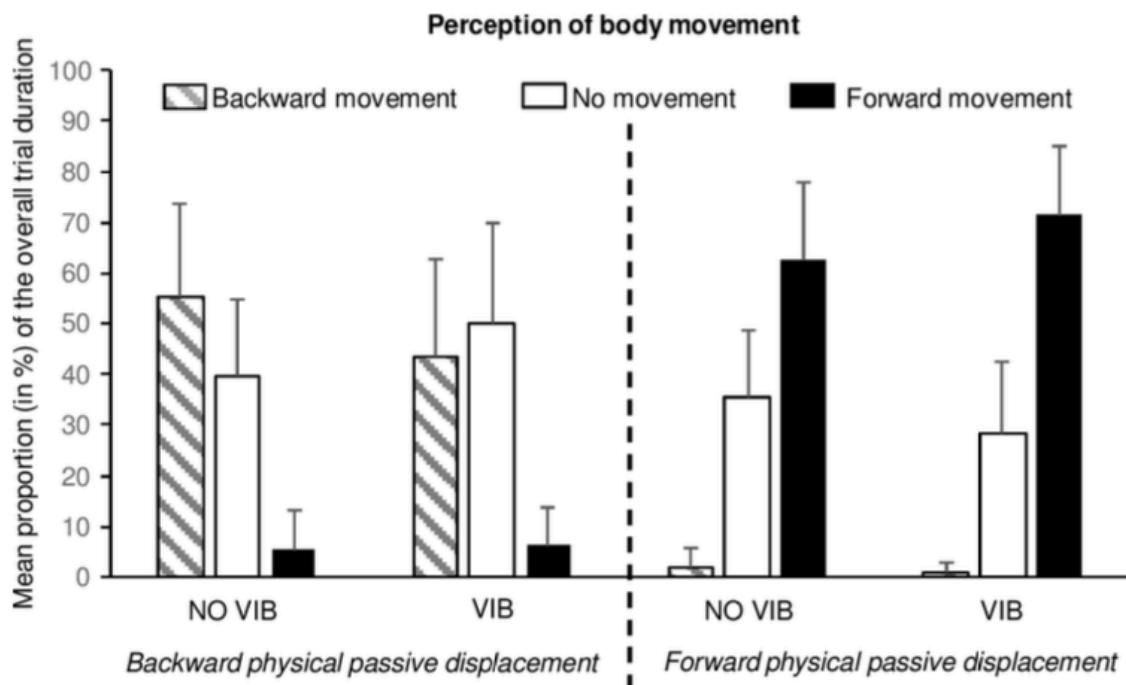


Abbildung 16: Die Wahrnehmung der (Ganz-)Körperbewegung (vgl. Caudron et al, 2018, S.6)

Mit der Vibration wurde die passive Bewegung bzw. Neigung des Körpers nach vorne präziser wahrgenommen und der Schwellenwert für die Bewegungserkennung war niedriger als ohne Vibration. Das Gegenteil war für die Bewegung nach hinten der Fall. Die Vibration des Muskels bzw. der Sehne verändert also nicht nur das Gefühl der Körperposition, sondern auch das Gefühl der Bewegung des ganzen Körpers. Die künstliche propriozeptive Stimulierung durch die Vibration beeinflusst die Wahrnehmung der Ganzkörperbewegung. Obwohl die Vibration der Achillessehne eine Bewegung nach vorne simuliert, konnte trotzdem die reale, passive Bewegung nach hinten von den Proband/innen wahrgenommen werden. Bei der Ermittlung der Wahrnehmung der Ganzkörperbewegung dominiert demnach die reale Bewegung über die künstliche propriozeptive Stimulierung. Die Autor/innen nehmen an, dass die Vibration primär die Ia-Afferenzen stimuliert,

währenddessen langsame, passive Positionsveränderungen mit geringer Amplitude zusätzliche Afferenzen aktivieren, insbesondere Typ II oder III Afferenzen (für die unterschiedlichen Fasertypen siehe Kapitel 2.2.4). Die Kombination der realen und der simulierten Lageveränderung führt damit zu einem komplexen Integrationsprozess, um auf Basis dieser unterschiedlichen propriozeptiven Inputs eine Wahrnehmung der Bewegung zu konstruieren (vgl. Caudron et al., 2018, S. 8-9).

Duclos et al. (2014) beobachteten in ihrer Studie die posturale Stabilisierung in der Frontal- und Sagittalebene während bilateralen und unilateralen Vibrationen zweier Knöchelmuskel. Dazu mussten 21 junge Erwachsene (Alter  $24.0 \pm 4.83$  Jahre) in einem natürlichen Stand (Abstand zwischen den Füßen  $17.8 \pm 2.7$  cm) auf einer Kraftmessplatte stehen, während Vibrationen auf die Sehnen zweier Muskeln ausgeführt wurden: *M. soleus longus* (Vibration an der Achillessehne) und *M. peronaeus* (zu den Funktionen der beiden Muskel siehe Kapitel 2.1.5). Die Proband/innen trugen während der Testausführung lichtundurchlässige Brillen, um die visuellen Informationen auszuschalten. Die Tests bestanden aus drei Vibrationsarten, die je zwei Mal ausgeführt wurden: unilateral links, unilateral rechts und bilateral. Jeder Durchgang dauerte 48 Sekunden, die in drei Phasen unterteilt wurden: P1) 4 Sekunden ohne Vibration ausgeführt, P2) 20 Sekunden Vibration, P3) 24 Sekunden Re-Stabilisierung ohne Vibration. Gemessen wurde die Verschiebung des CoP in die medial-laterale (ML) und anterior-posterior (AP) Richtung (Durchschnitt und APmax/APmin) sowie die Geschwindigkeit der CoP-Verschiebung (Gesamtabweichung des CoP durch die Dauer in jeder Phase). Die Durchschnittsposition des CoP während P1 wurde als Ausgangsposition (Null-Wert) genommen. Die Testergebnisse zeigten, dass während der Vibrationsphase (P2) alle drei Vibrationsarten zu einer Erhöhung der Geschwindigkeit und einer rückwärts gelagerten Verschiebung des CoP führten. Dieser Effekt war bei der Achillessehne statisch signifikant größer ( $p < 0.001$ ) bei allen drei Vibrationstypen. Bei beiden Sehnen war zu beobachten, dass die Geschwindigkeit und die Verschiebung nach hinten bei der bilateralen Vibration stärker als bei der unilateralen war. Nur die unilaterale Achillessehnenvibration zeigte eine signifikante Verschiebung des CoP nach medial-lateral (siehe Abbildung 17 – weiße und graue Kreise). Die APmax-Position (Verschiebung des CoP nach vorne) war in allen Testkonditionen in etwa gleich. Die APmin-Position (Verschiebung des CoP nach hinten) war bei der Achillessehnenvibration signifikant weiter hinten als bei der Vibration des Peronaeus ( $p < 0.001$  bei jeder Vibrationsart) und generell signifikant weiter hinten bei

bilateraler Vibration im Vergleich zu unilateralen Vibrationen (vgl. Duclos et al., 2014, S. 3). Diese Verschiebungen sind auf Abbildung 17 graphisch dargestellt:

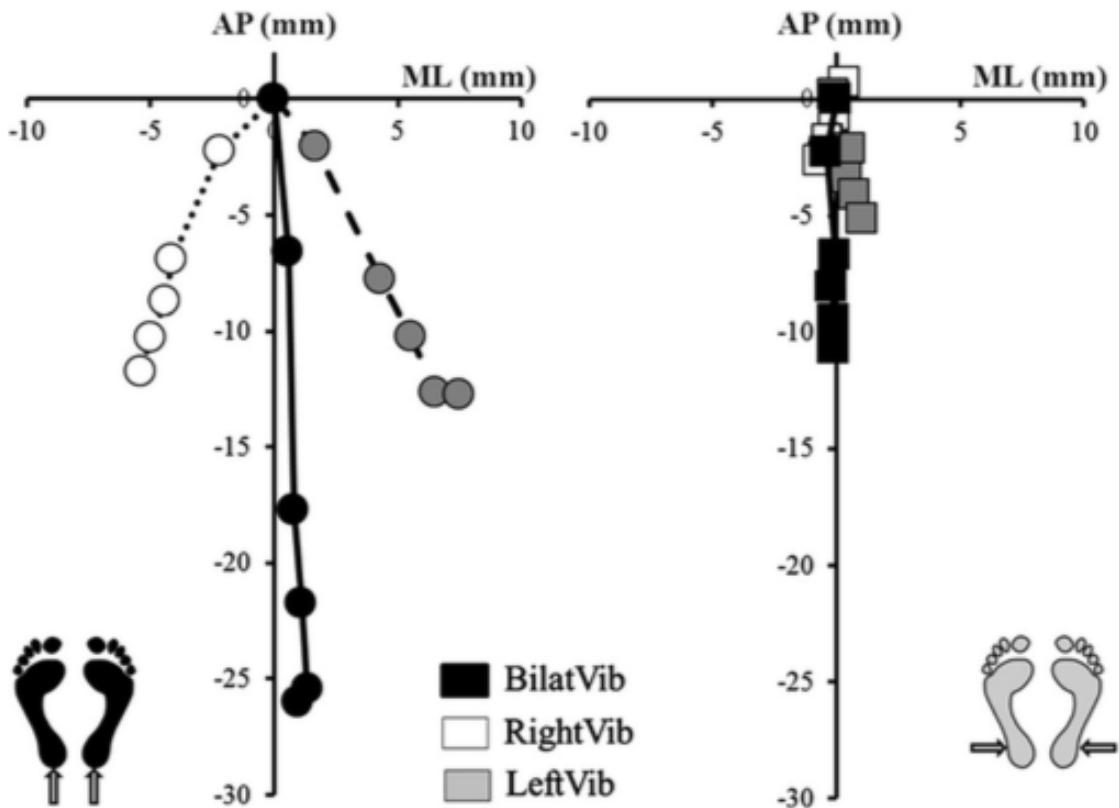


Abbildung 17: Die AP und ML-Positionen der CoP-Verschiebung während der Achillessehnen- (links) und Peronaeus-Vibration (rechts) - die fünf Kreise (Achillessehne) bzw. Quadrate (Peronaeus) repräsentieren die fünf Perioden der Vibrationsphase (P2) (vgl. Duclos et al., 2014, S. 4)

Die 20-sekündige Vibrationsphase (P2) wurde in fünf jeweils 4-sekündige Perioden (P2<sub>1</sub>-P2<sub>5</sub>) unterteilt, um die CoP-Verschiebung während der Vibrationsphase besser zu bestimmten (vgl. Duclos et al., 2014, S. 3). Dabei zeigte sich, dass sich die durchschnittliche CoP-Position während der bilateralen und unilateralen (links) Vibration der Achillessehne in den ersten vier Perioden (P2<sub>1</sub>-P2<sub>4</sub>) signifikant nach hinten verschob, ehe sie sich stabilisierte. Bei der unilateralen Vibration rechts wurde nur zwischen P2<sub>1</sub> und P2<sub>2</sub> eine signifikante Verschiebung nach hinten festgestellt. Bei der bilateralen Vibration des Peronaeus verschob sich die CoP-Position, wie bei der Achillessehnenvibration, zwischen P2<sub>1</sub> und P2<sub>4</sub> signifikant nach hinten. Bei der unilateralen Vibration links war eine signifikante Rückwärtsverschiebung zwischen P2<sub>1</sub> und P2<sub>2</sub> beobachtbar. Die unilaterale Vibration rechts zeigte keine Veränderungen von der Durchschnitts-P2<sub>1</sub>-Position.

In die ML-Richtung verschob sich der CoP während der Vibration der linken Achillessehne in allen 5 P2 Perioden signifikant. Bei der Vibration der rechten Achillessehne gab es nur

zwischen P<sub>21</sub> und P<sub>22</sub> eine signifikante Verschiebung. Bei der bilateralen Vibration der Achillessehne sowie bei der Peronaeussehne stieg die Geschwindigkeit des CoP signifikant von P<sub>1</sub> zu P<sub>21</sub> und von P<sub>21</sub> zu P<sub>22</sub>. Bei allen unilateralen Vibrationen der beiden Sehnen stieg die Geschwindigkeit nur zwischen P<sub>1</sub> und P<sub>21</sub>, danach stabilisierte sie sich bis zum Ende der Vibration. Die APmax-Positionen wurden in allen Testkonditionen (ausgenommen Peronaeus unilateral rechts) zwischen 2.35 und 4.8 Sekunden erreicht. Die APmin-Positionen wurden alle in der vierten Periode (P<sub>24</sub>) (12.7-14s) unabhängig von der Sehne und der Vibrationsart gemessen. (vgl. Duclos et al., 2014, S. 6)

Die Re-Stabilisierungsphase nach der Vibration (P<sub>3</sub>) wurde in sechs 4-sekündige Perioden geteilt (P<sub>31</sub>-P<sub>36</sub>). Es wurde ein statistisch signifikanter Effekt der Periode für die Geschwindigkeit und die AP-Position gefunden, nicht jedoch für die ML-Position. Nach der bilateralen Achillessehnenvibration verschob sich die CoP-Position nach vorne, wo sie bis zum Ende des Testdurchgangs blieb. Nach der unilateralen Achillessehnenvibration ging der CoP fast unmittelbar zu seinem Ausgangspunkt auf der AP-Achse zurück (siehe Abbildung 18). Bei allen drei Vibrationsarten der Peronaeussehne waren die AP-Positionen bei P<sub>32</sub> zurück bei null (=Ausgangsposition von P<sub>1</sub>). Die durchschnittliche ML-Position wichen bis P<sub>33</sub> bei der Vibration der linken Achillessehne und bis zum Ende des Testdurchgangs bei der rechten Achillessehnenvibration von Null ab. Bei der bilateralen Vibration, sowohl bei der Achilles- als auch Peronaeussehne, kehrte die Geschwindigkeit des CoP bei P<sub>33</sub> zum ursprünglichen Ausgangspunkt zurück. Bei der unilateralen Vibration passierte dies schon eine Periode früher, bei P<sub>32</sub>. Die Extrempositionen (APmin/max) traten kurz nach Vibrationsende auf. Das Ende der Vibration führte zur maximalen Position posterior (APmin). Diese trat bei der Achillessehnenvibration früher auf als bei der Peronaeussehnenvibration und lag auch weiter hinten. Gleich nach der APmin-Position folgte die APmax-Position. Auch diese trat nach der Achillessehnenvibration früher auf und lag wiederum weiter vorne im Vergleich zur Vibration der Peronaeussehne.

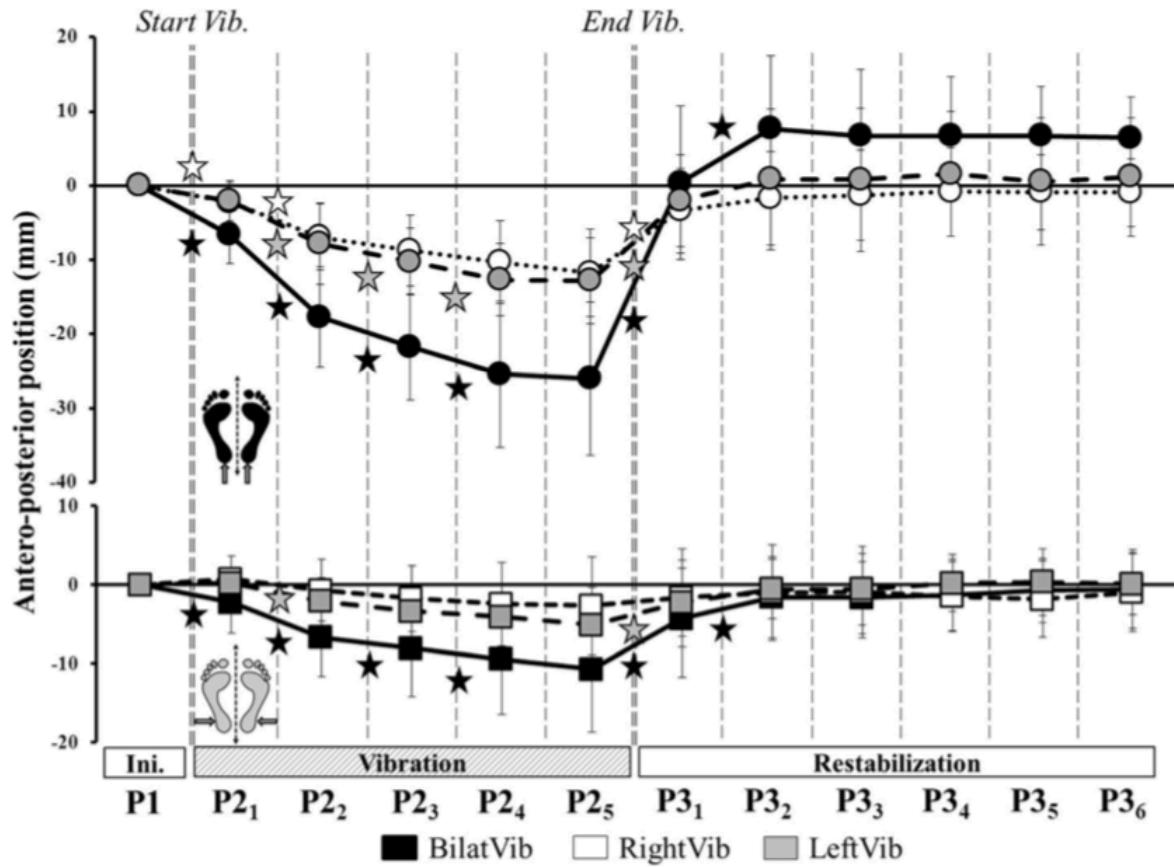


Abbildung 18: Die AP-Verschiebung vor, während und nach der Peronaeus- (unten, Quadrate) und Achillessehnenvibration (oben, Kreise) - Sterne markieren eine signifikante Veränderungen zur vorhergehenden Phase (vgl. Duclos et al., 2014, S. 6)

Somit wurde gezeigt, dass bilaterale Vibrations der Achilles- sowie der Peronaeussehne posturale Reaktionen in der Sagittalebene auslösen, jedoch nicht in der Frontalebene. Ebenso lösten die unilateralen Vibrations Reaktionen in der Sagittalebene aus. Einzig die unilaterale Vibration der Achillessehne führte zu einer posturalen Reaktion in der Frontalebene, entgegen der ursprünglichen Vermutung der Autor/innen, welche davon ausgingen, dass der *M. peronaeus* für die posturale Kontrolle in der Frontalebene zuständig ist und nicht der *M. soleus*. Um die Balance und Orientierung in der Sagittalebene aufrechtzuerhalten, kommt es unmittelbar nach der Reizung der Propriozeption, in dieser Studie geschehen durch Vibration, zu posturalen Anpassungen und Korrekturen. Das Ausbleiben einer Verschiebung des CoP nach medial-lateral erklären sich die Autor/innen, da die unteren Extremitäten im normalen Stand ein geschlossenes, mechanisches System darstellen, das große biomechanische Einschränkungen bildet und somit in die medial-laterale Richtung bereits Stabilität gibt. Weicht man vom normalen Stand ab, beispielsweise ein Zehenspitzenstand, so ist die Instabilität nach medial-lateral wesentlich höher.

Die Studie zeigte auch ein Paradoxon bei der Kontrolle einer Bewegung in verschiedenen Körperebenen. Denn der propriozeptive Input des nicht gereizten Beins konnte die AP-Verschiebung, ausgelöst von der Vibration, nicht komplett verhindern, jedoch gelang dies bei der ML-Verschiebung. Entlang der AP-Achse konnte allerdings bei unilateraler Vibration die CoP-Verschiebung schneller stabilisiert werden. Nach der unilateralen Vibration konnte der Ausgangszustand relativ schnell wiederhergestellt werden, nicht jedoch bei der bilateralen Vibration. Auch 25 Sekunden nach der Vibration konnte noch ein post-Effekt festgestellt werden, welcher sich bei unilateraler Vibration nicht zeigte. Somit spielt das nicht gereizte Bein eine Rolle bei der Wiederherstellung der Ausgangsposition.

Für zukünftige Studien wurde gezeigt, dass man einen Muskel mindestens 16 Sekunden lang in Vibration versetzen muss, um bei jungen Erwachsenen posturale Effekte auszulösen (vgl. Duclos et al., 2014, S. 8-9). Die Amplitudengröße der Destabilisierung während der Vibration hängt wahrscheinlich vom Muskel ab und welche Rolle dieser bei der posturalen Kontrolle spielt.

Die Bedeutung der visuellen, propriozeptiven und vestibulären Informationen bei der Kontrolle der Körperschwankungen stand bei Ekvall-Hansson et al. (2010) im Fokus ihrer Studie. 30 gesunde Proband/-innen (25 Frauen, 5 Männer) zwischen 21 und 59 Jahren nahmen an der Studie teil. Die Körperschwankungen wurden über eine Kraftmessplatte gemessen und die Durchschnittsgeschwindigkeit des CoP in die AP- und ML-Richtung ermittelt. Ebenso wurde der Schwankungsbereich (*sway area SA*) in mm<sup>2</sup>/sec berechnet. Die Testaufgabe, 30 Sekunden so still wie möglich stehen, war immer gleich, allerdings änderten sich die Testkonditionen: Augen offen/geschlossen, Kopf neutral/links/rechts/hinten bzw. fester/labiler (Schaumstoff) Untergrund. Dabei zeigte die Testung mit offenen Augen auf einem festen Untergrund die geringsten Körperschwankungen in alle Richtungen. Die größten Schwankungen wurden in der Testkondition gemessen, bei der der Kopf maximal nach hinten gestreckt war, die Augen geschlossen waren und man auf einem Schaumstoff stand (siehe Tabelle 6).

Tabelle 6: Durchschnittswerte und Standardabweichung (SD) für die ML- und AP-Schwankung sowie den Schwankungsbereich (SA)

	Test	ML speed mm/sec mean (SD)	AP speed mm/sec mean (SD)	SA mm <sup>2</sup> /sec mean (SD)
Vision	NEo	3.7 (1.5)	4.7 (1.4)	8.4 (4.3)
	NEc	5.7 (3)	8.7 (3.2)	18.0 (12.6)
Vision and position of vestibular organ	RoREo	4.3 (2.3)	6.5 (1.8)	12.8 (8.7)
	RoLEo	3.7 (1.4)	5.7 (1.4)	11.2 (5.2)
	RoREC	5.6 (2.7)	9.0 (3.1)	19.5 (12.9)
	RoLEc	5.4 (2.9)	8.8 (2.3)	19.4 (12.3)
	ExEo	4.4 (1.6)	8 (2.4)	15.0 (6.9)
	ExEc	5.6 (2.8)	10.1 (3.1)	22.2 (13.3)
Vision, position of vestibular organ and proprioception	FNEo	4.7 (1.6)	6.7 (1.7)	15.5 (7.8)
	FNEc	8.8 (3.5)	13.7 (2.6)	41.2 (19.2)
	FRoREo	5.3 (1.6)	8.8 (2.1)	22.9 (13.4)
	FRoLEo	4.6 (1.4)	7.6 (1.8)	16.7 (7.5)
	FRoREC	8.1 (3.2)	15.1 (4.7)	44.8 (26.0)
	FRoLEc	7.8 (4.5)	13.9 (4.5)	40.9 (29.1)
	FExEo	5.4 (1.4)	10.9 (2.9)	28.6 (13.9)
	FExEc	9.1 (3.7)	17.2 (5.2)	57.6 (28.6)

N= neutral head position, Eo=eyes open, EC=eyes closed, Ro=rotation of the head, R=to the right, L=to the left, Ex=extended neck, F=foam.

Quelle: Ekvall-Hansson et al. (2010, S. 15)

Die *multilevel analysis* ergab, dass geschlossene Augen und der labile Untergrund alle gemessenen Werte (ML, AP, SA) beeinträchtigten, jedoch die Stellung des Vestibularorgans nur die AP-Richtung und den SA. Die visuellen Informationen beeinflussten in dieser Studie die Körperschwankungen nach AP und ML am stärksten, ebenso war der SA beeinträchtigt. Die propriozeptiven Informationen beeinträchtigten ebenfalls die AP- und ML-Schwankungen, aber geringer als die visuellen Informationen. Der SA war stärker von den propriozeptiven als visuellen Informationen beeinträchtigt. Die Position des Vestibularorgans und somit die vestibulären Informationen hatten im Vergleich zu den visuellen und propriozeptiven Informationen nur eine untergeordnete Rolle.

Goble et al. (2011) stellten sich in ihrer Studie die Frage, in welchen Bezug neuronale Aktivitäten, hervorgerufen durch Stimulierung der Fußpropriozeptoren von jungen und älteren Erwachsenen, zu der Performance einer propriozeptiv anspruchsvollen Balanceaufgabe stehen. Insgesamt nahmen 40 Personen (24 Frauen, 16 Männer) an der

Studie teil, deren dominante Hand sowie dominanter Fuß rechts waren. Davon waren 20 junge Erwachsene (Alter 26.1 Jahre; Altersspanne von 19.9-32.4 Jahre) und 20 ältere Erwachsene (Alter 68.9 Jahre; Altersspanne von 62.3-81.3 Jahre), die allesamt keine neuromuskulären Beeinträchtigungen hatten. Es wurde eine *proprioceptive brain mapping* durchgeführt (siehe Kapitel 2.2.5), bei der die neuronalen Aktivitäten während der Stimulierung der Propriozeptoren des Fußes bzw. Knöchels (Sehnen- und Knochenvibration) erfasst wurden. Die Augen waren während der Testung geschlossen. Die Vibrationen wurden jeweils links und rechts ausgeführt. Die Sehnenvibration führte bei 35 von 40 Studienteilnehmer/innen (18 jung, 17 alt) zu der propriozeptiven Illusion einer Knöchelplantarflexion und/oder einer Zehenflexion. Die Knochenvibration aktivierte bestimmte Gehirnareale entsprechend der stimulierten Körperseite. Bei der Vibration der linken Tibia wurde die somatosensorische Kortex der rechten Hemisphäre aktiviert und andersrum. Kein Unterschied wurde hinsichtlich des Alters festgestellt. Im Vergleich zu der Knochenvibration löste die Muskelvibration eine deutlich extensivere Gehirnaktivität aus. Hinsichtlich des Alters gab es nur einen Unterschied: eine verringerte Aktivität bei älteren Erwachsenen im rechten Putamen.

Innerhalb von zwei Wochen nach dem *proprioceptive brain mapping* erfolgte die Erfassung der Fähigkeit des aufrechten Standes. Dazu mussten die Proband/innen mit geschlossenen Augen auf einer Balance-Kraftmessplatte stehen, die die CoP-Verschiebung erfasste. Es wurde ein *equilibrium score* (ES) errechnet, der die maximale AP-Schwankung (AP-Max) misst. Je größer der ES-Wert, desto besser war die Performance (= kleinere AP-Max-Abweichungen). Ebenso wurde die maximale ML-Abweichung ermittelt sowie der *root mean square error* (RMS) der CoP-Zeit für die AP- und ML-Richtung. Eine größerer RMS deutet dabei auf eine schlechtere Performance bei der Balanceaufgabe hin. Nur bei der Durchschnitts-ES und der AP-Geschwindigkeit gab es signifikante Unterschiede zwischen den jungen und alten Erwachsenen (t-Test, YOUNG>OLD, p<0.05). Ansonsten gab es die Tendenz, dass die Balance-Fähigkeit der älteren Erwachsenen bei allen gemessenen Werten schlechter als die der jungen Erwachsenen ist, jedoch nicht signifikant. Die Ergebnisse des Balance-Tests wurden mit der *proprioceptive brain mapping* abgeglichen. Dabei zeigte sich kein Zusammenhang zwischen der Knochenvibration und der Balance-Performance. Jedoch konnte ein Zusammenhang zwischen einer erhöhten Aktivität in bestimmten Gehirnarealen bei der Muskelvibration und einem höheren ES-Wert festgestellt werden. Die propriozeptiven Informationen der Fußmuskeln, insbesondere jene kommend aus den

Muskelspindeln, leisten demnach einen wichtigen Beitrag bei der Balancekontrolle in der AP-Richtung. Vor allem der Vermis (Kleinhirnwurm) und der präfrontale Kortex spielen eine aktive Rolle bei der Kontrolle. Ein Zusammenhang zwischen einem besseren ES-Wert und demnach einer besseren Balance-Performance und einer erhöhten Gehirnaktivität der rechten Hemisphäre bei Muskelvibrationen des Fußes, die eine Stimulierung der Fußpropriozeptoren bedingt, wurde ebenfalls festgestellt. Dieses „right sided attention network“ (Goble et al., 2011, S. 16350) nimmt markante sensorische Stimuli der Umgebung auf und wird wahrscheinlich sowohl von jungen als auch älteren Erwachsenen benutzt, um die Balance aufrechtzuerhalten. Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen jungen und älteren Erwachsenen hinsichtlich der Korrelation zwischen der Aktivität und der Balance-Performance festgestellt. Allerdings waren bei den älteren Erwachsenen die Korrelationswerte in der Regel höher.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen die Dominanz der rechten Hemisphäre bei der Verarbeitung der propriozeptiven Informationen, die von den Muskelspindeln der Fußmuskulatur kommen. Insbesondere die parietale, frontale und Inselcortex der rechten Hemisphäre stellen ein Netzwerk dar, das für die Verarbeitung der sensorischen Informationen eine zentrale Rolle spielen dürfte. Außerdem gab es eine Korrelation zwischen der Balance-Performance und der neuralen Aktivität in den Basalganglien (Pallidum, Putamen). Die Autor/innen schließen daraus, dass „[...]right-sided areas of the parietal, frontal, and insular cortex likely comprise a proprioceptive stimulus-driven attentional network for processing information related to the limits of body sway in the AP direction.“ (Goble et al., 2011, S. 16351) Es scheint, als ob diese Gehirnregionen zusammen mit den Strukturen der rechten Basalganglien eine wesentliche Rolle bei der Balancekontrolle spielen, sowohl bei jungen als auch älteren Erwachsenen.

Wurden beispielsweise bei Caudron et al. (2018) und Duclos et al. (2014) zwei Informationskanäle (visueller und propriozeptiver) gleichzeitig stimuliert bzw. beeinflusst, so werden bei Hwang et al. (2014) alle drei sensorischen Systeme zeitgleich manipuliert, um so den Einfluss der drei Informationsquellen auf die Kontrolle des aufrechten Standes festzustellen (für den Versuchsaufbau siehe Kapitel 2.1.2 bzw. Abbildung 4). Dazu wurden 10 gesunde Erwachsene (4 Frauen, 6 Männer; Altersspanne: 21-35 Jahre) visuellen, vestibulären und propriozeptiven Stimulierungen ausgesetzt, die mit unterschiedlichen Amplituden und somit kleineren bzw. größeren Reizen gesetzt wurden. Beobachtet wurde die Stabilisierung des aufrechten Standes, um Rückschlüsse auf die dynamische

Neugewichtung der sensorischen Informationen ziehen zu können, insbesondere bei veränderten Informationsbedingungen. Dabei zeigten die Studienergebnisse, dass bei einer visuellen Amplitudenvergrößerungen, also einem größeren visuellen Reiz, die visuellen Informationen abgeschwächt (*downweighting*) werden und gleichzeitig die vestibulären Informationen aufgewertet (*upweighting*) werden. Eine Aufwertung der propriozeptiven Informationen wurde nicht festgestellt. Die Autor/innen führen dies darauf zurück, dass mit der Achillessehnenvibration zwar wichtige Muskelspindel für die posturale Kontrolle stimuliert werden, es jedoch noch unzählige weitere Muskelspindel in der gesamten menschlichen Muskulatur gibt, die ebenfalls eine Rolle für die posturale Kontrolle haben und somit die Informationen der stimulierten Muskelspindeln ausgleichen (vgl. Hwang et al., 2014, S. 1-5). Während der propriozeptiven Stimulierung wurde allerdings ein *upweighting* der visuellen und vestibulären Informationen festgestellt. Mit der Vibration der Achillessehnen verlieren die propriozeptiven Informationen dieser Region an Reliabilität und es werden die zwei anderen Informationskanäle aufgewertet. Somit zeigt sich eine Asymmetrie, da der visuelle Stimulus kein propriozeptives *upweighting* auslöst, jedoch die propriozeptive Stimulierung eine Aufwertung der visuellen Informationen mit sich zieht (vgl. ebd., S. 5-7).

Des Weiteren wurde festgestellt, dass die drei unterschiedlichen Stimuli zu Reaktionen in unterschiedlichen Körperteilen führen. Visuelle Informationen lösen dabei Reaktionen in den Beinen und im Rumpf aus und deuten darauf, dass diese Informationen ein einziges Kontrollsignal auslösen, dass alle Muskeln aktiviert. Dem hingegen aktiveren vestibulären Informationen unterschiedliche Muskelgruppen bzw. Körperpartien, in dieser Studie Beine und Rumpf, und können damit unterschiedliche Körperteile gezielt aktivieren und kontrollieren (vgl. ebd., S. 5).

Kabbaligere et al. (2017) untersuchten die Interaktion zwischen der Propriozeption der Knöchel und der visuellen Informationen während der sensorischen Integration der beiden Signale, wenn diese unterschiedliche sensorische Informationen hinsichtlich der Körperbewegungsrichtung bzw. -schwankung liefern. 10 gesunde, junge Erwachsene (Alter  $26.3 \pm 4.1$  Jahre), die weder neurologische noch vestibuläre Einschränkungen hatten, wurden visuellen Reizen und Vibrationsreize (jeweils vier Sekunden lang) ausgesetzt, sowohl separat hintereinander als auch beide gleichzeitig. Die Körperschwankungen wurden mittels einer Kraftmessplatte erfasst, die den CoP-Verlauf eruierte. Ebenso wurden die Gelenkwinkel der Hüfte, Knie und Knöchel aufgezeichnet. Wie in den anderen Studien

löste die Vibration (80 Hz) der Achillessehne bei geschlossenen Augen eine signifikante Verschiebung des CoP nach hinten aus. Der visuelle Reiz, gesetzt durch eine virtuelle Realitysoftware via einer Displaybrille, führte ebenfalls zu einer signifikanten Verschiebung des CoP, allerdings nach vorne. Die durchschnittliche Verschiebung nach hinten ausgelöst durch die Vibration (Vib) war deutlich größer (ca. 20mm) als die Verschiebung nach vorne bedingt durch den visuellen Stimulus (Vf) (ca. 4mm). Bei gleichzeitigem propriozeptivem und visuellem Stimulus war die Verschiebung signifikant geringer (ca. 8mm nach hinten) verglichen zu den Werten, wo nur die Vibration ausgeführt wurde (genaue Werte siehe Tabelle 7). Dies weist darauf hin, dass der Vibrationseffekt signifikant vermindert wird, wenn zeitgleich ein (entgegengesetzter) visueller Reiz gesetzt wird. Die Werte der beiden Messungen (Vib, Vf) wurden addiert, um eine Vorhersage zu treffen, wie sich der CoP verschiebt, wenn beide Reize gleichzeitig gesetzt werden. Die Verschiebung war allerdings deutlich geringer (ca. 8mm) als die Summe der einzelnen Werte (ca. 16mm) vermuten ließ. Bei der Knöchelgelenksverschiebung zeigte sich ein ähnliches Bild, wo auch die Vib-Werte signifikant größer waren als die Vib+Vf-Werte (siehe Tabelle 7).

*Tabelle 7: Messwerte (in mm bzw. Grad) für alle Bedingungen (Vib=Vibration, Vf=visueller Stimulus, RMS=root mean square, \*signifikanter Unterschied zur Ausgangsposition (ruhiger Stand ohne Reiz), \*\*signifikanter Unterschied zur Vib-Kondition)*

Variable	Vib	Vf	Vib + Vf
<b>Mean COP displacement</b>			
T <sub>0</sub>	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00
T <sub>1</sub>	-5.17 ± 1.41*	1.48 ± 0.48**	1.21 ± 1.00**
T <sub>2</sub>	-21.84 ± 4.55*	3.92 ± 0.52**	-8.38 ± 1.62**
<b>Mean ankle displacement</b>			
T <sub>0</sub>	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00
T <sub>1</sub>	-0.39 ± 0.07*	0.05 ± 0.03**	-0.19 ± 0.06**
T <sub>2</sub>	-1.29 ± 0.33*	0.17 ± 0.05**	-0.31 ± 0.13**
<b>Mean hip displacement</b>			
T <sub>0</sub>	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00
T <sub>1</sub>	0.18 ± 0.07	-0.07 ± 0.07	0.15 ± 0.06
T <sub>2</sub>	0.82 ± 0.27	-0.02 ± 0.11	0.73 ± 0.19
<b>RMS and Peak COP displacement (mm)</b>			
	19.12 ± 3.12	5.17 ± 0.31*	9.91 ± 1.13**
	33.07 ± 6.28	8.62 ± 0.64*	15.91 ± 2.08**
<b>RMS and Peak of Ankle joint angular displacement (°)</b>			
	1.18 ± 0.23	0.23 ± 0.02,	0.44 ± 0.08**
	2.05 ± 0.42	0.33 ± 0.03*	0.55 ± 0.13**
<b>RMS and Peak of knee joint angular displacement (°)</b>			
	1.11 ± 0.48	1.12 ± 0.48*	0.62 ± 0.19
	2.42 ± 1.38	0.32 ± 0.05*	0.73 ± 0.19
<b>RMS and Peak of hip joint angular displacement (°)</b>			
	0.69 ± 0.19	0.28 ± 0.08	0.61 ± 0.14
	1.22 ± 0.34	0.41 ± 0.09	0.92 ± 0.23

*Quelle: Kabbaligere et al. (2017, S. 248)*

Die Erklärung für diesen Effekt liegt laut den Autor/-innen beim sensorischen Neugewichtungsprozess (*sensory reweighting process*): „[...]disruptive proprioceptive cues from the ankle may have been downweighted in the presence of a visual input that by itself results in body sway in the opposite direction of Achilles vibration.“ (Kabbaligere et al.,

2017, S. 247) Es stellt sich jedoch die Frage nach dem Grund für die Auf- bzw. Abwertung der visuellen bzw. propriozeptiven Informationen. Werden bei gleichzeitiger Stimulierung die visuellen Informationen aufgewertet, weil sie grundsätzlich bedeutender für die posturale Kontrolle sind, zumindest im Vergleich zu den propriozeptiven Informationen. Oder erfolgte in diesem Versuchssetting die Auf- und Abwertung infolge der Reizstärke, da der visuelle Reiz schwächer war als der propriozeptive Reiz und somit als zuverlässiger wahrgenommen wurde.

Ondra et al. (2017) untersuchten in ihrer Studie die Auswirkungen eines 20-wöchigen *in-season multi-intervention*, neuromuskulären und propriozeptiven Trainingsprogrammes auf die posturale Stabilität. 21 gesunde, männliche Jugendprofibasketballspieler (Alter  $17.3 \pm 1.3$  Jahre) wurden dafür in eine Interventionsgruppe ( $n=10$ ) und eine Kontrollgruppe ( $n=11$ ) eingeteilt. In der Interventionsgruppe wurde das neuromuskuläre und propriozeptive Trainingsprogramm dreimal in der Woche zu jeweils 20 Minuten durchgeführt. Einmal in der Woche wurde es vor dem normalen Trainingsprogramm abgehalten und zweimal war es Teil der normalen Trainingssession (vgl. Ondra et al., 2017, S. 145-146). Die posturale Stabilität wurde vor und nach der 20-wöchigen Trainingsintervention mittels eines *balance pad* (AIREX<sup>©</sup> Schaumstoffmaterial), das auf einer Kraftmessplatte aufliegt, gemessen. Dabei wurde die durchschnittliche Geschwindigkeit ( $\text{cm} \cdot \text{s}^{-1}$ ) der Verschiebung des Druckmittelpunktes (*centre of pressure CoP*) in die medial-laterale (ML), anterio-posteriore (AP) Richtung sowie die Gesamtgeschwindigkeit der CoP-Verschiebung gemessen (vgl. Ondra et al., 2017, S. 145-146). Vor der Trainingsintervention gab es zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe keinen signifikanten Unterschied in der durchschnittlichen Verschiebegeschwindigkeit des CoP (ML/AP) und der durchschnittlichen Gesamtgeschwindigkeit der CoP-Verschiebung weder im dominanten noch im nicht-dominanten Bein. Nach dem Trainingsprogramm zeigte sich in der Interventionsgruppe ein signifikant positiver Effekt ( $\alpha=0.05$ ) auf die posturale Stabilität während des einbeinigen Standes im dominanten sowie nicht-dominanten Bein (siehe Tabelle 8). Bei der Durchschnittsgeschwindigkeit der CoP-Verschiebung in die ML-Richtung wurde im dominanten Gliedmaß ein signifikanter, kleiner Effekt ( $p=0.007$ ,  $n_p^2=0.327$ ), im nicht-dominanten ein signifikanter, mittlerer Effekt ( $p<0.001$ ,  $n_p^2=0.623$ ) festgestellt. In die AP-Richtung wurde im dominanten Gliedmaß ebenfalls ein signifikanter, kleiner Effekt ( $p=0.013$ ,  $n_p^2=0.281$ ) und im nicht-dominanten ein signifikanter, mittlerer Effekt ( $p<0.001$ ,  $n_p^2=0.589$ ). In der Gesamtgeschwindigkeit der CoP-Verschiebung zeigt

sich ein ähnliches Bild, mit einem signifikanten, kleinen Effekt im dominanten Bein ( $p=0.009$ ,  $\eta_p^2=0.312$ ) und einem signifikanten, mittleren Effekt im nicht-dominanten ( $p<0.001$ ,  $\eta_p^2=0.649$ ). Bei den Resultaten (siehe Tabelle 8) sieht man ebenfalls, dass, während die Geschwindigkeiten in der Interventionsgruppe von Prä- zu Posttest signifikant abnahmen, in der Kontrollgruppe die Geschwindigkeiten in allen Messungen (dominant/nicht-dominant, AP/ML/Gesamt) zunahmen und sich ohne der neuromuskulären und propriozeptiven Trainingsintervention in der Testung der posturalen Stabilität nach 20 Wochen verschlechterten. In der Studie gibt es keine Angaben zur Signifikanz dieser Verschlechterung. Die Autor/innen nehmen an, dass sich diese Verschlechterung in der Kontrollgruppe auf die zunehmende Belastung des muskulären Systems während der Saison ohne entsprechende Ausgleichsübungen zurückführen lässt.

*Tabelle 8: Testwerte vor und nach einer 20-wöchigen neuromuskulären und propriozeptiven Trainingsintervention während der Basketballsaison*

	Pre		Post		Group by time interaction	
	Mean	SD	Mean	SD	p	$\eta_p^2$
<b>Mean COP velocity in the medial-lateral direction (cm·s<sup>-1</sup>)</b>						
Dominant limb						
Intervention group	3.57	0.90	2.85	0.45	.007	.327
Control group	3.36	0.45	3.68	0.55		
Non-dominant limb						
Intervention group	3.54	0.72	2.67	0.39	<.001	.623
Control group	3.29	0.59	3.84	0.64		
<b>Mean COP velocity in the anterior-posterior direction (cm·s<sup>-1</sup>)</b>						
Dominant limb						
Intervention group	3.51	0.85	2.81	0.34	.013	.281
Control group	3.21	0.38	3.35	0.68		
Non-dominant limb						
Intervention group	3.32	0.70	2.70	0.34	<.001	.589
Control group	2.99	0.54	3.48	0.68		
<b>Mean COP total velocity (cm·s<sup>-1</sup>)</b>						
Dominant limb						
Intervention group	5.45	1.27	4.43	0.57	.009	.312
Control group	5.15	0.53	5.54	0.95		
Non-dominant limb						
Intervention group	5.24	1.00	4.20	0.50	<.001	.649
Control group	4.93	0.79	5.75	0.99		

*Quelle: Ondra et al., (2017, S. 147)*

Pasma et al. (2014) untersuchten in ihrer Studie, wie die propriozeptiven Informationen des linken und des rechten Beines bei der Aufrechterhaltung des aufrechten Standes zusammenspielen. Dazu mussten 10 gesunde Personen (6 Frauen, 4 Männer; Alter  $25.8 \pm 2.4$  Jahre) versuchen, mit geschlossenen Augen die Balance zu halten, während beide Füße separat durch eine Maschine (*bilateral ankle perturbator BAP*) bewegt wurden und so die

Knöchelpropriozeption gestört wurde. In zwei unterschiedlichen Testsettings wurde (1) nur der linke Fuß mit unterschiedlichen Bewegungsamplituden bewegt während der rechte Fuß nicht bewegt wurde (*one-leg perturbation*) und (2) der rechte Fuß mit unterschiedlichen Amplituden bewegt während der linke Fuß konstant bewegt wurde (*two-leg perturbation*) (vgl. Pasma et al., 2012, S. 1138-1140). Gemessen wurde unter anderem die Gewichtung der beiden Beine, die Stabilisierungsmechanismen und die Sensitivitätsfunktionen (*sensitivity functions*). Bei der Gewichtung wurde bei der *one-leg perturbation* kein signifikanter Unterschied zwischen linkem und rechtem Bein festgestellt. Bei der *two-leg perturbation* unterschied sich nur die L3R8-Testbedingung (Amplitude des linken Fußes: 0.03rad, Amplitude des rechten Fußes: 0.08rad) signifikant ( $p=0.024$ ), jedoch ist der Unterschied gering (siehe Tabelle 9).

*Tabelle 9: Gewichtverteilung für den linken Fuß in Prozent bei allen Testbedingungen (L=linker Fuß, R=rechter Fuß, 1=0.01rad Bewegungsamplitude, 3=0.03rad, 8=0.08rad)*

Condition	Weight, %
<i>One-leg perturbation</i>	
L1R0	$49.7 \pm 5.5$
L3R0	$49.5 \pm 5.3$
L8R0	$49.4 \pm 6.1$
<i>Two-leg perturbation</i>	
L3R1	$50.1 \pm 5.9$
L3R3	$50.8 \pm 7.4$
L3R8	$52.1 \pm 6.9^*$

Values are means  $\pm$  SD over all subjects for weight bearing on the left leg.  
 $*P < 0.05$ .

*Quelle: Pasma et al. (2012, S. 1142)*

Dieser Unterschied weist auf eine asymmetrische Gewichtsverteilung hin. In dieser Testbedingung wurde auch ein Interaktionseffekt zwischen Körperseite und *perturbation amplitude* festgestellt, wobei das linke Bein mehr zur Stabilisierung beitrug als das rechte Bein. Grundsätzlich hatte die Bewegungsamplitude keinen signifikanten Einfluss auf die Stabilisierungsmechanismen weder in der *one-leg perturbation* noch in der *two-leg perturbation*. Das heißt, auch bei größeren sensorischen Störungen ändern sich die Dynamiken des Stabilisierungsmechanismus nicht.

Bei der *one-leg perturbation* wurde mit höheren Bewegungsamplituden ein Rückgang der Körperbewegungen (*gain*) festgestellt. Dies deutet darauf hin, dass die propriozeptive

Gewichtung abnahm. Des Weiteren wurde festgestellt, dass die sensorische Neugewichtung frequenzabhängig ist. Bei niedrigen Frequenzen war die sensorische Neugewichtung stärker ausgeprägt. Dies führen die Autor/innen darauf zurück, dass die Propriozeption sehr sensibel bei langsamen Bewegungen ist. Bei höheren Frequenzen waren die Körperschwankungsreaktionen hauptsächlich vom Trägheitsmoment abhängig und die sensorische Neugewichtung hatte keinen Effekt.

Ähnlich waren die Ergebnisse bei der *two-leg perturbation*: je größer die Bewegungsamplitude des rechten Fußes desto geringer die propriozeptive Gewichtung des rechten Fußes. Die sensorische Gewichtung des linken, weniger bewegten bzw. irritierten (*perturbed*) Fußes blieb gleich und wurde auch nicht vom Rückgang der sensorischen Gewichtung des rechten, stärker bewegten bzw. irritierten Fußes beeinflusst. Dies zeigt, dass die propriozeptiven Informationen des linken und rechten Fußes unabhängig voneinander gewichtet werden. Grundsätzlich erfahren die sensorischen Informationen des bewegten, sprich irritierten, Fußes ein *down-weighting* mit größerer Bewegungsamplitude. Unabhängig davon, ob das andere Bein bzw. der andere Fuß bewegt wird oder nicht. Da das *down-weighting* des stärker irritierten Fußes nicht mit einem *up-weighting* des weniger stark irritierten Fußes kompensiert wird, liegt die Vermutung nahe, dass die vestibulären Informationen aufgewertet werden und die Kompensationsaufgabe übernehmen, da es keine visuellen Informationen gibt, weil die Proband/innen die Augen geschlossen haben.

Sahin et al. (2015) verglichen die Propriozeption des Kniegelenks und die Balance von 19 jungen, weiblichen Volleyballspielerinnen (Alter  $16.21 \pm 0.71$  Jahre) mit 19 jungen Frauen (Alter  $16.21 \pm 0.42$  Jahre), die in den letzten 12 Monaten kein regelmäßiges Training betrieben. Sowohl für die IG als auch CG galten als Inklusionskriterien keine Verletzungen der unteren Extremitäten und keine neurodegenerativen Erkrankungen. Mittels dem *Biodex Stability System* wurde die *overall instability* (OSI), *anterior/posterior instability* (API) und *medial/lateral instability* (MLI) des dominanten Beines mit geschlossenen (*closed eyes CE*) und offenen Augen (*open eyes OE*) gemessen. Mit Hilfe des *Biodex Dynamometer* wurde die Propriozeption des Knies gemessen. Dazu mussten die Probandinnen Knieextension in 60 und 20 Grad machen, sowohl aktiv als auch passiv. Die Augen waren dabei verbunden, um die visuellen Informationen auszuschalten. Zwischen der IG und CG wurden bei den Balance-/Stabilitätstest und bei der Knieextension bei 20 Grad (aktiv und passiv) keine signifikanten Unterschiede gefunden. Bei 60 Grad gab es jedoch einen signifikanten

Unterschied in der aktiven ( $p<0.01$ ) sowie passiven ( $p<0.05$ ) Kniegelenkspropriozeption (siehe Tabelle 10) (vgl. Sahin et al., 2015, S. 438-439).

*Tabelle 10: Balance- und Propriozeptionsmesswerte*

	Experimental group (19)	Control group (19)	p
OSI-OE	$3.95 \pm 1.89$	$4.25 \pm 0.96$	
OSI-CE	$8.85 \pm 2.07$	$9.46 \pm 1.34$	
API-OE	$3.39 \pm 2.06$	$3.97 \pm 1.14$	
API-CE	$7.42 \pm 2.00$	$8.32 \pm 1.35$	
MLI-OE	$1.51 \pm 0.62$	$1.67 \pm 0.62$	
MLI-CE	$3.55 \pm 1.18$	$3.94 \pm 1.04$	
KP 20-A	$24.15 \pm 4.82$	$25.85 \pm 5.49$	
KP 20-P	$23.15 \pm 4.77$	$24.77 \pm 3.92$	
KP 60-A	$59.44 \pm 2.97$	$62.44 \pm 2.69$	**
KP 60-P	$59.99 \pm 2.47$	$61.62 \pm 2.33$	*

Significant difference: \*\*:  $p<0.01$ ; \*:  $p<0.05$

OSI-OE: open eyes overall instability index; OSI-CE: closed eyes overall stability index; API-OE: open eyes anterior/posterior instability; API-CE: closed eyes anterior/posterior instability; MLI-OE: open eyes medial/lateral instability; MLI-CE: closed eyes medial/lateral instability; KP 20-A: active knee joint proprioception at 20° degrees; KP 20-P: passive knee joint proprioception at 20° degrees; KP 60-A: active knee joint proprioception at 60° degrees; KP 60-P: passive knee joint proprioception at 60° degrees

*Quelle: Sahin et al. (2015, S. 439)*

## 5 Diskussion

In diesem Kapitel werden die eben vorgestellten Studien und deren Ergebnisse miteinander in Bezug gebracht und verglichen. Dazu werden auf die eingangs aufgeworfenen Fragestellungen (siehe Kapitel 1) Bezug genommen und versucht, diese zu beantworten. Die getroffenen Aussagen werden in den Kontext der theoretischen Grundlagen (siehe Kapitel 2) gestellt und in den aktuellen Forschungsstand eingebettet. Zur besseren Strukturierung und Lesbarkeit wurden thematische Zwischenüberschriften eingefügt.

### Propriozeption und Alter

Die zwei Studien von Boisgontier et al. (2012) und Boisgontier und Nougier (2013) beschäftigen sich mit den Unterschieden bei der Knöchelpropriozeption zwischen jungen und älteren Erwachsenen. Da in beiden Studien dieselbe Testmethode (*contralateral concurrent position matching*) verwendet wurde, sind die Studienergebnisse gut miteinander vergleichbar. In beiden Studien wurde festgestellt, dass bei einfachen Testbedingungen (*single-task* bzw. *self-selected speed*) ältere Erwachsene die gleichen Ergebnisse hinsichtlich der Knöchelpropriozeption wie jüngere Erwachsene erreichen. Gesunde, junge Erwachsene können den Zielfuß ziemlich genau auf die Position des Referenzfußes bringen:  $3.0 \pm 0.2$  Grad (*single matching test*) bzw.  $3.0 \pm 0.3$  Grad (*self-selected speed condition*). Dafür benötigen sie  $2.03 \pm 0.22$  bzw. ca. 1.6 Sekunden und sind damit schneller als ältere Erwachsene. Diese brauchen mehr Zeit bzw. führen die Bewegung langsamer aus. Dies erklären sich beide Studien unter anderem durch die längere Zeit, die der Referenzfuß in der Zielposition verweilt, weil dadurch die Möglichkeit von neuronalen Repräsentationen der Referenzposition erhöht wird (vgl. Boisgontier & Nougier, 2013, S. 1349). Um diese Vermutung mit der längeren neuronalen Repräsentationszeit zu verifizieren bzw. falsifizieren, sind weitere Studien von Nöten, die sich explizit mit dieser Fragestellung auseinandersetzen. Es zeigt sich aber bei beiden Studien, dass es hinsichtlich der Knöchelpropriozeption, genauer gesagt beim Gelenksstellungssinn, keine Unterschiede zwischen jungen Erwachsenen und älteren Erwachsenen gibt, zumindest nicht beim *contralateral concurrent single-task* bzw. in der *self-selected speed condition*. Da bei beiden Studien die *matching*-Aufgabe ohne Hilfe der visuellen Informationen gemacht wurden, widersprechen die Ergebnisse der Studien zu einem gewissen Teil der Aussage von Ekvall-Hansson et al. (vgl. 2010, S. 8), dass ältere Personen stärker von den visuellen Informationen abhängig sind. Dieser Widerspruch ist, wie angeführt, nur zu einem gewissen Punkt korrekt,

da Ekvall-Hansson et al. sagen, dass ältere Personen stärken von den visuellen Informationen abhängig sind, um die Balance aufrechtzuerhalten. In den Studien von Boisgontier et al. (2012) und Boisgontier und Nougier (2013) wurde jedoch nicht die Balance per se getestet, sondern die Knöchelpropriozeption im Sinne des Gelenksstellungssinn. Allerdings weisen Duclos et al. (2014, S. 2) darauf hin, dass die Propriozeption der unteren Extremitäten eine wesentliche Rolle in der Kontrolle der Balance beim aufrechten Stand spielt, wodurch doch ein gewisser Widerspruch in den Studienergebnissen und der Aussage von Ekvall-Hansson et al. zu erkennen ist.

Zu dem Ergebnis, dass jüngere und ältere Erwachsene eine ähnliche propriozeptive Leistungsfähigkeit aufweisen, kamen auch Goble et al. (2011), die die Gehirnaktivitäten während einer Stimulierung der Knöchelpropriozeptoren bei jüngeren und älteren Erwachsenen mit der Balancefähigkeit abgleichen. Hinsichtlich der neuronalen Aktivität und der Balanceperformance gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Altersgruppen, mit Ausnahme einer reduzierten Aktivität des Putamen bei älteren Erwachsenen. Bei der Balanceperformance waren die älteren Erwachsenen tendenziell schlechter bei allen gemessenen Werten, jedoch nicht signifikant. Die Balanceaufgabe bestand darin, für 20 Sekunden mit geschlossenen Augen so still wie möglich zu stehen. Diese Aufgabe kann man als eine relativ einfache Balanceaufgabe einordnen.

Bei erschwerten Bedingungen, genauer gesagt bei kognitiven Zusatzbelastungen oder Stressfaktoren (*dual-task* bzw. *fast speed*), ist die propriozeptive Performance der älteren Erwachsenen signifikant schlechter als bei jüngeren Erwachsenen. In der Studie von 2012 mit den kognitiven Zusatzaufgaben wird dieses Ergebnis mit der Aufmerksamkeit erklärt. Posturale Kontrolle bei älteren Personen verlangt demnach mehr Aufmerksamkeit. Wenn die Bewegungsaufgabe einfach ist, wie beim *single-matching task*, können ältere Personen ähnliche Ergebnisse erzielen wie jüngere. Wird die Aufgabe schwieriger oder kommen zusätzliche kognitive Anforderungen hinzu, wie es beim *dual-task* der Fall war, verschlechtert sich die Performance (vgl. Boisgontier et al., 2012, S. 12). Die Autor/innen sehen das als ein Indiz für den Rückgang bzw. die Verschlechterung der Propriozeption im Alter. Dies könnte seine Gründe in der Peripherie haben, da durch die altersbedingten Änderungen in den Muskeln, Gelenken und der Haut die Qualität und die Intensität der sensorischen Inputs der Propriozeptoren abnimmt. Eine weitere Hypothese sieht den Grund in der Zentrale, nämlich im Hirn, da im Alter Zellverlust und Schädigung der Myelin- und Nervenfasern in der Großhirnrinde vermutlich zu einem Rückgang der zentralen

Verarbeitungskapazität (*central processing capacity*) führen. Dadurch könnte sich die Integration der sensorischen Inputs und die (Neu-)Gewichtungsprozesse ändern bzw. verlängern (vgl. Boisgontier et al., 2012, S. 11-12). Hinsichtlich der neuronalen Aktivitäten bei der Stimulierung der Knöchelpropriozeptoren und bei einer einfachen Balanceaufgabe konnten Goble et al. (2011) jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen jüngeren und älteren Erwachsenen feststellen. Allerdings wurde die neuronale Aktivität bei keiner propriozeptiv schweren Aufgabe gemessen. Dies wäre für zukünftige Studien ein interessante Forschungsfrage.

Aber nicht nur kognitive Zusatzaufgaben (Boisgontier et al., 2012) führen zu einem schlechteren Ergebnis bei älteren Erwachsenen, sondern auch zusätzlicher Stress in Form von Zeitdruck (Boisgontier & Nougier, 2013). In beiden Studien wurde festgestellt, dass ältere Erwachsene bei zusätzlichem Druck, sei es kognitiv oder zeitlich, dazu tendieren, über das propriozeptive Ziel hinausschießen. Die Autoren sehen diesen *overshoot* nicht als eine bewusste Strategie, sondern als eine altersbedingte Veränderung der propriozeptiven Kontrolle der Bewegung. Somit kann hinsichtlich der Forschungsfrage/n festgehalten werden, dass gesunde, jüngere Erwachsene mit zusätzlichen Stressfaktoren fast problemlos umgehen können und die propriozeptive Performance fast nicht darunter leidet. Bei älteren Erwachsenen nimmt die Präzision der propriozeptiven Bewegungskontrolle jedoch ab und sie tendieren zu einem *overshoot*, das heißt, dass sie die propriozeptive Zielposition eher übertreffen, als darunter bleiben (vgl. Boisgontier & Nougier, 2013, S. 1349).

Hinsichtlich der Art der Bewegungskontrolle konnte anhand der Analyse der *sub-movements* ebenfalls Unterschiede zwischen jüngeren und älteren Erwachsenen festgestellt werden (Boisgontier & Nougier, 2013). Jüngere Erwachsene kontrollieren die Bewegung hauptsächlich kontinuierlich (*continuous model*), währenddessen ältere Erwachsene eine intermittierende Bewegungskontrolle verwenden (*intermittent model*). Der Unterschied zwischen *intermittent control* und *continuous control* ist bei Abbildung 19 ersichtlich.

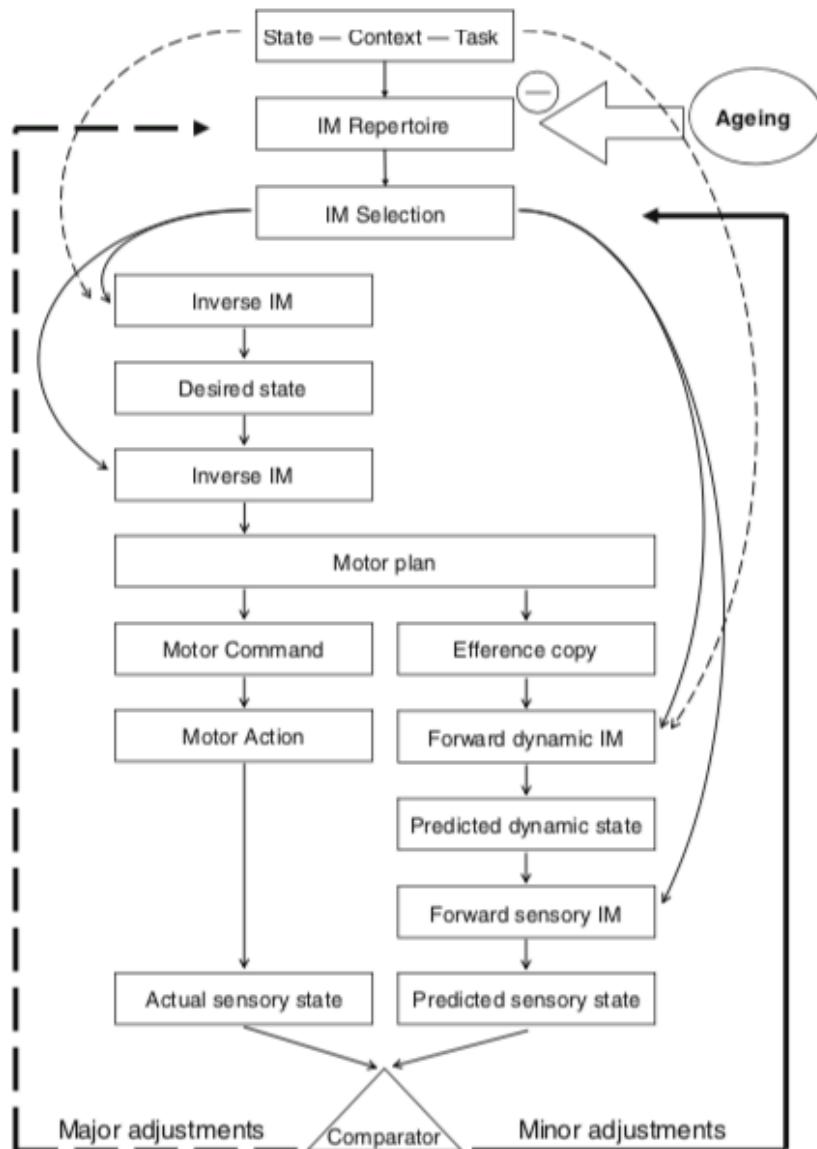


Abbildung 19: Algorithmus der kontinuierlichen (dicker, durchgezogener Pfeil) und intermittierenden (dicker, strichliertes Pfeil) Kontrolle. Basierend auf vorhergegangenen Erfahrungen wählt das ZNS interne Modelle (IM) aus, die für die Ausführung der Bewegungsaufgabe verantwortlich sind. Je nach Notwendigkeit werden kleinere oder größere Bewegungskorrekturen ausgeführt, entweder durch reweighting oder einer neuen Auswahl an IM (vgl. Boisgontier & Nougier, 2013, S. 1351)

Das bei der intermittierenden Kontrolle in der *fast speed condition* die Referenz- und Zielposition nicht mehr erreicht wurde, erklären sich die Autoren durch eine Abnahme der Varietät an internen Modellen (siehe dazu Kapitel 2.1.5). Eine effiziente propriozeptive Kontrolle ist abhängig von der Kenntnis bzw. des Bewusstseins des Körperzustandes. Man muss also die Position und Geschwindigkeit der Bewegung eines Körperteils im Verhältnis zu den restlichen Körperteilen und der unmittelbaren Umgebung wissen. Diese Kenntnisse basieren einerseits auf den Informationen der sensorischen Signale und andererseits auf den Informationen der Vorhersagen der internen Modelle, wenn die Bewegung bereits begonnen hat. Die Informationsqualität der sensorischen Siganel kann sich aufgrund altersbedingter Veränderungen in den Muskeln, Gelenken und Hautrezeptoren verschlechtern, was sich negativ auf die propriozeptive Bewegungskontrolle auswirken kann. Zusätzlich wird vermutet, dass eine im Alter unzureichende Neuromodulierung eine geringer ausgeprägte interne Repräsentation der Körperposition(en) und des Raumes verursacht.<sup>3</sup> Diese altersbedingten Veränderungen haben als Konsequenz, dass die *inverse models* und die dazugepaarten *forward models* dürfstiger werden und die Vielfalt der gepaarten internen Modell abnimmt (siehe Abbildung 19 in der oberen Hälfte *IM Repertoire* und der negative Einfluss des *Ageing*). Trotz dieser altersbedingten Einschränkung können ältere Erwachsene die gleichen Ergebnisse wie jüngere Erwachsene hinsichtlich der propriozeptiven Kontrolle erzielen, wie alle drei Studien dieser systematischen Übersichtsarbeit zeigten (Boisgontier & Nougier, 2013; Boisgontier et al., 2012; Goble et al., 2011). Dies schaffen sie durch Kompensationsmechanismen, indem sie zusätzliche kortikale und Aufermersamkeitsressourcen rekrutieren. Steigt sich die Komplexität der Bewegungsaufgabe, ist eine Kompensation zusätzlicher Ressourcen schwierig, weswegen die Bewegungsperformance, speziell die propriozeptive Bewegungskontrolle in den beiden diskutierten Studien, darunter leidet (Boisgontier & Nougier, 2013). Die zusätzliche Aktivierungen kortikaler Ressourcen konnte in der Studie von Goble et al. (2011) nicht belegt werden. Hier wurde gezeigt, dass die neuronale Aktivitäten ausgelöst durch die Stimulierung der Knöchelpropriozeptoren bei jüngeren und älteren Erwachsenen gleich sind. Mit Ausnahme des Putamen, das bei älteren Erwachsenen eine verringerte Aktivität bei Stimulierung der Muskelspindeln aufweist. Allerdings wurden die neuronale Aktivität nicht während der Ausführung einer propriozeptiven Aufgabe gemessen, sondern nur

---

<sup>3</sup> Für weitere Informationen zum kognitiven Altern, Neuromodulation und interne Repräsentation siehe S.-C. Li und Sikström (2002)

während der propriozeptiven Stimulierung. Grundsätzlich zeigte die Studie jedoch, dass vor allem die Kortex und die Basalganglien der rechten Hemisphäre eine wesentliche Aufgabe bei der Integration der propriozeptiven Informationen des Fußes und in weiterer Folge bei der Kontrolle der Balance spielen. In der Studie war die dominante Hand sowie der dominante Fuß der Proband/innen rechts. Interessant wäre es, zu untersuchen, ob auch bei Proband/innen, deren dominante Seite links ist, ein ähnliche Aktivierung in der rechten Hemisphäre stattfindet (Goble et al., 2011).

Boisgontier et al. (2012) konnten hinsichtlich der Knöchelpropriozeption, genauer gesagt beim Gelenksstellungssinn, keine Unterschiede zwischen jungen Erwachsenen und älteren Erwachsenen feststellen, zumindest nicht beim *contralateral concurrent single-task*. Demnach sind die propriozeptive Schärfe und Angleichungsgenauigkeit zwischen jüngeren und älteren Erwachsenen in diesem Testszenario gleich. Aufgrund dieses Testergebnisses kann man jedoch nicht die Schlussfolgerung ziehen, dass die Propriozeption im höheren Alter gleich gut ist wie in jüngeren Jahren. Der verwendete Test war unter anderem aufgrund der langen Zeit, die der Referenzfuß in der zu angleichenden Position verweilte, relativ einfach. Ein schwierigerer Test wäre notwendig, um propriozeptive Defizite im Alter wirklich feststellen zu können. (vgl. Boisgontier et al., 2012, S. 10).

Auch Goble et al. (2011) stellten hinsichtlich der Balancefähigkeit eine tendenziell schlechtere Performance der älteren Erwachsenen fest, jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen der jüngeren und der älteren Kohorte. Die Aufgabe, bei geschlossenen Augen so still wie möglich zu stehen, kann ebenfalls als eine eher leichtere Aufgabe eingestuft werden. Dass die Performance der älteren Erwachsenen bei schweren Aufgaben bzw. zusätzlichen Belastungen leidet, zeigten die zwei Studien von Boisgontier et al. (2012) und Boisgontier und Nougier (2013). Weitere Studien sind notwendig, um festzustellen, worauf sich die schlechtere Performance bei propriozeptiv anspruchsvoller Aufgaben zurückführen lässt. Zudem wäre es interessant die neuronalen Aktivitäten, wie es Goble et al. (2011) in ihrer Studie gemacht haben, bei diesen schwereren Aufgaben zu beobachten, um etwaige altersbedingte Unterschiede sichtbar zu machen.

## Propriozeption und posturale Kontrolle

Wie in Kapitel „2.1.3 Die Aufgaben des posturalen Systems“ ausführlicher erläutert wurde, sind die zwei Hauptaufgaben der posturalen Kontrolle die posturale Orientierung und die posturale Balance. Posturale Orientierung bedeutet dabei die aktive Kontrolle über den Körper bzw. die einzelnen Körperteile hinsichtlich der Schwerkraft, der Stützfläche, des visuellen Umfelds und der körpereigenen Rückmeldungen. Posturale Balance hingegen ist definiert als die Koordination von sensomotorischen Strategien, um bei selbst-ausgelösten oder extern zugeführten Störungen den Körperschwerpunkt zu stabilisieren. Alle 11 Studien dieser systematischen Literaturanalyse hatten eine dieser beiden Aufgaben bei den Testungen im Fokus. Bei Boisgontier und Nougier (2013), Boisgontier et al. (2012) und Caudron et al. (2018) war bei den *matching*-Aufgaben bzw. der Bewegungswahrnehmung vor allem die posturale Orientierung gefragt. In den anderen Studien wurden externe Störungen durch Muskelvibrationen (Caudron et al. 2018, Duclos et al. 2014, Ekvall-Hansson et al. 2010, Goble et al. 2011, Hwang et al. 2014, Kabbaligere et al. 2017), durch ein *balance pad* (Ondra et al. 2017) und durch Plattformrotationen/-schwankungen (Pasma et al. 2012, Sahin et al. 2015) zugeführt, die hauptsächlich auf die Aufgabe der posturalen Balance abzielten.

Hinsichtlich der posturalen Orientierung, insbesondere der Wahrnehmung und Nachahmung von bestimmten Fußpositionen, zeigten die Studien von Boisgontier und Nougier (2013) sowie Boisgontier et al. (2012), dass gesunde, junge Erwachsene einzig mit den propriozeptiven Informationen eine vorgegebene Referenzpositionen eines Fußes relativ präzise mit dem zweiten Fuß nachahmen bzw. einnehmen können ( $3.0 \pm 0.2^\circ$  bzw.  $3.0 \pm 0.3^\circ$ ) und dies relativ schnell geschieht ( $2.03 \pm 0.22$ s bzw. ca. 1.6s). Erhöht sich die Schwierigkeit der Bewegungsaufgabe (durch zusätzliche kognitive Belastungen oder Geschwindigkeitsdruck) so nimmt die Präzision etwas ab ( $4.9 \pm 0.6^\circ$  bzw.  $3.8 \pm 0.53^\circ$ ). Bei jungen Erwachsenen werden nach dem ursprünglichen Bewegungskommando Adjustierungen entlang der Bewegung vorgenommen, um zur Endposition zu gelangen. Die Adjustierungen hängen dabei von den propriozeptiven Informationen ab, die während der Bewegungsausführung gesandt werden und so ein Feedback über die aktuelle Fußposition geben.

Bezüglich der posturalen Balance zeigten Duclos et al. (2014) in ihrer Studie, dass eine extern zugeführte Störung, hier ein propriozeptiver Reiz (Vibration), bei fehlenden visuellen Informationen (lichtundurchlässige Brillen) zu unmittelbaren Reaktionen des posturalen

Systems führt. Bei der Vibration der Achillessehne und der Sehne des *M. peronaeus longus* verschiebt sich der CoP nach hinten, was eine Ausgleichsreaktion zu der durch die Vibration simulierten Bewegung nach vorne ist. Dieser Effekt ist bei bilateraler Vibration größer als bei unilateraler Vibration und generell bei der Achillessehne (ca. 25mm bei 20-sekündiger Vibration) größer im Vergleich zur Peronaeussehne (ca. 10mm). Die Vibration der Achillessehne führte auch bei Kabbaligere et al. (2017) zu einer ähnlichen durchschnittlichen Verschiebung des CoP nach hinten ( $21.84 \pm 4.55$ mm). Die maximale Verschiebung wurde zwischen 12.7 und 14 Sekunden erreicht. Das Ziel der Studie war es, die posturale Stabilisierung in der Sagittal- und Frontalebene aufzuzeigen. Es wurde angenommen, dass der *M. soleus* die Körperschwankungen in die AP-Richtung (Sagittalebene) kontrolliert und der *M. peronaeus longus* die Schwankungen in die ML-Richtung (Frontalebene). Dies konnte in der Studie jedoch nicht belegt werden, da die Vibrationen bei beiden Sehnen zu einer AP-Verschiebung des CoP führten. Gegenteilig zur Hypothese führte einzig die unilaterale Vibration der Achillessehne zu einer signifikanten ML-Verschiebung des CoP, nicht jedoch die Vibration der Peronaeussehne. Somit kontrollieren sowohl der *M. soleus* als auch der *M. peronaeus longus* die Bewegungen in der Sagittalebene. Zu hinterfragen gilt es, inwiefern überhaupt auf die isolierte Rolle des *M. soleus* rückgeschlossen werden kann, wenn die Vibration an der Achillessehne angesetzt wird. Denn die Endsehne des *M. soleus* verbindet sich mit der Endsehne des *M. gastrocnemius* zur Achillessehne (vgl. Platzer, 2013, S. 262). Somit kann man annehmen, dass eine Vibration der Achillessehne die Stimulierung der propriozeptiven Informationen des gesamten *M. triceps surae* (*M. soleus* und *M. gastrocnemius*) bewirkt. Da der *M. triceps surae* der wichtigste Muskel der Plantarflexion ist (vgl. Platzer, 2013, S. 262), kommt es deswegen wenig überraschend, dass die AP-Verschiebung bei der Achillessehnenvibration signifikant größer ist als bei der Vibration der Peronaeussehne. Die Amplitude der Destabilisierung hängt demnach wahrscheinlich von der funktionellen Bedeutung für die posturale Kontrolle des jeweiligen Muskels ab.

Einen wesentlichen Einfluss auf die posturale Kontrolle dürfte das nicht stimulierte Bein spielen. So gelang es bei unilateraler Vibration, schon während der Vibrationsphase den CoP schneller zu stabilisieren und nach der Vibration konnte das CoP schneller zum Ausgangspunkt zurückgeführt werden. Das nicht stimulierte Bein ist wahrscheinlich ein wichtiger Referenzpunkt, um die Ausgangsposition vor der Vibration wieder zu erreichen. Denn bei der bilateralen Vibration der Achillessehne konnte bis zum Ende des

Testdurchganges (24 Sekunden nach Ende der Vibration) nicht zum Ausgangspunkt zurückgekehrt werden. Bei Störung der propriozeptiven Informationen und ohne visuellen Informationen reichen offensichtlich die vestibulären Informationen nicht aus, um zur ursprünglichen Position zurückzukehren (vgl. Duclos et al., 2014, S. 8-9). Interpretiert man dieses Ergebnis hinsichtlich der sensorischen (Neu-)Gewichtung, widerspricht dieses Studienergebnis der Studie von Pasma et al. (2012). Dies wird im Unterpunkt „Multisensorische Integration“ eingehender ausgeführt.

Bei fehlenden visuellen Informationen und gestörten propriozeptiven Informationen gelingt es der posturalen Kontrolle, dass CoP schon während der Vibrationsphase entlang der AP-Achse zu stabilisieren. Dies passierte in der Studie nach etwa 12 Sekunden und konnte bis zum Ende der Vibration, bei 20 Sekunden, stabil gehalten werden. Dieser Effekt konnte bei der Vibration der Achilles- sowie der Peronaeussehne beobachtet werden. Obwohl die Verschiebung des CoP nach hinten bei der bilateralen Peronaeussehnenvibration deutlich geringer ausfiel als bei der Achillessehnenvibration (weniger als die Hälfte), dauerte es trotzdem die gleiche Zeit, um den CoP zu stabilisieren. Bei einer propriozeptiven Reizung und fehlenden visuellen Informationen scheint die posturale Reaktion eine Verlagerung des CoP nach hinten zu sein, um posturale Stabilität zu gewährleisten und die simulierte Bewegung nach vorne auszugleichen. Dabei scheint für den Adaptierungsprozess nicht die Vibrationsart ausschlaggebend, sondern die Zeit nach dem Vibrationsstart, wie auch andere Studien aufgezeigt haben (vgl. Duclos et al., 2014, S. 9). Wie sich die visuellen, propriozeptiven und vestibulären Informationen gegenseitig beeinflussen, wird im folgenden Unterkapitel „Multisensorische Integration“ detaillierter erläutert.

Caudron et al. (2018) verwendeten wie Duclos et al. (2014) die Achillessehnenvibration, um eine Bewegung nach vorne zu simulieren. Jedoch bewegten sie zusätzlich zur Vibration noch den Körper der Testpersonen passiv nach vorne und hinten (jeweils um 4°), um die Bedeutung der propriozeptiven Informationen für die Wahrnehmung der Gesamtkörperbewegung und der Körperorientierung zu erforschen. Dabei stellten sie fest, dass die propriozeptiven Informationen hauptsächlich zur Wahrnehmung der Ganzkörperbewegung, präziser gesagt zur Körperneigung beitragen. Obwohl die visuellen und vestibulären Informationen fast komplett durch das Versuchssetting unterdrückt wurden, konnte die passive Bewegung größtenteils korrekt wahrgenommen und wiedergegeben werden, was auf die dominante Rolle der propriozeptiven Informationen hinweist. In dem Versuchssetting von Caudron et al. war vor allem die

Knöchelpropriozeption beteiligt, was ein Indiz für die bedeutende Rolle der Knöchelpropriozeption für die Wahrnehmung bzw. das Gefühl der Ganzkörperbewegung und der Körperorientierung darstellen könnte. Dies deckt sich auch mit der Aussage von Goble et al. (2011), die die Propriozeption des Knöchelgelenks als wichtigste Informationsquelle hinsichtlich des *body sways* (im Stehen) sehen (vgl. Goble et al., 2011, S. 16344). Allerdings widerspricht die Studie von Ekvall-Hansson et al. (2010) dieser Aussage. Denn sie kamen zu dem Ergebnis, dass die visuellen Informationen wichtiger für die Kontrolle der Körperschwankungen im Stehen sind als die propriozeptiven Informationen, zumindest in die ML- und AP-Richtung. Bezuglich des Schwankungsbereiches (*sway area*) waren die propriozeptiven Informationen bedeutender. Eine vergleichsweise geringe Bedeutung hatte die Stellung des Vestibularorgans und somit die vestibulären Informationen auf die Kontrolle der Körperschwankungen (vgl. Ekvall-Hansson et al., 2010, S. 7-9). Aus diesen widersprüchlichen Ergebnissen und Aussagen könnte man vielleicht ableiten, dass bei der Körperwahrnehmung die propriozeptiven Informationen die primäre Rolle spielen, bei der Kontrolle der Körperschwankungen jedoch die visuellen Informationen den wichtigeren Part übernehmen. Um diese Vermutung jedoch zu verifizieren oder falsifizieren, sind weitere Forschungen dahingehend von Nöten.

Caudron et al. (2018) verwendeten in ihrer Testung ausschließlich bilaterale Vibrationen. Im Hinblick auf die Ergebnisse von Duclos et al. (2014), die unterschiedliche Auswirkungen von bi- und unilateraler Vibrationen auf die posturale Balance zeigen, wäre es interessant, die Studie von Caudron et al. (2018) zu wiederholen, allerdings mit unilateralen Vibrationen oder uni- und bilateralen Vibrationen. Dies könnte interessante Erkenntnisse hinsichtlich der Bedeutung des nicht-stimulierten Beines nicht nur hinsichtlich der posturalen Kontrolle, wie es Duclos et al. (2014) gezeigt haben, sondern auch im Hinblick auf die Körperwahrnehmung bringen. Grundsätzlich zeigten Caudron et al. (2018) mit ihrer Studie, dass reale Bewegungen besser wahrgenommen werden als simulierte. Es zeigt sich zudem eine Tendenz, dass Vorwärtsbewegungen genauer wahrgenommen werden können als Rückwärtsbewegungen. Allerdings erreichte diese Tendenz keine Signifikanz. Ohne Vibrationen liegt der *movement detection threshold* bei der Vorwärtsbewegung bei  $0.090 \pm 0.029^\circ/\text{s}$ , bei der Rückwärtsbewegung bei  $0.151 \pm 0.026^\circ/\text{s}$ . Die realen Bewegungen konnten zu  $71,5 \pm 13.6\%$  (vorwärts) bzw.  $55.1 \pm 18.7\%$  (rückwärts) richtig wiedergeben werden.

Ondra et al. (2017) zeigten in ihrer Studie einen Zusammenhang zwischen Propriozeption und posturaler Kontrolle bzw. posturaler Stabilität. Durch eine 20-wöchige Trainingsintervention, bei der ein neuromuskuläres und propriozeptives Training durchgeführt wurde, verbesserte sich die posturale Kontrolle signifikant. Sowohl in die AP- als auch ML-Richtung konnte der CoP schneller unter Kontrolle gebracht werden im Vergleich zur Kontrollgruppe, die diese Trainingsintervention nicht mitmachte. An dieser Studie nahmen jedoch nur männliche, jugendliche Profibasketballspieler (Durchschnittsalter:  $17.3 \pm 1.3$  Jahre) teil und die Stichprobengröße ( $n=21$ ) ist relativ gering. Deswegen wäre es in zukünftigen Studien nötig zu erforschen, ob ein ähnlicher Effekt auch bei gesunden Erwachsenen, die keinen Sport professionell nachgehen, erzielt werden kann.

### Trainierbarkeit der Propriozeption

Ondra et al. (2017) stellten in ihrer Studie fest, dass sich die posturale Stabilität nach einem 20-wöchigen propriozeptiven und neuromuskulären Trainingsprogramm im Vergleich zu einer Kontrollgruppe verbesserte (siehe Kapitel 4). Diese Studie wurde mit gesunden, männlichen, jugendlichen Profibasketballern durchgeführt und es wären weitere Forschungen von Nöten, um festzustellen, ob sich die festgestellten positiven Effekte auch bei nicht-professionellen Sportler/innen nachweisen lassen und ob es einen Geschlechterunterschied zwischen männlichen und weiblichen Personen gibt. Eine verbesserte Propriozeption stellen die Autor/innen mit einem geringeren Verletzungsrisiko der unteren Extremitäten in Verbindung. Diese Verbindung wurde von Eils, Schröter, Schröder, Gerss und Rosenbaum (2010) explizit erforscht. Ebenfalls im Basketball, allerdings nicht ausschließlich Jugendspieler/innen und mit einer größeren Stichprobe ( $n=232$ ), stellten sie fest, dass ein *multistation proprioceptive exercise program* signifikant präventiv auf Knöchelverletzungen wirkt. Zudem zeigte die Interventionsgruppe eine verbesserte neuromuskuläre Performance bei der Testung des Gelenkssinnes und Einbeinstandes (Eils, Schröter, Schröder, Gerss, & Rosenbaum, 2010).

Limitierend bei der Studie von Ondra, et al. (2017) sind einerseits die vergleichsweise geringe Stichprobe ( $n=22$  im Vergleich zu  $n=232$  bei Eils, et al., 2010) und andererseits wurden keine Test bezüglich der Trainingseffekte (Kraft und Beweglichkeit) durchgeführt, die einen wesentlichen Einfluss auf die verbesserte posturale Stabilität haben könnten. Neben diesen zwei, von den Autor/innen selbst angeführten, Kritikpunkten ist zu hinterfragen, wie aussagekräftig die Studienergebnisse für die Allgemeinbevölkerung sind. Hierfür wären

weitere Studien mit gesunden Studienteilnehmer/-innen nötig, die keinen regelmäßigen Sport betreiben.

Den Studienergebnissen von Ondra et al. (2017) widerspricht die Studie von Sahin (2015, S. 438-439). Denn sie kamen in ihrer Studie zu dem Ergebnis, dass die Propriozeption bei jungen Volleyballspielerinnen (IG) bei einem Kniewinkel von 60° signifikant besser ist als bei sportlich nicht aktiven Frauen (CG), dies allerdings keine signifikanten Auswirkungen auf die posturale Stabilität hat. Diese Resultate legen nahe, dass sportlich aktive Frauen eine bessere Propriozeption haben, jedoch die verbesserte Propriozeption keine Auswirkungen, weder positive noch negative, auf die posturale Stabilität hat, womit sie den Studienergebnissen von Ondra et al. (2017) widersprechen. Allerdings gibt es bei dieser Studie einige Limitierungen, die die aufgezeigten Ergebnisse in Frage stellen. Die Stichprobe mit jeweils 19 Frauen in der IG und CG ist relativ gering und wie die Autor/innen selbst angeben, kann man daher keine Generalisierungen basierend auf den Ergebnissen treffen. Es gibt keine Angaben, wann die Messungen durchgeführt wurden hinsichtlich der Volleyballsaison. Wie Ondra et al. (2017, S. 147) gezeigt haben, nimmt die posturale Stabilität während der Saison bei Basketballspielern ab, aufgrund der muskulären Beanspruchung. Interessant wäre es gewesen, so wie es Ondra et al. (2017) gemacht haben, eine Messung vor und nach der Saison zu machen. Zudem wurden keine Angaben zum Trainingsprogramm des Volleyballtrainings und ob spezielle neuromuskuläre und propriozeptive Trainingsübungen durchgeführt wurden. Ondra et al. (2017) haben gezeigt, dass neuromuskuläre und propriozeptive Trainingsinterventionen die posturale Stabilität stärken. Ohne diesen Trainingsinterventionen die posturale Stabilität im Laufe einer Saison jedoch schlechter wird. Dies könnte eine mögliche Erklärung für die Studienergebnisse von Sahin et al. (2015) sein. Ein weiterer Kritikpunkt an der Studie ist, dass nur die Stabilität des dominanten Beines gemessen wurde. Duclos et al. (2014) zeigten, dass aber beide Beine einen Einfluss bei der posturalen Kontrolle haben. Ondra et al. (2017) stellten zudem in ihrer Studie fest, dass sich die posturale Stabilität im nicht dominanten Bein nach der propriozeptiven Trainingsintervention stärker verbesserte. Hinsichtlich der Trainierbarkeit sind in Zukunft noch weitere Forschungen mit größeren Stichproben und präziseren Studiendesigns nötig, um generalisierende Aussagen treffen zu können.

### Propriozeption und Verletzungsprävention

Eine verbesserte Propriozeption soll eine bessere Balancefähigkeit bedingen und dadurch das Verletzungsrisiko, vor allem der unteren Extremitäten, insbesondere Knöchel- und

Knieverletzungen, minimieren (vgl. Ondra et al., 2017, S. 145). Dass ein Propriozeptionstraining die posturale Stabilität und somit die Balance (siehe Kapitel 2.1.4) verbessert, konnten Ondra et al. (2017) in ihrer Studie nachweisen, wie im vorherigen Punkt detaillierter erläutert wurde. Inwiefern diese verbesserte Balancefähigkeit mit einem verminderten Verletzungsrisiko einhergeht, wurde jedoch in der Studie nicht untersucht. Es wurde lediglich auf die Studie von Eils et al. (2010) verwiesen, die diese Verbindung in ihrer Studie gefunden haben. Bei Sahin et al. (2015) wird auf die Bedeutung des Propriozeptionstraining hinsichtlich einer Verletzungsprophylaxe hingewiesen (vgl. S. 437, 439), allerdings wurden auch bei ihrer Studie die Verletzungen nicht erhoben.

Somit ist hinsichtlich des Zusammenhangs zwischen Propriozeption und Verletzungsrisiko keine Aussage möglich. Weitere Forschungen in diesem Bereich wären interessant und für die Trainingsplanung und -gestaltung im Erwachsenen-, aber auch Kinder- und Jugendbereich nützlich.

### Multisensorische Integration

Bei der multisensorischen Integration kommt es im ZNS zu einer ständigen (Neu-)Gewichtung der sensorischen Signale aus den drei Input-Quellen. Dabei entscheidet zuerst das Vorhandensein des Signals und dann dessen Zuverlässigkeit, ob das Signal auf- oder abgewertet (*up-/down-weighting*) wird.

Vier der 11 in diesem systematischen Überblick inkludierten Studien beschäftigten sich mit der multisensorischen Integration. Nicht direkt mit der multisensorischen Integration, aber mit den neuronalen Gehirnaktivitäten ausgelöst durch einen propriozeptiven Reiz beschäftigte sich die Studie von Goble et al. (2011) und wird ebenfalls in diesem Unterpunkt behandelt. Die Studie von Caudron et al. (2018) beschäftigt sich mit der Integration von propriozeptiven Informationen kommend von unterschiedlichen Afferenzen. Kabbaligere et al. (2017) erforschen die multisensorische Integration von visuellen und propriozeptiven Informationen, insbesondere bei unterschiedlicher Reizstärke. Pasma et al. (2012) untersuchten die sensorische (Neu-)Gewichtung der propriozeptiven Informationen des linken und rechten Fußes während der Gleichgewichtskontrolle. Hwang et al. (2014) beobachteten in ihrer Studie die Reaktionen auf die Stimulierungen aller drei Informationskanäle und welche inter- und intramodale Effekte eine gleichzeitige Stimulierung auslösen.

Auf neuronaler Ebene wurde bereits erforscht, dass die Antwort eines multimodalen Neurons auf zwei entgegengesetzte Stimuli entweder größer, gleich oder geringer als die algebraische Summe der einzelnen Stimuli sein kann. Wenn ein starker Reiz mit einem schwachen gepaart wird, so ist die neuronale Antwort meist geringer als die algebraische Summe (vgl. Kabbaligere et al., 2017, S. 248). Diesen Effekt konnte Kabbaligere et al. (2017) auch auf posturaler Ebene nachweisen. Der starke Vibrationsreiz wurde durch den schwächeren visuellen Reiz deutlich abgeschwächt, wenn beide Reize gleichzeitig gesetzt wurden, im Vergleich zu dem vermuteten Wert, der durch die Summe der beiden Werte, bei separater Stimulierung, berechnet wurde. Somit konnte auch bei Kabbaligere et al. dieser *re-weighting* Prozess festgestellt werden, bei der der zuverlässiger Input gegenüber dem unzuverlässigen Input aufgewertet wird. Die Zuverlässigkeit lässt sich laut den Autor/innen mittels des RMS (*root mean square*) der CoP-Verschiebung ermitteln. Dieser war bei der Vibration deutlich höher als beim visuellen Reiz. Deswegen wurde bei der gleichzeitigen Stimulierung der visuelle Input aufgewertet und der propriozeptive Input abgewertet. Bei separater Stimulierung löste der visuelle Reiz eine schwache Bewegung nach vorne und der propriozeptive Reiz eine stärkere Bewegung nach hinten aus. Bei gleichzeitiger Stimulierung bekam der schwächere, aber zuverlässiger visuelle Reiz gegenüber dem stärkeren, aber nicht so zuverlässigen propriozeptiven Reiz den Vorzug (vgl. ebd., S. 249-150). Eine Interpretationsmöglichkeit dieses Ergebnisses, die von den Autor/innen nicht angestellt wurde, jedoch in Bezug auf die Forschungsfrage dieser Arbeit berücksichtigt werden sollte, ist die grundsätzliche Bedeutung der propriozeptiven Informationen für die posturale Kontrolle. Kabbaligere et al. sprechen von einem starken propriozeptiven Reiz ausgelöst durch die Vibration, da sich das CoP signifikant nach posterior bewegte. Dem gegenüber wird der visuelle Reiz als schwacher Stimulus deklariert, da er verhältnismäßig zu einer schwächeren CoP-Verschiebung nach anterior führte. Bei der Testung, wo einzig die Achillessehne durch die Vibration stimuliert wurde, wurde der visuelle Informationsfluss unterbunden, indem die Augen bei der Testung verbunden waren. Beim Testdurchlauf, wo nur ein visueller Reiz gesetzt wurde, waren die propriozeptiven Informationen noch immer vorhanden. Dies könnte mitunter eine Erklärung sein, warum es bei der visuellen Stimulierung zu einer vergleichsweise geringeren CoP-Verschiebung gekommen ist, da die propriozeptiven ausgleichend entgegengesteuert haben. Dies wäre eine Bestätigung für die von Duclos et al. (2014, S. 2) gestellte Behauptung, dass beim normalen aufrechten Stand die propriozeptiven Informationen der unteren Extremitäten die relevanteste Quelle der afferenten Informationen für die Kontrolle des *postural sway* darstellen. Dann wäre in der

Studie von Kabbaligere et al. (2017) jedoch die visuelle Reizung nicht unbedingt schwach, sondern der Effekt der Reizung aufgrund der propriozeptiven Informationen abgeschwächt. Demnach sollte überdacht werden, ob sich dadurch die Schlussfolgerung ändert, dass ein schwacher Reiz auf- und ein starker Reiz abgewertet wird, wenn beide Reize gleichzeitig gesetzt werden. Wie vorher bereits schon ausgeführt wurde, ist die Schlussfolgerung aufgrund der Forschungen auf neuronaler Ebene durchaus plausibel und erfolgt auf posturaler Ebene ähnlich. Hinsichtlich der Forschungsfrage ist dabei interessant, dass bei entgegengesetzten Stimuli nicht die sensorische Quelle (propriozeptiver, visueller oder vestibulärer Input) primär entscheidend für die posturale Kontrolle ist, sondern wie das Verhältnis zwischen der Stärke der beiden Reize ist.

Die Bedeutung der Reizstärke für die posturale Kontrolle wurde auch bei Hwang et al. (2014) festgestellt, die nicht nur visuelle und propriozeptive Reize setzten, wie bei Kabbaligere et al (2017), sondern auch vestibuläre. Alle drei gesetzten Reize simulieren eine Bewegung auf der Sagittalebene, wobei keine spezifischen Angaben gemacht wurden, ob sie eine Bewegung nach anterior oder posterior simulieren. Demnach kann nicht gesagt werden, dass es sich wie bei Kabbaligere et al. um entgegengesetzte Reize handelt. Allerdings wurde ebenfalls mit der Stärke der Reize variiert und es zeigte sich ein ähnliches Bild wie in der Studie von Kabbaligere et al. (2017). Ein stärkerer visueller Reiz bedingt eine Abwertung der visuellen Informationen (intramodaler Effekt) einhergehend mit einer Aufwertung der vestibulären Informationen (intermodaler Effekt), um die visuelle Abwertung zu kompensieren. Es wurde allerdings keine Aufwertung der propriozeptiven Informationen (intermodaler Effekt) festgestellt. Dies könnte daran liegen, dass mit der Vibration der Achillessehnen nur bestimmte Muskelgruppen und die dazugehörenden Muskelspindeln stimuliert werden, die propriozeptiven Informationen, die für die Bewahrung des aufrechten Standes nötig sind, jedoch von der gesamten Muskulatur des Körpers kommen und somit eine Auf- bzw. Abwertung nicht auf diesen einen Reiz zurückgeführt werden kann. Interessant ist, dass der propriozeptive Reiz eine Aufwertung der visuellen und vestibulären Informationen bedingte (intermodale Effekte). Somit zeigen sowohl Kabbaligere et al. (2017) als auch Hwang et al. (2014), dass die Stärke des Reizes eine wesentliche Rolle bei der multisensorischen Integration spielt. Ein starker visueller Reiz bedingt die Abschwächung der visuellen Informationen und eine Aufwertung der anderen Informationen, wobei Hwang et al. (2014) nur eine Aufwertung der vestibulären

Informationen nachweisen konnten. Ein propriozeptiver Reiz bedingt die Aufwertung der visuellen und vestibulären Informationen (vgl. S. 4-5).

Neben der Bedeutung der Reizstärke wurde von Pasma et al. (2012) auch festgestellt, dass die Frequenz eine wesentliche Rolle spielt. Bei niedrigen Frequenzen ist die sensorische Neugewichtung stärker ausgeprägt, da das propriozeptive System sehr sensibel auf langsame Bewegungen reagiert. Dem hingegen ist bei hohen Frequenzen vor allem das Trägheitsmoment entscheidend, währenddessen die sensorische Gewichtung keine Rolle spielt. Hinsichtlich der sensorischen Gewichtung der propriozeptiven Informationen des linken und des rechten Beines stellten Pasma et al. (2012) ebenfalls fest, dass die Informationen der beiden Beine unterschiedlich gewichtet werden. Grundsätzlich führt eine größere Bewegungsamplitude, das heißt eine größere Reizung der propriozeptiven Informationen, zu einer Abwertung dieser Informationen hinsichtlich der posturalen Kontrolle. Dies geschieht für beide Beine unabhängig. Wird der rechte Fuß stärker stimuliert so erhalten die propriozeptiven Informationen des rechten Fußes ein *down-weighting*. Wenn der linke Fuß nicht oder schwächer stimuliert wird, so bleibt die Gewichtung der Informationen des linken Fußes gleich, unabhängig von der Stimulierung des rechten Fußes. Interessant dabei ist, dass die Gewichtung der geringer stimulierten Seite gleichbleibt und keine Aufwertung (*up-weighting*) erfährt. Da in dieser Studie die visuellen Informationen aufgrund von geschlossenen Augen eliminiert wurden, dürften die vestibulären Informationen die abgeschwächten bzw. fehlenden propriozeptiven Informationen kompensiert haben.

Dieses Studienergebnis widerspricht teilweise der Studie von Duclos et al. (2014), die eine wichtige Rolle des nicht-stimulierten Beines für die posturale Kontrolle feststellten. Interpretiert man das Studienergebnis von Duclos et al. (2014) hinsichtlich der sensorischen (Neu-)Gewichtung, würde dies nämlich bedeuten, dass die propriozeptiven Informationen des nicht stimulierten Beines ein *up-weighting* erfahren und somit das *down-weighting* der propriozeptiven Informationen des stimulierten Beines kompensieren. Eine Vergleichbarkeit dieser beiden Studien ist aber nur bedingt möglich, da sie sich im jeweiligen Testaufbau unterscheiden. So wurde zur Stimulierung bzw. Störung der propriozeptiven Informationen bei Duclos et al. (2014) die Achillessehnenvibration eingesetzt, bei Pasma et al. (2012) wurden beide Füße mittels eines *bilateral ankle pertubator* (BAP) bewegt. Auch die Messverfahren unterschieden sich, da bei Duclos et al. die Körperschwankungen mittels der CoP-Verschiebungen bestimmt wurden, welches über

eine Kraftmessplatte ermittelt wurden, während Pasma et al. mittels der Bewegungen des CoM die Körperschwankungen bestimmt. Ein einheitliches Studiendesign wäre nötig, um eine eindeutige Aussage zur Bedeutung des nicht stimulierten Beins für die posturale Kontrolle treffen zu können.

Grundsätzlich kann von den Studien von Duclos et al. (2014), Kabbaligere et al. (2017) und Pasma et al. (2012) festgehalten werden, dass die propriozeptiven Informationen wesentlich von der Reizstärke und der Frequenz beeinflusst werden. Je stärker der Reiz desto unzuverlässiger werden die propriozeptiven Informationen und sie erfahren hinsichtlich der multisensorischen Integration ein *down-weighting*. Um diese fehlenden bzw. unzuverlässigen Informationen auszugleichen, werden die visuellen und/oder vestibulären Informationen aufgewertet (*up-weighting*). Somit stimmen diese Studienergebnisse mit der aktuellen Literatur überein, dass das Vorhandensein und die Zuverlässigkeit der Informationen aus den drei Informationskanälen über die Auf- und Abwertung der diesbezüglichen Informationen bei der multisensorischen Integration bestimmen.

Einleitend zu diesem Abschnitt wurde auf die multisensorische Integration bedingt durch die drei Informationsquellen (vestibulär, visuell, propriozeptiv) hingewiesen. Caudron et al. (2018) stellten in ihrer Studie jedoch fest, dass schon die propriozeptiven Informationen gesendet von verschiedenen Afferenzen unterschiedlich sein können und so eine multisensorische Integration notwendig machen. Trotz der Vibrationen, die eine Bewegung in eine Richtung simulierte, die entgegen der wirklichen Bewegung war, konnten die Proband/innen die wirkliche Bewegung bzw. Körperneigung, die passiv und sehr langsam geschah, wahrnehmen und wiedergeben, wobei visuelle und vestibuläre Informationen in der Testung so gut wie eliminiert waren. Dies führen die Autor/innen darauf zurück, dass die Vibrationen primär die Ia-Afferenzen stimulieren, dem hingegen eine langsame, passive Verschiebung des Körpers mit einer geringen Amplitude zusätzliche Afferenzen aktiviert, insbesondere Typ II oder III-Afferenzen. Letztere dürften bei der Gewichtung eine dominantere Rolle gespielt haben, da die Vibration zwar die Wahrnehmung beeinflusste, jedoch die wirkliche Bewegung trotzdem größtenteils korrekt wahrgenommen und wiedergegeben werden konnte. Die Autor/innen vermuten, dass auch weitere sensorische Signale eine Rolle spielen dürften, wie etwa Otolithen, Interozeptoren (Viszerozeption) und/oder taktile-somatosensorische Signale (vgl. Caudron et al., 2018, S. 8-9).

## 6 Conclusio

In diesem inhaltlich abschließenden Kapitel werden die zentralen Erkenntnisse der systematischen Literaturanalyse zusammengefasst und offene Fragen für weitere Forschungen in diesem Themenbereich dargelegt. Ausgangspunkt dieser Arbeit war die Fragestellung, welche Bedeutung die propriozeptiven Informationen der unteren Extremitäten für die posturale Stabilität und posturale Kontrolle beim gesunden, erwachsenen Menschen haben. Eine von dieser zentralen Fragestellung abgeleiteten Unterfrage behandelte die Korrelation dieser Bedeutung mit dem Alter und wurde zuerst in der vorangegangenen Diskussion behandelt.

Drei der elf Studien beschäftigten sich mit einem möglichen altersbedingten Unterschied hinsichtlich der propriozeptiven Performance. Dabei kamen alle drei Studien zu dem Schluss, dass bei einfachen Balanceaufgaben bzw. propriozeptiven Aufgaben ohne zusätzliche kognitive Belastungen oder Stressfaktoren die propriozeptive Performance zwischen jüngeren und älteren Erwachsenen keine signifikanten Unterschiede aufweist, obwohl eine schlechtere Tendenz bei älteren Erwachsenen zu erkennen ist. Bei erschwerten Bedingungen (Stress, kognitive Zusatzbelastung) ist die propriozeptive Performance der älteren Erwachsenen signifikant schlechter. Jüngere Erwachsene können demnach mit zusätzlichen Stressfaktoren besser umgehen und die gleiche propriozeptive Leistung abliefern. Dies könnte an der besseren Informationsqualität der propriozeptiven Signale und einer stärker ausgeprägten Vielfalt der internen Modelle liegen. Diese Vielfalt der internen Modelle bedingt zudem, dass jüngere Erwachsene auf eine kontinuierliche Bewegungskontrolle (*continuous control*) zurückgreifen, währenddessen ältere Erwachsene eine intermittierende Bewegungskontrolle (*intermittent control*) anwenden. Die Gründe für den Rückgang der Varietät der internen Modelle im Alter müssen in zukünftigen Studien erst wissenschaftlich nachgewiesen werden. Ebenso gilt es die Frage zu klären, ob sich bei schweren propriozeptiven Aufgaben, bei denen ältere Erwachsene schlechter abschneiden, die neuronalen Aktivitäten verändern und ein Unterschied zwischen jüngeren und älteren Erwachsenen festzustellen ist.

Zwei Studien beschäftigten sich mit der posturalen Orientierung, einer der zwei Hauptaufgaben der posturalen Kontrolle. Beide zeigten, dass alleine mit den propriozeptiven Informationen der (Ziel-)Fuß innerhalb von etwa zwei Sekunden eine vorher bestimmte Position (Referenzposition) auf bis zu etwa 3 Grad genau einnehmen kann, ohne dass

visuelle Informationen dafür zur Verfügung stehen. Diese Präzision verschlechtert sich etwas, wenn zusätzliche Belastungen auf die Person einwirken. Die Bewegungskontrolle geschieht entlang der gesamten Bewegung und das ursprüngliche motorische Bewegungskommando wird je nach Bedarf adjustiert, damit die Endposition möglichst genau eingenommen werden kann. Eine weitere Studie, die in das Aufgabengebiet der posturalen Orientierung fällt, genauer gesagt der Körperbewegungswahrnehmung, stellte fest, dass der gesunde Mensch fähig ist, reale Bewegungen von simulierten Bewegungen zu unterscheiden. Tendenziell, aber nicht signifikant, können Vorwärtsbewegungen besser, sprich präziser, wahrgenommen und wiedergegeben werden als Rückwärtsbewegungen. Der *movement detection threshold* liegt bei etwa  $0.09^\circ/\text{s}$  (Vorwärtsbewegung) bzw.  $0.151^\circ/\text{s}$  (Rückwärtsbewegung). Diese Resultate beruhen auf lediglich einer Studie und sind somit ein vorsichtiger Anhaltspunkt. Es sind weitere Studien dahingehend nötig, um die Resultate zu bestätigen oder zu widerlegen.

Die zweite Unterfrage dieser Arbeit lautet: Welche Auswirkungen haben gestörte propriozeptive Informationen auf das posturale System und wie wird diesen Störungen entgegengewirkt? Diese Frage ist mit der zweiten Hauptaufgabe der posturalen Kontrolle verknüpft: die posturale Balance. Drei Studien zeigten dabei dieselbe posturale Reaktion auf den propriozeptiven Reiz durch die Muskelvibration (Achillessehnenvibration). Die Vibration simuliert eine Bewegung nach vorne und die posturale Reaktion darauf ist die Verschiebung des CoP nach hinten (etwa 20-25mm). Eine Bedeutung für die posturale Reaktion dürfte der Vibrationsart, unilateral oder bilateral, zukommen. So zeigte eine Studie, dass die Verschiebung des CoP und die Geschwindigkeit dieser Verschiebung bei bilateraler Vibration größer ist als bei unilateral. Ebenso gelingt es nach unilateraler Vibration schneller, zum Ausgangspunkt zurückzukehren. Dies sollte bei zukünftigen Studien, die eine Muskelvibration zur propriozeptiven Stimulierung einsetzen, bedacht werden. Die Stärke der posturalen Reaktion hängt aber nicht nur von der Vibrationsart ab, sondern, wie in einer Studie gezeigt wurde, auch von den stimulierten Muskeln. So führte die Vibration des *M. soleus* zu einer starken posturalen Reaktion, das heißt einer größere und schnelleren CoP-Verschiebung, als die Vibration des *M. peronaeus*. Dies liegt vermutlich an der funktionellen Bedeutung der Muskeln für die Bewegung und könnte ein weiteres Forschungsfeld für zukünftige Studien sein.

Die dritte Forschungsfrage behandelt als Themengebiet die Trainierbarkeit der Propriozeption zur Verbesserung der posturalen Stabilität, mit dem sich zwei Studien

beschäftigt. Die Studienergebnisse dieser beiden Studien widersprachen sich allerdings. So wurde in einer Studie nach einem 20-wöchigen propriozeptiven und neuromuskulären Trainingsprogramm im Vergleich zu einer Kontrollgruppe eine verbesserte posturale Stabilität gezeigt. In der anderen Studie zeigten Volleyballspielerinnen mit einer besseren Kniepropriozeption jedoch keine bessere posturale Stabilität. Wie in der Diskussion genauer erläutert wurde, weist letztere Studie einige Limitierungen und Kritikpunkte auf, die die Studienergebnisse in Frage stellen. Deswegen liegt die Vermutung nahe, dass ein Propriozeptionstraining sehr wohl eine verbesserte posturale Stabilität bewirken kann und hinsichtlich eines verminderten Verletzungsrisiko eine vielversprechende Bereicherung und/oder Alternative in der Trainingsgestaltung sein könnte. Allerdings bezieht sich diese Vermutung auf lediglich eine Studie mit einer vergleichsweise geringen Stichprobengröße. Weitere Studien mit größeren Stichproben und einheitlichem Studiendesign sind nötig, um generalisierende Aussagen diesbezüglich treffen zu können.

Der vierte Fragenkomplex richtete sich an die multisensorische Integration der visuellen, vestibulären und propriozeptiven Informationen im ZNS. Grundsätzlich dürfte die rechte Hemisphäre, insbesondere der Vermis und die präfrontale Kortex, eine wichtige Rolle bei der Verarbeitung von propriozeptiven Informationen spielen. Dies gilt für Personen, deren dominanter Fuß und dominante Hand rechts sind. Interessant wäre es zu klären, ob dies auch für Personen mit dominant linkem Fuß und dominant linker Hand gilt. Hinsichtlich der sensorischen (Neu-)Gewichtung konnte in zwei Studien die Bedeutung der Reizstärke beobachtet werden. Demnach erhält ein starker Reiz eine Abwertung (*down-weighting*). Diese wird durch die Aufwertung (*up-weighting*) der anderen sensorischen Informationen kompensiert. Bei gleichzeitigem visuellem und propriozeptivem Stimulus erfährt der schwächere, visuelle Reiz eine Aufwertung (*up-weighting*) und der stärkere, propriozeptive eine Abwertung (*down-weighting*). Die Stärke des Reizes könnte entscheidend für die Zuverlässigkeit und somit für die Gewichtung der Informationen sein. Allerdings könnte man auch den Schluss ziehen, dass für die posturale Kontrolle die visuellen Informationen bedeutender sind und sie deswegen eine Aufwertung gegenüber den propriozeptiven Informationen erhalten. Wie in der Diskussion erläutert wurde, lassen die Studienergebnisse von Kabbaligere et al. (2017) einige Interpretationsspielraum offen und es kann keine eindeutige Aussage gefällt werden. In den zukünftigen Forschungen gilt es zu klären, ob die Informationsquelle oder die Reizstärke oder ein Zusammenspiel aus beidem verantwortlich für die Auf- bzw. Abwertungen ist. Ein starker visueller Reiz bedingt die Abschwächung

der visuellen Informationen und eine Aufwertung der anderen Informationen, wobei Hwang et al. (2014) nur eine Aufwertung der vestibulären Informationen nachweisen konnten. Ein propriozeptiver Reiz bedingt die Abwertung der propriozeptiven Informationen und eine Aufwertung der visuellen und vestibulären Informationen. Neben der Reizstärke konnte in einer Studie auch die Bedeutung der Frequenz des Reizes gezeigt werden. Bei niedrigen Frequenzen ist die sensorische Neugewichtung stärker ausgeprägt, da das propriozeptive System sehr sensibel auf langsame Bewegungen reagiert. In zwei Studien wurde zudem gezeigt, dass nicht nur die Informationen aus den drei sensorischen Hauptquellen eine sensorische (Neu-)Gewichtung bedingen, sondern bereits die propriozeptiven Informationen kommend aus unterschiedlichen Körperteilen bzw. unterschiedlichen Afferenzen. So werden die propriozeptiven Informationen der zwei Beine separat gewichtet. Welche Rolle das nicht-stimulierte Bein bei der sensorischen (Neu-)Gewichtung und im weiteren Sinne bei der posturalen Kontrolle spielt, muss in Zukunft noch geklärt. In diesem Punkt widersprachen sich zwei, die in dieser Arbeit inkludierten, Studien. Allerdings unterscheiden sich die Studiendesigns beider Studien stark, womit die Vergleichbarkeit eingeschränkt ist. Eine größere Stichprobengröße und einheitliche Studiendesigns sind nötig, um diese Frage beantworten zu können.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die propriozeptiven Informationen der unteren Extremitäten eine wesentliche Rolle bei der posturalen Kontrolle, im Sinne der posturalen Orientierung und Balance, sowie bei der posturalen Stabilität spielen, solange diese verfügbar und zuverlässig sind. Die Reizstärke und -frequenz spielen bei der sensorischen (Neu-)Gewichtung eine wichtige Rolle. Ebenso dürfte sich die propriozeptive Leistungsfähigkeit durch gezieltes Training verbessern und könnte so eine Bereicherung und Alternative in der Trainingsgestaltung sein.

Diese Arbeit stellt eine Übersicht über die Forschungen des letzten Jahrzehnts hinsichtlich der Propriozeption und der posturalen Kontrolle bei gesunden Erwachsenen dar und soll so einen Ausgangspunkt für eine weitere, vertiefende Beschäftigung in diesem Themenbereich geben. Die Arbeit zeigt jedoch auch, dass es noch viele offene, interessante Fragen gibt, die es in zukünftigen Forschungen zu beantworten gilt. Eine davon ist die Frage des Geschlechts, auf die in keiner der hier involvierten Studien eingegangen wurde. Grundsätzlich sind auch die Aussagen dieser Arbeit Limitierungen zuzuschreiben. Sämtliche Studien hatten eine relativ kleine Stichprobengröße und die Vergleichbarkeit der Studien war durch die unterschiedlichen Studiendesigns eingeschränkt. Für die Zukunft sind

größere Stichprobengröße und einheitlichere Studiendesigns wünschenswert, um allgemein gültigere Aussagen treffen zu können. Abgesehen von diesen Limitierungen bietet die Arbeit einen Einstieg in das Themenfeld der Propriozeption und der posturalen Kontrolle und Stabilität bei gesunden Erwachsenen.

---

## Literaturverzeichnis

- Allum, J. H. J., Bloem, B. R., Carpenter, M. G., Hulliger, M., & Hadders-Algra, M. (1998). Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. *Gait & Posture*, 8, 242.
- Bidex Medical Systems. (2008). Balance Systems SD - Operation/Service Manual. Online unter: [https://www.biodex.com/sites/default/files/950300man\\_08060.pdf](https://www.biodex.com/sites/default/files/950300man_08060.pdf)
- Bidex Medical Systems. (o.A., o.A.). Dynamometers - System 4 Pro. Zugriff am 8. August 2019 unter <https://www.biodex.com/physical-medicine/products/dynamometers/system-4-pro>
- Boisgontier, M. P., & Nougier, V. (2013). Ageing of internal models: from a continuous to an intermittent proprioceptive control of movement. *Age*, 35(4), 1339-1355.
- Boisgontier, M. P., Olivier, I., Chenu, O., & Nougier, V. (2012). Presbypropria: the effects of physiological ageing on proprioceptive control. *Age*, 34(5), 1179-1194.
- Carini, F., Mazzola, M., Fici, C., Palmeri, S., Messina, M., Damiani, P., & Tomasello, G. (2017). Posture and posturology, anatomical and physiological profiles: overview and current state of art. *Acta Biomedica*, 88, 11-16.
- Caudron, S., Ceyte, H., Barraud, P. A., Cian, C., & Guerraz, M. (2018). Perception of body movement when real and simulated displacements are combined. *PLoS One*, 13(3), e0193174.
- Chwilkowski, C. (2006). *Medizinisches Koordinationstraining : "Verbesserung der Haltungs- und Bewegungskoordination durch Propriozeption"* (2. Aufl.). Köln: Dt. Trainer-Verl.
- Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., & Jeka, J. J. (2002). Limited control strategies with the loss of vestibular function. *Experimental Brain Research*, 145, 333.
- Dickhuth, H.-H., & Deibert, P. (2011). Visuelles System. In H.-H. Dickhuth, K. Röcker, A. Gollhofer, D. König, & F. Mayer (Eds.), *Einführung in die Sport- und Leistungsmedizin für Sportstudierende* (2., überarb. und aktualis. Aufl. ed., S. 176-186). Schorndorf: Hofman.
- Duarte, M., & Freitas, S. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev. Bras. Fisioter.*, 14, 192.
- Duclos, N. C., Maynard, L., Barthelemy, J., & Mesure, S. (2014). Postural stabilization during bilateral and unilateral vibration of ankle muscles in the sagittal and frontal planes. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 11.
- Eils, E., Schroter, R., Schroder, M., Gerss, J., & Rosenbaum, D. (2010). Multistation proprioceptive exercise program prevents ankle injuries in basketball. *Med Sci Sports Exerc*, 42(11), 2098-2105.
- Ekvall-Hansson, E., Beckman, A., & Håkansson, A. (2010). Effect of vision, proprioception, and the position of the vestibular organ on postural sway. *Acta Oto-Laryngologica*, 130(12), 1358-1363.
- Elangovan, N., Tuite, P. J., & Konczak, J. (2018). Somatosensory Training Improves Proprioception and Untrained Motor Function in Parkinson's Disease. *Frontiers in Neurology*, 9, 10. doi:10.3389/fneur.2018.01053. (Accession No. WOS:000452632000001)
- Eysel, U. (2006). Sehen. In R. F. Schmidt & H. Schaible (Eds.), *Neuro- und Sinnesphysiologie* (5 ed., S. 243-286). Heidelberg: Springer.
- Feller, K. J., Peterka, R. J., & Horak, F. B. (2019). Sensory Re-weighting for Postural Control in Parkinson's Disease [Article]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 13, 17. doi:10.3389/fnhum.2019.00126. (Accession No. WOS:000465137800001)

- Fetz, F. (1990). *Sensomotorisches Gleichgewicht im Sport* (2., überarb. und erw. Aufl.). Wien: Österr. Bundesverl.
- Goble, D. J., Coxon, J. P., Van Impe, A., Geurts, M., Doumas, M., Wenderoth, N., & Swinnen, S. P. (2011). Brain Activity during Ankle Proprioceptive Stimulation Predicts Balance Performance in Young and Older Adults. *Journal of Neuroscience*, 31(45), 16344-16352.
- Gollhofer, A., Gehring, D., & Lauber, B. (2011). Motorisches System. In H.-H. Dickhuth, K. Röcker, A. Gollhofer, D. König, & F. Mayer (Eds.), *Einführung in die Sport- und Leistungsmedizin für Sportstudierende* (2., überarb. und aktualis. Aufl. ed., S. 149-168). Schorndorf: Hofman.
- Han, J., Waddington, G., Adams, R., Anson, J., & Liu, Y. (2016). Assessing proprioception: A critical review of methods. *Journal of Sport and Health Science*, 5(1), 80-90.
- Handwerker, H. O. (2006). Somatosensorik. In R. F. Schmidt & H. Schaible (Eds.), *Neuro- und Sinnesphysiologie* (5 ed., S. 203-228). Heidelberg: Springer.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35, ii7-11.
- Hwang, S., Agada, P., Kiemel, T., & Jeka, J. J. (2014). Dynamic Reweighting of Three Modalities for Sensor Fusion. *PLoS One*, 9(1).
- Kabbaligere, R., Lee, B.-C., & Layne, C. S. (2017). Balancing sensory inputs: Sensory reweighting of ankle proprioception and vision during a bipedal posture task. 52, 244-250.
- Knuchel, S., & Schädler, S. (2004). Drei Systeme in der Balance: Differenzialtests bei Gleichgewichtsstörungen. *physiopraxis*, 2, 31.
- Lee, D. H., Lee, J. H., Ahn, S. E., & Park, M. J. (2015). Effect of Time after Anterior Cruciate Ligament Tears on Proprioception and Postural Stability. *PLoS One*, 10(9), 10. doi:10.1371/journal.pone.0139038. (Accession No. 26422800)
- Lephart, S. M., Pincivero, D. M., & Rozzi, S. L. (1998). Proprioception of the Ankle and Knee. *Sports Medicine*, 25(3), 149-155.
- Li, L., Zhang, S. Q., & Dobson, J. (2019). The contribution of small and large sensory afferents to postural control in patients with peripheral neuropathy. *Journal of Sport and Health Science*, 8(3), 218-227.
- Li, S.-C., & Sikström, S. (2002). Integrative neurocomputational perspectives on cognitive aging, neuromodulation, and representation. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 26, 808.
- McNeill, D., Quaeghebeur, L., & Duncan, S. (2009). IW - "The Man Who Lost His Body". In S. Gallagher & D. Schmickin (Eds.), *Handbook of Phenomenology and Cognitive Sciences* (S. 519-543). Dordrecht: Springer.
- Moher, D., Liberati, A., Tetzlaff, J., Altman, D. G., & The PRISMA Group. (2009). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. *PLOS Medicine*, 6(7), e1000097.
- Morasso, P., Cherif, A., & Zenzeri, J. (2019). Quiet standing: The Single Inverted Pendulum model is not so bad after all. *PLoS One*, 14(3), e0213870.
- Ondra, L., Natesta, P., Bizovska, L., Kubonova, E., & Svoboda, Z. (2017). Effect of in-season neuromuscular and proprioceptive training on postural stability in male youth basketball players. *Acta Gymnica*, 47(3), 144-149.
- Palluel, E., Aspell, J. E., & Blanke, O. (2011). Leg muscle vibration modulates bodily self-consciousness: integration of proprioceptive, visual, and tactile signals. *Journal of Neurophysiology*, 105(5), 2239-2247.

- Pasma, J. H., Boonstra, T. A., Campfens, S. F., Schouten, A. C., & Van der Kooij, H. (2012). Sensory reweighting of proprioceptive information of the left and right leg during human balance control. *Journal of Neurophysiology*, 108(4), 1138-1148.
- PEDro Physiotherapy Evidence Database. (2019a, 1. Juli). PEDro. Zugriff am 1. August 2019 unter <https://www.pedro.org.au/>
- PEDro Physiotherapy Evidence Database. (2019b, 1. Juli 2019). PEDro-Skala. Zugriff am 3. August 2019 unter <http://www.pedro.org.au/german/downloads/pedro-scale/>
- Pierobon, A., & Funk, M. (2013). Gleichgewichtsfähigkeit, posturales System, Lokomotion und Gang. 37, 82.
- Platzer, W. (2013). *Taschenatlas der Anatomie : in 3 Bänden : 1 : Bewegungsapparat* (11., überarb. Aufl.). Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Polastri, P. F., Barela, J. A., Kiemel, T., & Jeka, J. J. (2012). Dynamics of inter-modality re-weighting during human postural control. *Experimental Brain Research*, 223(1), 99-108.
- Sahin, N., Bianco, A., Patti, A., Paoli, A., Palma, A., & Ersoz, G. (2015). Evaluation of knee joint proprioception and balance of young female volleyball players: a pilot study. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(2), 437-440.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., & Wesker, K. (2007). *Prometheus : LernAtlas der Anatomie : Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem* (2., überarb. u. erw. Aufl.). Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Teasdale, H., Preston, E., Spratford, W., & Waddington, G. (2018). Ankle proprioception and postural instability in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 33, S1-S1.
- Tuthill, J. C., & Azim, E. (2018). Proprioception. *Current Biology*, 28(5), R194-R203.
- van Dieen, J. H., van Leeuwen, M., & Faber, G. S. (2015). Learning to balance on one leg: motor strategy and sensory weighting. *Journal of Neurophysiology*, 114(5), 2967-2982.
- Zenner, H. P. (2006). Gleichgewicht. In R. F. Schmidt & H. Schaible (Eds.), *Neuro- und Sinnesphysiologie* (5 ed., S. 312-327). Heidelberg: Springer.

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Das motorische Gleichgewicht und seine Sparten (Fetz, 1990, S. 10) .....	6
Abbildung 2: Das Posturale System (Pierobon & Funk, 2013, S. 79) .....	8
Abbildung 3: Das Vestibularorgan mit den Bogengängen und Maculi (Knuchel & Schädler, 2004, S. 28).....	10
Abbildung 4: Der Versuchsaufbau in der Studie von Hwang et al. (2014) mit der visuellen, vestibulären und propriozeptiven Stimulierung (Hwang et al., 2014, S. 2) .....	11
Abbildung 5: Die sechs Ressourcen für die posturale Stabilität (Horak, 2006, S. ii8) .....	15
Abbildung 6: Das DIP/VIP-Modell (links) und das zugehörige SIP-Modell (rechts) (Morasso et al., 2019, S. 5).....	19
Abbildung 7: Der M. soleus und dessen Verlauf C(4) (Platzer, 2013, S. 263) .....	20
Abbildung 8: Die drei Körperhauptebenen und Körperhauptachsen (Schünke, Schulte, Schumacher, Voll, & Wesker, 2007, S. 27) .....	20
Abbildung 9: Die Sensibilität des Menschen (mod. n. Chwilkowski, 2006, S. 18-19).....	24
Abbildung 10: Versuchsaufbau "position matching task" - auf Rumpföhöhe wurde ein Sichtschutz angebracht, um ein visuelles Feedback zu verhindern (Boisgontier et al. 2012, S. 5, 21).....	29
Abbildung 11: Prisma Flow Chart – selbst erstellt und modifiziert nach (Moher, Liberati, Tetzlaff, Altman, & The PRISMA Group, 2009).....	33
Abbildung 12: Total Error (TE) in Grad des "joint position matching task" (vgl. Boisgontier 2012, S. 8, 23).....	40
Abbildung 14: Die total errors (in Grad) bei der selbst gewählten und schnellen Geschwindigkeit (vgl. Boisgontier & Nougier, 2013, S. 1346) .....	41
Abbildung 13: Vergleich der Gesamtzeit bei der selbst gewählten und schnellen Geschwindigkeit (vgl. Boisgontier & Nougier, 2013, S. 1346) .....	41
Abbildung 15: Die Genauigkeitsrate (in Prozent) und der Schwellenwert für die Bewegungserkennung (in °/Sek) - Vergleich zwischen der Bewegungsrichtung (vorwärts/rückwärts) und der Vibrationsbedingung (VIB/NO VIB) (vgl. Caudron et al., 2018, S.7).....	43
Abbildung 16: Die Wahrnehmung der (Ganz-)Körperbewegung (vgl. Caudron et al, 2018, S.6).....	44
Abbildung 17: Die AP und ML-Positionen der CoP-Verschiebung während der Achillessehnen- (links) und Peronaeus-Vibration (rechts) - die fünf Kreise (Achillessehne)	

bzw. Quadrate (Peronaeus) repräsentieren die fünf Perioden der Vibrationsphase (P2) (vgl. Duclos et al., 2014, S. 4) .....	46
Abbildung 18: Die AP-Verschiebung vor, während und nach der Peronaeus- (unten, Quadrate) und Achillessehnenvibration (oben, Kreise) - Sterne markieren eine signifikante Veränderungen zur vorhergehenden Phase (vgl. Duclos et al., 2014, S. 6).....	48
Abbildung 19: Algorithmus der kontinuierlichen (dicker, durchgezogener Pfeil) und intermittierenden (dicker, strichlierter Pfeil) Kontrolle. Basierend auf vorhergegangenen Erfahrungen wählt das ZNS interne Modelle (IM) aus, die für die Ausführung der Bewegungsaufgabe verantwortlich sind. Je nach Notwendigkeit werden kleinere oder größere Bewegungskorrekturen ausgeführt, entweder durch reweighting oder einer neuen Auswahl an IM (vgl. Boisgontier & Nougier, 2013, S. 1351) .....	63

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht der Mechanorezeptoren des Bewegungsapparates und der Haut .....	26
Tabelle 2: Erregungsleitung der Nervenfasern.....	27
Tabelle 3: Inklusions- und Exklusionskriterien für die Studienauswahl.....	32
Tabelle 4: Übersichtstabelle Studienbewertung nach PEDro .....	35
Tabelle 5: Übersichtstabelle der eingeschlossenen Studien.....	38
Tabelle 6: Durchschnittswerte und Standardabweichung (SD) für die ML- und AP-Schwankung sowie den Schwankungsbereich (SA) .....	50
Tabelle 7: Messwerte (in mm bzw. Grad) für alle Bedingungen (Vib=Vibration, Vf=visueller Stimulus, RMS=root mean square, *signifikanter Unterschied zur Ausgangsposition (ruhiger Stand ohne Reiz), **signifikanter Unterschied zur Vib-Kondition).....	54
Tabelle 8: Testwerte vor und nach einer 20-wöchigen neuromuskulären und propriozeptiven Trainingsintervention während der Basketballsaison .....	56
Tabelle 9: Gewichtverteilung für den linken Fuß in Prozent bei allen Testbedingungen (L=linker Fuß, R=rechter Fuß, 1=0.01rad Bewegungsamplitude, 3=0.03rad, 8=0.08rad). .	57
Tabelle 10: Balance- und Propriozeptionsmesswerte .....	59

## Eidesstattliche Erklärung

„Ich erkläre, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst habe und nur die ausgewiesenen Hilfsmittel verwendet habe. Diese Arbeit wurde weder an einer anderen Stelle eingereicht (z. B. für andere Lehrveranstaltungen) noch von anderen Personen (z. B. Arbeitern von anderen Personen aus dem Internet) vorgelegt.“

Wien, November 2019

Sebastian Braunsberger, BA