/gesundheit /fh/// st. pölten

BACHELORARBEIT II

Titel der Bachelorarbeit

Der Einfluss von sensorischen Reizen auf die posturale Kontrolle im aufrechten Stand

Verfasser

Eibl Christian

&

Hayden Jakob

angestrebter Akademischer Grad

Bachelor of Science in Health Studies (BSc)

St. Pölten, 04.02.2019

Studiengang:	Studiengang Physiotherapie
Jahrgang:	PT 16
Betreuer:	FH-Prof. Dr. Brian Horsak

EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und mich auch sonst keiner unerlaubten Hilfe bedient habe.

Dieses Bachelorarbeitsthema habe ich bisher weder im In- noch im Ausland in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt.

…….. ……

Datum Unterschrift

EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und mich auch sonst keiner unerlaubten Hilfe bedient habe.

Dieses Bachelorarbeitsthema habe ich bisher weder im In- noch im Ausland in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt.

…….. ……

Datum Unterschrift

I. Abstract (Deutsch)

Hintergrund: Posturale Kontrolle ist bei jeder Art von Aktivität von Bedeutung und ein zentrales Thema im Alltag. Sie ist vor allem bei älteren Personen verringert und dies führt zu einem erhöhten Sturzrisiko. In den letzten Jahren hat sich gezeigt, dass durch White Noise die posturale Kontrolle beim Menschen positiv beeinflusst werden kann. Dieser Effekt kann ergänzend zum sensomotorischen Training im Bereich der Sturzprävention zur Anwendung kommen.

Methodik: Für diese Studie wurden 33 gesunde Personen aus zwei verschiedenen Altersgruppen rekrutiert. Die erste Gruppe beinhaltete 23 ProbandInnen im Alter von 18–30 Jahren, die zweite Gruppe 10 Versuchspersonen ab 65 Jahren. Es wurden diverse Schwankungsparameter mittels einer Messung des Center of Pressure erhoben. Bei diesen Messungen wurde der Einfluss von White Noise im aufrechten Stand mit offenen Augen, geschlossenen Augen und auf einem instabilen Untergrund untersucht. Außerdem wurde die Veränderung der subjektiven Standsicherheit durch White Noise mittels eines Fragebogens ermittelt.

Ergebnisse: Es gab eine signifikante Erhöhung der Parameter TOTEX ($p = 0,017$) und MVELO ($p = 0,017$) bei offenen Augen. Bei geschlossenen Augen war MDIST ($p = 0,011$) signifikant erhöht. Eine Verbesserung der posturalen Kontrolle auf einem instabilen Untergrund konnte anhand drei signifikanter Parameter gezeigt werden. Der Vergleich, ob sich eine der beiden ProbandInnengruppen in höherem Ausmaß durch White Noise verbesserte, war nicht signifikant.

Schlussfolgerung: Die Applikation von White Noise kann bei einem Gleichgewichtstraining auf instabilen Untergründen als erleichternder Faktor eingesetzt werden. Bei den Konditionen mit offenen bzw. geschlossenen Augen, zeigte sich bei einer Vielzahl der Parameter eine Verschlechterung der Gleichgewichtsfähigkeit. Um eine genaue Aussage über den Einfluss von auditivem White Noise auf die posturale Kontrolle treffen zu können, sind allerdings noch weitere Studien notwendig.

Schlüsselwörter: *Posturale Kontrolle, White Noise, Center of Pressure, Sturzprävention, sensomotorisches Training*

I. Abstract (Englisch)

Background: Nearly every activity needs postural control, thus it is very important in daily life. Especially older people have a decrease of this function and furthermore the risk of falls increases. Since a few years the effect of white noise on postural control of people is known and it could be integrated into sensorimotor training for prevention of falls.

Methods: For this study 33 healthy people of two different-aged groups were recruited. The first group consisted of 23 people between 18–30 years and the second group of 65 years old people and even older. During the center of pressure measurement different parameters of sway were collected. The impact of white noise was analysed during three separate conditions. These were standing with opened eyes, closed eyes and standing on a rubber foam with opened eyes. In addition, the change in subjective stability was determined by a questionnaire.

Results: There was a significant increase of the parameters TOTEX ($p = 0,017$) and MVELO ($p = 0,017$) with opened eyes. The condition without vision showed significant raise in MDIST ($p = 0,011$). An improvement of postural control while standing on a rubber foam was found by means of three significant parameters. The comparison of the enhancement of both groups due to white noise didn't show any notable results.

Conclusion: The application of white noise as a facilitating factor can be used in sensorimotor training on unstable grounds. In conditions with opened and closed eyes most of the parameters showed decrease in balance stability. To be able to make a precise statement about the influence of auditory white noise on postural control further studies are needed.

Key words: *postural control, white noise, center of pressure, fall prevention, sensorimotor training*

II. Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung 1

1.1 Sturz 1

1.1.1 Folgen im Alter 2

1.1.2 Prävention 4

1.2 Posturale Kontrolle 5

1.2.1 Systeme der posturalen Kontrolle 7

1.2.2 Posturale Kontrolle im Alter 10

1.2.3 Störungen der posturalen Kontrolle 11

1.3 Sensomotorisches Training 12

1.4 White Noise 13

1.5 Fragestellung und Hypothesen 16

2 Methodik 17

2.1 Studiendesign und Ablauf 17

2.2 ProbandInnen und Rekrutierung 18

2.3 Material 19

2.4 Interventionen 22

2.5 Ablauf der Messungen 23

2.6 Statistische Analyse 24

3 Ergebnisse 26

3.1 Beeinflussung durch White Noise - gesamte Stichprobe 26

3.2 Beeinflussung durch White Noise - nach Altersgruppen 28

3.3 Beeinflussung durch den Sehsinn - gesamte Stichprobe 31

3.4 Beeinflussung durch den Sehsinn - nach Altersgruppen 33

3.5 Auswertung des Altersgruppenvergleichs 34

3.6 Auswertung des Fragebogens 35

4 Diskussion 36

4.1 Interpretation der Ergebnisse 37

4.2 Limitationen 42

5 Schlussfolgerungen und Ausblick 45
5.1 Zusammenfassung 45
5.2 Klinische Relevanz 45
5.3 Ausblick 46
6 Literaturverzeichnis 48
A Anhang 50
B Anhang 51
C Anhang 52

III. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Rate der fatalen Stürze, sortiert nach Alter und Geschlecht (World Health Organization, 2007, S. 3) 3

Abbildung 2 Konzeptionelles Modell der vielen Komponenten der posturalen Kontrolle (in Anlehnung an Shumway-Cook & Woollacott, 2012, S. 165) 6

Abbildung 3 Wirkungsweise der stochastischen Resonanz (modifiziert nach Hänggi, 2002) 14

Abbildung 4 CoP Verlauf von ID A19 zum Verständnis der Parameter MDISTap, MDISTml und MDIST 21

Abbildung 5 Beispielhafter Messdurchgang a mit offenen Augen, b mit geschlossenen Augen, c auf instabilem Untergrund, d Überblick über den Messaufbau 24

Abbildung 6 Darstellung von MDIST für die gesamte Stichprobe 27

Abbildung 7 Darstellung von TOTEX für die gesamte Stichprobe 28

Abbildung 8 Darstellung von MDIST, MDISTap, MDISTml und TOTEX für die geteilten Stichproben 30

IV. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Zeitplan der Studienausführung 18
Tabelle 2 Paarweise Vergleiche von TOTEX für gesamte Stichprobe 32
Tabelle 3 Paarweise Vergleiche von MVELO für gesamte Stichprobe 32
Tabelle 4 Paarweise Vergleiche von TOTEX für aufgeteilte Stichproben 33
Tabelle 5 Paarweise Vergleiche von MVELO für aufgeteilte Stichproben 34
Tabelle 6 Darstellung der Mittelwerte für alle ermittelten Parameter bei aufgeteilter Stichprobe 51

V. Abkürzungsverzeichnis

AP	anterior-posterior
ML	medial-lateral
CoP	Center of Pressure
IQR	Interquartile range
MDIST	Mean Distance
MDISTap	Mean Distance anterior-posterior
MDISTml	Mean Distance medial-lateral
MVELO	Mean velocity
TOTEX	Total excursion
go	geschlossene Augen-ohne White Noise
gm	geschlossene Augen-mit White Noise
oo	offene Augen-ohne White Noise
om	offene Augen-mit White Noise

Vorwort

An dieser Stelle wollen wir uns ganz herzlich bei all jenen bedanken, die zu der Umsetzung dieser Studie beigetragen und uns beim Verfassen der vorliegenden Bachelorarbeit unterstützt haben.
Ein besonderer Dank gilt dabei unserem Betreuer FH-Prof. Dr. Brian Horsak, der uns während des gesamten Arbeitsprozesses unterstützt hat und immer bemüht war uns bei Fragen und Problemen weiterzuhelfen.
Auch den zahlreichen TeilnehmerInnen unserer Studie gebührt ein großer Dank. Hier sind besonders die vielen erschienenen StudentInnen des Studiengangs Physiotherapie und die Mitglieder des Kneipp-Bund St. Pölten zu nennen. Ohne deren Engagement wäre die Durchführung dieser Studie nicht möglich gewesen.

Christian Eibl & Jakob Hayden
St. Pölten, am 04.02.2019

1 Einleitung

Posturale Kontrolle beschreibt die Fähigkeit, den eigenen Körper im Raum zu kontrollieren und aufzurichten. Diese Kontrolle der Körperposition ist die Basis für alles, was wir tun. Denn jede Aufgabe benötigt posturale Kontrolle (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, S. 162). Um die posturale Kontrolle aufrechtzuerhalten, ist ein komplexes Zusammenspiel muskuloskelettaler und neuronaler Komponenten erforderlich. Dabei sind auf neuronaler Ebene vor allem das visuelle, vestibuläre und somatosensorische System von Bedeutung (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, S. 165). Durch die altersbedingte Reduktion dieser motorischen und sensorischen Prozesse kommt es bei älteren Personen häufiger zu Stürzen, die gerade im hohen Alter mit einschränkenden Folgen einhergehen können (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, S. 226; World Health Organization, 2007, S. 3). Auch durch Erkrankungen des zentralen und peripheren Nervensystems oder durch Verletzungen im muskuloskelettalen Bereich kann es zu einer Verminderung der posturalen Kontrolle und der Gleichgewichtsfähigkeit kommen. Um das Gleichgewicht zu verbessern und Stürze zu reduzieren, ist das sensomotorische Training ein wichtiger Bestandteil der Physiotherapie. Durch den Einsatz von White Noise, einem definierten Rauschsignal, könnte die Sturzgefahr reduziert und eine Optimierung des Trainings erreicht werden (Priplata u. a., 2006; Ross & Balasubramaniam, 2015; Ross, Will, McGann, & Balasubramaniam, 2016).

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit den Einflüssen von sensorischen Reizen auf die posturale Kontrolle im aufrechten Stand. Dabei wird die Verringerung dieser Fähigkeit bei älteren Personen und die damit verbundene Gefahr eines Sturzes genauer beschrieben. Weiters wird auf die Haltungskontrolle, die Wirkung von White Noise auf den menschlichen Körper sowie auf das sensomotorische Training in der Physiotherapie eingegangen.

1.1 Sturz

Stürze sind für 40% aller Verletzungstode weltweit verantwortlich. 10–15% der Besuche der Notfallabteilung sind auf Stürze zurückzuführen (World Health Organization, 2007, S. 1). Im Jahr 2016 wurden in Österreich 850 Tode als Folge eines Sturzes verzeichnet (Statistik Austria, 2018, S. 77). Aufgrund dieser Zahlen sollte schon frühzeitig Wert auf die Prävention von Stürzen gelegt werden.

Um im aufrechten Stand und auch während des Gehens Stabilität und Gleichgewicht zu gewährleisten, bedarf es des optimalen Zusammenspiels verschiedener Systeme und Faktoren. Priplata u.a. (2006) erklären, dass dafür die ständige Übermittlung von somatosensorischen, vestibulären und visuellen Informationen notwendig ist. Ist eines oder mehrere dieser

Systeme gestört, kann es zu verstärktem posturalem Schwanken kommen, was in weiterer Folge das Sturzrisiko erhöht.

Für den Terminus Sturz gibt es keine einheitliche Definition, es finden sich in der Literatur dazu diverse Auslegungen. Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 226) definieren einen Sturz als Situation, in welcher die Person auf den Boden stürzt oder am Boden liegt. Zusätzlich wird oft der Kontakt mit umgebenden Oberflächen wie beispielsweise Möbeln oder Wänden genannt. Callisaya u. a. (2011) verwenden in ihrer Arbeit hingegen die Definition, dass es sich bei einem Sturz um ein unerwartetes Ereignis handelt, durch welches die Person auf dem Boden oder zumindest einer niedrigeren Ebene zu liegen kommt.

Prinzipiell kann man Faktoren, welche Stürze begünstigen, in intrinsische und extrinsische Faktoren unterteilen. Zu den intrinsischen Faktoren zählen all jene Einflüsse, welche die Person selbst betreffen, wie physische oder psychische Ursachen. Eine weitere Unterscheidung wird zwischen synkopalen und lokomotorischen Stürzen getroffen. Synkopale Stürze beschreiben in den meisten Fällen eine kurzzeitige Bewusstlosigkeit als Grund für den Sturz. Diese Synkopen kommen meist durch Herzrhythmusstörungen, Unterzuckerung oder Durchblutungsstörungen des Gehirns zustande. Lokomotorische Stürze hingegen passieren unter anderem aufgrund physischer oder psychischer Ermüdung, welche sich in verminderter Muskelkraft, Sensorik oder herabgesetzter Bewegungskoordination äußern kann. Weiters können sich Depressionen, Alkoholkonsum und diverse Medikamente negativ in Bezug auf das Sturzrisiko auswirken (Callisaya u. a., 2011; World Health Organization, 2007, S. 4ff; Ziganek-Soehlke & Dietrich, 2008, S. 27-33).

Die extrinsischen Faktoren beschreiben all jene Einflüsse, die von außen auf den Menschen wirken und somit die posturale Kontrolle beeinflussen. Dazu zählen schlechte Beleuchtung, Witterungsbedingungen, schlecht sitzendes Schuhwerk, Treppen, Gehsteigkanten, rutschige bzw. unebene Untergründe oder Hindernisse, welche die Person nicht wahrnimmt oder nicht problemlos überwinden kann (Callisaya u. a., 2011; Jansenberger, 2011, S. 32-35; World Health Organization, 2007, S. 4ff; Ziganek-Soehlke & Dietrich, 2008, S. 27).

1.1.1 Folgen im Alter

Im Kindes- bzw. Jugendalter bringt man sich häufig in Situationen, die zu einem Sturz führen können. In der Regel passiert dabei aber nichts. Wenn man erwachsen wird, ist es ähnlich, jedoch versucht man bewusst eine kontrollierte und schmerzfreie Landung zu erzielen. Allseits bekannt ist, dass nicht nur das Sturzrisiko mit zunehmendem Alter steigt, sondern auch die Wahrscheinlichkeit, sich dabei Verletzungen zuzuziehen wie in Abbildung 1 ersichtlich. Geschuldet ist dies unter anderem der verminderten Reaktionsfähigkeit bzw. der Fähigkeit, das Gleichgewicht wiederherzustellen (Ziganek-Soehlke & Dietrich, 2008, S. 25f).

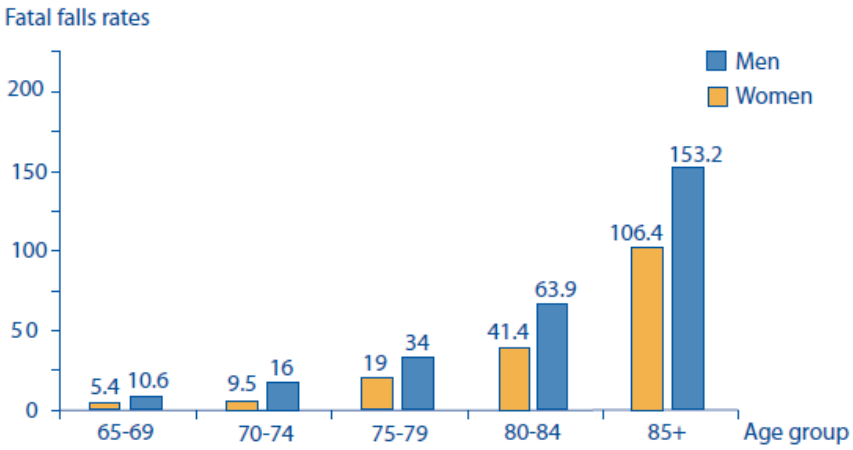


Abbildung 1 Rate der fatalen Stürze, sortiert nach Alter und Geschlecht (World Health Organization, 2007, S. 3)

Häufige Sturzfolgen im Alter sind Hüftfrakturen, Schädelhirntraumata oder Verletzungen der oberen Extremität. Dies führt in weiterer Folge sehr oft zu einem Teufelskreis. Die Menschen bekommen Angst vor erneuten Stürzen und reduzieren somit ihre Bewegung, wodurch sie in ihren alltäglichen Aktivitäten eingeschränkt werden und sich Muskelmasse abbaut. Eine Inaktivitätsatrophie kann entstehen. Folglich erhöht sich stetig die Sturzgefahr und die Unsicherheit der Menschen steigt weiter an (World Health Organization, 2007, S. 2; Ziganek-Soehlke & Dietrich, 2008, S. 67-73).

Da die Zahl der älteren gegenüber den jüngeren Menschen in den letzten Jahren im Verhältnis gestiegen ist und auch weiterhin stark steigen wird, stehen wir folglich vor einem weltweiten Anstieg der Kosten im Gesundheitssystem. Die World Health Organization (2007, S. 6f) nennt in diesem Zusammenhang zwei Arten von Kosten, die durch Stürze auftreten. Einerseits entstehen direkte Kosten, welche sich durch Arztbesuche, Medikamente und Therapien zusammensetzen. Andererseits ergeben sich indirekte Kosten, welche beispielsweise durch fehlendes Einkommen, Arbeitsunfähigkeit und gesellschaftliche Einbußen zustande kommen. Florence u. a. (2018) geben an, dass 30% aller über 65-Jährigen in den USA mindestens einmal pro Jahr stürzen. Das führt zu eingeschränkter Mobilität, schwerwiegenden Verletzungen und Einschränkungen in der Unabhängigkeit im Alltag. 2015 gab es laut dieser Studie 28.486 Tote durch unbeabsichtigte Stürze und deren Folgen bei Personen über 65 Jahren. Die geschätzten Kosten für das Gesundheitssystem betrugen in etwa 754 Millionen US-Dollar. Bei Stürzen, welche nicht tödlich endeten, beliefen sich die Kosten geschätzt auf mehr als 49.5 Millionen US-Dollar.

1.1.2 Prävention

Um Stürze und deren Folgen verhindern bzw. minimieren zu können, erfordert es ein konsequentes Training der Betroffenen. Jansenberger (2011, S. 64-79) beschreibt bei der bewegten Sturzprävention dabei verschiedene Komponenten, wie Kraft-, Beweglichkeits-, Koordinations- und Sensomotoriktraining. Auf letzteres wird in dieser Arbeit noch näher eingegangen. Sowohl bei jüngeren als auch bei älteren Personen sollte ein ausgewogenes Programm aus diesen Komponenten zusammengestellt werden. Ziganek-Soehlke und Dietrich (2008, S. 92f) führen in ihrem Buch eine Arbeit an, in welcher der Effekt von sensomotorischem Training gegenüber Krafttraining bei Personen zwischen 60 und 80 Jahren untersucht wird. Die erste Gruppe absolvierte ein altersgerechtes Krafttraining für die Beinmuskulatur an Trainingsmaschinen. Die zweite Gruppe führte ein sensomotorisches Training auf diversen instabilen Unterlagen durch. Eine dritte Gruppe erhielt kein Training. Gruppe eins verbesserte sich im Bereich Schnellkraft und Maximalkraft, jedoch hatte Gruppe zwei die besten Trainingseffekte bezüglich Reflexaktivität.

Mit zunehmendem Alter nimmt die Kraftfähigkeit und auch die Trainierbarkeit dieser ab, einerseits durch Inaktivität und andererseits aufgrund physiologischer Veränderungen. Deshalb ist es ein Leben lang und besonders im fortgeschrittenen Alter wichtig, Krafttraining nicht zu vernachlässigen. Generell erwünschte Effekte dabei sind ein Zuwachs von Maximal- und Schnellkraft. Eine Steigerung dieser beiden Komponenten kann das Sturzrisiko bereits beachtlich senken. Allerdings sollten besonders beim Training mit älteren Personen gesundheitliche Einschränkungen berücksichtigt und die Übungen dementsprechend angepasst werden (Jansenberger, 2011, S. 65f).

Jansenberger (2011, S. 71) beschreibt Koordination in Bezug auf das neuromuskuläre System als Zusammenspiel des Zentralnervensystems und der Skelettmuskulatur während einer Bewegung. Hierbei erfolgt eine weitere Unterteilung in intra- und intermuskuläre Koordination. Intramuskulär betrifft das Zusammenspiel von Nerv und Muskelfasern, intermuskulär hingegen das Zusammenspiel mehrerer Muskeln zueinander. Ziganek-Soehlke und Dietrich (2008, S. 106) verwenden eine Definition, laut welcher Koordination die Realisation von präzisen Komplexbewegungen beschreibt. Dadurch werden Bewegungsabläufe ökonomischer und sicherer, wodurch sich wiederum das Verletzungs- und Sturzrisiko minimiert. Weiters sollten durch eine optimale Koordination auch Dual-Task-Aufgaben möglich sein, was jedoch besonders mit steigendem Alter erschwert durchführbar ist.

In Bezug auf Sturzprävention wird in diesem Bereich sehr viel mit Gleichgewichtstraining gearbeitet. Auch hier gibt es eine Differenzierung zwischen statischem und dynamischem Gleichgewicht. Statisch wird in verschiedenen Standvariationen geübt und als Steigerung werden häufig labile Unterlagen verwendet. Dynamisch betrifft meist das Gehen, welches bei älteren Menschen im Alltag oft problematisch ist. Hier wird zu Beginn Wert auf ein schmales,

sicheres Gangbild gelegt. Wenn dies erarbeitet wurde, kann man diverse Aufgaben hinzufügen, wie zum Beispiel einfache Rechenaufgaben oder das Balancieren von Gegenständen. Später kann die Schwierigkeit auch über das optische System erhöht werden, beispielsweise mittels bestimmter Punktfixierungen, Lichtverhältnisse oder sogar geschlossener Augen (Jansenberger, 2011, S. 75f).

Auch die Beweglichkeit wird mit zunehmendem Alter bzw. durch Immobilität herabgesetzt. Ziganek-Soehlke und Dietrich (2008, S. 105) erklären, dass für eine gezielte Positionierung auf dem Boden das Spiel zwischen Muskelkraft und Gelenksbeweglichkeit ausgeglichen sein muss. Oft geht bereits im Jugendalter Beweglichkeit stetig verloren, wodurch auch das Sitzen am Boden mit steigendem Alter zunehmend vermieden wird. Aus diesen Gründen sollte dem frühzeitig entgegengewirkt werden.

Beweglichkeitstraining setzt sich vereinfacht gesagt aus zwei Komponenten zusammen, dem Mobilisieren und dem Dehnen. Mobilisieren eignet sich besonders am Beginn zum Aufwärmen der Muskeln und Gelenke. Beim Dehnen wird unterschieden zwischen aktivem und passivem Dehnen und zwischen statischem und dynamischem. Generell kann gesagt werden, dass ein aktives Dehnen dem passiven vorzuziehen ist. Zu Beginn statisches und später dynamisches Dehnen mit geringerer Amplitude in das Training einzubauen und zunehmend den Bewegungsumfang zu steigern, gilt als optimal (Jansenberger, 2011, S. 69ff).

1.2 Posturale Kontrolle

Begriffsdefinition: Der Ursprung für die Bezeichnung postural kommt vom Lateinischen *positio* oder *positur*. Beides bedeutet Stellung oder Lage. Das Wort Kontrolle leitet sich aus dem Französischen ab: contre-rôle, was sinngemäß Überwachung, Beherrschung, Prüfung heißt (Barth, 2005, S. 178).

Kandel, Schwartz, Jessel, Siegelbaum und Huspeth (2012, S. 935) nennen die Kontrolle der Haltung als entscheidend für alle Aufgaben des alltäglichen Lebens. Zu dem Begriff der posturalen Kontrolle oder auch Haltungskontrolle gehören nach Horak und Macpherson (1996, S. 256) und Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 162) mehrere Aspekte der motorischen Koordination. Diese sind das Kontrollieren des Körperschwerpunkts innerhalb einer Unterstützungsfläche, das Stabilisieren von Körperabschnitten für Willkürbewegungen und die Einhaltung einer Körperposition unter Berücksichtigung der Einordung verschiedener Körpersegmente. Es werden von Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 165) noch weitere Komponenten der posturalen Kontrolle genannt, die in Abbildung 2 in Form eines Modells dargestellt werden.

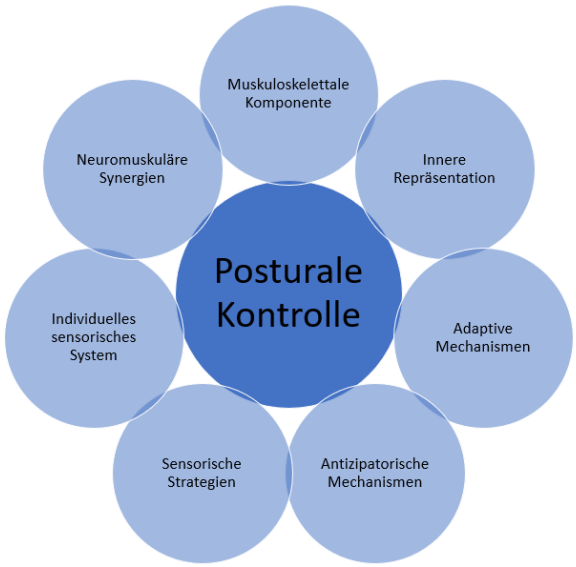


Abbildung 2 Konzeptionelles Modell der vielen Komponenten der posturalen Kontrolle (in Anlehnung an Shumway-Cook & Woollacott, 2012, S. 165)

Um die posturale Kontrolle grundsätzlich zu verstehen ist es nach Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 162) wichtig zu wissen, dass sie aus zwei Komponenten besteht. Eine davon ist die posturale Orientierung. Sie ist verantwortlich für die richtige Einordnung der verschiedenen Körpersegmente zueinander und zur Umwelt. Eine wichtige Rolle hat dabei die Orientierung des Rumpfes, da er über die Positionierung der Extremitäten entscheidet. Diese wiederum ist essentiell für die Interaktion zwischen Mensch und Umwelt. Die zweite Komponente ist die Balance oder auch Stabilität. Sie wird von Horak und Macpherson (1996, S. 256) als die Fähigkeit, den eigenen Körperschwerpunkt im richtigen Verhältnis zur vorhandenen Unterstützungsfläche zu kontrollieren, definiert. Die Balancefähigkeit ist ein entscheidender Faktor bei fast allen Tätigkeiten. Denn zu ihren Aufgaben gehört nicht nur die Fähigkeit, einen aufrechten Stand zu erhalten, sondern auch die Vorbereitung auf willkürliche Bewegungen. Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 162) erklären, dass je nach Aufgabe und Umweltverhältnissen die beiden Komponenten der posturalen Kontrolle in verschieden hohem Ausmaß verlangt werden.

Nach Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 247f) sind mit dem Alignment und den Körperschwankungen noch zwei weitere Faktoren entscheidend für die posturale Kontrolle. Diese haben vor allem bei neurologischen Defiziten eine große Bedeutung. Unter Alignment versteht man die Einstellung der Körperabschnitte zueinander und in Hinblick auf die Unterstützungsfläche. Weiters beschreibt Barth (2005, S. 181) ein ideales Alignment als posturale Kontrolle mit dem geringstmöglichen Energieaufwand. Dabei werden weniger Muskelarbeit und posturale Strategien benötigt.

Einen Teil dieser posturalen Strategien stellen die Körperschwankungen dar. Sie werden in vielen Studien (Gandemer, Parseihian, Kronland-Martinet, & Bourdin, 2014; Ross & Balasubramaniam, 2015; D. A. Winter, Prince, Stergiou, & Powell, 1993) in Form des Center of Pressure (CoP) zur Evaluierung posturaler Kontrolle herangezogen. Der CoP ist nach Kandel u. a. (2012, S. 937) als der Ursprung der Vektoren der Bodenreaktionskräfte auf der Unterstützungsfläche definiert. Um ein statisches Gleichgewicht zu erhalten, müssen sich CoP und Körperschwerpunkt übereinander befinden. Ist dies nicht der Fall, schwankt der Körper. Dabei unterscheiden Horak und Nashner (1986) zwischen zwei Arten: Schwankungen um den Fuß und Schwankungen um die Hüfte. Beide werden sowohl im ruhigen als auch bei gestörtem Stand als Ausgleichsstrategie verwendet. Nach Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 170) wird die Fußstrategie bei niederfrequenten und die Hüftstrategie bei hochfrequenten Schwankungen angewendet. Horak und Nashner (1986) nennen eine große Unterstützungsfläche mit einer festen, rigiden Unterlage als Auslöser für Fußschwankungen. Im Gegensatz dazu werden Hüftschwankungen bei einer kleinen Unterstützungsfläche und einer rutschigen Unterlage gezeigt. Beide Strategien sind dauerhaft präsent, doch je nachdem, welche Strategie vordergründlich angewendet wird, kommt es zu vermehrter muskulärer Aktivität im Fuß- bzw. Hüft- und Rumpfbereich. Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 173) nennen weiters eine Schrittstrategie bzw. einen Schutzschritt. Dieser wird angewendet, wenn die Fuß- und Hüftschwankungen nicht ausreichen würden, einen aufrechten Stand zu erhalten. In weiterer Folge kommt es dadurch zu einer Vergrößerung oder Verschiebung der Unterstützungsfläche.

Die oben beschriebenen Strategien zur Aufrechterhaltung der posturalen Kontrolle werden nach Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 171f) in zwei verschiedenen Modi angewendet. Man nennt diese Modi auch Feedback und Feedforward Mechanismus. Nach Taube (2013) wird im „Feedback-Modus“ der Verlust des Gleichgewichts mit einer entsprechenden Reaktion kompensiert. Beim Feedforward Mechanismus wird das posturale System antizipatorisch auf eine Störung eingestellt und kann so einen Gleichgewichtsverlust verhindern. Auch Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 171f) beschreiben diese Mechanismen. Demnach wird der Feedback Mechanismus als Antwort auf eine sensorische Rückmeldung von einer externen Störung aktiv. Der Feedforward Mechanismus wird außerdem bei willkürlichen und bewussten Bewegungen des Körperschwerpunktes verwendet.

1.2.1 Systeme der posturalen Kontrolle

Um den Körper in Balance zu halten und es nicht zu einem Sturz kommen zu lassen, laufen im menschlichen Körper viele verschiedene Prozesse ab. Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 165) definieren die posturale Kontrolle als ein Zusammenspiel des muskuloskelettalen und des neuronalen Systems. Zu den essentiellen Faktoren zählen motorische Pro-

zesse, die Wahrnehmung und kognitive Einflüsse. Im nachfolgenden Kapitel wird auf die dafür verantwortlichen Systeme genauer eingegangen.

Nach Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 167) ist es die Aufgabe der aktiven Systeme, Kräfte zu produzieren, die die Körperposition im Raum kontrollieren können. Um das zu ermöglichen, unterliegen der posturalen Kontrolle Systeme mit verschiedenen Aufgaben. Dazu gehören der Kortex, der Hirnstamm und die Basalganglien sowie die Motoneuronen und Muskeln.

Für die Planung einer Bewegung zeigt sich der Motorkortex verantwortlich. Er ist entscheidend für die posturalen Anpassungen aller Willkürbewegungen und für das Erlernen komplexer Haltungsstrategien. Auch andere Bereiche des Kortex haben einen Einfluss auf Bewegung und Haltung. Die genauen Rollen der spezifischen Bereiche für die posturale Kontrolle sind jedoch noch ungeklärt (Kandel u. a., 2012, S. 856ff).

Verschaltungen im Rückenmark und der Hirnstamm ermöglichen automatische posturale Anpassungen. Da diese schnell erfolgen müssen, kommen die Informationen gar nicht bis in den Kortex, sondern werden direkt von anderen supraspinalen Zentren verarbeitet. Das Cerebellum und der Hirnstamm sorgen hierbei für die Integration sensorischer Reize und bilden ein internes Körpermodell, das zur Orientierung im Raum und für die Balancefähigkeit benötigt wird. Die Basalganglien sind für die Anpassung des Muskeltonus und des Bewegungsausmaßes an die jeweiligen Umweltverhältnisse verantwortlich. Bei einer Störung der Basalganglien zeigen sich entweder verminderte Muskelspannung und verkleinerte Bewegungen oder vermehrte Muskelspannung und überschießende motorische Reaktionen (Kandel u. a., 2012, S. 954ff).

Das bereits in Kapitel 1.2. beschriebene Alignment und der Muskeltonus sind im ungestörten, aufrechten Stand die Grundvoraussetzungen, um posturale Kontrolle zu ermöglichen. Grundsätzlich versteht man unter Tonus die Spannung eines Muskels, mit der er gegen eine Dehnung wirkt. Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 168f) und Barth (2005, S. 181f) beschreiben mit dem posturalen Tonus eine Sonderform des Muskeltonus. Hierbei kommt es zu einer vermehrten Aktivierung der gegen die Schwerkraft wirkenden Muskulatur. Die Informationen der sensorischen Systeme sind entscheidend für die Erhaltung und Regulierung dieser Muskelspannung. Dazu gehört auch die Aktivierung von Ausgleichsstrategien wie die Hüft- und Fußschwankungen. Für die Planung und Koordination von Alignment und Tonus zeigen sich somit die von Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 179f) dargelegten neuronalen Subsysteme verantwortlich.

Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 180) beschreiben, dass der Körper für eine effektive posturale Kontrolle mehr braucht als die Fähigkeit, seine Haltung aufrechtzuerhalten. Für das zentrale Nervensystem (ZNS) ist es wichtig zu wissen, wo sich der Körper im Raum be-

findet und ob er sich bewegt oder in Ruhe ist. Dafür verantwortlich zeigen sich das visuelle, das somatosensorische und das vestibuläre System, die zusammengefasst als sensorisches System bezeichnet werden. Die notwendigen Informationen werden von verschiedenen sensorischen Rezeptoren geliefert und im ZNS verarbeitet. Die Gewichtung dieser einzelnen sensorischen Inputs ändert sich laut Kandel u. a. (2012, S. 951) je nach Art der Aufgabe und der Umgebung. Horak und Macpherson (1996, S. 270) betonen weiters, dass diese drei Systeme nicht individuell arbeiten und nur gemeinsam in einer motorischen Reaktion enden.

Das visuelle System ist nach Kandel u. a. (2012, S. 949) für die Orientierung und das Feststellen von Bewegung verantwortlich. Durch seine Informationen reduziert es die Körperschwankungen und ermöglicht stabilisierende Inputs, um die Balance zu halten. Das Sehen übernimmt eine wichtige Rolle der antizipatorischen Anpassung für willkürliche Bewegungen. Jedoch ist die Verarbeitung des Systems zu langsam, um auf eine plötzliche Störung des Gleichgewichts zu reagieren.

Das somatosensorische System besteht aus vielen Rezeptoren, die im ganzen Körper verteilt sind. Sie werden nach ihren drei Funktionen unterteilt: Propriozeption, Exterozeption und Interozeption (Kandel u. a., 2012, S. 475f). Propriozeptoren liegen in Muskeln, Gelenkskapseln und der Haut. Sie geben Auskunft über die Haltung und Bewegung des Körpers. Exterozeption ist mit dem Tastsinn gleichzusetzen und gibt Informationen über die Auswirkungen der Umgebung auf den Körper. Dazu gehören Berührung, Druck, Bewegung und Vibrationen, aber auch Temperatur- und Schmerzempfindung, die zur Erkennung von Gegenständen eingesetzt werden. Die Interozeption bezieht sich auf die Funktion der Organe und das innere Gleichgewicht. Diese Informationen werden zwar nicht bewusst wahrgenommen, sind aber entscheidend für die Erhaltung der autonomen Funktionen wie Herz-Kreislauf oder Atmung.

Das vestibuläre System gibt dem ZNS Rückmeldung über die Richtung der Schwerkraft und die Geschwindigkeit des Kopfes (Kandel u. a., 2012, S. 947). Somit gibt es Auskunft über die Neigung des Körpers im Bezug zur Schwerkraft und ob er nach vorne, zurück oder seitwärts schwankt.

Die Informationen des visuellen, somatosensorischen und vestibulären Systems werden anschließend im ZNS verarbeitet. Zur Verarbeitung dieser Reize gibt es zwei Theorien. Nach Einschätzung der vorhandenen Literatur durch Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 184ff) erfolgt diese nach der „Hypothese der sensorischen Gewichtung“. Diese Theorie besagt, dass es dem System der posturalen Kontrolle möglich ist, die sensorischen Inputs in eine Rangordnung zu setzen. Der Einfluss einer bestimmten Information wird damit von seiner Genauigkeit abhängig gemacht, eine Aussage über Körperposition und Bewegung zu treffen. Diese Genauigkeit der Sinne ändert sich je nach Umweltsituation und muss ständig angepasst werden.

Die Haltungskontrolle erfolgt normalerweise unbewusst. Studien zu Dual-Tasking haben aber gezeigt, dass doch ein gewisses Maß an Aufmerksamkeit zur Erhaltung der posturalen Kontrolle erforderlich ist. Das kognitive System wird von Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 190f) als die bewussten Aspekte der posturalen Kontrolle behandelt. Diese sind abhängig vom Alter und dem neurologischen Status. Bei jüngeren Personen erfolgt die posturale Kontrolle zwar automatisch, ein gewisses Maß an Aufmerksamkeit muss trotzdem gegeben sein. Bei älteren Personen und neurologischen PatientInnen zeigen sich beeinträchtigte Dual-Tasking Fähigkeiten, wodurch auf eine veränderte Aufmerksamkeitsanforderung geschlossen werden kann. Diese Hypothese wird unter anderem von Huxhold, Li, Schmiedek und Lindenberger (2006) bestätigt.

1.2.2 Posturale Kontrolle im Alter

Es ist allseits bekannt, dass es mit steigendem Alter zum Nachlassen verschiedener Körpersysteme und einer Reduktion von alltäglichen Fähigkeiten kommt. Viele Studien (Gravelle u. a., 2002; Ross u. a., 2016; Yeh, Cluff, & Balasubramaniam, 2014) beschäftigen sich mit dem Einfluss des Alters auf die posturale Kontrolle. Im folgenden Abschnitt wird auf diese Auswirkungen eingegangen.

Im Bereich des Bewegungssystems kommt es mit steigendem Alter sowohl zu einer Reduktion der Muskelkraft als auch der muskulären Ausdauer. Die Ausdauer ist dabei allerdings weniger betroffen. Weiters kann es zu einer Hypotrophie der Muskulatur, also einem Abbau der Muskelmasse, kommen, welche an der unteren Extremität stärker ausgeprägt ist als an der Oberen. Auch das Bewegungsausmaß ist bei älteren Personen eingeschränkt. Dies führt in vielen Fällen zu einer kyphosierten Haltung der Wirbelsäule, wodurch das Körperalignment stark beeinträchtigt wird. Das Nachlassen der Elastizität der Muskulatur, degenerative Prozesse und Schmerzen führen ebenfalls zu einer Einschränkung der Beweglichkeit (Barth, 2005, S. 196f; Shumway-Cook & Woollacott, 2012, S. 228f).

Im ruhigen, aufrechten Stand zeigt sich ein vermehrtes Schwanken bei älteren Personen. Dafür verantwortlich ist das neuromuskuläre System. Besonders hervorzuheben sind dabei ältere Personen, die längere Zeit im Liegen verbringen. Sie entwickeln durch eine Wahrnehmungsverzerrung des Standes eine Falltendenz nach hinten. Auch bei einer Störung des Standes kommt es mit höherem Alter zu einer veränderten Reaktion. Es zeigt sich eine kompensatorische Kokontraktion von Agonist und Antagonist, wie sie auch bei neurologischen Patienten zu sehen ist. Um den Stand nach einer Störung aufrechtzuerhalten, wird außerdem die Hüftstrategie häufiger und früher angewendet als bei Jüngeren (Barth, 2005, S. 197f; Shumway-Cook & Woollacott, 2012, S. 230f).

Die größten Veränderungen im Alter bezüglich der posturalen Kontrolle werden jedoch beim sensorischen System sichtbar. Im somatosensorischen Bereich lässt sich ein altersbedingtes

Nachlassen des Vibrations-, Berührungs- und Druckempfindens feststellen. Dies ist durch den Rückgang von Rezeptoren und sensorischen Fasern bedingt. Aufgrund struktureller Veränderungen im Auge kommt es mit dem Alter auch zu einem Nachlassen des visuellen Systems. Dazu gehören eine Reduktion der Sehschärfe und der Fähigkeit des Kontrastsehens sowie eine Verkleinerung des visuellen Feldes. Das vestibuläre System verliert im höheren Alter seine Genauigkeit durch den Verlust von Innenohrhaarzellen. Außerdem haben ältere Personen häufig Schwindel, der im Zusammenhang mit vestibulären Störungen steht. Generell zeigt sich eine verminderte Möglichkeit der einzelnen Systeme, die nötigen Haltungsinformationen an das ZNS zu übermitteln. Somit ist nicht das gesamte Nervensystem in seiner Funktion eingeschränkt, sondern die Summe vieler, kleiner Defizite führt zu einer maßgeblich verminderten posturalen Kontrolle (Barth, 2005, S. 198f; Shumway-Cook & Woollacott, 2012, S. 235ff).

1.2.3 Störungen der posturalen Kontrolle

Wie bereits beschrieben, werden für eine normale posturale Kontrolle sowohl die Organisation der sensorischen Reize, als auch die Koordination dieser Informationen mit den motorischen Aktionen benötigt. Je nachdem welches System betroffen ist, kommt es zu spezifischen Störungen der Haltung. Grundsätzlich zeigen sich nach Barth (2005, S. 202) folgende Merkmale: Die Unterstützungsfläche wird vergrößert oder verschoben, um die neuromuskulären Anforderungen zu reduzieren. Es kommt zu einem Ausgleichen der proximalen Instabilität durch distales Festhalten. Außerdem zeigen sich kompensatorische Kopfbewegungen, wenn das optimale Alignment nicht vom ganzen Körper eingehalten werden kann.

Bei Störungen des visuellen Systems wird das Erkennen und Lokalisieren von Gegenständen beeinträchtigt. Das kann nach Mohapatra und Aruin (2013) vor allem zu Problemen der antizipatorischen posturalen Kontrolle führen. Horak und Macpherson(1996, S. 279) bestätigen diese Aussage. Außerdem beschreiben sie den negativen Einfluss von Störungen des visuellen Systems auf das Ausweichen von Hindernissen und das Erlernen von motorischen Fertigkeiten.

Eine der häufigsten somatosensorischen Störungen ist die Polyneuropathie (PNP). Dabei handelt es sich um eine Erkrankung des Nervensystems, bei der es zu einer Störung der Oberflächen- und Tiefensensibilität im Bereich der Hände und Füße kommt.

Oppenheim, Kohen-Raz, Alex, Kohen-Raz und Azarya (1999) machen in ihrer Studie deutlich, dass PatientInnen mit PNP im Vergleich zu Gesunden einen instabileren Stand mit größeren Schwankungen aufweisen. Bei einer Testung mit geschlossenen Augen wird der Unterschied noch eindeutiger. Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 260f) bestätigen dieses Ergebnis. Solange die beiden anderen sensorischen Systeme intakt sind, kann der Ausfall des somatosensorischen Systems weitestgehend kompensiert werden.

Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 260) beschreiben, dass es unter normalen Bedingungen zu keiner Beeinträchtigung der posturalen Kontrolle bei Personen mit einer vestibulären Störung kommt. Werden das visuelle oder das somatosensorische System jedoch in ihrer Funktion reduziert, können große Schwankungen und ein erhöhtes Sturzrisiko die Konsequenz sein. Winter (1995) bestätigt diese Aussage. Nach Kandel u. a. (2012, S. 949) kommt es bei einem Verlust bzw. fehlender Information des vestibulären Systems zu übermäßigen Ausgleichsbewegungen. Diese führen in weiterer Folge zu Instabilität im Stand und während des Gehens.

1.3 Sensomotorisches Training

Das sensomotorische Training ist mittlerweile ein wichtiger Bestandteil in Prävention und Rehabilitation. Nicht nur untrainierte Menschen und Personen nach Verletzungen profitieren davon, sondern auch im Spitzensport ist es nicht mehr wegzudenken. Es wird eingesetzt, um auf innere und äußere Reize möglichst schnell und adäquat reagieren zu können. Diese Form des Trainings zählt zum Koordinationstraining. Dabei wird sowohl auf Kräftigung bestimmter Muskelgruppen als auch auf das Verbessern der intra- und intermuskulären Ansteuerung der Muskulatur gesetzt (Jansenberger, 2011, S. 78).

Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 300) erläutern beim Erarbeiten von sensorischen Anpassungsstrategien, dass es für PatientInnen wichtig ist zu lernen, entsprechende sensorische Informationen zu selektieren und effektiv zu koordinieren. Dabei variiert der/die TherapeutIn ständig den sensorischen Input während statischer und dynamischer Aufgaben. Beispielsweise werden bei PatientInnen, die sich vermehrt auf den Sehsinn verlassen, die Informationen zur optischen Orientierung zunehmend vermindert bzw. gänzlich unterdrückt. Ziel davon ist, die anderen sensorischen Systeme verstärkt wahrzunehmen. Dadurch wird gelernt, auf diese Reize wieder entsprechend zu reagieren.

Wahrscheinlich kennt jeder die Auswirkungen, wenn man während des Gehens eine zweite Aufgabe zu erledigen hat. Man wird unaufmerksamer und die Schrittbewegungen werden unkoordinierter. Im höheren Alter ist dies nicht nur während des Gehens, sondern auch im aufrechten Stand vermehrt zu beobachten und führt in weiterer Folge häufig zu Stürzen. Daher beschreiben Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 302ff) das kognitive Training als wichtigen Teil der Sturzprävention. Dabei soll die Balancefähigkeit während Dual-Task Aufgaben trainiert werden. Im Stand werden dafür einige Übungen beschrieben. Beispiele sind das Schreiben von Buchstaben mit einem Fuß auf der Unterlage oder das Durchführen von alternierenden Armbewegungen im Semitandemstand mit geschlossenen Augen.

Jansenberger (2011, S. 78f) definiert fünf Bereiche, welche auf die Sensomotorik einwirken und trainiert werden können. Die Empfindlichkeit der Bewegungswahrnehmung, auch Kinästhesie genannt, wird durch Übungen für die Propriozeption trainiert. Dabei ist es wichtig, Hal-

teübungen und dynamische Übungen gleichermaßen zu trainieren. Um die reflektorische Stabilität steigern zu können, kann man alltagsrelevante Bewegungsmuster einbauen, welche auf schnelle und reaktive Muskelarbeit ausgelegt sind. Das vestibuläre System, welches für das Gleichgewicht im Stand und in Bewegung zuständig ist, kann sehr gut durch instabile Unterlagen oder durch Veränderung der Kopf- bzw. Körperhaltung verbessert werden. Die taktile Sensibilität wird häufig durch das Gehen über verschiedene Untergründe geschult und optimiert. Dabei sollten die PatientInnen keine Schuhe und Socken tragen, da die Fußsohlen sehr viele sensible Reize übermitteln. Das optische System kann durch unterschiedliche und wechselnde Lichtverhältnisse oder das Schließen eines Auges beeinflusst werden. Um die sensorische Integration von akustischen Reizen zu verbessern, können auditive Stimuli aus verschiedenen Richtungen im Raum appliziert werden, welchen die PatientInnen folgen sollen. Außerdem kann die Übung so adaptiert werden, dass die PatientInnen ihren Körper in Richtung des Geräusches neigen sollen, ohne das Gleichgewicht zu verlieren.
All diese Systeme können noch intensiver trainiert werden, wenn einzelne andere Systeme eingeschränkt oder sogar ausgeschaltet werden. Zum Beispiel werden durch ein Verbinden der Augen die Stellungen der einzelnen Körperabschnitte zueinander intensiver wahrgenommen (Häfelinger & Schuba, 2004, S. 41; Jansenberger, 2011, S. 78f).

1.4 White Noise

Meyer (2011, S. 45ff) beschreibt, dass der Begriff White Noise ursprünglich aus dem Bereich der Optik kommt. Bei White Noise handelt es sich um ein Rauschsignal, welches in seiner Leistung theoretisch unendlich groß ist und alle Frequenzanteile gleich oft enthält. Da dies jedoch praktisch nicht realisierbar ist, gibt es bandbegrenztes White Noise, welches häufig in der Elektrotechnik für die Messung von Frequenzgängen verwendet wird.
Hänggi (2002) beschreibt die Wirkungsweise des Rauschens in seinen vielseitigen Aspekten. Grundsätzlich ist White Noise ein Störfaktor in physikalischen Systemen, zum Beispiel bei der Datenübertragung, es hat aber auch einen Einfluss auf Lebewesen. Es kann diverse Vorteile bringen, wenn es richtig dosiert wird und ein anderes schwaches Signal überlagert. Wird zum Beispiel ein schwaches konstantes Signal, welches einen bestimmten Schwellenwert nicht überschreitet, mit einem Rauschsignal überlagert, so kann es bei optimalem Zusammentreffen des zufälligen Spitzenwertes des White Noise mit dem Ursprungssignal die Schwelle übersteigen, wie in Abbildung 3 dargestellt. Man spricht hier von der stochastischen Resonanz. Seit der Entdeckung hat dieses Phänomen eine Vielzahl an Anwendungsgebieten gefunden. Dazu gehören die Physik, die Chemie und die Technik.

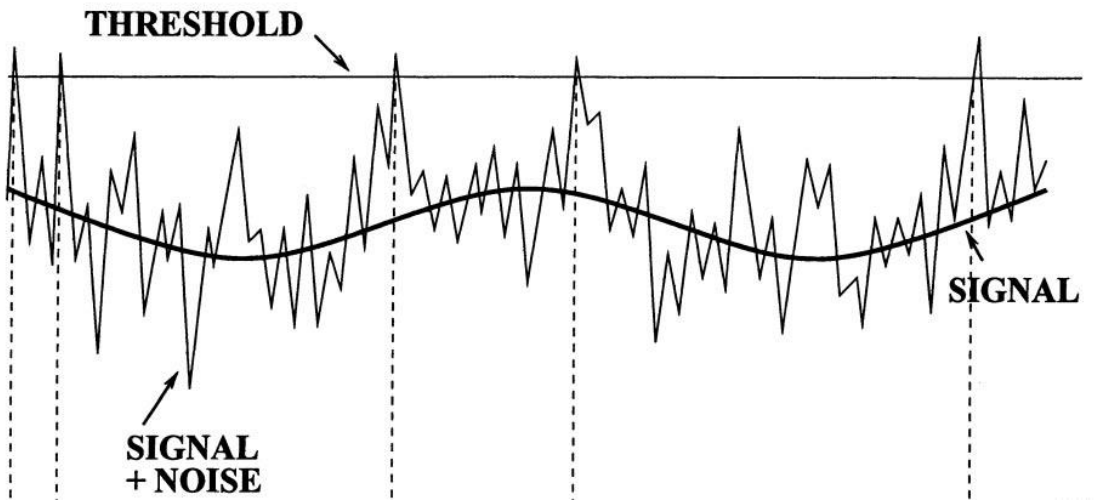


Abbildung 3 Wirkungsweise der stochastischen Resonanz (modifiziert nach Hänggi, 2002)

Die stochastische Resonanz hat auch einen direkten Einfluss auf Mensch und Tier. Nach Hänggi (2002) sind sensorische Neurone so konzipiert, dass sie erst ab einem gewissen Wert ein Potenzial auslösen und somit eine Information an das zentrale Nervensystem weitergeben. Das überlagerte Zufallssignal in Kombination mit dem ursprünglichen Signal kann, wie oben beschrieben, zu einer Überschreitung des Schwellenwertes führen, welche ohne White Noise nicht möglich wäre. Dieses Phänomen kann nur auftreten, wenn die beiden Signalpegel summiert einen entsprechend hohen Wert aufweisen. In der Natur wird White Noise zum Beispiel von manchen Fischarten zur besseren Ortung ihrer Beute verwendet. Dadurch können sie den Standort ihrer Nahrung bereits früher und auch genauer lokalisieren.
Hänggi (2002) bezieht sich in seinem Artikel auf eine Studie, welche den Einfluss von White Noise auf den Tastsinn von Menschen untersucht. Hierbei wurde ein Hautreiz gesetzt, der unterhalb der Wahrnehmungsschwelle liegt. Mit Applikation von White Noise konnte dieser jedoch gespürt werden. In weiterer Folge könnte dies mit speziellen Applikationen wie Handschuhen oder Socken, welche mit einem elektrischen Rauschen versehen sind, genutzt werden, um die Sensibilität bei Alltagsaktivitäten zu verbessern. Somit könnte das Sturzrisiko gesenkt und die Lebensqualität von Menschen mit eingeschränkter Hautsensibilität erhöht werden.
In den letzten Jahren wurden vermehrt Untersuchungen bezüglich der Wirkung von White Noise auf die Gleichgewichtsfähigkeit des Menschen durchgeführt. Dieser Effekt kann durch verschiedene Arten der Applikation hervorgerufen werden wie zum Beispiel über Elektroden oder über Kopfhörer als auditives Rauschsignal. In einer der ersten Studien auf diesem Gebiet konnten Gravelle u. a. (2002) durch eine Übertragung von elektrischem White Noise über Elektroden am Knie drei von sieben Parametern für die Stabilität im Einbeinstand signifikant verbessern und ein vierter Messwert war an der Signifikanzgrenze. Bei dieser Unter-

suchung wurden gesunde ProbandInnen zwischen 68 und 79 Jahren ausgewählt und das Rauschsignal wurde über Elektroden medial und lateral am Kniegelenk des Standbeins angebracht. Die Personen sollten solange wie möglich, aber maximal 30 Sekunden stehen bleiben. Dabei wurden acht von sechzehn Testdurchgängen mit White Noise durchgeführt, die Reihenfolge wurde randomisiert zugeteilt. Analysiert wurden die Effekte über eine CoP-Messung, wobei die medial-lateralen und anterior-posterioren Schwankungen gemessen werden.

Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Priplata u. a. (2006), die den Effekt von White Noise bei PatientInnen mit diabetischer Neuropathie, Insult und bei gesunden älteren Personen untersuchten. Dabei wurde die Applikation von White Noise über Vibrationselemente in speziellen viskoelastischen Silikongelsohlen durchgeführt. Um die Funktion der allgemein somatosensiblen Fasern zu verstärken, wurden die ProbandInnen aufgefordert, die Augen bei den Testungen zu schließen. Alle acht untersuchten Schwankungsparameter konnten signifikant reduziert und somit die Balance verbessert werden. Auch hier wurden fünf von zehn Durchgängen mit White Noise randomisiert zugeteilt. Die Messwerte wurden hier über einen Marker an der rechten Schulter und einem Videoanalysesystem erhoben, da laut diverser Studien die Werte der CoP-Messung und die Analyse von Markerpunkten korrelieren.

Ross und Balasubramaniam (2015) untersuchten die Wirkung von White Noise als akustisches Signal, da sie aufgrund früherer Studien über die Wirkung von White Noise über Elektroden appliziert auch einen ähnlichen Effekt bei auditivem Rauschen vermuteten. Wenn eines oder mehrere der sensorischen Systeme abgeschwächt sind, müssen die anderen, wie beispielsweise das auditive System, verstärkt arbeiten und exaktere Informationen übermitteln, um das Gleichgewicht sicherzustellen. In ihrer Arbeit erwähnen sie eine Studie, in welcher Geräusche verwendet wurden, die Informationen über die Position des Körpers beinhalteten. Dadurch wurde ein positiver Effekt auf die posturale Kontrolle bewirkt, jedoch nur wenn die ProbandInnen die Augen geschlossen hatten oder auf einer instabilen Unterlage standen. Genauso verhält es sich umgekehrt, wenn das auditive System beeinträchtigt ist. Durch den im vorherigen Kapitel erklärten Effekt der stochastischen Resonanz kann der Schwellenwert für die Informationsübermittlung früher erreicht werden. Hier wird ein ähnlicher Effekt vermutet, welcher jedoch noch nicht vollständig untersucht ist. Klar ist jedoch, dass auditives Feedback einen Einfluss auf die Stabilität im Stand und Gang hat. Bei den Untersuchungen von Ross und Balasubramaniam (2015) wurden gesunde ProbandInnen im Alter von 18 bis 25 Jahren rekrutiert, welche keine gesundheitlichen Einschränkungen hatten. Es wurden insgesamt vier verschiedene Situationen analysiert: geschlossene bzw. geöffnete Augen und jeweils mit bzw. ohne White Noise. Das Rauschsignal wurde hierbei über Kopfhörer übermittelt, welche während der Testung ohne Signal an den PatientInnen verblieben. Die Studie zeigte signifikante Verbesserungen durch den visuellen Effekt als auch

durch White Noise. Ebenso konnten signifikant bessere Werte durch die Interaktion der beiden Interventionen erreicht werden.
Der Effekt von auditivem Feedback ist bisher nur wenig untersucht worden, aber klar ist, dass es einen Einfluss auf die Stabilität im Stand und Gang hat. Der genaue Wirkungsmechanismus dabei ist jedoch noch nicht geklärt und in den meisten Studien auch nicht genauer ausgeführt.

1.5 Fragestellung und Hypothesen

Ziel dieser Pilotstudie ist es, mittels einer Kraftmessplatte, die Veränderungen der Haltung anhand verschiedener Parameter des CoP zu ermitteln. Dabei wird untersucht, ob die posturale Kontrolle durch das Einwirken unterschiedlicher sensorischer Reize beeinflusst werden kann. Aus diesem Grund wurde die folgende Fragestellung formuliert:

Welchen Einfluss haben sensorische Reize auf die posturale Kontrolle im aufrechten Stand?

Daraus ergeben sich drei Hypothesen:

1. Durch die Applikation von White Noise kommt es zu einer signifikanten Verbesserung der posturalen Kontrolle im aufrechten Stand.
2. Durch die Applikation von White Noise kommt es zu einer signifikanten Verbesserung der posturalen Kontrolle während des Stehens auf einem instabilen Untergrund.
3. Bei einem Vergleich der beiden Altersgruppen zeigt sich eine signifikant höhere Verbesserung der posturalen Kontrolle der älteren ProbandInnengruppe.

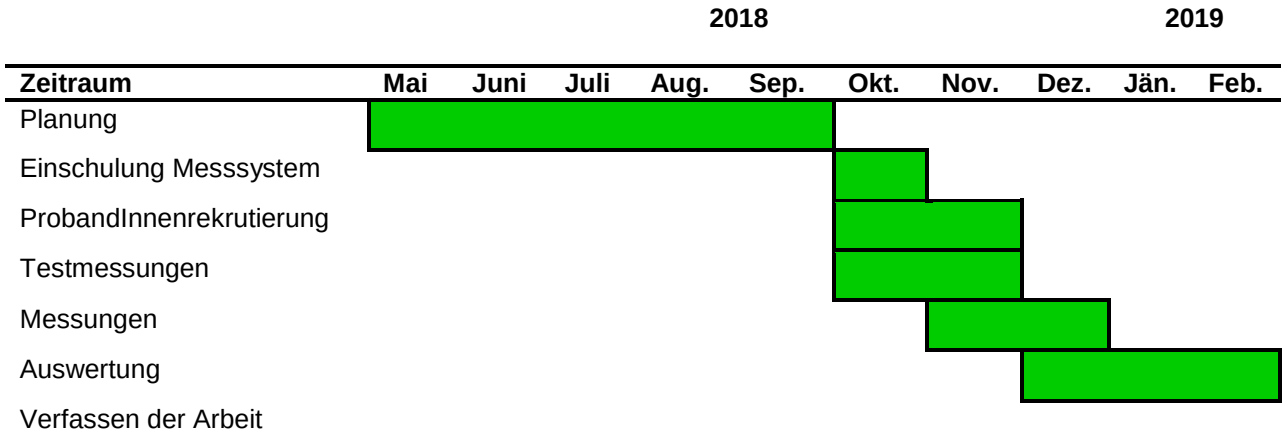
2 Methodik

Im nachfolgenden Kapitel wird auf die Methodik und Ausführung der Pilotstudie eingegangen. Diese wurde unter standardisierten Bedingungen in den Räumlichkeiten der Fachhochschule St. Pölten durchgeführt.

2.1 Studiendesign und Ablauf

Bei dieser Arbeit handelt es sich um eine kontrollierte Laborstudie, deren Ziel die Beantwortung der im vorangegangenen Kapitel formulierten Fragestellung ist. Die Planung und Vorbereitung dieser Studie erfolgte bereits im Sommersemester 2018 im Rahmen des Verfassens der Bachelorarbeit I. Auch die inhaltlichen Grundlagen wurden zu diesem Zeitpunkt bereits erarbeitet. Die Durchführung und Auswertung der Studie war somit für das Wintersemester 2018 angesetzt.
Mit Beginn des Semesters wurde im September noch einmal die Planung aus dem vorangegangenen Semester überdacht und die Realisierbarkeit überprüft. Im Oktober wurde mit der ProbandInnenrekrutierung begonnen, die Mitte November wieder abgeschlossen war. Zeitgleich wurden die Autoren im Oktober auf das Messsystem eingeschult. Auch Probemessungen mit Personen aus dem Bekanntenkreis der Autoren wurden in diesem Zeitraum durchgeführt. Nach ausreichender Vorbereitung fanden Ende November und Anfang Dezember die tatsächlichen Messungen im Digital Health Lab der Fachhochschule St. Pölten statt. Die Daten der jüngeren Gruppe wurden dabei an zwei aufeinanderfolgenden Tagen im November aufgenommen. Die ProbandInnen der älteren Gruppe hingegen erschienen an einem Tag Anfang Dezember zu den Messungen. Im Anschluss daran wurden im Dezember die Daten aufbereitet, weiterverarbeitet und letztendlich ausgewertet. Nach Abschluss der Datenauswertung Ende Dezember konnte noch im selben Monat mit einer kritischen Auseinandersetzung der Ergebnisse und dem Verfassen der Bachelorarbeit II begonnen werden. Anfang Februar wurde die vorliegende Arbeit abgeschlossen. In der nachstehenden Tabelle ist der Ablauf der Studie nochmals graphisch dargestellt.

Tabelle 1 Zeitplan der Studienausführung



2.2 ProbandInnen und Rekrutierung

Da bei dieser Studie der Vergleich zweier unterschiedlicher Altersgruppen herangezogen wurde, gab es für die ProbandInnen der Gruppen verschiedene Einschlusskriterien. Die ProbandInnen der ersten Gruppe mussten bei der Testung vollkommen gesund sein und das Einschlussalter wurde mit 18 bis 30 Jahren festgelegt. Für die zweite Gruppe wurde ein Alter von 65 Jahren oder höher als Einschlusskriterium definiert. In dieser Gruppe wurden hingegen leichte Alterserscheinungen wie geringe Gehör- und Seheinschränkung, Arthrose und orthopädische Probleme toleriert. Ein weiteres Einschlusskriterium für beide Gruppen bestand darin, einen sicheren, beidbeinigen Stand für mehr als 60 Sekunden aufrechterhalten zu können. Ziel war es, ein Umlegen der Ergebnisse auf die Normalbevölkerung zu ermöglichen. Im Laufe der Arbeit werden die jüngeren ProbandInnen als Gruppe A und die älteren Personen als Gruppe B beschrieben.

Um die Validität der Studie zu gewährleisten, wurden Personen mit einem verschriebenen Hörgerät, akuten Schmerzen, Schwindel, Gleichgewichtsproblemen und neurologischen Erkrankungen von der Studie ausgeschlossen. Darauf wurde in der Ausschreibung für die Pilotstudie ausdrücklich hingewiesen.

Um TeilnehmerInnen für die jüngere ProbandInnengruppe zu finden, erfolgte eine Ausschreibung per E-Mail an alle StudentInnen des Studienganges Physiotherapie der Fachhochschule St. Pölten. In weitere Folge trugen sich alle Interessierten, die die Einschlusskriterien erfüllten, in einer Doodle-Umfrage für einen ihnen möglichen Termin ein. Für die Personengruppe der über 65-Jährigen wurden Mitglieder der Kneipp-Gruppe St. Pölten rekrutiert. Dafür wurde der Obfrau des Vereins ein Informationsblatt übermittelt, welches sie in ihren Gymnastikstunden an die Mitglieder verteilte. Diese konnten sich bei Interesse und

Erfüllung der Einschlusskriterien in eine Terminliste eintragen. Für beide Gruppen wurden zusätzlich ProbandInnen aus dem Bekanntenkreis der Autoren herangezogen.
Letztendlich wurden für diese Pilotstudie 33 TeilnehmerInnen, davon 21 Frauen und 12 Männer, berücksichtigt. Dabei wurden 23 Personen der jüngeren und 10 TeilnehmerInnen der älteren ProbandInnengruppe zugeordnet. Die 23 ProbandInnen der ersten Gruppe setzten sich aus 14 Frauen und 9 Männern zusammen. Diese waren im Mittel 22,4 Jahre alt ± 2, 174,5 cm groß ± 11 und wogen 67,9 kg ± 11. Die zweite Gruppe bestand aus 7 Frauen und 3 Männern. Deren allgemeine Daten umfassten im Mittel ein Alter von 71,7 Jahren ± 5, eine Größe von 170,4 cm ± 8,6 und ein Gewicht von 74,6 kg ± 13,2. Jede dieser Personen wurde in der Reihenfolge, in der er/sie zu der Testung erschienen, eine ID zugeteilt.
Insgesamt wurden von jedem/jeder ProbandIn 18 Messdurchgänge erhoben. Dabei wurden jeweils drei unter derselben Kondition durchgeführt. Aus den Werten dieser drei Messungen innerhalb einer Intervention wurde der Mittelwert zur weiteren Datenverarbeitung berechnet. Aufgrund eines technischen Problems kam es bei insgesamt drei Messdurchgängen von drei verschiedenen ProbandInnen der jüngeren Gruppe zu fehlerhaften Datensätzen. Diese konnten daraufhin nicht in der Auswertung berücksichtigt werden und so wurde der zu berechnende Mittelwert nur aus zwei Datensätzen ermittelt.

2.3 Material

In Anlehnung an Ross und Balasubramaniam (2015) sowie diverse andere Studien (Dozza, Horak, & Chiari, 2007; Gravelle u. a., 2002; Priplata u. a., 2006) wurden zur Evaluierung der posturalen Kontrolle Daten des CoP herangezogen. Diese wurden mittels einer Kraftmessplatte erhoben. Zur Applikation von White Noise wurden Kopfhörer und zur Schaffung des instabilen Untergrunds ein Balance-Pad verwendet.
Über Kopfhörer wurde den ProbandInnen während bestimmter Teile der Messungen White Noise mit der Amplitude von 1,0 zugeführt. Die hier verwendeten Bose Quiet Comfort 35-Kopfhörer wurden auch aufbehalten, wenn gerade kein White Noise appliziert wurde, um keine Ablenkung durch Umgebungsgeräusche zu generieren. Das verwendete White Noise wurde eigenständig mittels des Audioprogramms „Audacity“ erzeugt. Die Lautstärke des Signals wurde dabei von jeder Versuchsperson so gewählt, dass es gut hörbar und als angenehm empfunden wurde. Außerdem wurde das Geräusch vor der Testung kurz vorgespielt, um einen kurzen Einblick in die nachfolgende Testung zu geben und um die Lautstärke adäquat anpassen zu können.
Zur Schaffung eines instabilen Untergrundes wurde ein Balance-Pad der Marke AIREX verwendet. Dieses wird vorrangig in der Physiotherapie für das Gleichgewichts- und Stabilisationstraining eingesetzt. Es hat Maße von ca. 50x41x6cm und besteht aus Schaumstoff. Das AIREX-Pad wurde für die Messungen auf der verwendeten Kraftmessplatte platziert.

Die Standbreite bei den Versuchen wurde durch die ProbandInnen selbst und nach eigenem Gefühl gewählt. Die TeilnehmerInnen wurden vor jeder Messung angeleitet, sich mit einem beidbeinigen, angenehmen und sicheren Stand auf einen 2 mm dicken Filz zu stellen und kurz in dieser Position zu verweilen. Nachdem die subjektiv richtige Position gefunden war, wurden die Fußumrisse durch einen der Autoren auf dem Filz abgezeichnet. Der Stoff wurde auf die passende Größe zugeschnitten und während der Messungen auf der Kraftmessplatte bzw. auf der instabilen Unterlage fixiert. Bei allen Messdurchgängen wurden die Füße auf den vorgezeichneten Umrissen auf dem Filz positioniert.

Weiters wurden die ProbandInnen dazu aufgefordert, während der Testungen mit offenen Augen einen roten Punkt mit einem Durchmesser von 18 mm zur Verbesserung der optischen Orientierung zu fixieren. Dieser wurde vor ihnen, auf der jeweiligen Augenhöhe an einem Whiteboard in 2,5 Metern Entfernung angebracht.

Mittels einer Kraftmessplatte wurde die Verlagerung des CoP gemessen. Der CoP ist nach Kandel u. a. (2012, S. 937) als der Ursprung der Vektoren der Bodenreaktionskräfte auf der Unterstützungsfläche definiert. Shumway-Cook und Woollacott (2012, S. 162) beschreiben diesen Punkt als das Zentrum des Körperschwerpunkts und seine Verlagerung auf der Unterstützungsfläche. Um ein statisches Gleichgewicht zu erhalten, müssen sich CoP und Körperschwerpunkt übereinander befinden. Die nachfolgend beschriebenen Parameter werden von Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett und Myklebust (1996) als die gebräuchlichsten Maße zur Evaluierung von posturaler Kontrolle bezeichnet. Zur Auswertung dieser Studie wurden unter anderem die durchschnittliche Auslenkung des CoP nach anterior-posterior (MDISTap) und medial-lateral (MDISTml) herangezogen. Diese werden nach Prieto u. a. (1996) mit der Formel $MDISTap = 1/t * \sum|AP[n]|$ | und $MDISTml = 1/t * \sum|ML[n]|$ berechnet. Weiters wurde der radial-sway (MDIST) mittels der a-p und m-l Komponenten der Schwankungen mit dem folgenden Ausdruck berechnet: $MDIST = 1/\mathrm{t} * \sqrt{(\mathrm{AP[n]}^2) + \mathrm{ML[n]}^2}$. In diesen Berechnungen bezeichnet „ML“ die Auslenkung nach medial-lateral, „AP“ die Auslenkung nach anterior-posterior, „n“ den aktuellen Messzeitpunkt und „t“ die Anzahl der Messzeitpunkte. Der Buchstabe „M“ im Namen dieser Parameter steht dabei für „mean“, also einen Durchschnittswert aus allen Zeitpunkten der Messung. Beschreibt man die Auslenkungen zu einem bestimmten Zeitpunkt, werden sie als „DISTap“, „DISTml“ und „DIST“ bezeichnet. Zum besseren Verständnis dieser Parameter ist in Abbildung 4 der CoP-Verlauf von ID 19 auf instabilem Untergrund mit White Noise zu sehen. Die blaue durchgängige Linie stellt die Projektion des CoP während der 25 Sekunden dauernden Messung auf der verwendeten Unterlage dar. Zusätzlich wurden die Werte DISTap, DISTml und DIST mit gelben Pfeilen in der Grafik eingezeichnet. Zwei weitere Parameter zur Bestimmung der posturalen Kontrolle, die in dieser Studie herangezogen wurden, sind die path length (TOTEX) und die durchschnittliche Geschwindigkeit des CoP (MVELO). TOTEX entspricht der gesamten Strecke,

die vom CoP während des Versuchs zurückgelegt wird. Dieser Weg wird mit der Formel $\sum_{n=1}^{N-1}\sqrt{\{(AP[n+1]-AP[n])^2 + (ML[n+1]-ML[n])^2\}}$ berechnet. Die hier verwendete zusätzliche Variable „N“ steht für die Anzahl der Messzeitpunkte. Daraus wurde in weiterer Folge die durchschnittliche Geschwindigkeit des CoP (MVELO) mit der Formel $\frac{TOTEX}{t}$ ermittelt. Aufgrund derselben Zeitdauer aller Messversuche steht dieser Parameter in einem direkt proportionalem Verhältnis zu TOTEX.

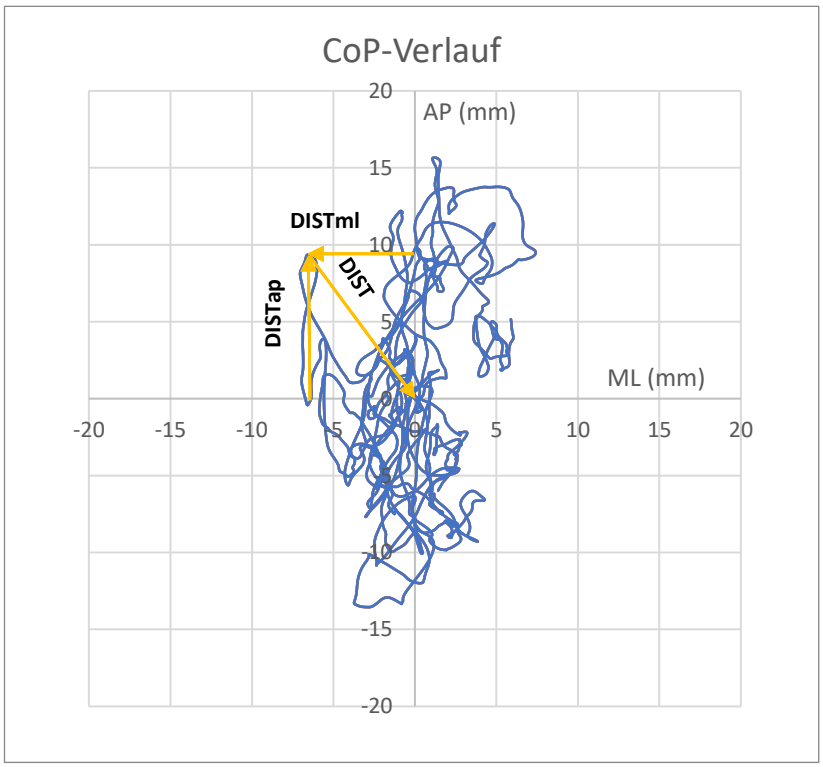


Abbildung 4 CoP Verlauf von ID A19 zum Verständnis der Parameter MDISTap, MDISTml und MDIST

Die Evaluierungsparameter MDISTap, MDISTml, MDIST, TOTEX und MVELO wurden von jeder Messung ermittelt um anschließend den Mittelwert aus jeweils drei Messungen mit der gleichen Kondition zu berechnen. Erst diese Werte wurden in der statistischen Analyse berücksichtigt. Ein Beispiel für die visuelle Darstellung der erhobenen Daten zeigt die bereits beschriebene Abbildung 4.

Für die standardisierte Messung des CoP wurde eine Kistler-Kraftmessplatte Typ 9286B verwendet. Sie ist speziell für Gang- und Gleichgewichtsanalysen konzipiert. Sie besteht aus vier Messbereichen mit jeweils einer Fläche von 175x275 mm. Die Gesamtgröße der Plattform beträgt 600x400x35 mm. Der Messbereich liegt bei 0 bis 10 kN (Kilonewton) und die Messrate bei f_n(x,y) 350 Hz (Hertz) bzw. f_n(z) 200 Hz. Zur Auswertung der erhobenen Daten wurde die dazugehörige BioWare-Software herangezogen. Die Daten des CoP wurden mit einer Frequenz von 1000 Hz erhoben. Nachdem die Daten eines Messdurchganges aufge-

zeichnet waren, wurde sie mit einem Butterworth Low-Pass Filter mit einer Grenzfrequenz von 20 Hz gefiltert, um die weiteren Auswertungsschritte zu ermöglichen. Der Hintergrund dazu ist die Entfernung und Abschwächung von unerwünschten Signalanteilen über diesem Wert. Diese Daten wurden in das Programm Microsoft Excel 365 exportiert, um die weiteren Berechnungen durchzuführen.

Jede der im nachfolgenden Kapitel angeführten Interventionen wurde drei Mal in Folge für jeweils 30 Sekunden gemessen. Um keine anfänglichen reaktiven Schwankungen in die Auswertung aufzunehmen, wurden die ersten vier Sekunden jeder Messung nicht berücksichtigt. Außerdem wurde die letzte Sekunde aus der Wertung genommen, da es gegen Ende jeder Testmessung zu nicht adäquaten Ausschlägen der Messplatte kam. Somit wurden effektiv 25 Sekunden jedes Testdurchganges in der Auswertung der Daten berücksichtigt.

Als weiterer Parameter der posturalen Kontrolle wurde die subjektive Standsicherheit während der Messungen mittels eines Fragebogens erhoben. Dieser ist im Anhang A zu finden. Dabei wurde immer nach der Beeinflussung durch White Noise während einer sensorischen Grundkondition (z.B. offene Augen sowohl mit als auch ohne White Noise) gefragt. Die Beeinflussung konnte auf einer Skala von -5 bis +5 quantifiziert werden. Dabei bedeutet der Wert -5 eine extreme Verschlechterung und +5 eine extreme Verbesserung der Standsicherheit durch White Noise. Der Wert 0 wurde in weiterer Folge genannt, wenn keine Veränderung durch die Applikation von White Noise bemerkbar war. Die ProbandInnen konnten ihre Antworten in Skalierungsschritten von 0,5 wählen. Außerdem wurde in diesem Fragebogen erhoben, ob sich der/die ProbandIn den Einsatz von White Noise als zusätzliche Maßnahme bei einem physiotherapeutischen Gleichgewichtstraining vorstellen könne. Dabei sollte auch eine Begründung genannt werden.

2.4 Interventionen

Die in dieser Studie durchlaufenen Interventionen waren:

- offene Augen ohne White Noise
- offene Augen mit White Noise
- geschlossene Augen ohne White Noise
- geschlossene Augen mit White Noise
- offene Augen mit White Noise und instabiler Unterlage
- offene Augen ohne White Noise und instabiler Unterlage

Bei allen ProbandInnen wurden die Messungen in der Reihenfolge offene Augen – geschlossene Augen – instabiler Untergrund durchgeführt. Innerhalb dieser Grundreihenfolge wurde für jede Grundkondition einzeln festgelegt, ob zuerst mit oder ohne White Noise gemessen

wurde. Dies wurde durch das Onlineprogramm Research Randomizer, welches unter der Webseite „https://www.randomizer.org" zu finden ist, randomisiert zugeteilt. Eine Verblindung der ProbandInnen und Untersucher gegenüber den Interventionen ist nicht realisierbar.
Aufgrund der erhöhten Sturzgefahr wurde von einer Testung mit geschlossenen Augen, White Noise und instabiler Unterlage abgesehen. Durch diese Kombination wäre eine Vielzahl an sensorischen Systemen beeinflusst und dadurch die Durchführung zu unsicher und somit das Risiko eines Sturzes nicht vertretbar.

2.5 Ablauf der Messungen

Aufgrund der bisherigen Studienlage, welche im Kapitel White Noise bereits zum Teil beschrieben wurde, wurden in dieser Studie verschiedene Testsituationen durchgeführt, um Rückschlüsse auf die Gleichgewichtsreaktionen unter diversen Voraussetzungen ziehen zu können. Dabei orientierte sich die Ausführung an den Studien von Ross und Balasubramaniam (2015) und Ross u. a. (2016). Das Testverfahren war sowohl bei der jüngeren als auch bei der älteren Testgruppe gleich. Jede Person erschien nur einmalig in einem Einzelsetting zur Testung. Zu Beginn wurden allgemeine Daten wie Name, Alter, Größe und Gewicht erhoben und die Ein- bzw. Ausschlusskriterien überprüft. Bei dieser Gelegenheit wurde ebenso die von der Fachhochschule vorgefertigte Vereinbarungserklärung für TeilnehmerInnen bei Bachelorstudien vorgelegt und von den ProbandInnen unterzeichnet. Nach einer Erklärung der Studie und des nachfolgenden Messablaufs wurde die individuelle Fußstellung während eines sicheren beidbeinigen Standes erhoben und festgehalten. Anschließend wurde der Klebepunkt zur Blickfixierung auf der jeweiligen Augenhöhe platziert und die Lautstärke des applizierten White Noise nach dem individuellen Empfinden der ProbandInnen eingestellt. Die daraufhin beginnenden Messungen erfolgten barfuß mit gemütlicher oder sportlicher Kleidung. Während aller Testdurchgänge wurden die geräuschunterdrückenden Kopfhörer getragen. Bevor die ProbandInnen die Testungen durchführten, wurden die einzelnen Aufgabenstellungen genau erklärt. Vor jedem Messdurchgang musste die Platte neu kalibriert werden, um die Daten nicht zu verfälschen. Deshalb wurden die ProbandInnen instruiert, sich bei jeder Messungen erst nach einem kurzen Signal der Autoren im beidbeinigen aufrechten Stand auf der Kraftmessplatte mit der zuvor erhobenen Fußstellung zu positionieren. Sobald die zu testende Person bereit war, konnte sie dies mit einem kurzen akustischen Signal zeigen und die Messung wurde gestartet. Während der Messung sollten die Arme locker an der Seite herabhängen und falls notwendig für Ausgleichsbewegungen genutzt werden. Der Blick sollte bei allen Messdurchgängen mit offenen Augen gerade nach vorne auf den zuvor angebrachten Fixierungspunkt gerichtet werden. Die Aufgabestellung an die TeilnehmerInnen bestand darin, für die Dauer der Messung so ruhig wie möglich zu stehen

und den eigenen Körperschwerpunkt so wenig wie möglich zu bewegen. Eine beispielhafte Darstellung einer Messung aller drei Grundkonditionen ist in Abbildung 5 ersichtlich.

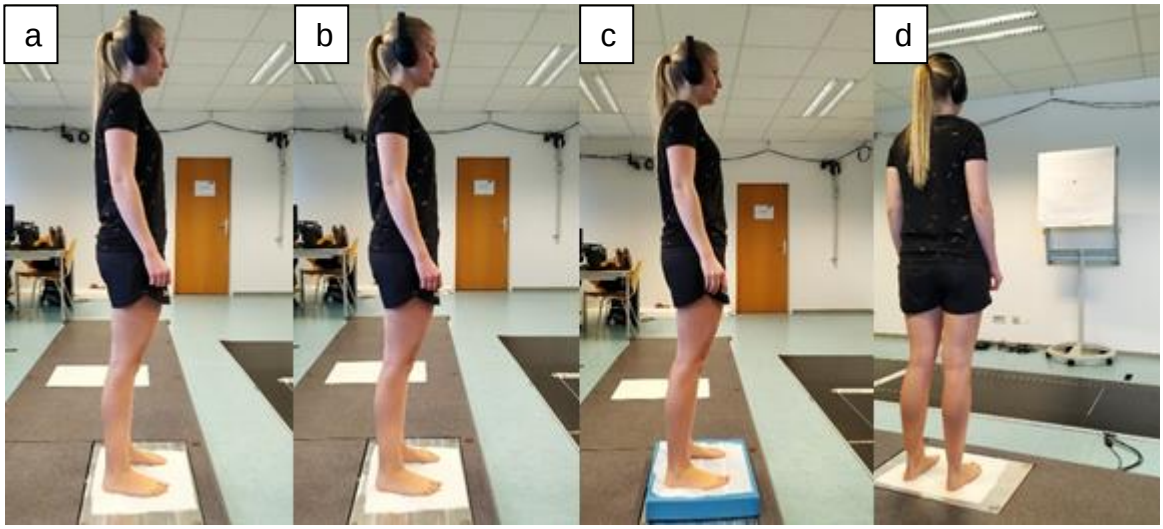


Abbildung 5 Beispielhafter Messdurchgang **a** mit offenen Augen, **b** mit geschlossenen Augen, **c** auf instabilem Untergrund, **d** Überblick über den Messaufbau

Während der Testungen stand einer der Autoren immer hinter den ProbandInnen, um sie bei Standunsicherheiten zu sichern und sie über einen leichten, taktilen Reiz über das Ende des Messdurchgangs zu informieren. Auch der zweite Autor befand sich zum Zeitpunkt der Messung außerhalb des Blickfeldes der/des Probandin/Probanden, um keine Ablenkung zu generieren. Jede Kondition wurde jeweils drei Mal für 30 Sekunden gemessen. Zwischen den einzelnen Durchgängen hatten die ProbandInnen 30 Sekunden Pause, in der sie von der Messplatte herunterstiegen. Nachdem alle sechs Durchgänge einer sensorischen Grundkondition (z.B. offene Augen mit und ohne White Noise) durchgeführt waren, wurden die ProbandInnen nach ihrer subjektiven Standsicherheit und der Beeinflussung durch White Noise während der Messungen befragt.
Nach Beendigung aller 18 Messdurchgänge wurde erhoben, ob sich die TeilnehmerInnen diese Intervention als zusätzliche Maßnahme bei einem Gleichgewichtstraining vorstellen könnten und wie sie ihre Antwort begründen. Diese Informationen wurden auf demselben Fragebogen wie die subjektive Standsicherheit festgehalten.

2.6 Statistische Analyse

Die erhobenen Daten wurden mit dem Programm IBM SPSS Statistics Version 24 analysiert. Um die Daten entsprechend auswerten zu können, wurden sie vorab in einem Excel File aufbereitet und anschließend exportiert. Das Signifikanzniveau wurde dabei auf $p \leq 0,05$ festgelegt. In weiterer Folge bedeutet ein Wert von $p \leq 0,05$ ein signifikantes Ergebnis, $0,05 < p \leq 0,1$ eine Tendenz zur Signifikanz und $p > 0,1$ kein signifikantes Ergebnis. Zur weiteren

Differenzierung werden Ergebnisse mit $p < 0,01$ als sehr signifikant und Werte mit $p < 0,001$ als hoch signifikant bezeichnet.

Die Auswertung der Messwerte sollte mittels einer 2x2 faktoriellen Varianzanalyse für Messwiederholungen (repeated ANOVA) durchgeführt werden. Dabei wären die ersten beiden Faktoren mit visuellem und ohne visuellen Input, die anderen mit und ohne Applikation von White Noise. Die Daten müssen dabei zumindest intervallskaliert sein. Weiters muss in allen Kombinationen der Gruppen eine Normalverteilung und die Gleichheit der Sphärizitäten gegeben sein. Außerdem müssen bei den verschiedenen Messzeitpunkten dieselben ProbandInnen herangezogen werden (Field, 2009, S. 133, S. 359, S. 459). Da keine Normalverteilung der Daten vorlag, konnten die Voraussetzungen nicht erfüllt werden und ein nicht-parametrischer Test kam zur Anwendung. Mithilfe des Friedmann-Tests wurden paarweise Vergleiche angestellt (Field, 2009, S. 573).

Zudem wurde ein eigener Vergleich erstellt, welcher die Auswirkungen bei zusätzlich instabiler Unterlage untersuchte. Dabei sollte der abhängige t-Test verwendet werden. Bei diesem Testverfahren werden die gleichen Personen bei den Messungen verglichen. Hier müssen die Differenzen zwischen den Messzeitpunkten normalverteilt sein und die Daten müssen zumindest intervallskaliert sein (Field, 2009, S. 325f). Auch hier konnten die Voraussetzung der Normalverteilung für einen parametrischen Test nicht erfüllt werden. Aus diesem Grund wurde der Wilcoxon-Test zur Auswertung verwendet (Field, 2009, S. 552).

Außerdem wurde ein Vergleich zwischen den beiden Altersgruppen durchgeführt, der die Auswirkung des White Noise unter allen Konditionen untersucht. Hierbei sollte ein unabhängiger t-Test zur Anwendung kommen. Bei diesem Test gelten dieselben Voraussetzungen wie beim abhängigen t-Test, jedoch werden hier zwei Personengruppen miteinander verglichen. Weiters muss die Gleichheit der Varianzen gegeben sein (Field, 2009, S. 326). Die Voraussetzung der Normalverteilung war abermals nicht gegeben und somit wurde auf den nicht-parametrischen Mann and Whitney U-Test zurückgegriffen (Field, 2009, S. 540).

Sowohl bei den Vergleichen durch den Friedmann-Test als auch durch den Wilcoxon-Test wurde zuerst die gesamte Stichprobe ohne Aufteilung in eine jüngere und ältere ProbandInnengruppe analysiert. Anschließend wurden diese Gruppen einzeln ausgewertet, um den Vergleich zwischen den Altersgruppen mithilfe des Mann and Whitney U-Tests zu ermöglichen.

Der verwendete Fragebogen zur Standsicherheit wurde ebenfalls mit dem Programm IBM SPSS Statistics Version 24 ausgewertet. Dabei war nur die Berechnung des arithmetischen Mittels und der Standardabweichung notwendig. Auch hier wurde zuerst die gesamte Stichprobe betrachtet und anschließend eine Aufteilung in die Altersgruppen vorgenommen.

3 Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der statistischen Auswertung, welche mittels SPSS durchgeführt wurde, erläutert und zum Teil in graphischer oder tabellarischer Form dargestellt. Die Messergebnisse wurden auf verschiedene Art und Weise ausgewertet, um einerseits auf eine Gesamtheit schließen zu können, andererseits wurden die Resultate anhand der beiden Gruppen aufgeteilt und getrennt betrachtet. Dadurch sollen eventuelle altersabhängige Unterschiede festgestellt werden.
Bei drei Personen wurden aufgrund technischer Probleme teilweise fehlerhafte Datensätze aufgenommen. Darum konnten die betroffenen Messungen, wie in Kapitel 2.2 schon erwähnt, nicht in die Auswertung aufgenommen werden und der Mittelwert wurde anstatt aus drei nur aus zwei Messdurchgängen gebildet. Bei den betroffenen Personen handelt es sich um IDA1, bei welcher der erste Durchgang der Kondition mit geschlossenen Augen mit White Noise fehlerhaft war. Weiters sind IDA11 und IDA15 betroffen, bei welchen ein Problem beim zweiten Messdurchgang bei geschlossenen Augen ohne White Noise aufgetreten ist.
Die Mittelwerte aller erhobenen Parameter sind weiters in Anhang B in tabellarischer Form ersichtlich, um einen guten Überblick über alle Ergebnisse zu ermöglichen.

3.1 Beeinflussung durch White Noise - gesamte Stichprobe

Zu Beginn der Analyse wurden die Daten auf Normalverteilung geprüft. Dabei wurden Schiefheit und Kurtosis ermittelt und danach der Kolmogorov Smirnov Test durchgeführt. Da für einige Parameter ein Signifikanzniveau von $p < 0,05$ errechnet wurde, konnte nicht davon ausgegangen werden, dass die Daten normalverteilt sind. Aus diesem Grund konnte nicht wie geplant eine 2x2 faktorielle Varianzanalyse verwendet werden. Stattdessen wurden paarweise Vergleiche mittels Wilcoxon-Test bei den weiteren Analysen angewandt. Zu Beginn wurde die gesamte Stichprobe ohne Aufteilung in jüngere und ältere ProbandInnengruppe analysiert. Wie in Abbildung 6 ersichtlich konnte MDIST (radial sway) durch die Applikation von White Noise bei den Testkonditionen mit geschlossenen Augen und Instabilität signifikant verändert werden. Mit geschlossenen Augen hat sich der gemessene Wert von 3,7 mm ± 1,1 auf 4,3 mm ± 1,3 gesteigert ($p = 0,004$), bei der Messung auf instabilem Untergrund wurde er jedoch von 7,4 mm ± 2,0 auf 7,0 mm ± 2,1 reduziert ($p = 0,011$). Mit offenen Augen konnte keine signifikante Verbesserung oder Verschlechterung von MDIST erreicht werden ($p = 0,122$). In den folgenden Diagrammen werden die Bezeichnungen OWN und MWN verwendet, was für ohne White Noise und mit White Noise steht.

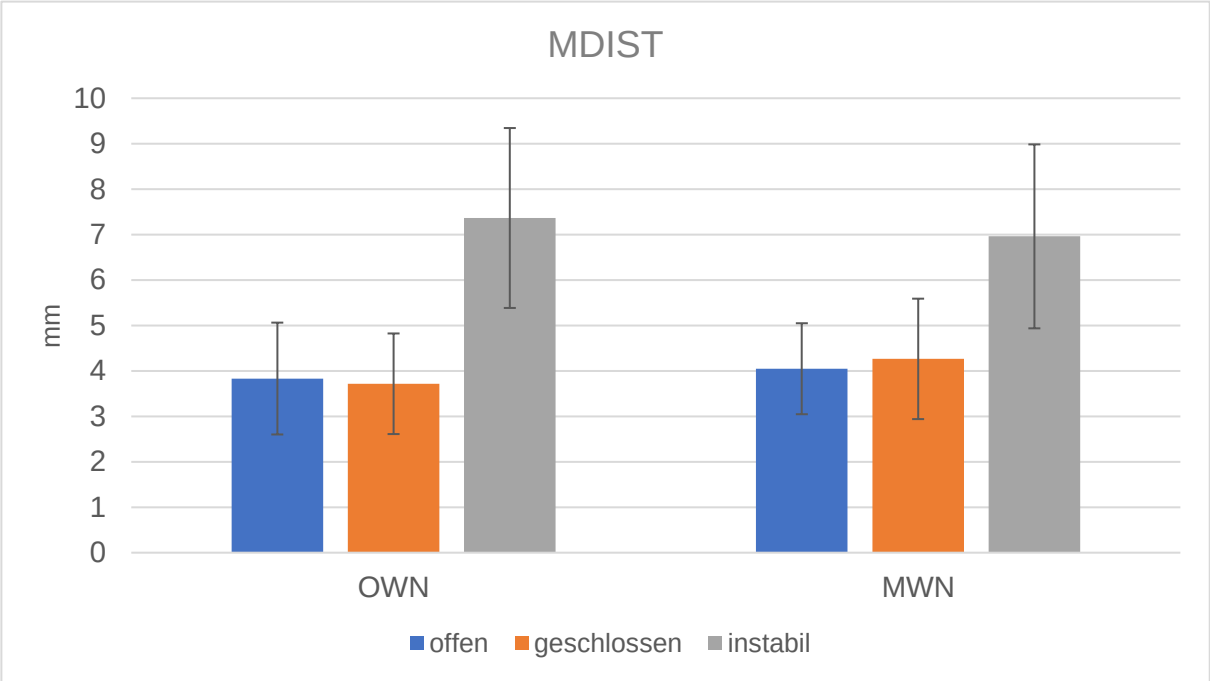


Abbildung 6 Darstellung von MDIST für die gesamte Stichprobe

Bei näherer Betrachtung und Aufteilung des radial sway in seine beiden Richtungskomponenten MDISTap (durchschnittliche Abweichung nach anterior-posterior) und MDISTml (durchschnittliche Abweichung nach medial-lateral) fiel auf, dass nur bei der Testkondition Instabilität in beiden Bewegungsrichtungen signifikante Veränderungen bewirkt werden konnten.

In ap-Richtung (MDISTap) konnte auf instabilem Untergrund eine Verbesserung von 5,5 mm ± 1,5 auf 5,2 mm ± 1,7 erreicht werden ($p = 0,019$). Die Testungen mit offenen Augen ($p = 0,136$) und geschlossenen Augen ($p = 0,782$) ergaben keine signifikanten Veränderungen. Wie schon in ap-Richtung konnte auch bei der Auslenkung in ml-Richtung (MDISTml) nur bei der Grundkondition mit instabilem Untergrund eine Verbesserung von 3,8 mm ± 1,4 auf 3,6 mm ± 1,2 erreicht werden ($p = 0,048$). Die Werte der beiden anderen Messungen mit offenen ($p = 0,893$) und geschlossenen Augen ($p = 0,127$) wurden durch White Noise nicht signifikant beeinflusst.

Bei Betrachtung des zurückgelegten Weges des CoP (TOTEX) konnte, im Gegensatz zu den vorhin beschriebenen Parametern, bei Instabilität zwar eine Verbesserung erreicht werden, wie in Abbildung 7 ersichtlich, welche jedoch nicht signifikant war ($p = 0,514$). Ähnlich, jedoch in die umgekehrte Richtung, verhielt es sich bei geschlossenen Augen mit einem Signifikanzniveau von $p = 0,228$. Bei der Testkondition mit offenen Augen konnte eine signifikante Erhöhung des Wertes durch White Noise protokolliert werden ($p = 0,017$). Hier veränderte sich der zurückgelegte Weg von 246,2 mm ± 64,5 auf 259,8 mm ± 64,3.

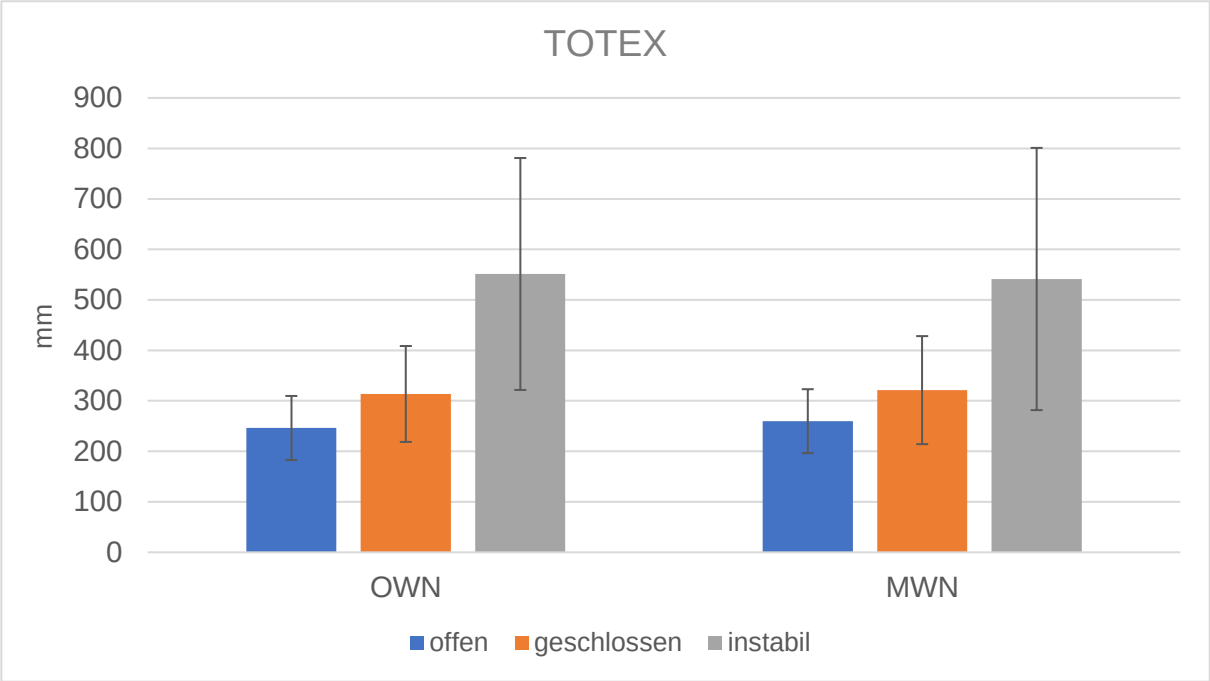


Abbildung 7 Darstellung von TOTEX für die gesamte Stichprobe

Der letzte betrachtete Wert ist MVELO, welcher die Geschwindigkeit, mit der sich der CoP in der Ebene verändert, beschreibt. Dieser verhielt sich bezüglich Signifikanzen und Richtung der Änderungen gleich wie der zurückgelegte Weg. Die Konditionen geschlossene Augen ($p = 0{,}228$) und Instabilität ($p = 0{,}514$) waren nicht signifikant verändert. Einzig bei der Messung mit offenen Augen änderte sich der Wert der Geschwindigkeit von 9,8 mm/s ± 2,6 auf 10,4 mm/s ± 2,6 mit einem Signifikanzniveau von $p = 0{,}017$.

3.2 Beeinflussung durch White Noise - nach Altersgruppen

Um Klarheit darüber zu bekommen, ob zwischen den beiden ProbandInnengruppen ein Unterschied besteht, werden im folgenden Abschnitt die Ergebnisse der 18 bis 30-Jährigen und die Gruppe der Personen mit einem Alter von 65 Jahren und mehr getrennt betrachtet.
Wie schon bei der Gesamtstichprobe war auch hier keine Normalverteilung der Daten gegeben, wodurch der Friedman-Test zum Einsatz kam. Ebenso wurde der Wilcoxon-Test gewählt, um festzustellen, bei welchen paarweisen Vergleichen Veränderungen aufgetreten sind. In weiterer Folge wurden mittels deskriptiver Statistik die Richtung und das Ausmaß der Veränderung erhoben.
Bei Betrachtung von MDIST ergab sich in allen drei Grundkonditionen eine signifikante Veränderung bei den jüngeren ProbandInnen, nicht so bei Gruppe B, wie in Abbildung 8 ersichtlich. Die Messung mit offenen Augen ergab eine Verschlechterung von 3,5 mm ± 0,8 auf 4,0 mm ± 1,1 mit einer Signifikanz von $p = 0{,}013$. Ein ähnliches Resultat zeigte sich beim Messdurchgang mit geschlossenen Augen, wobei ein Anstieg von 3,5 mm ± 1,0 auf 4,1 mm

± 1,2 ermittelt wurde. Hier lag die Signifikanz bei p = 0,005. Eine signifikante Verbesserung durch White Noise konnte nur bei der Testung auf instabilem Untergrund erreicht werden (p = 0,026). Dabei veränderte sich MDIST von 6,7 mm ± 1,7 auf 6,3 mm ± 1,8.

Die älteren ProbandInnen konnten sich bei der Messung mit offenen Augen (p = 0,646) und auf instabilem Untergrund (p = 0,241) durch die Applikation von White Noise jeweils verbessern, jedoch nicht signifikant. Bei der Testkondition mit geschlossenen Augen verschlechterten sich diese Personen, wie auch schon Gruppe A (p = 0,508).

Die Auswertung für MDISTml ergab bei offenen Augen für Gruppe A eine Verschlechterung von 2,8 mm ± 0,8 mit einer Signifikanz von p = 0,014. Im Gegensatz dazu war bei Gruppe B keine signifikante Veränderung zu verzeichnen. Auf instabilem Untergrund konnten beide Gruppen eine Verbesserung erreichen, jedoch nur die Gruppe mit den 18 bis 30-jährigen ProbandInnen erzielte signifikante Veränderungen (p = 0,031). Dabei verbesserte sich die Gruppe von 5,2 mm ± 1,7 auf 4,8 mm ± 1,7.Die Testung mit geschlossenen Augen ergab bei keiner der beiden Gruppen einen signifikanten Unterschied.

Bei Betrachtung von MDISTap war zu erkennen, dass nur bei einer Testkondition eine signifikante Änderung vorlag, welche von den älteren ProbandInnen erzielt werden konnte. Dabei änderte sich auf instabilem Untergrund der Wert von 5,2 mm ± 1,8 auf 4,7 mm ± 1,3 mit einem Signifikanzniveau von p = 0,047.

Wie in Abbildung 8 ersichtlich ergab sich auch beim Wert TOTEX nur ein signifikantes Ergebnis, welches die ProbandInnengruppe im Alter von 18–30 Jahren mit offenen Augen erzielen konnte (p = 0,015). Dabei wurde eine Änderung von 237,9 mm ± 55,4 auf 255,4 mm ± 63,1 bewirkt. Bei Gruppe B wurde dieser Wert ebenfalls durch die Intervention mit White Noise verschlechtert, jedoch war der Unterschied mit p = 0,575 nicht signifikant.

Die Veränderung von MVELO zeigte sich verhältnismäßig gleich wie bei TOTEX. Hier änderte sich bei den jüngeren Personen der Wert bei offenen Augen von 9,5 mm ± 2,2 auf 10,2 mm ± 2,5 mit einem Signifikanzniveau von p = 0,015, alle anderen Messungen ergaben keine bedeutsame Beeinflussung.

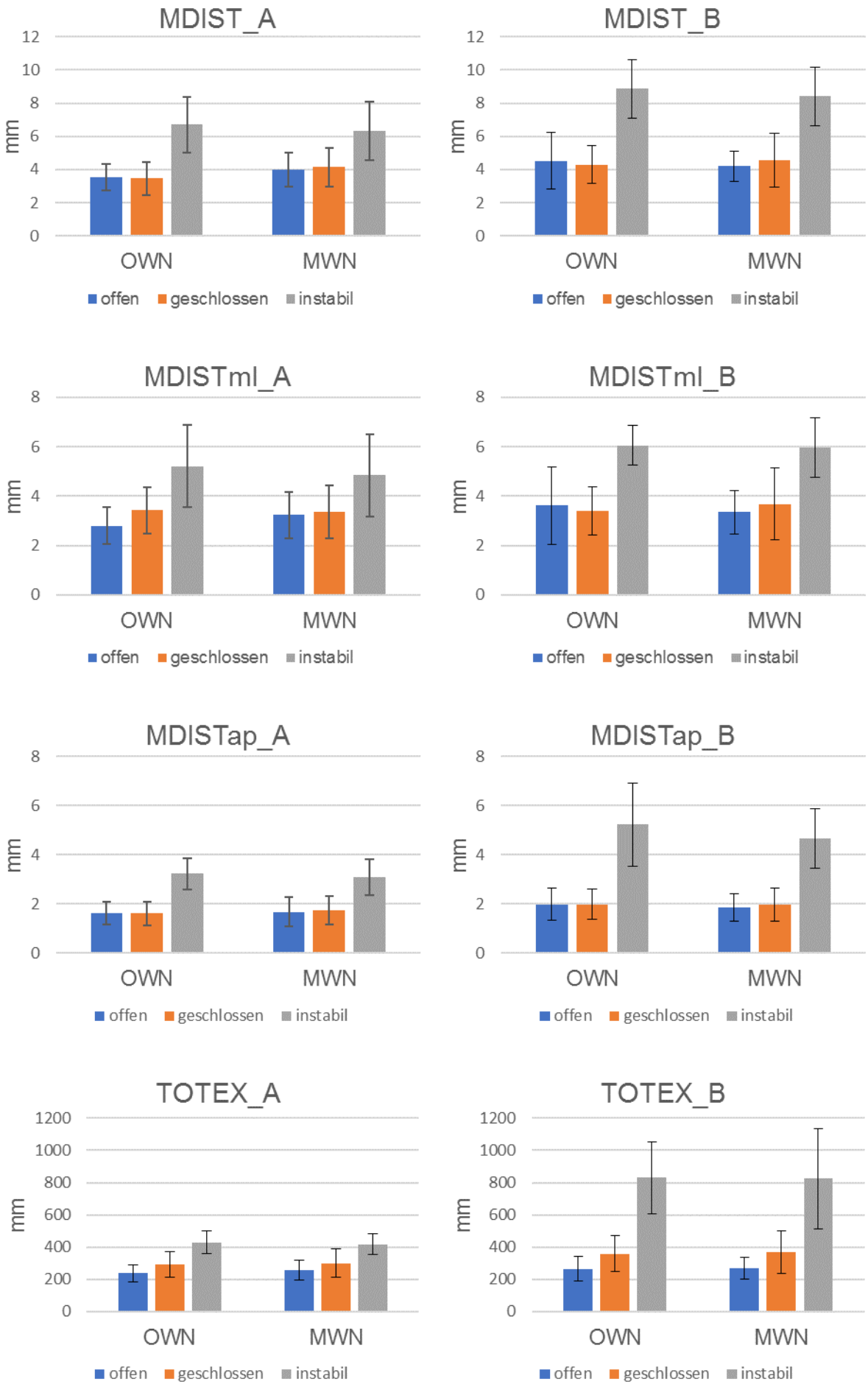


Abbildung 8 Darstellung von MDIST, MDISTap, MDISTml und TOTEX für die geteilten Stichproben

3.3 Beeinflussung durch den Sehsinn - gesamte Stichprobe

Folgende Untersuchungen wurden angestellt, um das Ausmaß der Beeinflussung durch den Sehsinn zu ermitteln. Hier wurden paarweise Vergleiche bei den Testkonditionen offene und geschlossene Augen durchgeführt. Dabei sind alle bisher noch nicht kombinierten Möglichkeiten geprüft worden.

Die Kombinationen der paarweisen Vergleiche sind:

- Vergleich 1: Offene Augen ohne WN – geschlossene Augen ohne WN
- Vergleich 2: Offene Augen mit WN – geschlossene Augen mit WN
- Vergleich 3: Offene Augen ohne WN – geschlossene Augen mit WN
- Vergleich 4: Offene Augen mit WN – geschlossene Augen ohne WN

Von diesen vier Auswertungen sind jedoch nur die ersten beiden relevant und realistisch vergleichbar, weil dabei nur der Einfluss des Sehsinns untersucht wird. Bei Vergleich 3 und 4 kann keine eindeutige Schlussfolgerung getroffen werden, da sich hier beide Faktoren ändern. Dadurch kann eine eventuell signifikante Veränderung keiner Testkondition zweifelsfrei zugeordnet werden. Der Vollständigkeit halber wurden diese in den Ergebnistabellen ebenfalls ermittelt.

Für MDIST ergab der Friedmann-Test ein Signifikanzniveau von $p = 0{,}014$. Jedoch lag hier der einzige signifikante Wert bei Vergleich 3.

Bei MDISTml wurde mittels Friedmann-Test ein p-Wert von 0,023 ermittelt. Die signifikanten Veränderungen lagen hier einerseits bei Vergleich 1 mit einer Verschlechterung von 3,0 mm ± 1,1 auf 3,4 mm ± 1,0 ($p = 0{,}034$) und andererseits bei Vergleich 3. Hier wurde zusätzlich White Noise bei geschlossenen Augen appliziert ($p = 0{,}015$). Die Auswertung von MDISTap ergab bei oben genannten paarweisen Vergleichen keinen bedeutsamen Unterschied ($p = 0{,}532$).

Für den Wert TOTEX ergab sich in allen Vergleichen ein höchst signifikanter Wert von $p = 0{,}000$, wobei es sich in allen Fällen um eine Erhöhung des Wertes handelt, wie in Tabelle 2 zu sehen ist. Zur besseren Lesbarkeit werden die Werte in diesem Fall in Tabellenform dargestellt. Dabei steht „N“ für die untersuchte TeilnehmerInnenzahl. Die p-Werte für die Signifikanz sind in der Zeile „Asymptotische Signifikanz (2-seitig)“ zu sehen, die paarweisen Vergleiche im Bereich deskriptive Statistik in den jeweiligen Zeilen.

In den nachfolgenden Tabellen werden zur besseren Lesbarkeit, Abkürzungen verwendet:

- oo → offene Augen, ohne White Noise
- om → offene Augen, mit White Noise
- go → geschlossene Augen, ohne White Noise
- gm → geschlossene Augen, mit White Noise

Tabelle 2 Paarweise Vergleiche von TOTEX für gesamte Stichprobe

Deskriptive Statistiken

	N	Mittelwert (mm)	Standardabweichung (mm)	Minimum (mm)	Maximum (mm)
TOTEX_oo	33	246,2	64,5	146,2	453,1
TOTEX_om	33	259,8	64,3	176,6	447,1
TOTEX_go	33	313,6	96,4	153,3	580,8
TOTEX_gm	33	321,2	108,6	163,8	659,0

Wilcoxon-Test

Statistik für Test

	TOTEX_go - TOTEX_oo	TOTEX_gm - TOTEX_om	TOTEX_gm - TOTEX_oo	TOTEX_go - TOTEX_om
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000	0,000

Wie schon in den Auswertungen in Punkt 3.1 und 3.2 stehen die Werte von MVELO im direkten Verhältnis zu TOTEX. Auch diese Werte werden tabellarisch in Tabelle 3 dargestellt.

Tabelle 3 Paarweise Vergleiche von MVELO für gesamte Stichprobe

Deskriptive Statistiken

	N	Mittelwert (mm)	Standardabweichung (mm)	Minimum (mm)	Maximum (mm)
MVELO_oo	33	9,8	2,6	5,8	18,1
MVELO_om	33	10,4	2,6	7,1	17,9
MVELO_go	33	12,5	3,9	6,1	23,2
MVELO_gm	33	12,8	4,3	6,6	26,4

Wilcoxon-Test

Statistik für Test

	MVELO_go - MVELO_oo	MVELO_gm - MVELO_om	MVELO_gm - MVELO_oo	MVELO_go - MVELO_om
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000	0,000

3.4 Beeinflussung durch den Sehsinn - nach Altersgruppen

Um Klarheit darüber zu bekommen, wie die Auswirkungen bei den unterschiedlichen Altersgruppen aussehen, wurden die oben genannten paarweisen Vergleiche im Folgenden bei aufgeteilten Stichproben analysiert.

Für MDIST ergab sich nur bei der ProbandInnengruppe der 18–30-Jährigen ein signifikanter Unterschied, welcher in den Vergleichen 3 und 4 zu finden war. Da diese jedoch – wie bereits in Kapitel 4.3 erwähnt – keine konkrete Aussagekraft haben, werden diese Vergleiche im Folgenden nicht näher behandelt. Auch MDISTml konnte nur bei Gruppe A signifikant verändert werden. Vergleich 1 lieferte einen p-Wert von 0,003, wobei sich hier der Wert von 2,8 mm ± 0,8 auf 3,4 mm ± 1,0 änderte. Eine weitere signifikante Veränderung erfolgte bei Vergleich 3.

Der zweite Teilwert des radial sway, MDISTap, konnte bei keiner der beiden Gruppen bedeutsam verändert werden. Hier wurden Signifikanzniveaus von p = 0,274 und höher erzielt.

Der Wert TOTEX konnte bei allen paarweisen Vergleichen signifikant verändert werden. Die Auswertungen ergaben eine Erhöhung von TOTEX durch die Ausblendung des Sehsinns – bei den 18 bis 30-jährigen Personen sogar höchst signifikant – wie in Tabelle 4 ersichtlich ist.

Tabelle 4 Paarweise Vergleiche von TOTEX für aufgeteilte Stichproben

Deskriptive Statistiken

Gruppe		N	Mittelwert (mm)	Standardabweichung (mm)	Minimum (mm)	Maximum (mm)
jung	TOTEX_oo	23	237,9	55,4	146,2	420,0
	TOTEX_om	23	255,4	63,1	176,6	447,1
	TOTEX_go	23	293,6	80,2	153,3	447,3
	TOTEX_gm	23	301,0	89,1	163,8	502,5
alt	TOTEX_oo	10	265,3	82,0	178,6	453,1
	TOTEX_om	10	269,7	69,3	210,2	445,8
	TOTEX_go	10	359,6	118,2	269,7	580,8
	TOTEX_gm	10	367,9	138,2	253,9	659,0

Wilcoxon-Test

Statistik für Test

Gruppe		TOTEX_go - TOTEX_oo	TOTEX_gm - TOTEX_om	TOTEX_gm - TOTEX_oo	TOTEX_go - TOTEX_om
jung	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000	0,001
alt	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,005	0,005	0,005	0,005

Auch bei diesen Vergleichen steht MVELO im direkten Verhältnis zu TOTEX, wodurch sich dieselben Signifikanzniveaus ergeben, welche in Tabelle 5 angeführt sind.

Tabelle 5 Paarweise Vergleiche von MVELO für aufgeteilte Stichproben

Deskriptive Statistiken

Gruppe		N	Mittelwert (mm/s)	Standardabweichung (mm/s)	Minimum (mm/s)	Maximum (mm/s)
jung	MVELO_oo	23	9,5	2,2	5,8	16,8
	MVELO_om	23	10,2	2,5	7,1	17,9
	MVELO_go	23	11,7	3,2	6,1	17,9
	MVELO_gm	23	12,0	3,6	6,6	20,1
alt	MVELO_oo	10	10,6	3,3	7,1	18,1
	MVELO_om	10	10,8	2,8	8,4	17,8
	MVELO_go	10	14,4	4,7	10,8	23,2
	MVELO_gm	10	14,7	5,5	10,2	26,4

Wilcoxon-Test

Statistik für Test

Gruppe		MVELO_go - MVELO_oo	MVELO_gm - MVELO_om	MVELO_gm - MVELO_oo	MVELO_go - MVELO_om
jung	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000	0,001
alt	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,005	0,005	0,005	0,005

3.5 Auswertung des Altersgruppenvergleichs

In diesem Kapitel soll ermittelt werden, welche der beiden Altersgruppen durch die Applikation von White Noise mehr profitiert. Dabei wurden die Werte der Messung mit White Noise von der ohne White Noise subtrahiert und danach wurde der Vergleich untersucht. Zu Beginn wurden die Differenzvariablen der jeweiligen Testkondition wieder auf Normalverteilung geprüft, wobei diese bei einem Großteil der Daten nicht gegeben war. Dadurch kam der Mann and Whitney U-Test zur Anwendung. Bei der Auswertung konnte nur bei einem von 15 Differenzparametern eine Tendenz zur Signifikanz erkannt werden, welche beim Wert MDISTml bei offenen Augen als Grundkondition zu finden war. Das Signifikanzniveau lag dabei bei $p = 0,085$. Hier verbesserte sich die ältere ProbandInnengruppe um 0,4 mm mit einem interquartile range (IQR) von 1,6 und die jüngere ProbandInnengruppe verschlechterte sich um -0,3 mm mit einem IQR von 0,5.

3.6 Auswertung des Fragebogens

Zusätzlich zu der Auswertung mittels des CoP wurde auch die subjektive Standsicherheit der ProbandInnen erhoben. Dazu wurde nach jeder Grundkondition (Augen offen, Augen geschlossen und instabiler Untergrund) erfragt, ob und in welchem Ausmaß sich die Standsicherheit durch den Einsatz von White Noise während der Versuche verändert hat. Die Beeinflussung konnte auf einer Skala von -5 bis +5 quantifiziert werden. Dabei bedeutet der Wert -5 eine extreme Verschlechterung und +5 eine extreme Verbesserung der Standsicherheit durch White Noise.

Bei der Beobachtung der gesamten Stichprobe wurde die Beeinflussung bei offenen und geschlossenen Augen mit einem Median von 0 und einem IQR von 1 angegeben. Bei der instabilen Unterlage belief sich der Median auf -1 mit einem IQR von 2. Dieselben Ergebnisse bei allen drei Grundkonditionen aller TeilnehmerInnen zeigten sich auch bei der einzelnen Betrachtung der jüngeren Gruppe. Bei der älteren Gruppe war bei den geschlossenen Augen durch keine/keinen Probandin/Probanden eine Beeinflussung der Standsicherheit zu bemerken. Somit ergaben Median und IQR einen Wert von 0. Bei geschlossenen Augen ergab sich ein Median von 0 mit dem IQR 1 und auch bei der instabilen Unterlage ein Median von 0, jedoch mit einem IQR von 0,5.

Weiters wurde auch erfragt, ob und wieso sich die TeilnehmerInnen eine Intervention dieser Art bei einem Gleichgewichtstraining vorstellen könnten. Diese Frage wurde insgesamt 28 Mal (84,8%) mit *Ja* und fünf Mal (15,2%) mit *Nein* beantwortet. Eine ähnliche Tendenz zeigte sich auch bei einer Aufteilung der beiden Altersgruppen. In Gruppe A mit insgesamt 23 ProbandInnen fiel bei 87% (20-mal) die Antwort auf *Ja* und bei 13% (zweimal) auf *Nein*. Acht TeilnehmerInnen (80%) in Gruppe B könnten sich eine solche Intervention bei einem Gleichgewichtstraining vorstellen und zwei (20%) der zehn Personen in dieser Gruppe verneinten die Frage.

Zusätzlich dazu wurde auch nach einem Grund für die Antwort gefragt. Dabei gingen die Antworten weit auseinander. Eine Begründung für die Integration in ein Gleichgewichtstraining kristallisierte sich trotzdem heraus und wurde von elf ProbandInnen (33%) genannt. Diese Versuchspersonen meinten, dass das Signal als Störfaktor und Ablenkung eingesetzt werden könne. Eine ähnliche Antwort die sinngemäß insgesamt dreimal genannt wurde, war, dass es bei einem Gleichgewichtstraining immer gut sei, mit so vielen verschiedenen Reizen wie möglich zu arbeiten. Weiters wurde diese Frage zweimal bejaht, weil es als angenehm und entspannend empfunden wurde. Die am häufigsten genannte Begründung gegen den Einsatz von White Noise, die drei Mal genannt wurde, lautete dass sich durch das Rauschen nichts verändert habe.

4 Diskussion

In dieser Bachelorarbeit wurde im Kapitel Einleitung bereits auf das Thema Sturz eingegangen. Dabei lag der Fokus auf dessen Folgen und der Prävention. Weiters wurde die posturale Kontrolle ausführlich behandelt und ihre Arbeits- und Wirkungsweise erklärt. Auch das in der Physiotherapie so häufig angewandte Gleichgewichtstraining wurde in der Einleitung beschrieben. Danach folgte eine allgemeine Erklärung zu White Noise. Hierbei wurde außerdem eine Zusammenfassung der vorhandenen Literatur gegeben, die sich mit dem Einfluss von White Noise auf das menschliche Gleichgewicht befasst. Daraus entwickelte sich das Ziel dieser Arbeit, mithilfe einer Kraftmessplatte die Veränderung der posturalen Kontrolle durch den Einfluss verschiedener sensorischer Reize zu ermitteln. Diese Veränderung wurde anhand unterschiedlicher Parameter des CoP ermittelt. In weiterer Folge formulierten die Autoren folgende Fragestellung: Welchen Einfluss haben sensorische Reize auf die posturale Kontrolle im aufrechten Stand?

Um diese Fragestellung beantworten zu können, wurden drei spezifische Hypothesen aufgestellt:
Die erste Hypothese besagt, dass es durch die Applikation von White Noise zu einer signifikanten Verbesserung der posturalen Kontrolle im aufrechten Stand kommt.
Die zweite Hypothese lautet, dass eine signifikanten Verbesserung der posturalen Kontrolle auf einem instabilen Untergrund während der Applikation von White Noise eintritt.
Die dritte Hypothese besagt, dass es bei einem Vergleich einer älteren und jüngeren ProbandInnengruppe zu einer signifikant höheren Verbesserung der posturalen Kontrolle bei den älteren TeilnehmerInnen kommt.
In dieser Pilotstudie wurden 33 gesunde ProbandInnen, die in eine jüngere Gruppe (18–30 Jahre) und eine ältere Gruppe (ab 65 Jahren) geteilt waren, berücksichtigt. Mithilfe einer Kraftmessplatte wurde der CoP während eines 30 Sekunden dauernden beidbeinigen Standes gemessen. Die drei Grundkonditionen lauteten offene bzw. geschlossene Augen auf stabilem Untergrund und offene Augen auf instabiler Unterlage. Bei jeder dieser Testkonditionen wurden jeweils drei Messdurchgänge ohne und mit der Applikation von White Noise durchgeführt. Somit ergab sich eine Gesamtanzahl von 18 Messdurchgängen für jede/jeden Probandin/Probanden. Dabei ging es in erster Linie um den Vergleich der posturalen Kontrolle mit und ohne White Noise, welches über Kopfhörer appliziert wurde. Mit den daraus erhaltenen Werten wurden die Evaluierungsparameter MDISTap, MDISTml, MDIST, TOTEX und MVELO nach Prieto u. a. (1996) berechnet. Zusätzlich zu den Daten der Kraftmessplatte wurde mittels eines Fragebogens nach der subjektiven Veränderung der Standsicherheit während einer Grundkondition durch den Einfluss von White Noise gefragt.

Im nachfolgenden Teil dieser Arbeit werden die Ergebnisse der durchgeführten Pilotstudie interpretiert, diskutiert und mit der vorhandenen Literatur verglichen.

4.1 Interpretation der Ergebnisse

Ursprünglich war geplant – wie schon im Methodikteil beschrieben – die erhobenen Werte mit einer 2x2 faktoriellen Varianzanalyse für Messwiederholungen zu untersuchen, wie sie auch in der Studie von Ross und Balasubramaniam (2015) zur Anwendung kam. Da die Voraussetzungen bezüglich der Normalverteilung der Daten jedoch nicht gegeben waren, musste auf paarweise Vergleiche mittels Wilcoxon-Test zurückgegriffen werden.

Zur Analysierung der ersten Hypothese, welche besagt, dass es durch die Applikation von White Noise zu einer signifikanten Verbesserung der posturalen Kontrolle im aufrechten Stand kommt, werden zunächst die Ergebnisse der Messungen bei offenen und geschlossenen Augen auf stabilem Untergrund untersucht. Dabei konnte, bei Betrachtung der gesamten Stichprobe, der Wert TOTEX bei offenen Augen signifikant verändert werden. Wider Erwarten trat jedoch eine Erhöhung und somit eine Verschlechterung dieses Wertes auf. Ebenso verhielt es sich bei geschlossenen Augen mit dem Parameter MDIST. Bei Aufgliederung der Stichprobe in die jüngere und ältere ProbandInnengruppe, ergaben sich erneut signifikante Werte für MDIST. Jedoch waren diese nur bei den 18–30-jährigen Personen, sowohl bei der Kondition mit offenen als auch mit geschlossenen Augen, zu finden. Auch hier handelt es sich jeweils um eine Erhöhung des Wertes. Bei den Messungen mit Ausschluss des Sehsinns konnte ein sehr signifikantes Ergebnis erzielt werden ($p = 0{,}005$). Weiters war eine Verschlechterung von MDISTml und TOTEX bei den jüngeren ProbandInnen bei geöffneten Augen zu erkennen. Die Personen im Alter von 65 Jahren und älter konnten keine Veränderungen mit einem entsprechenden Signifikanzniveau erreichen. Dadurch muss die erste Hypothese verworfen werden, da im aufrechten Stand auf festem Boden keine Verbesserung durch die Applikation von White Noise erreicht werden konnte. Ein möglicher Grund dafür könnte die ständige Variation verschiedener Frequenzen sein, welche für White Noise charakteristisch ist. Bei den Versuchen ohne White Noise kamen aufgrund der geräuschunterdrückenden Kopfhörer kaum störende auditive Reize vor, die zu einer negativen Beeinflussung des Gleichgewichts führen könnten. Eine vollständige Unterdrückung dieser Störeinflüsse kann jedoch nicht mit Sicherheit bestätigt werden

Ross und Balasubramaniam (2015) fanden in ihrer Studie heraus, dass sich durch die Applikation von White Noise die Standsicherheit im aufrechten Stand signifikant erhöht. Dabei wurde der Parameter MDIST betrachtet. Weiters konnten sie zeigen, dass es eine Interaktion von White Noise und dem Sehsinn gibt, welche ebenfalls zu einer Verbesserung mit entsprechendem Signifikanzniveau geführt hat. Später wird in derselben Studie weiters in hoch- und niederfrequente Bereiche unterschieden. Dies war jedoch im zeitlichen Rahmen der vor-

liegenden Bachelorarbeit nicht umsetzbar. Als Erklärung für die Verbesserung der posturalen Kontrolle nennen Ross und Balasubramaniam (2015) unter anderem das Phänomen der stochastischen Resonanz, welches im Kapitel 1.4 bereits erläutert wurde. Darin wird beschrieben, dass diverse sensorische Neurone erst ab einem gewissen Schwellenwert ein Signal weiterleiten. Der entsprechende Schwellenwert kann durch Überlagerung mit White Noise früher erreicht werden (Hänggi, 2002).

Priplata u. a. (2006) untersuchten in ihrer Studie, wie sich die Applikation von White Noise über vibrierende Schuhsohlen auswirkt. Dabei wurden drei Gruppen analysiert, zum einen ProbandInnen mit diabetischer Neuropathie, weiters Personen nach einem Schlaganfall und eine Kontrollgruppe mit gesunden älteren Menschen. Bei allen Gruppen konnten die gesamten ermittelten Parameter bezüglich der Standsicherheit durch die Applikation von White Noise signifikant verbessert werden. Durch diese Versuche konnten sie zeigen, dass White Noise sowohl bei peripheren als auch bei zentralen Nervenproblematiken hilfreich sein kann.

Die Studie von Ross u. a. (2016) verfolgte dasselbe Ziel wie die vorliegende Arbeit mit dem Unterschied, dass keine Untersuchung auf instabiler Unterlage stattfand und pro Messkondition fünf Durchgänge aufgezeichnet wurden. Die Intensität des White Noise-Signals wurde hier nicht als subjektiv angenehm eingestellt, sondern mit einer standardisierten Lautstärke von 75 Dezibel appliziert. Zusätzlich wurde vor den Messungen eine Erhebung der Balancefähigkeit im Einbeinstand, mittels Falls Efficacy Scale-International (FES-I), durchgeführt. Außerdem wurde eine subjektive Befragung zur Quantifizierung der täglichen Sturzangst durchgeführt. Bei dieser Studie konnten signifikante Verbesserungen durch geöffnete Augen und auch durch die Applikation von White Noise nachgewiesen werden. Jedoch war es nicht möglich eine Interaktion der beiden Faktoren zu erkennen. Weiters profitierten die älteren Personen mehr als die Jüngeren bei MDIST und MDISTap. In ihrer Arbeit weisen Ross u. a. (2016) auch auf den wichtigen Punkt der endogenen und exogenen Faktoren hin. Diese beeinflussen die Gleichgewichtsfähigkeit des Menschen unterschiedlich stark. Exogene Einflüsse sind beispielsweise akustische, visuelle oder taktile Reize, die von der Umwelt wahrgenommen werden. Unter endogenen Faktoren sind unter anderem Kognition und Aufmerksamkeit zu verstehen. Dadurch wird auch die Stärke des Effekts der stochastischen Resonanz maßgeblich beeinflusst, welche unter anderem von Umwelteinflüssen abhängt.

Eine weitere Erklärung für die Beeinflussung der Balance durch Geräusche kann laut einigen Studien sein, dass das Gleichgewicht durch auditive Reize von einer stationären Quelle verbessert werden kann. Zhong und Yost (2013) beschrieben in ihrer Studie eine signifikante Verbesserung der Balance durch die Applikation von White Noise mittels eines Lautsprechers, der vor den ProbandInnen positioniert war. Während der Messungen wurden zwei verschiedene Balanceübungen durchgeführt. Dabei erwähnen sie einerseits die Möglichkeit, dass durch die Änderung der Kopfposition im Raum sich in weiterer Folge auch die Seitendif-

ferenz des auditiven Signals ändert, welches über die Ohren wahrgenommen wird. Das zentrale Nervensystem registriert diesen Unterschied und versucht, durch minimale Bewegungen, zu korrigieren. Eine weitere Erklärung, die Zhong und Yost (2013) anführen ist, dass der Mensch diese immer gleichbleibenden Reize als Ruhezustand abspeichert und somit als Fixpunkt ansieht, an dem er sich orientieren kann. Bei minimalen Abweichungen des Geräusches kommt es wieder zu Korrekturbewegungen, bis das ursprüngliche Ruhesignal zu hören ist. In der Studie von Zhong und Yost (2013) wird, wie auch in dieser Arbeit, ein Vergleich zwischen offenen und geschlossenen Augen während der Messung aufgestellt. Dabei konnte eine deutlich höhere Verbesserung mittels Sehsinn als durch auditive Reize festgestellt werden.

Es ist weitestgehend bekannt, dass der menschliche Körper auf sensorische Inputs angewiesen ist, um im Gleichgewicht zu bleiben. Dabei spielen vor allem das visuelle, das somatosensorische und das propriozeptive System eine Rolle. Die tatsächliche Auswirkung des visuellen Systems auf die Gleichgewichtsfähigkeit untersuchten unter anderem Hammami, Behm, Chtara, Ben Othman und Chaouachi (2014) bei 24 männlichen Spitzensportlern. Wie auch in der vorliegenden Bachelorarbeit analysierten sie die Schwankungen des CoP während eines beidbeinigen Standes mit offenen und geschlossenen Augen. Ihre Ergebnisse zeigten eine signifikante Verbesserung des statischen Gleichgewichts mit offenen Augen bei allen in ihrer Studie definierten Gruppen. Dasselbe Ergebnis konnte auch in der vorliegenden Bachelorarbeit gezeigt werden. Die gesamte Länge des zurückgelegten Weges des CoP sowie dessen durchschnittliche Geschwindigkeit konnten sowohl bei der gesamten Stichprobe, als auch nach Aufteilung in die beiden Altersgruppen mit offenen Augen hoch signifikant verringert werden. Das zeigt im Vergleich zu den geschlossenen Augen eine eindeutig größere Standsicherheit. Interessant ist dabei, dass sich die Parameter MDISTap, MDISTml und MDIST bei diesem Vergleich nicht signifikant veränderten. Somit kann aufgrund der erhöhten Geschwindigkeit und Gesamtstrecke bei geschlossenen Augen bestätigt werden, dass es bei dieser Grundkondition vermehrt zu kleinen und schnellen Abweichungen des CoP kommt. Es führt also die Summe dieser vielen Schwankungen zu einem unruhigeren Stand und einer geringeren Balancefähigkeit. Dieses Ergebnis bestätigen Bryanton und Bilodeau (2018) bei trainierten KraftsportlerInnen und bei untrainierten ProbandInnen anhand derselben Parameter mit einem hohen Signifikanzniveau. Die in den beiden zuvor angeführten Studien enthaltenen Ergebnisse lassen sich jedoch nur bedingt auf diese Bachelorarbeit übertragen, da es sich um junge TeilnehmerInnen handelte. Whipple, Wolfson, Derby, Singh und Tobin (1993) untersuchten hingegen die Auswirkung von veränderten visuellen Inputs auf die posturale Kontrolle bei älteren Personen. Ihnen wurde eine Kontrollgruppe mit jüngeren ProbandInnen gegenübergestellt. Die Studie zeigte, dass die ältere Gruppe unter allen Konditionen mehr Schwankungen aufwies als die jüngere Gruppe. Darüber hinaus wiesen sie bei den durchge-

führten Tests eine eindeutige Verschlechterung der Balance auf, sobald die Augen geschlossen wurden. Auch Peterka und Black (1990) kamen zu diesem Ergebnis, als sie mithilfe von sensorischen Organisationstests die Gleichgewichtsfähigkeiten von ProbandInnen zwischen 7 und 81 Jahren testeten. Allerdings war diese Verschlechterung nicht altersbedingt, sondern zeigte sich in ähnlichem Ausmaß auch bei jüngeren TeilnehmerInnen.
Die zweite Hypothese konnte bei Betrachtung der gesamten Stichprobe bestätigt werden. Dabei ergab sich eine signifikante Verbesserung der Werte MDIST, MDISTml und MDISTap. Hier erzielte die jüngere ProbandInnengruppe eine signifikante Verbesserung bei den ersten beiden Parametern. Die älteren Personen konnten durch die Anwendung von auditivem White Noise bei diesen Werten ebenfalls eine Verringerung erzielen, jedoch wurde nur bei MDISTap ein entsprechendes Signifikanzniveau erreicht. Die positive Veränderung bei dieser Grundkondition könnte daher kommen, dass durch die Applikation des White Noise der Fokus der ProbandInnen weg von der instabilen Unterlage, hin zum Geräusch gelenkt wird. Dieser Effekt wurde von einigen Personen bei der Befragung nach der Messung genannt. Cluff, Gharib und Balasubramaniam (2010) haben in ihrer Studie untersucht, wie sich Dual-Task Aufgaben auf die Standsicherheit auswirken. Dabei wurden der CoP und die Fingerbewegungen gemessen, während ein Stock in der Hand vertikal balanciert werden musste. Hier ergab sich unter anderem eine signifikante Verbesserung des CoP und der Fingerbewegungen, wenn zusätzlich zur Balancierung des Stockes Dual-Task Aufgaben in Form von Rechenaufgaben gestellt wurden. Warum bei der vorliegenden Studie dieser Effekt jedoch nur bei der Grundkondition Instabilität aufgetreten ist, könnte dadurch begründet werden, dass im Alltag seltener instabile als feste Untergründe anzutreffen sind. Somit könnte die von Grund auf erhöhte Aufmerksamkeit durch White Noise besser weggelenkt werden.
Die dritte Hypothese, welche besagt, dass sich die ältere ProbandInnengruppe signifikant in höherem Ausmaß verbessern wird, konnte nicht belegt werden. Es zeigte nur ein Parameter eine Tendenz zur Signifikanz. Die Teilnehmer ab 65 Jahren konnten sich in diesem Fall beim Wert MDISTml in höherem Ausmaß verbessern als die jüngeren ProbandInnen. Da alle Personen dieser Gruppe jedoch wöchentlich an Turnstunden teilnehmen, ist die generelle körperliche Verfassung möglicherweise besser als bei der durchschnittlichen Bevölkerung in diesem Alter. Deshalb kann dieser Vergleich nicht auf die Allgemeinheit übertragen werden. Ross u. a. (2016) schreiben in ihrer Arbeit, dass White Noise zur Verbesserung der Abweichungsmuster führt und dabei auch bei älteren Menschen Formen wie bei jungen, gesunden Personen annimmt. Es wird jedoch kein direkter Vergleich der jeweiligen Veränderung durchgeführt. Tanaka, Kojima, Takeda, Ino und Ifukube (2001) untersuchten die Auswirkungen von einem rotierenden White Noise-Signal im aufrechten Stand mit zusammenstehenden Füßen. Dabei konnten sie herausfinden, dass die medial-lateralen Schwankungen der älteren Personen stärker beeinflusst werden als die der jüngeren TeilnehmerInnen. Dies war

sowohl bei geschlossenen Augen als auch auf instabilem Untergrund zu beobachten. Auf den möglichen Grund für den höheren Einfluss bei älteren Menschen wird nicht näher eingegangen. In dieser Arbeit wird ebenso erwähnt, dass besonders ältere Personen mit Gleichgewichtsproblemen von einem auditiven Feedbacksystem profitieren würden.

Neben den genauen Daten der Kraftmessplatte und den Ergebnissen des Fragebogens wurden auch Kommentare der ProbandInnen während und nach den Messungen dokumentiert. In den bisherigen Studien zu White Noise und dem Einfluss auf die posturale Kontrolle wurden keine Aussagen angeführt, die einen Vergleich ermöglichen. Bei Betrachtung dieser Kommentare fällt auf, dass das Rauschen einige Male als angenehm und entspannend empfunden wurde. Dies wird auch bei den Begründungen der ProbandInnen genannt, die sich die Integration dieser Maßnahme in ein Gleichgewichtstraining vorstellen können. Dem entgegen stehen wiederum Meinungen, dass das verwendete White Noise nicht nur zur Erhaltung des Gleichgewichts, sondern im Allgemeinen als nervig und unangenehm empfunden wurde. Anhand der Ergebnisse der Kraftmessplatte zeigt sich jedoch kein signifikanter Unterschied der posturalen Kontrolle, zwischen denen, die das Geräusch als angenehm empfunden hatten und denen, für die es störend war. Unabhängig davon, wie das Rauschen subjektiv wahrgenommen wurde, sprach eine Vielzahl der ProbandInnen davon, dass sie mit White Noise weniger Aufmerksamkeit auf die Mechanismen der Gleichgewichtserhaltung richteten. Die kleinen Bewegungen und Schwankungen wurden nicht so stark wahrgenommen, wie bei derselben Grundkondition ohne White Noise. Diese Aussagen spiegeln sich auch in den Ergebnissen der Kraftmessplatte wieder. Diese legen dar, dass der Einfluss des Rauschsignals einen Großteil der Parameter zur Erhebung der posturalen Kontrolle und somit die Gleichgewichtsfähigkeit bei allen drei Grundkonditionen verringert hat.

Ähnlich den Ergebnissen der Auswertung des Center of Pressure wird auch bei der Analyse des Fragebogens klar, dass White Noise nur eine geringe Auswirkung auf die Standsicherheit hat. Diese geringe Auswirkung geht in die Richtung, dass sich die ProbandInnen unsicherer und wackeliger fühlten. Eine Tendenz zeigt, dass ein größerer Einfluss bei den sensorisch schwierigeren Aufgaben, also dem Stehen mit geschlossenen Augen oder auf einer instabilen Unterlage, auftritt. Das könnte auf die Anzahl der verfügbaren somatosensorischen Systeme zurückzuführen sein. Bei der Grundkondition mit geschlossenen Augen fehlt der visuelle Input und somit muss mehr auf das auditive Feedback zurückgegriffen werden. Auf der instabilen Unterlage gilt dasselbe Prinzip, nur spielt hierbei der Mangel an konstanten propriozeptiven Informationen eine Rolle. Eine mögliche Begründung für den geringen Einfluss des Rauschens auf die subjektive Standsicherheit der älteren ProbandInnengruppe, ist das bereits in Kapitel 1.2.2 beschriebene altersbedingte Nachlassen der sensorischen Systeme. Die älteren Personen können also nur in geringerem Ausmaß in ihren Körper hineinfühlen, anders als die jungen StudentInnen mit großteils sehr gutem Körpergefühl.

4.2 Limitationen

Die zuvor diskutierten Inhalte und Ergebnisse sollten unter Berücksichtigung folgender Limitationen interpretiert werden. Diese sind im Laufe der Vorbereitung und während der Messungen entstanden.

Die erste Limitation stellt die Größe der für diese Studie getesteten Stichprobe sowie die Geschlechterverteilung dar. Dies trifft sowohl auf die jüngere Gruppe A als auch auf die ältere Gruppe B zu. Durch eine größere Anzahl an ProbandInnen kann die Aussagekraft einer Studie erhöht werden. Damit steigt zusätzlich die Wahrscheinlichkeit, eine Normalverteilung der Daten zu erhalten und somit parametrische Tests durchführen zu können. Auch die Anzahl an TeilnehmerInnen in der älteren Gruppe sollte hier genannt werden. Während in Gruppe A 23 Personen herangezogen wurden, waren es in Gruppe B nur zehn und somit weniger als die Hälfte. Dies erschwert zusätzlich den Vergleich zwischen den beiden Altersgruppen. Weiters ist die gesamte Stichprobe sehr von Frauen dominiert, womit eine Generalisierung – nicht zuletzt aufgrund der begrenzten Rahmenbedingungen der Arbeit – nicht möglich war. Auch durch die Auswahl der ProbandInnen kann kein direkter Rückschluss auf die Gesamtbevölkerung gezogen werden. Für die jüngere Gruppe wurden ausschließlich StudentInnen des Studiengangs Physiotherapie und ein berufstätiger Physiotherapeut herangezogen. Diese haben meist eine größere Bewegungserfahrung als der Durchschnitt in diesem Alter und sind in der Freizeit größtenteils sportlich aktiv. Auch bei der älteren ProbandInnengruppe fiel die Auswahl auf aktivere und sportlichere Personen. Sowohl die TeilnehmerInnen aus dem Kneipp-Bund als auch die aus dem Bekanntenkreis der Autoren herangezogenen ProbandInnen betreiben mehrmals in der Woche Sport. Somit fehlen in dieser Studie Daten von wenig oder kaum aktiven Personen, die aufgrund fehlender ProbandInnen nicht erhebbar waren.

Eine weitere Limitation betrifft die Reihenfolge der durchgeführten Konditionen. Diese wurde von den Autoren mit offene Augen - geschlossene Augen - instabile Unterlage festgelegt. Nur innerhalb dieser Grundkonditionen wurde der Einsatz von White Noise randomisiert zugeordnet. Der Hintergrund davon war die stückweise Steigerung der sensorischen Auswirkung auf den Körper, um nicht mit der schwierigsten Aufgabe zu beginnen. Dadurch wäre es jedoch möglich, dass sich die ProbandInnen gegen Ende der Messungen, also bei der Grundkondition der instabilen Unterlage, schon an den akustischen Reiz des White Noise gewöhnt hatten.

Bei der Interpretation der Daten ist ebenso auf eine mögliche Messungenauigkeit der Kraftmessplatte bei der Kondition mit instabilem Untergrund zu achten. Durch die Verwendung eines Balance-Pads werden die Füße automatisch weiter von der Platte entfernt und machen die CoP-Berechnung theoretisch ungenauer. Dozza u. a. (2007) beschrieben in ihrer Studie

ebenfalls diese Limitation. Diese mögliche Messungenauigkeit wurde nach den Messungen berechnet und belief sich auf weniger als 10%.

Auch die Erschöpfung der ProbandInnnen ist als limitierender Faktor zu nennen. Dies betrifft sowohl die Erschöpfung der Muskulatur als auch das Nachlassen der Konzentrationsfähigkeiten mit Fortdauer der Messungen. Aus zeitlichen Gründen konnten nur kurze Pausen zwischen den einzelnen Messdurchgängen durchgeführt werden. Die TeilnehmerInnen konnten jedoch jederzeit eine Pause einfordern, wovon allerdings nie Gebrauch gemacht wurde. Außerdem ist hier anzuführen, dass die Messungen an unterschiedlichen Tagen und nicht zur selben Uhrzeit durchgeführt wurden, womit eine Verfälschung der Daten vorliegen könnte.

In Bezug auf den Fragebogen ist die Quantifizierungsskala der Beeinflussung der Standsicherheit als Limitation zu berücksichtigen. Dabei hätte besonders eine genauere Definition der Extreme +5 und -5, aber auch der Werte dazwischen erfolgen sollen. Bei der Erklärung des Fragebogens wurde +5 als Gefühl beschrieben, bei dem man äußerst sicher auf dem Boden steht und -5 als das Gefühl, bei dem man einen Sicherheitsschritt machen muss.

Eine weitere mögliche Limitation ist die Lautstärkeneinstellung des applizierten White Noise. Diese wurde von jeder/jedem Probandin/Probanden so gewählt, dass das Rauschen gut hörbar war, aber nicht als unangenehm laut empfunden wurde. Somit wurde nicht wie in anderen vergleichbaren Studien etwa von Ross und Balasubramaniam (2015) oder Zhong und Yost (2013) eine allgemeine Einstellung in Dezibel, sondern das subjektive Hörempfinden der ProbandInnen herangezogen. Da in den genannten Studien keine Begründung für die Wahl der Lautstärke angeführt wurde und das Hörempfinden jedes Menschen unterschiedlich ist, wurde in dieser Arbeit von einer einheitlichen Lautstärke abgesehen.

Aufgrund räumlicher Gegebenheiten war es nicht möglich, alle störenden Hintergrundgeräusche wie lautes Gehen oder das Schließen von Türen zu verhindern. Durch die geräuschunterdrückenden Kopfhörer konnte dieser Lärm zwar weitestgehend auf ein Minimum reduziert werden, doch ist eine vereinzelte Beeinflussung durch ablenkende Geräusche nicht auszuschließen. Um eine direkte Vergleichbarkeit zwischen der Balancefähigkeit mit und ohne White Noise zu erhalten, ist deshalb zu berücksichtigen, dass auch während der Versuche ohne White Noise die Kopfhörer aufbehalten wurden. Damit wurde eine beinahe Geräuschlosigkeit erzeugt und der auditive Input minimiert. Betrachtet man die Wirkungsweise der posturalen Kontrolle, ist klar, dass das System auch auf auditives Feedback angewiesen ist, um sein Potenzial vollständig auszuschöpfen.

Ebenfalls anzuführen ist die Problematik eines weißen Plakates vor einer weißen Wand. Aufgrund räumlicher Möglichkeiten war es nicht möglich, den Fixierungspunkt der ProbandInnen direkt an einer weißen Mauer zu befestigen, wie es in den Studien von Ross u. a. (2016) und Ross und Balasubramaniam (2015) gemacht wurde. Deshalb wurde ein Flipchart mit einem weißen Blatt Papier vor den ProbandInnen positioniert, um den Fixierungspunkt in

einer adäquaten Entfernung und mit genügend Beleuchtung anzubringen. Dieses „Weiß auf Weiß“ benannten einige ProbandInnen als störend. Dadurch würde es schwieriger werden, die Distanzen einzuschätzen und seinen Blick für längere Zeit zu fokussieren. Außerdem wurde beschrieben, dass viele das Gefühl hatten, als legte sich mit Fortdauer der Messung ein heller, bläulicher Schein um den Punkt. In weiterer Folge war es für sie schwieriger, sich auf diesen Punkt zu konzentrieren und gleichzeitig ruhig stehenzubleiben. Unklar ist jedoch, ob dieser Effekt auch ohne die Verwendung eines Flip-Charts aufgetreten wäre.

Eine weitere Limitation dieser Bachelorstudie besteht darin, dass keine Baseline der Gleichgewichtsfähigkeit der ProbandInnen erhoben wurde. Mithilfe eines Balance-Assessments könnte man vorab eingrenzen, in welchen Messbereichen sich die erhobenen CoP-Daten bewegen. Außerdem gibt es Auskunft darüber, ob die ProbandInnen ein erhöhtes Sturzrisiko während der Messungen aufweisen und somit eine erhöhte Aufmerksamkeit der Tester erforderlich ist.

5 Schlussfolgerungen und Ausblick

In diesem Kapitel wird die Relevanz der erhobenen Ergebnisse für Gleichgewichtstraining im klinischen Alltag aufgezeigt und ein kurzer Überblick über die vorliegende Bachelorarbeit gegeben. Abschließend wird auf die Notwendigkeit für weitere Forschung auf diesem Themengebiet eingegangen und auf einige Punkte hingewiesen, welche in folgenden Studien berücksichtigt werden sollten.

5.1 Zusammenfassung

Generell ist jede Form des Gleichgewichtstrainings wichtig, um im Alltag auf extrinsische Reize adäquat reagieren und somit das Sturzrisiko auf ein Minimum beschränken zu können. Besonders mit zunehmendem Alter nimmt dies einen immer höheren Stellenwert ein und gewinnt an Relevanz, um eventuelle Verletzungen und damit einhergehende langwierige Behandlungen zu vermeiden. In der vorliegenden Arbeit wurden die Auswirkungen von auditivem White Noise auf die posturale Kontrolle anhand drei verschiedener Konditionen untersucht. Um spezifischere Aussagen treffen zu können, wurden zwei Altersgruppen herangezogen. Wenn man Bezug auf die Ergebnisse der vorliegenden Bachelorarbeit nimmt, kann White Noise beim Training auf instabilen Unterlagen, wie es zum Beispiel auf einem Balancekissen der Fall ist, als erleichternde Maßnahme angewandt werden, da bei einigen Parametern der erwartete Effekt beobachtet werden konnte. Dadurch lässt sich darauf schließen, dass das untersuchte Rauschsignal bei instabilen Bodenverhältnissen einen durchaus positiven Effekt erzielen kann. Bei den Messdurchgängen auf stabilem Untergrund zeigte sich allerdings, dass der Großteil der TeilnehmerInnen durch die Applikation von White Noise eine geringere Gleichgewichtsfähigkeit aufwies. Dieses Ergebnis steht konträr zu der aktuellen Studienlage. Auch bei der subjektiven Evaluierung benannten einige Testpersonen das Rauschen als störenden Faktor. Eine weitere Erkenntnis aus der Studie ist, dass die Veränderungen der älteren ProbandInnengruppe im Vergleich zu den jüngeren Personen nicht signifikant höher waren.

5.2 Klinische Relevanz

Aufgrund der Studienlage zu White Noise und des Einflusses auf die Gleichgewichtsfähigkeit beim Menschen wurde angenommen, in dieser Pilotstudie die posturale Kontrolle mithilfe des Signals verbessern zu können. Diese Ergebnisse wurden auch mehrfach durch Ross u. a. (2016), Ross und Balasubramaniam (2015) und Priplata u. a. (2006) ermittelt. In weiterer Folge gingen die Überlegungen der Autoren dahin, eine Erleichterung des sensomotorischen

Trainings in der Physiotherapie mithilfe von White Noise zu erreichen. Außerdem hätte es zu einer Reduzierung der Sturzgefahr im Alltag von älteren Personen beitragen können. Aufgrund der erhaltenen Ergebnisse der vorliegenden Pilotstudie wird von diesen Überlegungen jedoch etwas Abstand genommen. Da durch den Einfluss von auditivem White Noise anhand vieler Parameter der posturalen Kontrolle eine Verschlechterung der Gleichgewichtsfähigkeit festgestellt wurde, könnte dieser Effekt zu einer Steigerung des sensomotorischen Trainings genutzt werden. Dafür spricht auch die Auswertung des Fragenbogens zur subjektiven Standsicherheit. Diese Maßnahme wäre in jeder Praxis und auch bei den PatientInnen zu Hause leicht umsetzbar, da mittlerweile die meisten Personen Kopfhörer zur Verfügung haben. Ein weiterer Grund für die mögliche Integration von White Noise in ein physiotherapeutisches Gleichgewichtstraining ist das subjektive Empfinden der ProbandInnen. Viele TeilnehmerInnen empfanden das Rauschen als angenehm und fühlen sich generell bei Stille nicht besonders wohl. Betrachtet man den Einfluss von White Noise auf instabilem Untergrund bei der jüngeren ProbandInnengruppe, zeigt die durchschnittliche Auslenkung nach medial und lateral (MDISTml) eine signifikante Verbesserung der Standsicherheit. Bei jüngeren Personen kann eine verbesserte posturale Kontrolle auf instabilem Untergrund, beispielsweise bei Outdoor-Sportarten, zu einer erhöhten Leistungsfähigkeit führen. Bei der älteren ProbandInnengruppe fällt auf, dass ebenfalls eine Tendenz in die Richtung einer Verbesserung der CoP-Parameter gegeben ist, jedoch sind diese Werte nicht signifikant. Somit könnte diese Maßnahme innerhalb eines sensomotorischen Trainings bei jüngeren und älteren PatientInnen in Kombination mit einem instabilen Untergrund als Erleichterung zur Anwendung kommen. Besonders für PatientInnen, die ihr Gleichgewicht auf stabilem Untergrund bereits problemlos kontrollieren können, jedoch auf Schaumstoffkissen Schwierigkeiten haben, würde es sich als unterstützende Maßnahme anbieten. Eine Verringerung des Sturzrisikos im Alltag, vor allem bei der älteren Gruppe, wäre nach Betrachtung dieser Ergebnisse bei bestimmten Bodenverhältnissen, wie zum Beispiel weichem Boden oder Schnee, möglich. Bei Sportausübung mit denselben Bodenbedingungen ist auch an eine Anwendung bei jüngeren Personen zu denken. Bevor White Noise zielgerichtet als erschwerender oder erleichternder Faktor für die Gleichgewichtsfähigkeit eingesetzt werden kann, sind allerdings weitere Untersuchungen erforderlich.

5.3 Ausblick

Derzeit ist noch relativ wenig über die Wirkung von auditivem White Noise auf den menschlichen Körper bekannt. Anders sieht es im Bereich der Applikation über Elektroden aus. Zu diesem Themengebiet gibt es deutlich mehr Studien, wobei unterschiedliche Anwendungsformen verwendet werden. Beispiele dafür sind die Positionierung der Elektroden im Kopfbereich nahe des Processus Mastoideus oder medial und lateral am Kniegelenk. Weiters gibt

es einige Studien, bei denen das Rauschsignal über Vibrationen in einer Schuhsohle an den menschlichen Körper gebracht wird. Alle genannten Applikationsmöglichkeiten zielen darauf ab, eine Veränderung der Gleichgewichtsfähigkeit zu bewirken. Bei all diesen Untersuchungen konnten signifikante Verbesserungen der posturalen Kontrolle durch die Wirkung von White Noise erzielt werden. Diesbezüglich wäre es interessant, einen Vergleich zwischen den unterschiedlichen Applikationsarten anzustellen, um zu erfahren, welche davon den größten Benefit erzielen kann. Natürlich muss in weiterer Folge bedacht werden, dass diese Formen in ein Gleichgewichtstraining bzw. in den Alltag integrierbar sein müssen.

Da im Vergleich zwischen den Altersgruppen keine signifikanten Unterschiede zu erkennen waren, wäre es in zukünftigen Studien sinnvoll, eine größere Stichprobe aus nur einer Altersklasse zu wählen. Dies ermöglicht eine höhere Wahrscheinlichkeit eine Normalverteilung zu erhalten und somit eine Auswertung mittels 2x2 faktorieller ANOVA durchführen zu können. Zusätzlich sollte nicht nur die Kondition White Noise randomisiert werden, sondern auch die drei Grundkonditionen, um eine Beeinflussung der Ergebnisse durch die immer selbe Ausführungsreihenfolge zu vermeiden. Diesbezüglich ist es fraglich, ob die Konzentration mit steigender Wiederholungszahl gleich bleibt oder stetig abnimmt. Außerdem, wie schon in Kapitel 4.3 erwähnt, sollte zur Auswahl der ProbandInnen ein Balance-Assessment herangezogen werden, damit keine zu großen Schwankungen zwischen den untersuchten Personen auftreten.

6 Literaturverzeichnis

Barth, C. (2005). Posturale Kontrolle. In *Das Neue Denkmodell in der Physiotherapie, Band 2: Bewegungsentwicklung und Bewegungskontrolle*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Bryanton, M. A., & Bilodeau, M. (2018). The Effect of Vision and Surface Compliance on Balance in Untrained and Strength Athletes. *Journal of Motor Behavior*, 1–8. https://doi.org/10.1080/00222895.2017.1423019

Callisaya, M. L., Blizzard, L., Schmidt, M. D., Martin, K. L., McGinley, J. L., Sanders, L. M., & Srikanth, V. K. (2011). Gait, gait variability and the risk of multiple incident falls in older people: a population-based study. *Age and Ageing*, *40*(4), 481–487. https://doi.org/10.1093/ageing/afr055

Cluff, T., Gharib, T., & Balasubramaniam, R. (2010). Attentional influences on the performance of secondary physical tasks during posture control. *Experimental Brain Research*, *203*(4), 647–658. https://doi.org/10.1007/s00221-010-2274-7

Dozza, M., Horak, F. B., & Chiari, L. (2007). Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance. *Experimental Brain Research*, *178*(1), 37–48. https://doi.org/10.1007/s00221-006-0709-y

Field, A. (2009). *Discovering Statistics Using SPSS, 3rd Edition* (3rd edition). Los Angeles, Calif.: SAGE Publications Inc.

Florence, C. S., Bergen, G., Atherly, A., Burns, E., Stevens, J., & Drake, C. (2018). Medical Costs of Fatal and Nonfatal Falls in Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, *66*(4), 693–698. https://doi.org/10.1111/jgs.15304

Gandemer, L., Parseihian, G., Kronland-Martinet, R., & Bourdin, C. (2014). The influence of horizontally rotating sound on standing balance. *Experimental Brain Research*, *232*(12), 3813–3820. https://doi.org/10.1007/s00221-014-4066-y

Gravelle, D. C., Laughton, C. A., Dhruv, N. T., Katdare, K. D., Niemi, J. B., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J. (2002). Noise-enhanced balance control in older adults. *Neuroreport*, *13*(15), 1853–1856.

Häfelinger, U., & Schuba, V. (2004). *Koordinationstherapie: propriozeptives Training*. Aachen: Meyer & Meyer Verlag.

Hammami, R., Behm, D. G., Chtara, M., Ben Othman, A., & Chaouachi, A. (2014). Comparison of Static Balance and the Role of Vision in Elite Athletes. *Journal of Human Kinetics*, *41*, 33–41. https://doi.org/10.2478/hukin-2014-0030

Hänggi, P. (2002). Stochastic resonance in biology. How noise can enhance detection of weak signals and help improve biological information processing. *Chemphyschem: A European Journal of Chemical Physics and Physical Chemistry*, *3*(3), 285–290.

Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, *55*(6), 1369–1381. https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369

Horak, Fay B., & Macpherson, J. M. (1996). Postural orientation and equilibrium. In *Handbook of Physiology, Exercise: Section 12: Regulation and Integration of Multiple Systems* (S. 255–292). New York, Oxford: Oxford University Press.

Huxhold, O., Li, S.-C., Schmiedek, F., & Lindenberger, U. (2006). Dual-tasking postural control: Aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. *Brain Research Bulletin*, *69*(3), 294–305. https://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2006.01.002

Jansenberger, H. (2011). *Sturzprävention in Therapie und Training*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Kandel, E. R., Schwartz, J. H., Jessell, T. M., Siegelbaum, S. A., & Hudspeth, A. J. (2012). *Principles of Neural Science* (Fifth Edition). New York: McGraw-Hill Education.

Meyer, M. (2011). Anhang B zum Buch: Signalverarbeitung. Analoge und digitale Signale, Systeme und Filter. Digitales Transversalfilter (Bandpass).

Mohapatra, S., & Aruin, A. S. (2013). Static and dynamic visual cues in feed-forward postural control. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation cerebrale*, *224*(1), 25–34. https://doi.org/10.1007/s00221-012-3286-2

Oppenheim, U., Kohen-Raz, R., Alex, D., Kohen-Raz, A., & Azarya, M. (1999). Postural characteristics of diabetic neuropathy. *Diabetes Care*, *22*(2), 328–332. https://doi.org/10.2337/diacare.22.2.328

Peterka, R. J., & Black, F. O. (1990). Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation*, *1*(1), 73–85.

Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, *43*(9), 956–966. https://doi.org/10.1109/10.532130

Priplata, A. A., Patritti, B. L., Niemi, J. B., Hughes, R., Gravelle, D. C., Lipsitz, L. A., … Collins, J. J. (2006). Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. *Annals of Neurology*, *59*(1), 4–12. https://doi.org/10.1002/ana.20670

Ross, J. M., & Balasubramaniam, R. (2015). Auditory white noise reduces postural fluctuations even in the absence of vision. *Experimental Brain Research*, *233*(8), 2357–2363. https://doi.org/10.1007/s00221-015-4304-y

Ross, J. M., Will, O. J., McGann, Z., & Balasubramaniam, R. (2016). Auditory white noise reduces age-related fluctuations in balance. *Neuroscience Letters*, *630*, 216–221. https://doi.org/10.1016/j.neulet.2016.07.060

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2012). *Motor control: translating research into clinical practice* (4. Aufl.). Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.

Statistik Austria. (2018). *Jahrbuch der Gesundheitsstatistik 2016*. Wien: Verlag Österreich GmbH.

Tanaka, T., Kojima, S., Takeda, H., Ino, S., & Ifukube, T. (2001). The influence of moving auditory stimuli on standing balance in healthy young adults and the elderly. *Ergonomics*, *44*(15), 1403–1412. https://doi.org/10.1080/00140130110110601

Taube, W. (2013). Neuronale Mechanismen der posturalen Kontrolle und der Einfluss von Gleichgewichtstraining. *Journal für Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie*, *14*(2), 55–63.

Whipple, R., Wolfson, L., Derby, C., Singh, D., & Tobin, J. (1993). Altered sensory function and balance in older persons. *Journal of Gerontology*, *48 Spec No*, 71–76.

Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, *3*(4), 193–214. https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9

Winter, D. A., Prince, F., Stergiou, P., & Powell, C. (1993). Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with centre of pressure changes in quiet standing. *Neuroscience Research Communications*, *12*(3), 141–148.

World Health Organization. (2007). *WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age*. Genf: World Health Organization.

Yeh, T. T., Cluff, T., & Balasubramaniam, R. (2014). Visual Reliance for Balance Control in Older Adults Persists When Visual Information Is Disrupted by Artificial Feedback Delays. *PLOS ONE*, *9*(3), e91554. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0091554

Zhong, X., & Yost, W. A. (2013). Relationship between postural stability and spatial hearing. *Journal of the American Academy of Audiology*, *24*(9), 782–788. https://doi.org/10.3766/jaaa.24.9.3

Ziganek-Soehlke, F., & Dietrich, K. (2008). *StuBs - Sturzprophylaxe durch Bewegungsschulung: mehr Bewegungssicherheit im Alltag*. München: Pflaum.

A Anhang

Fragebogen White Noise

ID:

1. Beeinflussung der Standsicherheit durch White Noise

a) mit offenen Augen

-5 ----------0---------- +5

b) mit geschlossenen Augen

-5 ----------0---------- +5

c) auf instabiler Unterlage mit offenen Augen

-5 ----------0---------- +5

2. Könnten Sie sich diese zusätzliche Maßnahme bei einem Gleichgewichtstraining vorstellen?

o Ja
o Nein

Warum ja/nein?

B Anhang

		Gruppe A			
		OWN		MWN	
		Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
MDIST	offen	3,5	0,8	4,0	1,0
	geschlossen	3,5	1,0	4,1	1,1
	instabil	6,7	1,7	6,3	1,8
MDISTml	offen	2,8	0,7	3,2	0,9
	geschlossen	3,4	0,9	3,4	1,1
	instabil	5,2	1,7	4,8	1,7
MDISTap	offen	1,6	0,5	1,7	0,6
	geschlossen	1,6	0,5	1,8	0,6
	instabil	3,2	0,6	3,1	0,7
TOTEX	offen	237,9	54,1	255,4	61,7
	geschlossen	293,6	78,4	301,0	87,1
	instabil	429,1	69,7	418,1	64,8
Mvelo	offen	9,5	2,2	10,2	2,5
	geschlossen	11,7	3,1	12,0	3,5
	instabil	17,2	2,8	16,7	2,6
		Gruppe B			
		OWN		MWN	
		Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
MDIST	offen	4,5	1,7	4,2	0,9
	geschlossen	4,3	1,1	4,6	1,6
	instabil	8,9	1,8	8,4	1,8
MDISTml	offen	3,6	1,6	3,4	0,9
	geschlossen	3,4	1,00	3,7	1,5
	instabil	6,1	0,8	6,0	1,2
MDISTap	offen	2,0	0,6	1,9	0,5
	geschlossen	2,0	0,6	2,0	0,7
	instabil	5,2	1,7	4,7	1,2
TOTEX	offen	265,3	77,8	269,7	65,8
	geschlossen	359,6	112,2	367,9	131,1
	instabil	832,2	222,8	824,8	312,5
Mvelo	offen	10,6	3,1	10,8	2,6
	geschlossen	14,4	4,5	14,7	5,2
	instabil	33,3	8,9	33,0	12,5

Tabelle 6 Darstellung der Mittelwerte für alle ermittelten Parameter bei aufgeteilter Stichprobe

C Anhang

In diesem Anhang wird die Aufteilung der einzelnen Kapitel zwischen den Autoren dargestellt.

Christian Eibl:

- Einleitung (1)
  - Stürze (1.1)
  - Sensomotorisches Training (1.3)
  - White Noise (1.4)
  - Fragestellung und Hypothesen (1.5)
- Methodik (2)
  - Interventionen (2.4)
  - Statistische Analyse (2.5)
  - Zeitplan (2.6)
- Ergebnisse (3)
  - Auswertung der gesamten Stichprobe (3.1)
  - Auswertung der aufgeteilten Stichproben nach Altersgruppen (3.2)
  - Auswertung der Beeinflussung durch den Sehsinn – gesamte Stichprobe (3.3)
  - Auswertung der Beeinflussung durch den Sehsinn – aufgeteilte Stichprobe nach Altersgruppen (3.4)
- Diskussion (4)
  - Interpretation der Ergebnisse (4.1)
- Schlussfolgerung und Ausblick (5)
  - Zusammenfassung (5.1)
  - Ausblick (5.3)

Jakob Hayden:

- Einleitung (1)
  - Posturale Kontrolle (1.2)
  - Fragestellung und Hypothesen (1.5)
- Methodik (2)
  - ProbandInnen und Rekrutierung (2.1)
  - Material (2.2)
  - Ablauf der Messungen (2.3)
  - Zeitplan (2.6)

- Ergebnisse (3)
    - Auswertung des Altersvergleichs (3.5)
    - Auswertung des Fragebogens (3.6)
- Diskussion (4)
    - Interpretation der Ergebnisse (4.1)
    - Limitationen (4.2)
- Schlussfolgerung und Ausblick (5)
    - Zusammenfassung (5.1)
    - Klinische Relevanz (5.2)