

Aus dem

Deutschen Schwindel- und Gleichgewichtszentrum (DSGZ) der
Ludwig- Maximilians Universität München, Campus Großhadern

Leiter: PD Dr. med. Andreas Zwergal

**Raumwahrnehmung und Körperposition:
Vergleich der subjektiven visuellen und posturalen Vertikalen
bei gesunden Probanden im Stehen und im Sitzen**

Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin an der
Medizinischen Fakultät der Ludwig- Maximilians- Universität
München

vorgelegt von Christian Prawitz

aus Gießen

2022

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Klaus Jahn

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Friedrich Ihler

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen

Prüfung: 07.04.2022

1. Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	6
1.1 Hintergrund	6
1.2 Überblick über die aktuelle Studienlage.....	6
1.2.1.Methoden.....	6
1.2.1.1 Posturographie.....	7
1.2.1.2. Methoden zur Bestimmung der Vertikalenwahrnehmung.....	8
1.2.2. Probanden ohne Vorerkrankungen	9
1.2.2.1. Subjektive Vertikale	9
1.2.2.2. Posturographie.....	10
1.2.3 Störung der Vertikalenwahrnehmung.....	11
1.2.3.1. Subjektive Vertikale	11
1.2.3.2.Posturographie.....	13
1.3. Hypothesen und Studienziel	13
2. Methoden.....	15
2.1. Methodenbeschreibung	15
2.1.1. Bestimmung der subjektiven visuellen Vertikalen (SVV)	15
2.1.1.1. Unter Normalbedingungen	15
2.1.1.2. Mit visueller Stimulation.....	16
2.1.2. Bestimmung der subjektiven posturalen Vertikalen (SPV).....	16
2.1.2.1. Subjektive posturale Vertikale im Stehen (Spacecurl)	16
2.1.2.2. Messbedingungen im Stehen.....	20
2.1.2.2.1. Messung unter Normalbedingungen.....	20
2.1.2.2.2. Mit visueller Stimulation.....	20
2.1.2.2.3. Mit Achillessehnenvibration	22
2.1.2.3. Subjektive posturale Vertikale im Sitzen (Hexapod)	24
2.1.2.4. Messbedingungen im Sitzen.....	27
2.2. Versuchspersonen.....	27
2.3. Randomisierung und zeitliche Abfolge der Messungen.....	28
2.3.1. Subjektive visuelle Vertikale unter Normalbedingungen und visueller Stimulation	28
2.3.2. Subjektive posturale Vertikale	29
2.3.2.1. Randomisierung unter Normalbedingungen erste Versuchsreihe	29
2.3.2.2. Randomisierung und Aufbau zweite Versuchsreihe	29
2.4 Messgrößen und statistisches Modell	31
2.4.1 Messgrößen	31

2.4.2 Statistisches Modell.....	32
3. Ergebnisse	34
3.1. Subjektive visuelle und posturale Vertikale unter Normalbedingungen	35
3.1.1. Subjektive visuelle Vertikale.....	35
3.1.2. Subjektive posturale Vertikale	35
3.1.2.1. Ohne Randomisierung der Reihenfolge	35
3.1.2.1.1 Pitch- Ebene	35
3.1.2.1.2. Roll- Ebene.....	35
3.1.2.2. Mit Randomisierung der Reihenfolge	37
3.1.2.2.1. Pitch- Ebene	37
3.1.2.2.2 Roll- Ebene.....	38
3.1.2.2.3 Vergleich der subjektiven visuellen und posturalen Vertikalen in der Roll- Ebene unter Normalbedingungen	40
3.2. Subjektive visuelle und posturale Vertikale unter visueller Stimulation.....	40
3.2.1. Subjektive visuelle Vertikale.....	40
3.2.2. Subjektive posturale Vertikale	43
3.2.2.1. Pitch Ebene.....	43
3.2.2.2. Roll Ebene	45
3.3. Subjektive posturale Vertikale unter Achillessehnenvibration	48
3.3.1 Pitch- Ebene	48
3.3.2 Roll- Ebene.....	50
3.3.3. Vergleich der subjektiven visuellen und posturalen Vertikalen in der Roll- Ebene unter Stimulationsbedingungen	50
3.4 Einfluss der Reihenfolge der Messungen	51
4. Diskussion	52
4.1 Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse	52
4.2 Ein- und Ausschlusskriterien.....	53
4.3 Subjektive visuelle Vertikale.....	54
4.4. Subjektive posturale Vertikale	56
4.4.1 Unter Normalbedingungen	56
4.4.2. Unter visueller Stimulation.....	59
4.4.3. Unter Achillessehnenvibration	61
4.5. Probandenfeedback	62
4.6. Lern- und Habituationseffekte.....	64
4.7 Limitationen der Studie	65

5. Zusammenfassung und Ausblick	67
6. Literaturverzeichnis.....	69
7. Abbildungsverzeichnis.....	73
8. Publikationsliste.....	73
9. Danksagung.....	74
10. Affidavit.....	75

1. Einleitung

1.1 Hintergrund

Die Erhaltung des Gleichgewichts beim Stehen und Gehen, bezeichnet als posturale Kontrolle, ist von essentieller Bedeutung für viele alltägliche Aktivitäten und von großer klinischer Relevanz. Die posturale Kontrolle erfordert gemäß etabliertem wissenschaftlichem Kenntnisstand unter anderem sensorische Informationen aus den visuellen, vestibulären und somatosensorischen Systemen. Es wird ein multisensorisches System der posturalen Kontrolle postuliert¹: Für die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts sind visuelle, vestibuläre und somatosensorische Informationen von Bedeutung. Das genaue Zusammenspiel der genannten Komponenten ist noch nicht abschließend verstanden². Ist der Informationsfluss eines der drei genannten Systeme gestört, sind die verbleibenden intakten Systeme in der Lage, die für die posturale Kontrolle fehlenden Informationen teilweise bis vollständig zu kompensieren.

Ist das Körpergleichgewicht gestört, kommt es vermehrt zu Stürzen, zumeist aus stehender Position. Dies kann zu schwerwiegenden und weitreichenden klinischen Komplikationen wie u.a. Schädel-Hirn-Traumata, Knochenfrakturen unterschiedlicher Lokalisation etc. mit der Folge langer Krankenhausaufenthalte und der daraus entstehenden Folgeerkrankungen, wie u.a. Thrombosen, Lungenembolien, Immobilität und Einschränkung der Lebensqualität führen. Eine erhöhte Sturzneigung ist somit mit einer deutlich erhöhten Morbidität und Mortalität des Patienten verbunden. Das klinische Interesse an einer Sturzvermeidung, der Forschung nach den Ursachen für Stürze sowie an der Diagnostik und Therapie von durch verminderte Gleichgewichtskontrolle bedingte Sturzneigungen ist dementsprechend groß. Ebenso ist die Grundlagenforschung zur Gleichgewichtskontrolle im Rahmen von klinischen Studien mit gesunden Probanden Gegenstand intensiven wissenschaftlichen Arbeitens.

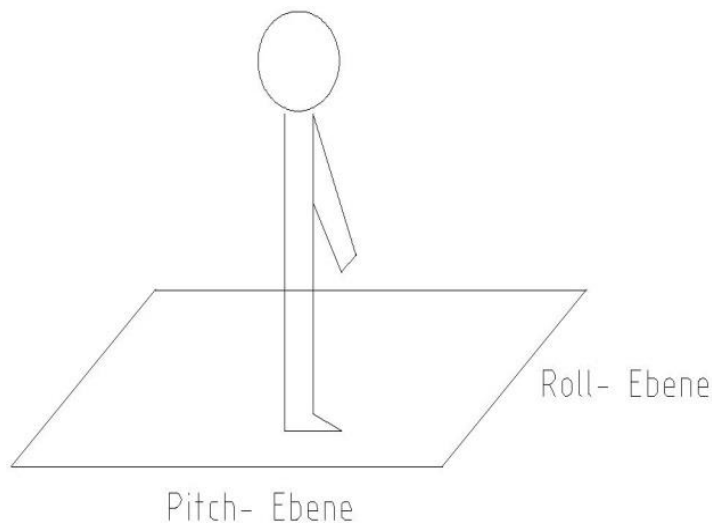
Im Folgenden wird eine Auswahl der aktuellen Studienlage zu Qualität und Steuerung der Gleichgewichtskontrolle kranker sowie gesunder Probanden zusammengefasst.

1.2 Überblick über die aktuelle Studienlage

1.2.1. Methoden

Es existieren verschiedene Methoden, mit deren Hilfe die posturale Kontrolle quantifiziert wird. Im Folgenden soll auf die Posturographie, die subjektive visuelle, haptische und posturale Vertikale eingegangen werden. Die posturale Kontrolle wird hierbei in der Roll- und in der Pitch- Ebene erfasst (s. Abbildung 1), wobei in der Roll- Ebene Abweichungen nach links und rechts, in der Pitch- Ebene Abweichungen nach vorne bzw. hinten erfasst werden.

Abbildung 1: Schematische Darstellung Pitchebene (anterior- posteriore Auslenkung) und Roll- Ebene (laterale Auslenkung)

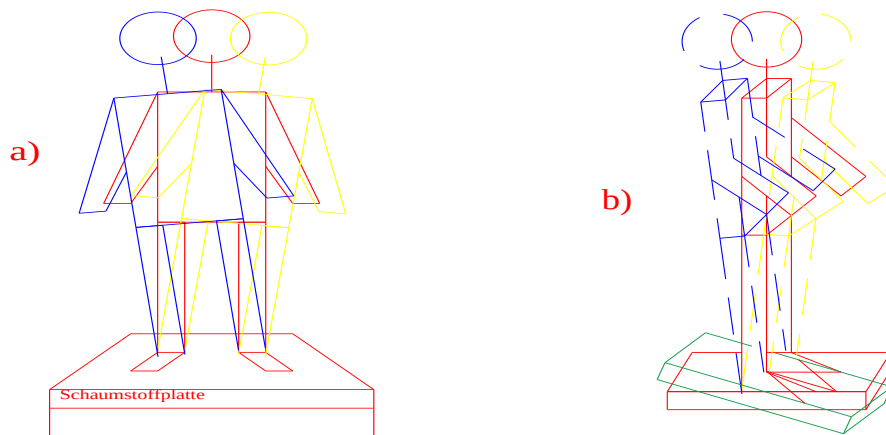


1.2.1.1 Posturographie

Die Posturographie ist eine seit den 70er Jahren des 20. Jahrhunderts häufig eingesetzte Methode zur quantitativen Untersuchung der posturalen Kontrolle. Bei dieser Methode steht der Proband auf einer Plattform, welche über Drucksensoren in der Transversal- und Sagittalebene Verlagerungen des Körpergewichts damit Abweichungen von einer neutralen Standposition detektieren kann (s. Abbildung 2). Auf diese Weise sind Rückschlüsse über die Qualität der Gleichgewichtskontrolle des Probanden möglich. Üblicherweise erfolgen hier die Messungen unter verschiedenen Bedingungen zur Modifikation der sensorischen Kontrolle, nämlich mit offenen bzw. geschlossenen Augen und mit/ohne Verwendung einer Schaumstofffußplatte³. Auch Messungen mit/ohne Reklination des Kopfes sind üblich. Vorwiegend für Messungen in stehender Position wurde entsprechend in zahlreichen Studien der sog. Center of Pressure (CoP) bzw. Center of Mass (CoM) als Messgrößen verwendet⁴⁻⁶.

Zudem kann im Rahmen der dynamischen Posturographie der sog. Sensory Orientation Test durchgeführt werden, indem die Messungen sowohl mit stabilem Untergrund als auch mit beweglichem Untergrund durchgeführt werden⁷.

Abbildung 2: Schematische Darstellung der a) statischen Posturographie in der Roll- Ebene mit Schaumstoffplatte sowie b) der dynamischen Posturographie mit beweglichem Untergrund



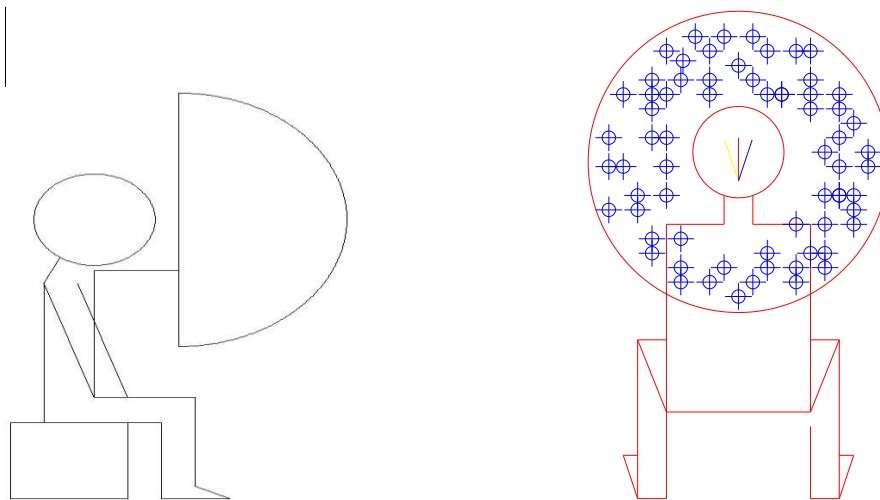
1.2.1.2. Methoden zur Bestimmung der Vertikalenwahrnehmung

Verschiedene Methoden zur Bestimmung der subjektiven Vertikalen dienen als Maß für die posturale Kontrolle.

Eine weit verbreitete Methode, die als eine von zwei Methoden in der vorliegenden Studie zur Anwendung kommt, ist die subjektive visuelle Vertikale (SVV). Um diese bestimmen zu können, muss der Proband einen in seinem Blickfeld dargebotenen Balken mit Hilfe eines Reglers in eine vertikale Position bringen (s. Abbildung 3). Die Untersuchung findet üblicherweise im Sitzen statt. Eine nähere Beschreibung der Methode wird im Methodenteil erläutert.

Eine wesentliche Beobachtung im Rahmen der SVV ist der sog. E- Effekt: Schätzt der Proband seine SVV, während er in der Roll- Ebene im Vergleich zur Nullposition erheblich aus der vertikalen Körperposition heraus verkippt ist, ergibt sich eine Verschiebung der Einschätzung der SVV bzw. subjektiven posturalen Vertikale (SPV) zur Verkipprichtung entgegengesetzten Seite. Ein weiteres Phänomen ist der Aubert- Effekt (kurz A- Effekt): Weicht die Kopf- oder Körperposition mehr als 60 und weniger als 135 Grad in der Roll- Ebene von der Nullposition ab, kommt es im Sinne einer unterkompensierenden Einschätzung zu einer Verschiebung des Mittelwertes der SVV in Richtung der Auslenkung⁸.

Abbildung 3: Schematische Darstellung SVV (Ansicht von der Seite und von hinten)



Ein weiteres Instrument zur Erfassung der Vertikalenwahrnehmung stellt die subjektive haptische Vertikale (SHV) dar, die in einigen Studien Verwendung findet ^{9, 10}. Bei dieser Methode besteht die Aufgabe des Probanden darin, einen auf einer Drehscheibe aufmontierten Stab, zumeist mit der dominanten Hand, in eine vertikale Position zu bringen.

Die SPV wurde auch im Rahmen der vorliegenden Studie verwendet. Der Proband wird hierzu im Sitzen oder Stehen nach entsprechender Fixierung in einem geeigneten Gerät unter visueller Abschirmung durch Verwendung einer Verdunkelungsbrille aus der Nullposition heraus in einer festgelegten Ebene verkippt. Der Proband gibt während der Rückbewegung zur Nullposition an, wann er meint, dass er sich wieder in der Nullposition befindet. Während die SPV für Messungen in sitzender Position schon mehrfach verwendet wurden¹¹, existiert bis jetzt lediglich eine Studie zur Messung der SPV in stehender Position ¹².

Eine ausführliche, u.a. graphische Darstellung der Methode findet sich ebenfalls im Methodenteil.

1.2.2. Probanden ohne Vorerkrankungen

Es existieren im Rahmen der Grundlagenforschung zur Gleichgewichtskontrolle zahlreiche Studien, welche sich mit der Vertikalenwahrnehmung von Probanden ohne Vorerkrankungen unter Verwendung der bereits bekannten Methoden auseinandersetzen.

1.2.2.1. Subjektive Vertikale

Für die stehende Position konnten Bergmann et al. bereits Normwerte der SPV im Spacecurl-Experiment festlegen und beobachten, dass mit zunehmenden Alter in der anterior- posterioren Ebene eine Verschiebung der SPV nach hinten sowie eine größere Streuung der SPV-

Schätzungen auftritt¹². Dieses Ergebnis ist vereinbar mit den Erkenntnissen aus der Studie von Measure et al., die ebenso für ein Probandenkollektiv unter bzw. über 50 Jahre eine entsprechende Veränderung der SPV feststellen konnten¹³. Achillessehnenvibration führt zu einer Verschiebung der SPV im Stehen nach hinten¹⁴.

Es existieren bereits zahlreiche Studien zur Wahrnehmung der vertikalen Körperposition im Stehen und Sitzen^{15 16 17 18}. Thompson et al. (2007) konnten beobachten, dass beidseitige Achillessehnenvibration im Stehen zu einer Verschiebung des Körpergleichgewichts nach hinten und einige Sekunden nach Ende der Applikation der Achillessehnenvibration zu einer Über- bzw. Unterkorrektur der Wahrnehmung der SPV führt¹⁹.

Die Effekte von visueller Stimulation auf die SPV wurden ebenfalls untersucht: Scotte Di Cesare et al. beobachteten eine Verschiebung der SPV nur bei gleichzeitiger visueller Stimulation und Auslenkung der Körperachse in anteriorer bzw. posteriorer Richtung, konnten jedoch nicht feststellen, dass die visuelle Stimulation alleine einen Einfluss hatte²⁰.

1.2.2.2. Posturographie

Einerseits konnte die Bedeutung von somatosensorischen Informationen von der Fußsohle für die stehende Position in einer systematischen Übersichtsarbeit von Yost et al. in Hinblick auf eine nachweisbare Verbesserung der posturalen Kontrolle durch das Tragen entsprechender Einlagen bestätigt werden²¹.

Andererseits konnte für die stehende Position gezeigt werden, dass sowohl fehlende epikritische Informationen von der Fußsohle als auch fehlende propriozeptive Informationen aus den Sprunggelenken durch die visuelle Kontrolle teilweise kompensiert werden können²²,²³: Nakagawa et al. zeigten, dass eine Zunahme der COP- Änderungen unter Achillessehnenvibration bei offenen Augen lediglich in der anterior- posterioren Richtung auftraten, nicht jedoch in der medio- lateralen Ebene. Meyer et al. konnten unter Lokalanästhesie von Teilen bzw. der gesamten Fußsohle lediglich bei geschlossenen Augen eine erhöhte Geschwindigkeit der COP- Messungen beobachten, die sich jedoch bei offenen Augen normalisierten.

Es konnte weiterhin gezeigt werden, dass die Amplitude der Änderungen des über die Zeit gemessenen CoP in stehender Position größer als in sitzender Position ist¹⁵. Außerdem ergaben Messungen des CoP im Stehen im Vergleich zum Sitzen unter Achillessehnenvibration eine Verschiebung des CoP nach vorne für die sitzende bzw. nach hinten für die stehende Position²⁴.

Neben dem Beitrag der visuellen, vestibulären und somatosensorischen Informationen zur Aufrechterhaltung der vertikalen Körperposition spielen kognitive Prozesse eine entscheidende Rolle. So konnten bei älteren ansonsten gesunden Probanden im Vergleich zu einem jüngeren Kontrollkollektiv eine deutlich erschwerte posturale Kontrolle im Rahmen von Reaktionstests festgestellt werden ²⁵. Die von Barra et al. beschriebene interne Konstruktion der subjektiven Vertikalen ²⁶ setzt ebenso kognitive Prozesse bei der Beurteilung der vertikalen Körperposition voraus.

1.2.3 Störung der Vertikalenwahrnehmung

1.2.3.1. Subjektive Vertikale

Um Ansatzpunkt und klinische Relevanz der vorliegenden Studie zu verdeutlichen, soll in einem Überblick auf die aktuelle Studienlage bei Patienten mit Störungen der posturalen Kontrolle unterschiedlicher Ätiologie eingegangen werden.

Eine typische Ursache für eine gestörte posturale Kontrolle zentralen Ursprungs sind Schlaganfälle unterschiedlicher Ätiologie, die für die Gleichgewichtskontrolle relevante Strukturen betreffen. Bei Hirnstamminfarkten oder –läsionen anderer Ätiologie ist bekannt, dass unter anderem eine Verschiebung der SVV zur betroffenen Seite verbunden mit einem horizontal-rotatorischen Nystagmus mit schneller Phase zur nicht betroffenen Seite auftritt; dies ist z.B. beim sog. Wallenberg-Syndrom der Fall ²⁷. Genauer konnte vor einigen Jahren gezeigt werden, dass Läsionen im unteren Hirnstamm mit einer ipsilateralen Verschiebung der SVV in der Roll-Ebene einhergehen, während Läsionen im oberen Hirnstamm zu einer kontralateralen Verschiebung der SVV führen ²⁸. Darüber hinaus führen Läsionen im Thalamus (und darüber) entweder zu einer ipsi- oder kontralateralen Verschiebung der SVV ²⁹.

Für die SVV bei hemisphärischen Großhirnläsionen ist bekannt, dass eine Läsion in Regionen mit Bedeutung für die Haltungskontrolle in der frontalen Roll-Ebene zu einer Verschiebung der SVV kontralateral zur betroffenen Hemisphäre führt ³⁰. Eine visuelle Stimulation in Form von rotierenden Punkten im Gesichtsfeld des Probanden in Richtung der betroffenen Hemisphäre in der Roll-Ebene führt zu einer Normalisierung der Einschätzung der SVV ³¹. Bei Patienten mit Pusher-Syndrom findet, im Gegensatz zu Schlaganfallpatienten ohne Pusher-Syndrom, eine Verschiebung der SVV zur gesunden Seite statt ³². Auch hier sind bereits verschiedene Hirnregionen identifiziert worden, welche, sofern sie nicht mehr intakt sind, zu einer Verschiebung der SVV führen, namentlich v.a. die Inselrinde (v.a. für die linke Hemisphäre) und der gyrus frontalis inferior (v.a. für die rechte Hemisphäre) ³³. Eine

Abweichung der SVV nach hinten in der Pitch- Ebene ist für Schlaganfallpatienten ebenfalls beschrieben ³⁰.

MS- Patienten, welche nicht an Schwindel oder Gleichgewichtsstörungen litten, zeigten in SVV- Messungen im Vergleich zu gesunden Normalpersonen eine größere Streuung der Werte ³⁴. Demgegenüber schätzen Patienten, die an moderat schwerer Migräne litten, die SVV im symptomfreien Intervall korrekt ein, auch wenn eine Schwindelsymptomatik bestand ³⁵.

Die SVV von Patienten mit klassischem Parkinson- Syndrom ist in mehreren Studien untersucht worden. So zeigen Parkinson- Patienten verglichen mit gesunden Probanden eine größere Streuung bei der Einschätzung der SVV ³⁶. Darüber hinaus ist bei Parkinson- Patienten im Rahmen des sog. Pisa- Syndroms eine Tendenz zur Seitneigung des Körpers beschrieben. SVV- Messungen bei Patienten mit Pisa- Syndrom im Vergleich mit Parkinson- Patienten ohne Pisa- Syndrom ergaben, dass die unterschiedliche Einschätzung der SVV in beiden Patientenkollektiven entweder eine primäre Störung der Vertikalenwahrnehmung oder ein gestörtes internes Modell zur Vertikalenwahrnehmung und keine Folge der veränderten Körperhaltung sein müssen ³⁷.

Hingegen ist die SVV von Patienten mit mittenbetonter zerebellärer Atrophie zumindest nicht zwingend signifikant unterschiedlich zu Normalpersonen ³⁸.

Es ist darüber hinaus bekannt, dass unilaterale, peripher- vestibuläre Dysfunktionen zu einer Verschiebung der SVV zur betroffenen Seite führen ³⁹. Beispiele hierfür sind akute Schwindelattacken im Rahmen eines Morbus Menière ⁴⁰ oder eine Neuritis vestibularis ⁴¹. Die SVV und SPV werden darüber hinaus verwendet, um den Krankheitsverlauf im Rahmen einer verminderten Gleichgewichtsfunktion eines Vestibularorgans zu monitorieren und die im Verlauf einsetzende Kompensation der gestörten Gleichgewichtskontrolle zu dokumentieren ⁴². Bei Patienten mit bilateralem Funktionsausfall der Gleichgewichtsorgane ist ein deutlich größerer Effekt im Sinne einer Vergrößerung der Streuung der SVV der visuellen Stimulation im Rahmen der SVV ohne Mittelwertverschiebung als bei gesunden Probanden beschrieben ⁴³.

Schlaganfallpatienten mit einer sog. Pusher- Symptomatik verlagern ihr Gleichgewicht durch aktives Drücken mit den nicht betroffenen Extremitäten zur erkrankten Seite; dies ist mit einer erhöhten Sturzneigung verbunden. Die SPV ist bei Schlaganfallpatienten mit Pusher- Symptomatik in der Roll- Ebene zur erkrankten Seite hin verschoben ^{32, 44, 45}. Eine Pusher- Symptomatik tritt dann auf, wenn eine Läsion im posterioren Thalamus oder, was weniger häufig vorkommt, im Inselkortex und Gyrus postcentralis vorliegt ⁴⁶. Allerdings wirkt sich die im Rahmen der Pusher- Symptomatik gestörte Gleichgewichtskontrolle nicht nur auf die Einschätzung der SPV in der Roll- Ebene, sondern auch auf die Einschätzung der SPV in der

Pitch - Ebene aus: Man beobachtet insofern in der Pitch- Ebene zwar keine Mittelwertverschiebung, jedoch eine größere Streuung im Vergleich zu Schlaganfallpatienten ohne Pusher- Symptomatik und einer gesunden Vergleichsgruppe ⁴⁷. Bei Patienten, die einen Schlaganfall erlitten haben und einen räumlichen Neglect aufweisen, fällt interessanterweise eine gestörte Vertikalenwahrnehmung in der Yaw- Ebene (Transversalebene) auf ⁴⁶. Die bei manchen Schlaganfällen gestörte somatosensorische Kontrolle wirkt sich auch auf die Einschätzung der SPV aus ⁴⁸.

In einer großen Studie von Bisdorff et al. (1996) wurde die SPV bei Patienten mit benignem paroxysmalem Lagerungsschwindel, M. Meniere, Patienten mit uni- und bilateralen Läsionen im Bereich der Gleichgewichtsorgane sowie Patienten mit Down- bzw. Upbeat- Nystagmus evaluiert. Interessanterweise konnten keinerlei signifikante Unterschiede im Hinblick auf Mittelwert und Streuung der SPV zwischen den unterschiedlichen Patientenkollektiven gefunden werden ⁴⁹.

1.2.3.2. Posturographie

Analog zu den Effekten von visueller Stimulation in Hinblick auf SVV- Abweichungen bei Schlaganfallpatienten findet man eine Verringerung der posturalen Instabilität bei Schlaganfallpatienten unter optokinetischer und galvanischer Stimulation ⁵⁰.

Störungen der Gleichgewichtskontrolle von Patienten mit hereditärer Ataxie können im Rahmen der Posturographie quantifiziert werden und sind mit einer messbar erhöhten Frequenz von Ausgleichsbewegungen verbunden ⁵¹.

Center- of- Pressure bzw. Center- of- Mass- Messungen im Rahmen der Posturographie zeigten eine wesentlich größere Streuung der Messwerte bei Patienten mit peripherer diabetischer Polyneuropathie ⁵². Insbesondere sind in diesem Zusammenhang Störungen der posturalen Kontrolle in der medio- lateralen Ebene von Bedeutung ⁵³.

1.3. Hypothesen und Studienziel

Ein direkter Vergleich der Vertikalwahrnehmung im Stehen und im Sitzen ist bisher nur in einigen Studien untersucht worden. Gangreón et al. vermuteten ähnliche Strategien von gesunden Probanden für freies Stehen und Sitzen ¹⁵. Für die sitzende Position konnte im Vergleich zur stehenden Position im Rahmen der Posturographie gezeigt werden, dass einerseits Ausmaß und Geschwindigkeit von Ausgleichsbewegungen im Sitzen deutlich geringer als im Stehen ausfallen, andererseits über eine längere Zeitspanne im Sitzen auch

weniger kontrollierte Anpassungen vorgenommen werden, um das Gleichgewicht wiederherzustellen⁵⁴.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, eventuelle Unterschiede in der Wahrnehmung der SVV und SPV in sitzender im Vergleich zur stehenden Position in Hinblick auf Mittelwert und Standardabweichung sowie in Hinblick auf unterschiedliche Strategien zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichts in beiden Positionen aufzuzeigen. Die Probanden sollten hierzu einerseits unter Normalbedingungen ohne zusätzliche erschwerende Stimulation die subjektive Vertikale bestimmen. Andererseits sollten die Probanden zusätzlich einer visuellen und somatosensorischen Stimulation ausgesetzt werden, um eventuelle Unterschiede in der Kompensation fehlender visueller, vestibulärer oder somatosensorischer Informationen, welche für die Vertikalenwahrnehmung im Sitzen und im Stehen notwendig sind, sichtbar zu machen. Wie oben dargelegt, stellten Informationen der Oberflächensensibilität einen wichtigen Bestandteil für die Wahrnehmung des Körpers im Raum dar. Während im Stehen lediglich ein Kontakt der Fußsohle zum Boden bestand, lieferten in sitzender Position auf einem Stuhl u.a. der Kontakt des Gesäßes zur Sitzfläche und des Rückens zur Rückenlehne weitere wichtige Informationen zur Körperposition. Es konnte dahingehend z.B. bereits beobachtet werden, dass ein leichter Kontakt der Fingerspitze in Verbindung mit propriozeptiven Informationen über die Armstellung im Rahmen des Romberg- Stehversuches zu einer deutlichen Verminderung der Amplitude der spontanen Ausgleichsbewegungen des Körpers führt⁵⁵. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen Franzén et al⁵⁶.

Demnach wurde im Rahmen der vorliegenden Studie insbesondere vermutet, dass aufgrund eines größeren somatosensorischen Feedbacks die Einschätzung der SPV sowohl in der pitch- als auch in der roll- Ebene unter allen Untersuchungsbedingungen im Sitzen signifikant genauer als im Stehen ist. Dieselbe Annahme galt für die Untersuchungsbedingungen unter Achillessehnenvibration und visueller Stimulation.

Für die Messungen in sitzender Position wurde der sog. Hexapod eingesetzt werden. Dieser besteht aus einem Stuhl, welcher auf einer automatisiert beweglichen Plattform angebracht ist und auf welchem der Rumpf und Kopf des Probanden fixiert werden kann. Im Stehen wurde der sog. Spacecurl verwendet. Der Proband ist hier in stehender Position an den Füßen und am Rumpf in einem beweglichen Metallring fixiert, welcher von Hand von einem Untersucher bewegt werden kann. Die oben bereits angesprochene, visuelle Stimulation bestand in einer optokinetischen Stimulation, die mithilfe einer 3D- Brille dargeboten wurde. Die somatosensorische Stimulation war eine über entsprechende Applikatoren durchgeführte Achillessehnenvibration. Einzelheiten werden im nun Folgenden Methodenteil erläutert.

2. Methoden

2.1. Methodenbeschreibung

Im Folgenden sollen im Einzelnen die der vorliegenden Studie zugrunde gelegten Methoden eingeführt werden.

2.1.1. Bestimmung der subjektiven visuellen Vertikalen (SVV)

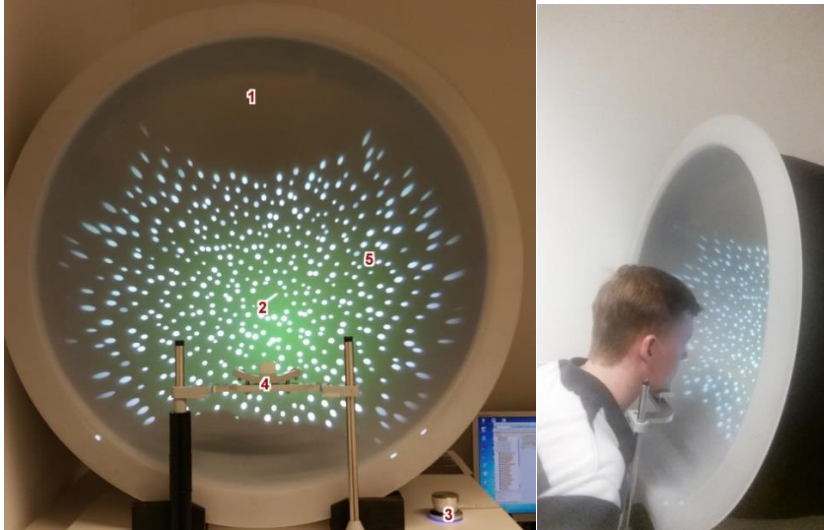
2.1.1.1. Unter Normalbedingungen

Für die Bestimmung der SVV existiert eine etablierte Methode, welche bereits in zahlreichen Studien verwendet wurde und auch den vorliegenden Messungen zugrunde gelegt worden ist (siehe z.B. ^{57, 58, 59}).

In der vorliegenden Studie wurden für die Messungen eine Halbkugel und ein Beamer verwendet. Der Proband legte sein Kinn auf eine Stütze, welche vor einer Halbkugel so angebracht wurde, dass die Augenhöhe des Probanden ungefähr in der Mitte der Halbkugel liegt und somit das Sichtfeld des Probanden weitgehend durch diese abgedeckt ist (s. auch Abbildung 4). Dem Probanden werden für wenige Sekunden mittels des Beamers sich um die zentrale Achse der Halbkugel drehende Lichtpunkte dargeboten; auf diese Weise sollten evtl. Orientierungsmöglichkeiten im Sichtfeld des Probanden (z.B. zufällige Punkte, Linien auf der Oberfläche der Halbkugel), welche das Ergebnis der Messung verbessern oder verschlechtern könnten, ausgeschaltet werden ⁶⁰. Ein direkt folgendes Tonsignal erfolgt simultan mit dem Ausschalten der Lichtpunkte und zeigt dem Probanden den Beginn der Messung an. Dem Probanden wird nun ein Lichtstrich dargeboten, welcher in der Ausgangsposition im oder gegen den Uhrzeigersinn um einen bestimmten Grad (10, 25, 40, 55, -10, -25, -40; das negative Vorzeichen steht für eine Auslenkung nach links) von der vertikalen Nullposition abweicht. Mit Hilfe eines angeschlossenen Drehknopfes soll der Proband den Lichtstrich in einer möglichst vertikalen Position einstellen und dies durch Knopfdruck bestätigen. Die Messung wurde insgesamt siebenmal hintereinander wiederholt, wobei die von der vertikalen Nullposition abweichende Ausgangsposition des Lichtstriches einer zufälligen Reihenfolge folgte. Es konnten so aus den Einzelmessungen Mittelwert und Standardabweichung der SVV des Probanden bestimmt werden.

Abbildung 4 Versuchsaufbau Subjektive Visuelle Vertikale

1 SVV- Halbkugel, 2 Lichtstrich, 3 Drehknopf zur Einstellung des Lichtstrichs, 4 Kinnstütze, 5 Lichtpunkte (Drehung vor jeder Messung unter Normalbedingungen sowie während Messungen mit visueller Stimulation)



2.1.1.2. Mit visueller Stimulation

Als Ergänzung zur Bestimmung der statischen SVV wurden die Messungen um die Bestimmung der dynamischen SVV ergänzt. Für die Messung der SVV unter visueller Stimulation wurden dem Probanden vor jeder der sieben Einzelmessungen Lichtpunkte dargeboten, welche sich für ca. 20 Sekunden entweder im (clockwise, cw) oder gegen den Uhrzeigersinn (counterclockwise, ccw) drehen. Auf diese Weise wird ein künstlicher Drehschwindel, genauer ein Vectionserleben erzeugt, welcher eine Verschiebung der Einstellung der SVV in Drehrichtung der vorher dargebotenen Lichtpunkte bewirkte. Daraufhin sollte der Proband wiederum auf das Tonsignal hin den Lichtstrich in eine möglichst senkrechte Position bringen.

2.1.2. Bestimmung der subjektiven posturalen Vertikalen (SPV)

Für die Bestimmung der SPV wurden der sogenannte Spacecurl für die Messung der SPV im Stehen und der sogenannte Hexapod für die Messung der SPV im Sitzen verwendet. Die Messmethoden mit beiden Geräten sollen im Folgenden in beschrieben werden.

2.1.2.1. Subjektive posturale Vertikale im Stehen (Spacecurl)

Der Spacecurl (Herstellerfirma Physio Börse Anatomie und Therapie, Mittlere Kordel 44, 54516 Wittlich/Deutschland) ist eine aus drei Metallringen bestehende Konstruktion, welche in

allen drei Ebenen rotiert werden können (s. auch Abbildung 5). Die Ringe können in Ihrer Halterung so fixiert werden, dass Rotationen in der anterior- posterioren sowie der medio- lateralen Ebene getrennt voneinander vorgenommen werden können (siehe Abbildung 2.3.2.1.a für den Versuchsaufbau für Messungen in der anterior- posterioren und Abbildung 2.3.2.1.e schematisch für die medio- lateralen Ebene). Für die Fixierung des Probanden im Spacecurl existieren im innersten Ring des Spacecurl zwei Fixierungen für jeden Fuß sowie auf Hüfthöhe eine Fixierung für den Körper des Probanden. Letztere besteht aus zwei Kunststoffhalterungen, durch die der Proband vorne und hinten in das Gerät eingespannt werden kann. Sowohl die Körper- als auch die Fußfixierungen können entsprechend der Körperhöhe des Probanden verstellt werden.

Abbildung 5 Versuchsaufbau subjektive posturale Vertikale



1 Metallringe Spacecurl, 2 Halterung zur Fixierung der Metallringe, 3 Hüftfixierung, 4 Fußfixierung, 5 Höhenverstellung Hüftfixierung, 6 Höhenverstellung Fußfixierung, 7 Schaumstoffkissen, Bewegungssensor, 9, 3D Brille, 10 Achillessehnenvibratoren, 11 Laptop, 12 Pilotboxen 3D Brille und Achillessehnenvibratoren

Der Proband wurde auf Höhe der Hüfte von vorne und hinten im innersten Ring des Spacecurl fixiert, wobei zwischen Halterung und Proband zwei Schaumstoffkissen gelegt wurden. Die Hüftfixierung des Probanden sollte dabei ungefähr in der Mitte des Ringes liegen. Außerdem wurde die Hüftfixierung immer so eingestellt, dass der Schwerpunkt des Probanden diesen in einer möglichst senkrechten Position hielt und ein Vornüber- bzw. Rückwärtsskippen des Probanden verhindert wurde. Es sollte so ermöglicht werden, dass die Messungen immer aus einer neutralen Nullposition heraus beginnen konnten. Für die erste Messreihe wurden die Probanden dazu angehalten, ihre Hände auf der Halterung abzulegen. Für die übrigen

Versuchsreihen sollten sie die Arme vor dem Körper verschränken, um das somatosensorische Feedback aus der Umgebung zur Nutzung der Einschätzung der eigenen Körperposition weiter zu reduzieren und in Hinblick auf ein deutlicheres Ergebnis die Unterschiede in den Versuchsbedingungen zwischen stehender und sitzender Position weiter zu vergrößern.

Die Fixierung des Probanden erfolgte aus Sicherheitsgründen immer bei eingerasteter Bewegungssperre. Sie wurde erst dann durchgeführt, wenn die übrigen notwendigen Vorbereitungen für die Messungen bereits getroffen waren. Es sollte so verhindert werden, dass ein zu langes Verweilen des Probanden im Spacecurl zu einer Gewöhnung des Probanden an das somatosensorische Feedback durch das Gerät führte und so die Messungen verfälscht wurden.

Für eine Messung im Spacecurl waren zwei Untersucher notwendig, wobei ein Untersucher die Software für die Messungen bediente und der andere für die manuelle Auslenkung des Probanden zuständig war (s. orientierend Abbildung 7). Am Spacecurl war ein Sensor befestigt, welcher den Grad der Auslenkung maß und diesen als Zahlenwerte an den Computer übermittelte (s. Abbildung 7). Nach Starten der Software erfolgte die Kalibrierung, welche mit Hilfe des Sensors die Startposition als senkrecht festlegte. Hierzu wird der Proband nach dem Lösen der Bewegungssperre des Spacecurls und dem Einstellen der entsprechenden Bewegungsebene von einem Untersucher möglichst genau in einer Position gehalten, bei welcher die Software den Wert 0 anzeigt. Die Bestätigung der Kalibrierung erfolgte durch den anderen Untersucher durch Drücken einer Taste auf dem PC der Software für die Messungen. Der erste Untersucher lenkt den Probanden mit einer möglichst gleichbleibenden Geschwindigkeit von ca. 1,5s/Grad manuell bis zur festgelegten Gradzahl aus. Das Erreichen des Auslenkungsgrades wird durch ein Tonsignal der Software angezeigt; der Proband wird wieder in Richtung der Startposition zurückgelenkt und meldet dem Untersucher, wann er selbst glaubt, eine senkrechte Position erreicht zu haben. Der erste Untersucher stoppt die Auslenkung und hält den Ring in der entsprechenden Position. Diese wird durch den zweiten Untersucher wiederum durch Drücken einer Taste bestätigt. Es erfolgen insgesamt sechs Auslenkungen in pseudorandomisierter Reihenfolge.

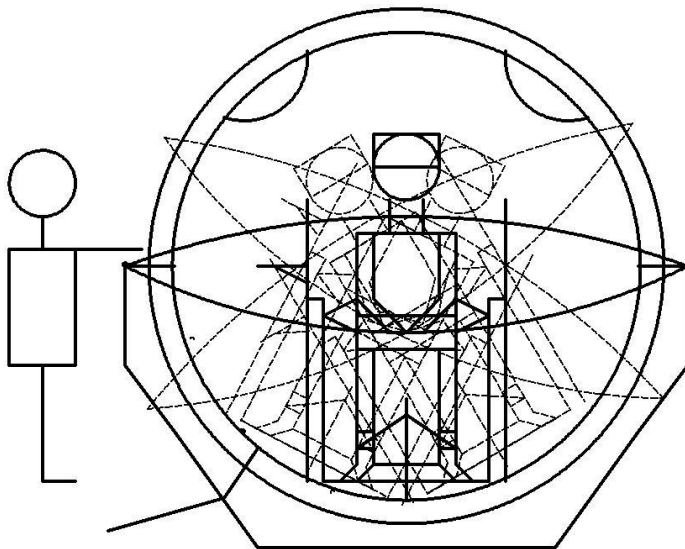
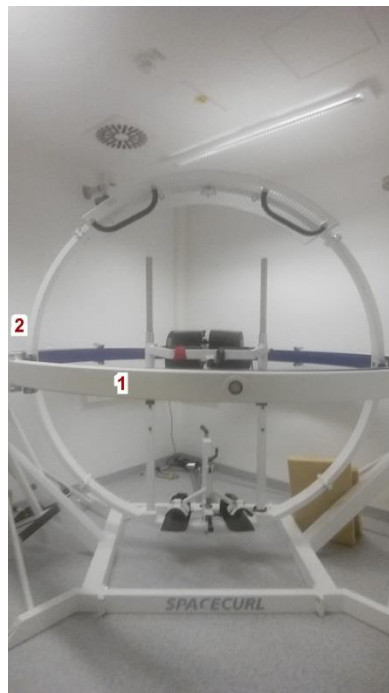


Abbildung 6: Schematisierte Darstellung Versuchsablauf Spacecurl. Beispielhafte Darstellung des Versuchs in der roll- Ebene mit Auslenkung nach links und rechts

Abbildung 7: Spacecurl Aufbau



Abbildung 8: Spacecurl Ebenen



1 Position Metallringe roll-Ebene, 2 Position Untersucher 1

1 Position Untersucher 1, 2 Position Untersucher 2, 3 PC mit Software zur Aufnahme des Bewegungssensorsignales

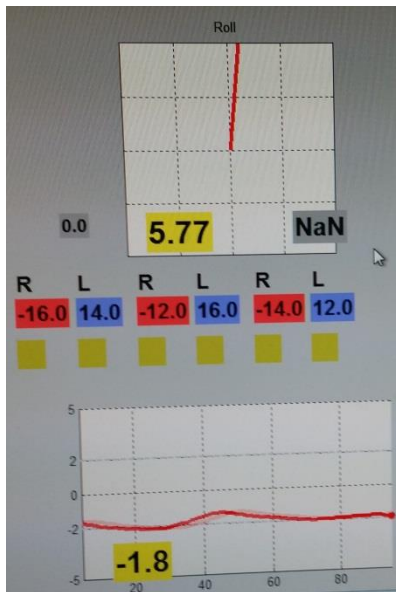


Abbildung 9: Beispielabbildung aus Software zur Aufnahme des Bewegungssensorsignales. Oben dargestellt ist der aktuelle Grad der Auslenkung, darunter Reihenfolge und Grad aller sechs aufeinander folgenden Auslenkungen einer Einzelmessung. Unten dargestellt ist die Geschwindigkeit der Auslenkung. Der zweite Untersucher kann auf diese Weise die Geschwindigkeit der Auslenkung stets mit einem visuellen Feedback kontrollieren.

2.1.2.2. Messbedingungen im Stehen

Die Messungen wurden unter insgesamt drei verschiedenen Bedingungen durchgeführt. Es wurde hierbei stets darauf geachtet, dass für jede Messung bis auf die variable Bedingung die übrigen Untersuchungsbedingungen konstant beibehalten wurden.

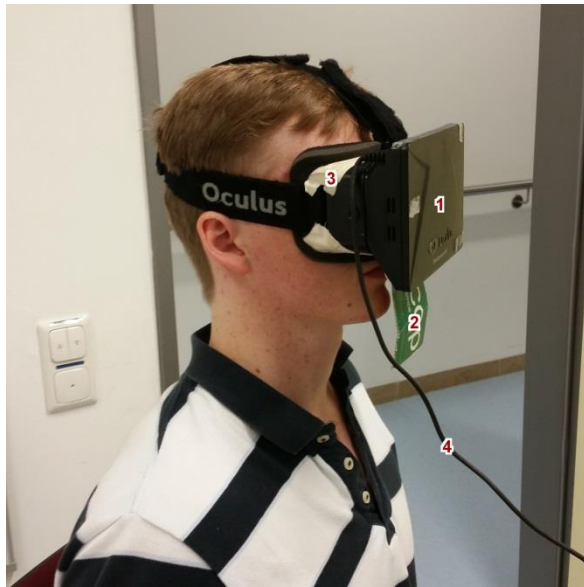
2.1.2.2.1. Messung unter Normalbedingungen

Für die Messungen ohne einwirkenden Stimulus wurden die Adapter für die Achillessehnenvibration an beiden Achillessehnen sowie die 3D- Brille für die visuelle Stimulation am Probanden befestigt, ohne die entsprechenden Stimuli einzuschalten. Das somatosensorische Feedback durch die Geräte sowie das Gewicht der 3D- Brille konnten so als mögliche Störfaktoren für einen späteren Vergleich der Messungen unter den verschiedenen Bedingungen ausgeschaltet werden.

2.1.2.2.2. Mit visueller Stimulation

Für die visuelle Stimulation wurde eine 3D- Brille (Oculus Rift, Developer Kit, Herstellerfirma Oculus VR, Menlo Park, California/USA) verwendet. Diese wurde durch zwei elastische Bänder, welche an die Kopfgröße des Probanden angepasst werden konnten, am Kopf des Probanden befestigt. Um eine komplette Abschirmung des Sichtfeldes Probanden von der Umwelt zu gewährleisten, wurden zusätzlich Klebestreifen und Pappe an der 3D- Brille befestigt (s. Abbildung 10).

Abbildung 10: Spacecurl Versuchsaufbau mit visueller Stimulation



1 Oculus 3D- Brille, 2 und Pappe
bzw. Klebestreifen zur
Abschirmung des Sichtfeldes, 4
Verbindungskabel zur Pilotbox

Der Proband blickt durch zwei Linsen, welche zwei virtuelle Bilder erzeugen. Die 3D- Brille fusioniert die beiden Bilder zu einem Bild und ermöglicht so grundsätzlich eine dreidimensionale Bilddarstellung. Für die Steuerung der visuellen Stimulation wurde ein Laptop sowie eine Pilotbox verwendet, welcher über eine Halterung mit Hilfe von klebenden Klettverschlussstreifen am innersten Ring des Spacecurl befestigt waren. Alle Geräte waren über HDMI- bzw. USB- Übertragungskabel miteinander verbunden. Die verwendete Software ermöglichte eine mit der dynamischen SVV vergleichbare visuelle Stimulation in der Frontalebene für die Messungen mit medio- lateraler Auslenkung sowie in der Sagittalebene für die Messungen mit anterior- posteriorer Ausrichtung. Für Letztere war die Nutzung des 3D- Effektes des verwendeten Gerätes von Bedeutung. Es wurden dem Probanden zufällig in seinem Sichtfeld verteilte weiß leuchtende Lichtpunkte vor schwarzem Hintergrund dargeboten, welche sich in der entsprechenden Ebene mit einer Geschwindigkeit von 50 Grad pro Sekunde in der festgelegten Richtung drehten. Das Sichtfeld des Probanden betrug hierbei annähernd 90 Grad. Da das Sichtfeld des Probanden kreisrund (und nicht etwa rechteckig) durch die Brille begrenzt war, wurde eine Orientierung des Probanden über die Position der Lichtpunkte und so eine Abschwächung des Stimulationseffektes im Sinne der bereits erwähnten Beobachtungen von Lubeck et al ⁶⁰ ausgeschlossen. Eine ausreichende visuelle Stimulation insbesondere im peripheren Gesichtsfeld ist für die erfolgreiche Erzeugung eines visuellen Stimulus erforderlich ⁶¹; diese Voraussetzung konnte mit der verwendeten Oculus- Brille erfüllt werden.

Für eine Messung unter visueller Stimulation wurden vor Beginn der Messung Laptop und Pilotbox eingeschaltet und für die entsprechende visuelle Stimulation eingestellt. Wie auch bei den Messungen ohne Stimulation erfolgten insgesamt sechs Auslenkungen. Vor jeder Auslenkung wurde der visuelle Stimulus dem Probanden für 10 Sekunden dargeboten, um einen ausreichenden künstlichen Schwindel zu erzeugen. Die Messung verlief dann analog zu den Messungen ohne Stimulation. Beim Stoppen des Probanden in seiner subjektiven vertikalen Position wurde die Stimulation ausgeschaltet und für 10 Sekunden ein schwarzer Bildschirm angezeigt. Eine Gewöhnung an den Stimulus sollte so vermieden werden. Dann wurde nach gleichem Ablauf mit der nächsten Messung begonnen.

In jeder Ebene wurden immer zwei direkt aufeinanderfolgende Messungen durchgeführt. Dabei wurde analog zu den SVV- Messungen die Richtung des Stimulus bei der zweiten Messung umgekehrt. Da eine Kontrolle der eingestellten Stimulation über den Bildschirm des Laptops während der Messung aus technischen Gründen nicht möglich war, wurde vor der ersten Messung die Richtigkeit der eingestellten Stimulationsrichtung sowie die Funktionstüchtigkeit der 3D- Brille vom ersten Untersucher überprüft. Vor Beginn der zweiten Messung vergewisserte sich der erste Untersucher zusätzlich beim zweiten Untersucher und bei den Probanden durch Nachfrage über die Richtigkeit der eingestellten Stimulationsrichtung. Für die Messungen in der medio- lateralen Ebene wurde das Starten und Stoppen der Stimulation vom ersten Untersucher durchgeführt. Für die Messungen in der anterior- posterioren Ebene wurde das Starten und Stoppen der Stimulation aus Gründen der Durchführbarkeit vom zweiten Untersucher übernommen. Die Zeitmessungen und das Geben des Signals für Starten und Stoppen der Stimulation wurden stets vom ersten Untersucher durchgeführt.

2.1.2.2.3. Mit Achillessehnenvibration

Für die Achillessehnenvibration wurde ein Set (VB 115, TechnoConcept, Mane, France) verwendet, welches aus zwei an den Unterschenkel des Probanden zu befestigenden Plastik-Adaptoren (7cm lang, 2,5cm breit) inkl. Befestigungszügeln und einer Pilotbox zur Einstellung und Steuerung der Vibration mit zugehörigem Netzteil bestand (vgl. Abbildung 2.4.2.2.3.). Die Vibrationsamplitude betrug einen Millimeter, die Vibrationsfrequenz wurde auf 80 Hz eingestellt. Die Pilotbox wurde ebenso wie die Pilotbox für die visuelle Stimulation am Spacecurl befestigt (s. Abb. 2.4.2.1.a). Die beiden Verbindungskabel zwischen Adaptoren und Pilotbox konnten mit Kabelbindern am Spacecurl befestigt werden, ohne Kontakt zum Probanden zu haben.

Abbildung 11: Darstellung des Versuchsaufbaus der Achillessehnenvibration



1 Applikatoren
Achillessehnenvibration auf
Achillessehnenhöhe, 2
größenverstellbare
Befestigungsgummizüge, 3
Verbindungskabel zur Pilotbox

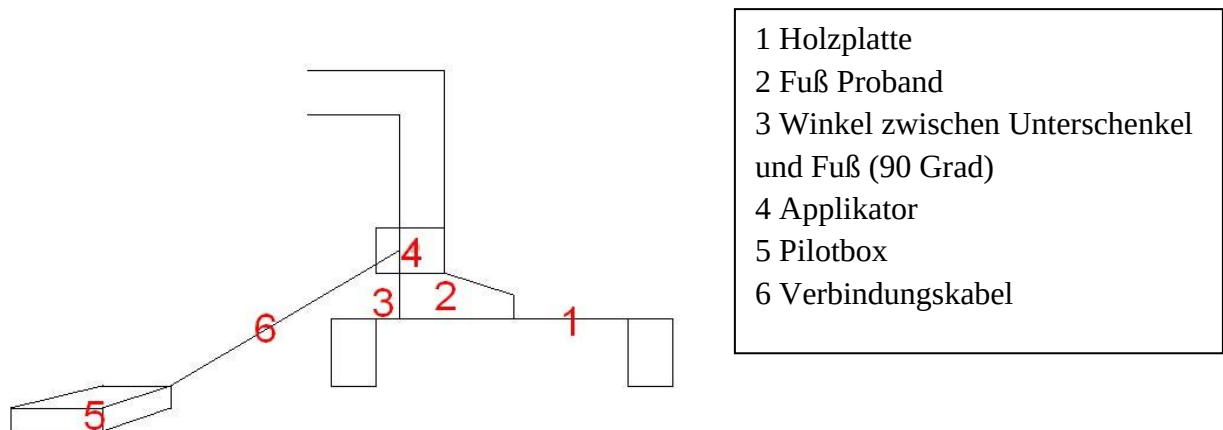
Die Adapter für die Vibration wurden entsprechend der Größe der Unterschenkel des Probanden mit Gummizügeln auf Höhe der Achillessehne am Probanden angebracht. Es wurde hierbei stets darauf geachtet, dass die Adapter bei jeder Messung der mit derselben Größeneinstellung am Probanden befestigt wurden, um einen annähernd gleichen Druck der Adaptern auf die Unterschenkel des Probanden zu gewährleisten.

Während der Messung erfolgte die Stimulation gleichzeitig über beide Adaptern. Im Unterschied zur Messung unter visueller Stimulation wurde mit Einschalten der Vibration die Messung sofort ohne Einwirkzeit gestartet, um eine Gewöhnung des Probanden an den einwirkenden Stimulus zu vermeiden. Hinsichtlich der durchschnittlichen Dauer der Applikation der Achillessehnenvibration pro Messzyklus orientierte man sich im Rahmen der vorliegenden Studie an den empirisch als optimal eingestuften Einwirkzeiten dieser Stimulation: Duclos et al. befanden eine Einwirkzeit von mindestens 16s als optimal für einen maximalen Effekt der Achillessehnenvibration⁶². Nach Erreichen der SPV wurde die Vibration analog zur visuellen Stimulation für 10 Sekunden pausiert, bevor mit der nächsten Auslenkung unter eingeschalteter Stimulation fortgefahren wurde. Auch hier erfolgte das Ein- und Abschalten der Vibration aus Gründen der Durchführbarkeit für die anterior- posteriore Ebene durch den zweiten Untersucher, während diese Aufgabe für die medio- laterale Ebene vom ersten Untersucher übernommen wurde.

2.1.2.3. Subjektive posturale Vertikale im Sitzen (Hexapod)

Für die Bestimmung der SPV im Sitzen wurde eine motorisierte, über einen PC steuerbare Bewegungsplattform (Moog 6DOF2000E, East Aurora, New York/USA) verwendet (vgl. Abbildung 10): Diese erlaubt, ebenso wie der Spacecurl, Verkippungen in der Transversal- und Saggitalebene. Auf der Bewegungsplattform war ein mit Schaumstoff gepolsterter Stuhl mit Rückenlehne aufmontiert. Um einen gute Fixierung des Probanden zu ermöglichen und eine möglichst große Kontaktfläche zwischen Proband und Gerät herzustellen, ist der Proband während der Untersuchung mit zwei über die Schultern sowie zwei über die Hüfte verlaufenden Gurten festgeschnallt; der Kopf ist über ein aufblasbares Vakuumkissen an der Kopflehne und zusätzlich mit einem Stirnband an dieser fixiert (s. Abbildung 11). Die Füße des Probanden ruhten während der Messung auf einer Holzplatte (vgl. auch schematisierte Abbildung 12). Es wurde hierbei darauf geachtet, dass ein vollständiger Kontakt zwischen Fußsohle und Holzplatte bestand und der Winkel zwischen den Längsachsen des Unterschenkels und des Fußes den Messbedingungen im Stehen vergleichbar möglichst 90 Grad betrug. Außerdem gehörten ein Kopfhörer und eine tragbare kabellose Tastatur für den Probanden zur Ausstattung der Untersuchung. Im Übrigen trug der Proband während jeder Messung ebenfalls die 3D-Brille und die Applikatoren für die Achillessehnenvibration.

Abbildung 12: Schematisierte Darstellung Fußbereich beim Hexapodversuchsaufbau



The image shows a laboratory setup for a study. A participant is seated at a table, facing a laptop. The setup includes several numbered components: 1. A black table; 2. A black vertical stand; 3. A black horizontal bar; 4. A laptop; 5. A black horizontal bar; 6. A black horizontal bar; 7. A black horizontal bar. The setup is used for data collection during a task.

- 1 PC- gesteuerter Motor zur Bewegungssteuerung der Hexapod- Plattform,
- 2 Hexapodplattform,
- 3 Stuhl und Probandenposition,
- 4 fixierte Pilotboxen für Achillessehnen vibration sowie PC zur Steuerung visuelle Stimulation,
- 5 Pilotboxen für 3D- Brille,
- 6 3D- Brille,
- 7 Kopfhörer (Touchpad zur SPV-Einstellung hier nicht dargestellt)



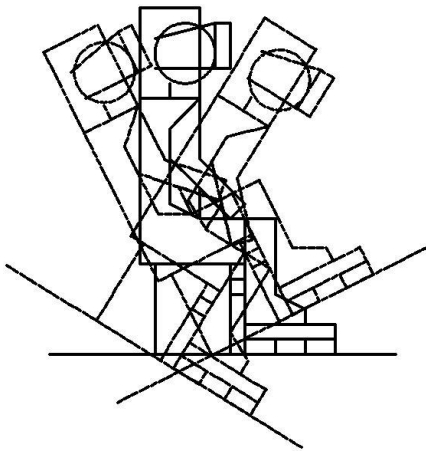
- | |
|---|
| 1 Stirnband zur Kopffixierung,
2 anpassbares Vakuumkissen
3 Kopfhörer,
4 Gurte zur Oberkörperfixierung
(Gürte zur Hüftfixierung hier nicht
dargestellt),
5 3D- Brille |
|---|

Abbildung 14: Darstellung Hexapod Versuchsaufbau (Kopfbereich)

Für eine Untersuchung im Hexapod war ein Untersucher notwendig. Im Gegensatz zur Messung im Spacecurl erfolgte die Auslenkung des Probanden automatisch durch den Motor der Plattform. Als Steuerungssoftware für den Hexapod wurde MatLab (Herstellerfirma MathWorks, Natick, Massachusetts/USA, Version 8.3) verwendet. Anzahl, Reihenfolge, Richtung und Zeitabstände der Auslenkungen konnten analog zu den Messungen im Spacecurl vorprogrammiert werden. Entsprechend den Versuchsbedingungen konnte vor Beginn jeder Messung das passende Bewegungsprogramm ausgewählt werden.

Vor Beginn jeder Messung muss der Proband um ca. einen Meter von der Parkposition in die Startposition angehoben werden. Die Messung wird per Tastendruck durch den ersten Untersucher gestartet. Das Gerät lenkt den Probanden daraufhin bis zum festgelegten Grad aus. Das Erreichen der maximalen Verkipfung wird dem Probanden durch einen kurzen Stopp des Gerätes in dieser Position sowie einen kurzen Ton per Kopfhörer angezeigt. Darauf fährt das Gerät mit einer Geschwindigkeit von 1,5 Grad/s wieder in Richtung Startposition. Zur Bestätigung des Erreichens der SPV drückte der Proband die Taste „ENTER“ auf der Tastatur, was das Gerät kurz zum Stillstand brachte, bevor es automatisch mit der nächsten Verkipfung fortfuhr.

Abbildung 15: Schematisierte Darstellung zum Versuchsablauf im Hexapod, beispielhaft dargestellt für die pitch- Ebene mit Auslenkung nach vorne und hinten



2.1.2.4. Messbedingungen im Sitzen

Für die Messung ohne zusätzliche Stimulation wurde nach Anheben in die Startposition und Starten der Messung zunächst in der jeweiligen Ebene auch hier eine Probeauslenkung durchgeführt, und der Proband vor Beginn der folgenden Messung wieder in die Startposition zurückgefahren.

Hinsichtlich der ausführlichen Methodenbeschreibung zur Achillessehnenvibration und visuellen Stimulation sei auf 2.1.2.2. verwiesen, die im Sitzen analog durchgeführt wurde. Die Pilotboxen für die 3D- Brille und die Achillessehnenvibration wurde auf dem Seitgitter bzw. der Bodenplatte des Hexapod befestigt. Das Anbringen der Adapter erfolgte analog zur Messung im Spacecurl. Nach entsprechender Einstellung der Software konnte der Proband die Untersuchung selbst durch Drücken der Taste ENTER auf dem Touchpad starten. Ebenfalls analog zur Messung im Spacecurl erfolgte das Starten und Stoppen der Vibration durch den Untersucher unter den oben beschriebenen Bedingungen.

2.2. Versuchspersonen

Die Untersuchungen wurden an insgesamt 24 Probanden durchgeführt.

In die Studie wurden Probanden eingeschlossen, welche zwischen 18 und 40 Jahren alt waren und keine Vorerkrankungen hatten, die auf die Ergebnisse der Messungen zur SVV oder SPV Einfluss hätten nehmen können. Zusätzlich zur Befragung der Probanden wurde zum Ausschluss von zentralen oder peripheren vestibulären Störungen sowie Polyneuropathien vor Aufnahme in die Studie bei jedem Probanden der Reflexstatus, das Vibrationsempfinden am Malleolus medialis und lateralis sowie der vestibulo- okuläre Reflex (Kopfimpulstest)

überprüft. Das Fehlen von Körpergleichgewicht beeinträchtigenden Faktoren durch die Einnahme von Medikamenten, Alkohol, etc. war ebenfalls eine Teilnahmevoraussetzung.

20 Probanden wurden letztlich in die Ergebnisauswertung einbezogen und randomisiert. Gründe für den Ausschluss von vier Probanden war der Umstand, dass einige Ergebnisse nicht mehr sicher zugeordnet werden konnten, gestörte Untersuchungsabläufe aufgrund technischer Defekte bei der visuellen Stimulation und tlw. Auch der Studienabbruch durch den Probanden vor Abschluss aller Messungen.

2.3. Randomisierung und zeitliche Abfolge der Messungen

Alle Messungen zur SVV und SPV wurden in insgesamt vier Sitzungen für jeden Probanden durchgeführt. Es wurde darauf geachtet, dass die Dauer von einer Stunde für eine einzelne Sitzung aus Gründen der Aufmerksamkeit und der sich daraus ergebenden Messgenauigkeit nicht überschritten wurde. Zudem wurden zur besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse in sitzender und stehender Position Messungen unter gleichen Bedingungen stets am selben Messtermin durchgeführt. Die Tagesform des einzelnen Probanden sollte so als Störfaktor minimiert werden. Ausreichende Erholungszeiten zwischen den Messungen, insbesondere beim Wechsel zwischen stehender und sitzender Position, wurden ebenfalls aus genanntem Grund berücksichtigt.

Die Probanden wurden an insgesamt vier verschiedenen Terminen getestet, wobei ein Termin die Messungen zur SVV (in chronologischer Reihenfolge 2. Termin) und drei Termine die Messungen zur SPV beinhalteten (in chronologischer Reihenfolge 1., 3. und 4. Termin). Hierbei ist zu beachten, dass für die SPV zwei Versuchsreihen unter unterschiedlichen Randomisierungsbedingungen durchgeführt wurden. Ein Termin zur Messung der SPV wurde für die Messungen unter Normalbedingungen und ohne Randomisierung der Reihenfolge der Messungen verwandt, während die anderen zwei Termine für die Messungen der SPV unter Normalbedingungen, Stimulationsbedingungen sowie randomisierten Bedingungen verwendet wurden.

2.3.1. Subjektive visuelle Vertikale unter Normalbedingungen und visueller Stimulation

Für die Messungen der statischen (ohne visuelle Stimulation) und dynamischen SVV (mit visueller Stimulation) wurde eine Pseudorandomisierung vorgenommen: Um Reihenfolgeeffekte auszuschließen, begann eine Hälfte der Probanden mit der Bestimmung der SVV in sitzender, die andere mit der Bestimmung der SVV in stehender Position. Die Messungen zur statischen SVV erfolgten sowohl im Sitzen als auch im Stehen stets vor den

Messungen der dynamischen SVV. Für die SVV unter visueller Stimulation wurde stets zuerst die Untersuchung unter Stimulation im Uhrzeigersinn (cw) vor der Stimulation gegen den Uhrzeigersinn (ccw) durchgeführt. So ergaben sich für die Bestimmung der SVV insgesamt sechs Einzelsitzungen für jeden Probanden.

2.3.2. Subjektive posturale Vertikale

2.3.2.1. Randomisierung unter Normalbedingungen erste Versuchsreihe

Bei der Bestimmung der SPV in der ersten Versuchsreihe erfolgte zum einen keine Randomisierung nach dem Beginn der Messbedingungen Stehen und Sitzen. Die Probanden begannen die Messungen hier stets in sitzender Position und in der Pitch- Ebene, so dass die zeitliche Abfolge der Messdurchgänge immer dieselbe war (Pitch- Ebene im Sitzen, Roll - Ebene im Sitzen, Pitch- Ebene im Stehen, Roll- Ebene im Stehen). Zum anderen unterschied sich innerhalb der Versuchsreihe die Pseudorandomisierung zwischen sitzender und stehender Position: In sitzender Position wurden für die Auslenkung der Probanden vorher festgelegte Reihenfolgen der insgesamt 6 möglichen Auslenkungen (12, 14, 16, -12, -14, -16) verwendet. Diese kamen in zufälliger Häufigkeit bei den Messungen der einzelnen Probanden vor. So kamen im Verlauf eines Messdurchgangs unterschiedlich große Verkippungen in eine Richtung beispielsweise durchaus zwei- oder dreimal direkt hintereinander vor (z.B. -12, -14, 16 gefolgt von 14, 12, -16). Die Probanden begannen die Messung zufällig entweder mit einer Auslenkung nach rechts oder links bzw. nach vorne oder hinten.

Für die Messungen im Stehen wurde nach jeder Einzelmessung stets die Richtung der Auslenkung gewechselt, pseudorandomisiert war lediglich die Reihenfolge der Auslenkungen in gleicher Richtung. Die Richtung der ersten Auslenkung (links, rechts, vorne oder hinten) wurde wie bei den Messungen im Sitzen zufällig in unterschiedlicher Häufigkeit festgelegt.

2.3.2.2. Randomisierung und Aufbau zweite Versuchsreihe

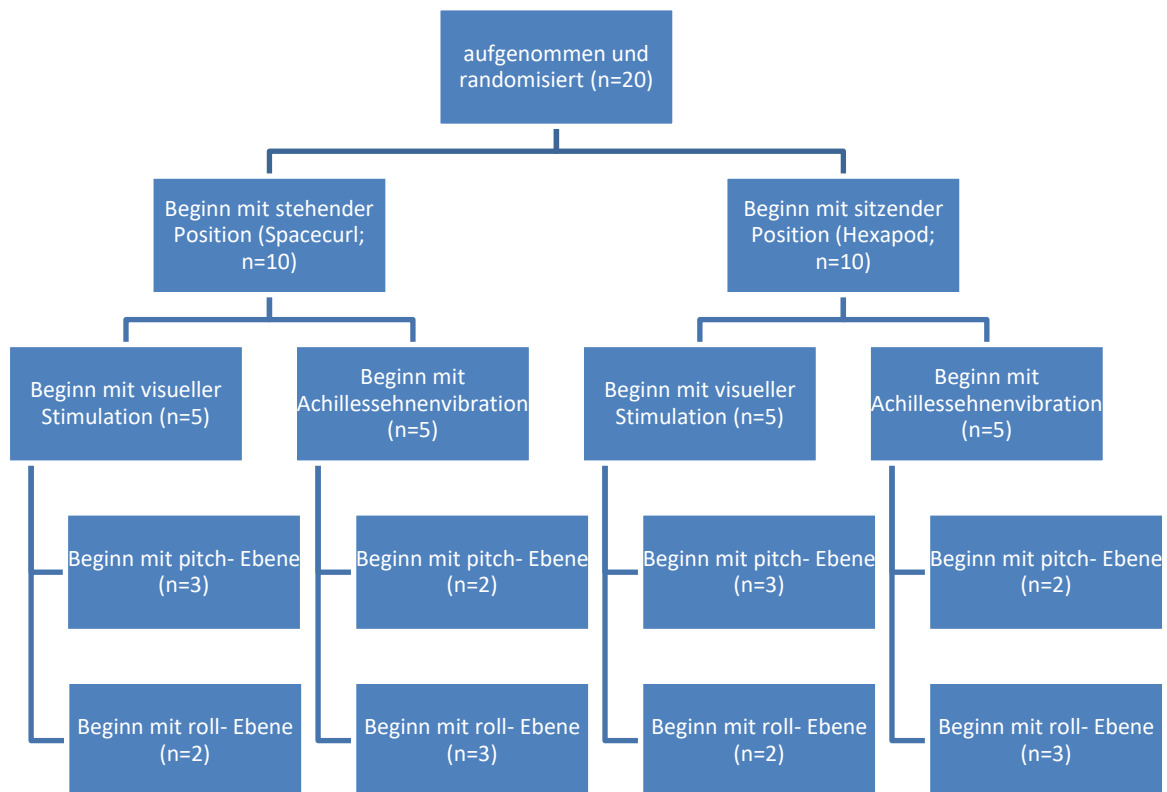
Bei den Messungen der zweiten Versuchsreihe, in der neben Messungen unter Normalbedingungen auch die Messungen unter visueller Stimulation und Achillessehnenvibration vorgenommen wurden, erfolgte eine konsequente Randomisierung hinsichtlich des Beginns des Experimentes im Sitzen oder Stehen, des Beginns mit visueller Stimulation bzw. Achillessehnenvibration sowie des Beginns mit der pitch- bzw. roll- Ebene, um eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu erzielen. In das statistische Modell wurde lediglich der Beginn der Messungen im Sitzen bzw. Stehen und Beginn mit Vibration bzw. visueller Stimulation aufgenommen. Die aufeinander folgenden Messungen bei der

Untersuchung eines Probanden wurden immer abwechselnd mit einer Verkipfung nach links bzw. rechts begonnen und jeweils in gleicher Reihenfolge im Stehen und Sitzen durchgeführt: Hierbei wurde eine Sitzung immer mit einer Verkipfung nach vorne für die Pitch- Ebene bzw. nach links für die roll- Ebene begonnen (s. auch Versuchsprotokoll im Anhang). Es erfolgte außerdem zur besseren Vergleichbarkeit eine Pseudorandomisierung der Reihenfolge der Verkipfungen hinsichtlich der Einzelmessungen: So erfolgten für die Pitch- Ebene die Auslenkungen in der Reihenfolge 16, -14, 12, -16, 14, 12 (positives Vorzeichen steht für die Auslenkung nach vorne, negatives Vorzeichen für die Auslenkung nach hinten), sofern die Auslenkungen mit einer Verkipfung nach vorne begonnen wurden; eine entsprechend umgekehrte Reihenfolge galt für den Beginn der Messungen mit Auslenkung nach hinten. Für die Roll- Ebene wurden entsprechende Auslenkungsgrade gewählt.

Die vorgenommene Randomisierung sollte einerseits zu einer Besserung der Vergleichbarkeit der Messungen in stehender und sitzender Position führen. Andererseits sollte eine Verfälschung der Messungen durch Lerneffekte ausgeschlossen werden, die im Verlauf der Messungen auftreten könnten und so Signifikanzen vortäuschen oder verschleiern könnten. Daher wurden die Probanden in Gruppen eingeteilt, die entweder in stehender oder sitzender Position, mit visueller Stimulation oder Achillessehnenvibration, oder, jeweils am ersten von zwei aufeinander folgenden Messterminen mit der anterior- posterioren Ebene oder der medio- lateralen Ebene mit den Untersuchungen begannen. Diese Überlegung bedingte auch die Tatsache, dass an jedem Messtermin Messungen zum einen sowohl in der anterior- posterioren Ebene als auch in der medio- lateralen Ebene, zum anderen sowohl Messungen unter visueller Stimulation als auch unter Achillessehnenvibration erhoben wurden. Ein möglicher Lerneffekt aufgrund gleichartiger, direkt aufeinanderfolgender Messungen sollte so verringert werden.

Jeder Messung der SPV unter Stimulationsbedingungen wurde eine Messung unter Normalbedingungen unmittelbar vorgeschaltet. Hintergrund dieses Versuchsaufbaus war eine genaue Quantifizierung des Effektes der Stimulationsbedingung, die u.a. nicht durch die Messung von SPV und Normalbedingungen bzw. Stimulation zu unterschiedlichen Zeitpunkten verfälscht werden sollte. Diesem Umstand wurde auch in der Auswertung und Ergebnisdarstellung Rechnung getragen, näheres hierzu s. unter Ergebnisse.

Abbildung 16: Randomisierung zweite Versuchsreihe posturale Vertikale



Anmerkung zu Abbildung 16: In das statistische Modell wurde lediglich der Beginn der Messungen im Sitzen bzw. Stehen und Beginn mit Vibration bzw. visueller Stimulation aufgenommen.

2.4 Messgrößen und statistisches Modell

2.4.1 Messgrößen

Sowohl für die SVV als auch die SPV wurden für jede Untersuchungsbedingung Mittelwert, Median sowie Standardabweichung bestimmt. Die Mittelwerte und Standardabweichungen wurden in Grad angegeben und bezeichnen die Abweichung in Grad von der Nullposition. Das Vorzeichen gibt die Richtung der Abweichung wieder; so bezeichnet in der roll- Ebene das positive Vorzeichen eine Abweichung nach links, in der Pitch- Ebene entspricht das positive Vorzeichen einer Abweichung nach vorne.

Es wurden verschiedene Subgruppenanalysen durchgeführt: So erfolgte die Auswertung eines aus sechs (SPV) bzw. sieben (SVV) Einzelmessungen bestehenden Messdurchgangs getrennt voneinander über nur die ersten vier (SPV) bzw. fünf (SVV) Einzelmessungen, die letzten vier (SPV) bzw. fünf (SVV) Einzelmessungen sowie über alle Einzelmessungen (sechs für die SPV, sieben für die SVV) eines Messdurchgangs. Grund hierfür war die initiale Annahme, dass sich

die Messwerte aufgrund von Lern- bzw.- Habituationseffekten im Laufe einer Messung verändern bzw. die Einzelmessungen einen unterschiedlich großen Effekt auf das Endergebnis haben könnten. Außerdem wurde für die Messungen der SPV unter randomisierten Untersuchungsbedingungen eine Auswertung getrennt nach der Richtung der ersten Auslenkung in einer Ebene (links bzw. rechts für die roll- Ebene bzw. vorne bzw. hinten für die pitch- Ebene) erstellt. Es wurden dann nur die Einzelmessungen eines Durchgangs berücksichtigt, welche der Richtung der ersten Auslenkung entsprachen, sodass pro Durchgang letztendlich nur drei Messungen in die Auswertung einbezogen wurden. Diesem Vorgehen lag die Vermutung zugrunde, dass ein Unterschied in der Einschätzung des Mittelwertes der SPV bestehen könnte, weil der Proband sich in der Einschätzung der SPV maßgeblich an der ersten Verkipfung orientierte; die Richtung der ersten Auslenkung wechselt jedoch für dieselbe Ebene nach jedem Messdurchgang. Es konnte daher nicht ausgeschlossen werden, dass ein Vergleich der Mittelwertdifferenzen der aufeinander folgenden Messdurchgänge zu verzerrten Ergebnissen und so beispielsweise entweder zu einer Über- oder Unterschätzung eines Stimulationseffektes hätten führen können.

2.4.2 Statistisches Modell

Die Daten wurden nach dem gemischt linearen Modell ausgewertet. Zum einen wurde aufgrund teilweise fehlender Daten und einer zu starken Verletzung des statistischen Prinzips der Varianzhomogenität und Sphärizität und daraus resultierender wenig sensibler Ergebnisse dieses Verfahren gegenüber der Varianzanalyse bevorzugt. Zum anderen mussten dem Grundprinzip der Varianzanalyse folgend für jede Faktorstufe Daten vorliegen. Im vorliegenden Fall müsste man als feste Faktoren den zweistufigen Faktor „Position“ (Hexapod, Spacecurl), den zweistufigen Faktor „Ebene“ (pitch, roll) und den fünfstufigen Faktor „Bedingung“ (normal vor visuell, normal vor vib, visuell cw/forward, visuell ccw backward, Vibration) angeben; Innersubjektfaktoren zu einer weiteren Differenzierung der Daten wären beispielsweise „Beginn mit Position“ (Stehen, Sitzen) und „Beginn mit Bedingung“ (Visuelle Stimulation, Achillessehnenvibration). Problematisch ist im vorliegenden Fall der fünfstufige Faktor „Bedingung“: Die eigentlich insgesamt sieben verschiedenen Faktorstufen mussten zu fünf Faktorstufen zusammengefasst werden, da für jede Faktorenkombination ein Datensatz vorliegen muss. Die Bedingungen „visuelle Stimulation cw“ bzw. „visuelle Stimulation forward“ und „visuelle Stimulation ccw“ und visuelle Stimulation backward“ müssen daher zusammengefasst werden. Voraussetzung dafür ist jedoch die sichere Annahme, dass eine visuelle Stimulation im Uhrzeigersinn und nach vorne zu einer gleichsinnigen Veränderung der

Daten führt, also beispielsweise zu einer Verschiebung des Mittelwertes nach rechts bzw. zu einer Vergrößerung der Standardabweichung. Hiervon konnte jedoch a priori keinesfalls ausgegangen werden, und die Ergebnisse zeigen teilweise sogar eine gegensinnige Veränderung der Daten (s.u.). Alternativ hätte man eine einstufige Varianzanalyse mit insgesamt 20 festen Faktoren rechnen können, was jedoch aufgrund der Vielzahl der Faktoren nicht adäquat erschien. Eine Varianzanalyse mit mehreren Faktorstufen zwingt somit zu einer getrennten Auswertung der Daten für die Pitch- und Roll- Ebene, was wiederum in den voneinander getrennten Einzelanalysen eine Verringerung der Fallzahl und eine deutliche Verringerung des Signifikanzniveaus zur Folge und die Ergebnisdarstellung erheblich erschwert hätte.

Mithilfe des gemischt linearen Modells ließ sich eine Datenstruktur auf eine lineare Gleichung der Art $y = \text{Intercept} + ax + bx$ etc. zurückführen. Hierbei bezeichnet der Intercept eine Konstante, die in jede Berechnung miteinbezogen wird, während a und b für die vorher definierten Effekte stehen. Der Wert für die entsprechende Bedingung ergibt sich somit aus der Summe der beschriebenen Parameter. Beide finden sich in den nachfolgend abgebildeten Tabellen. Voraussetzung für die Validität des gemischt linearen Modells ist, wie bei der Varianzanalyse, eine Normalverteilung der Daten über alle Variablen. Des Weiteren toleriert ein gemischt lineares Modell sowohl homogene als auch heterogene Varianzen unterschiedlichster Art. Einschränkend muss festgehalten werden, dass auch das gemischt lineare Modell nicht zwischen den Faktorstufen pitch- und roll- Ebene unterscheiden konnte, da diesen entweder ein positiver oder negativer Wert zugeordnet wurde; hier hilft die Analyse der geschätzten Randmittel nach Sidak (näheres unter Ergebnisse).

Die Kovarianzstruktur wurde in Hinblick auf die zufälligen Effekte der Subjektvariablen durchweg mit „Varianzkomponenten“ angegeben. Für die Testung der fixen Effekte wurde stets die Quadratsumme Typ 3 ausgewählt.

3. Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit vorgestellt.

Genannt werden stets die geschätzten Randmittel nach Sidak; auf eine zusätzliche Darstellung der festen Effekte nach Auswertung durch das gemischt lineare Modell wurde mangels Konsequenz für die Diskussion der Ergebnisse verzichtet.

Es werden stets zunächst die Ergebnisse der SVV und SPV unter Normalbedingungen und dann die entsprechenden Ergebnisse unter Stimulationsbedingungen aufgeführt. Der Versuchsaufbau führte wie im Methodenteil beschrieben zu jeweils zwei Messwerten unter randomisierten Normalbedingungen (einer für die Messung vor visueller Stimulation und ein weiterer für die Messung vor Achillessehnenvibration). Es wurde insoweit auch ein Mittelwert aus den zwei Messwerten unter Normalbedingungen gebildet. Die absoluten Messwerte unter Normalbedingungen in sitzender und stehender Position wurden dann direkt miteinander verglichen. Bei der Darstellung der Ergebnisse zur SPV wurde zudem zwischen den Messungen unter randomisierten und nicht randomisierten Bedingungen unterschieden.

Von Interesse waren im Rahmen der vorliegenden Arbeit die unterschiedlichen Effekte der Stimulation im Sitzen und Stehen. Bei der Messung der SVV und SPV unter Stimulationsbedingungen wurden mithin getrennt für die stehende und die sitzende Position die Messwertedifferenzen verglichen, die sich aus den Differenzen zwischen den Messwerten unter Normalbedingungen und Stimulationsbedingungen ergaben. Daher erfolgte hier folgerichtig im Gegensatz zu den Messwerten unter Normalbedingungen kein Vergleich der absoluten Messwerte zwischen sitzender und stehender Position. So konnten Unterschiede in den Signifikanzen zwischen sitzender und stehender Position erkannt und Unterschiede in den Effekten der Stimulationsbedingungen zwischen sitzender und stehender Position aufgedeckt werden.

Die Auswertung von Mittelwerten und Medianen der Ergebnisse der einzelnen Messungen zu nicht signifikant unterschiedlichen Ergebnissen. Darüber hinaus zeigte sich kein signifikanter Unterschied in den Ergebnissen aller sechs Einzelmessungen eines Durchgangs verglichen mit den Ergebnissen nur der ersten bzw. letzten vier Einzelmessungen eines Durchgangs. Schließlich zeigten sich auch keine signifikant unterschiedlichen Ergebnisse bei der SPV in Hinblick auf die Richtung der ersten Auslenkung in einer Ebene.

Es werden daher mangels Konsequenz nur die Ergebnisse zu den Mittelwerten und Standardabweichungen aller 6 Messwerte eines Einzeldurchgangs ohne Berücksichtigung der Richtung der ersten Auslenkung in der entsprechenden Ebene dargestellt.

3.1. Subjektive visuelle und posturale Vertikale unter Normalbedingungen

3.1.1. Subjektive visuelle Vertikale

Alle Probanden erhielten eine Bestimmung der SVV im Sitzen und im Stehen. Der Mittelwert betrug im Sitzen 0,34 deg (95% KI -1,85 - 2,52 deg), die Standardabweichung 0,89 deg (95% KI -0,35- 2,14 deg). Bei Messung im Stehen betrug der Mittelwert 0,38 deg (95% KI -1,70- 2,41 deg) und die Standardabweichung 0,95 deg (95% KI -0,22- 2,13 deg). Der Unterschied zwischen der SVV im Sitzen und im Stehen war hier mithin nicht signifikant.

3.1.2. Subjektive posturale Vertikale

3.1.2.1. Ohne Randomisierung der Reihenfolge

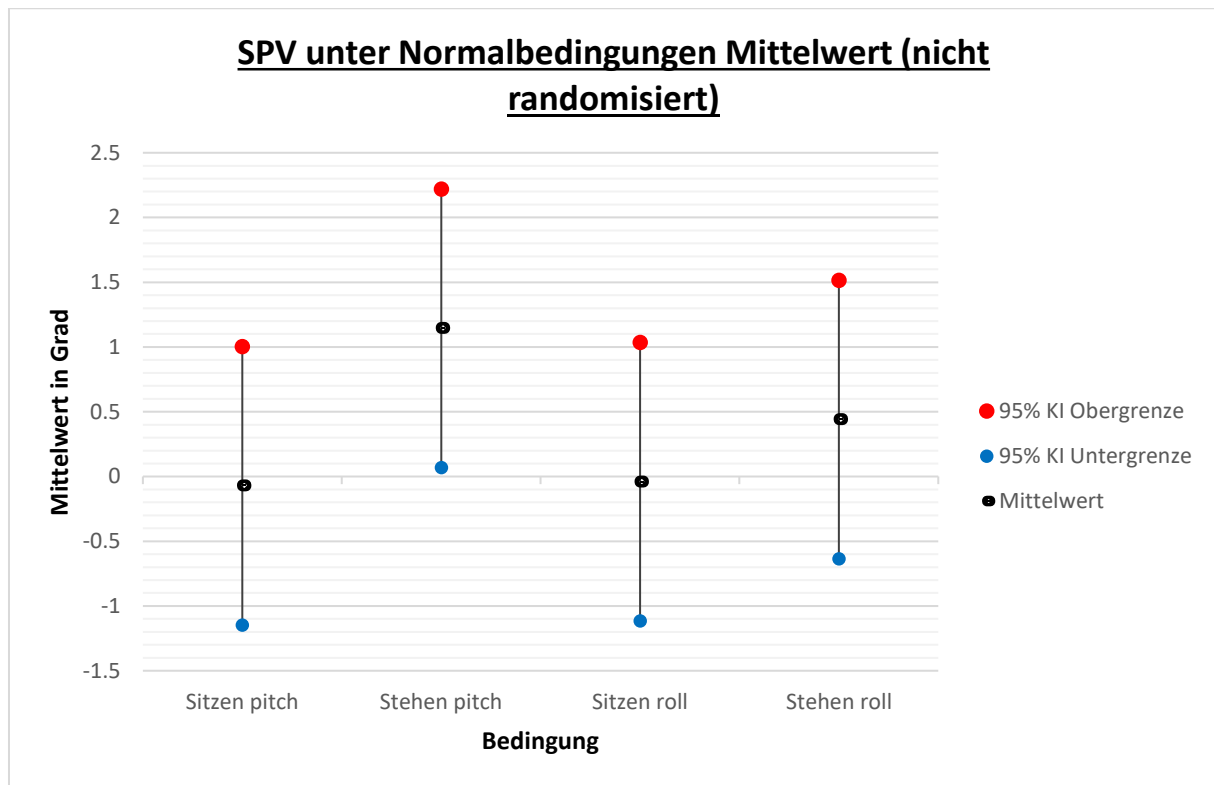
3.1.2.1.1 Pitch- Ebene

Im Sitzen ergab sich für die Pitch- Ebene ein Mittelwert von -0,07 deg (95% KI -1,15- 1,00 deg) bei einem Vergleichswert im Stehen von 1,14 deg (95% KI 0,07- 2,22 deg). Es ergab sich somit eine Differenz zwischen sitzender und stehender Position von 1,21 deg (s. Abbildung 17). Die Mehrzahl der Probanden schätzten demnach im Stehen ihre SPV im Vergleich zur sitzenden Position etwas weiter vorne ein, obgleich dieser Unterschied nicht signifikant war. Die Standardabweichung für die sitzende Position lag mit 3,01 deg (95% KI 2,57-3,60 deg) deutlich höher als für die stehende Position (2,10 deg bei einem 95% KI von 1,57-2,62 deg). Es zeigt sich hier eine signifikante Differenz zwischen sitzender und stehender Position von 1,00 deg (95% KI 0,19-1,80 deg) bei einem p- Wert von 0,01.

3.1.2.1.2. Roll- Ebene

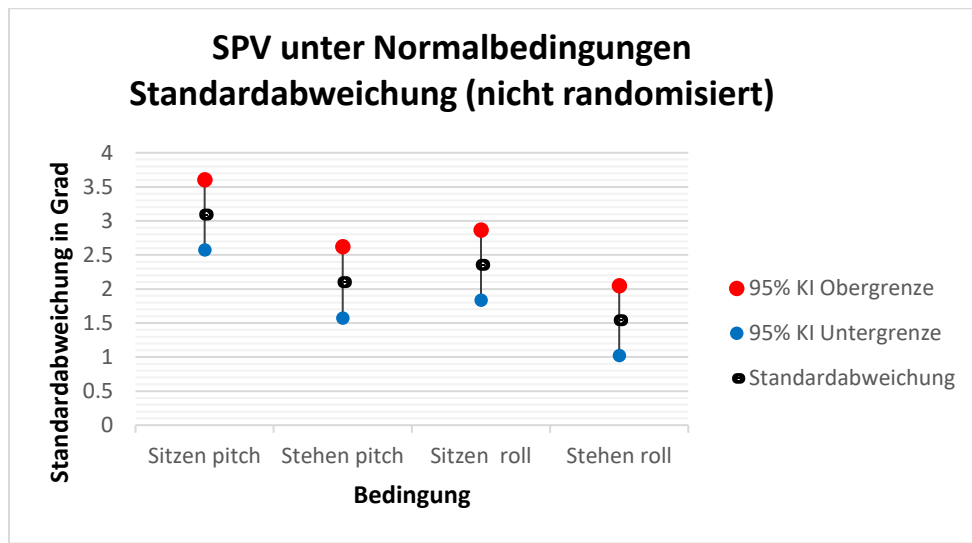
Im Sitzen ergab sich ein Mittelwert von -0,04 deg (95% KI -1,12-1,03 deg), während im Stehen die SPV bei geschätzten 0,44 deg (95% KI -0,64-1,52 deg) lag. Die geschätzte nicht signifikante Mittelwertdifferenz lag bei -0,48 deg (s. Abbildung 17). Die SPV in der Roll- Ebene wird im Stehen somit sichtbar etwas weiter links eingeschätzt als im Sitzen, wobei die geschätzte SPV im Sitzen wie auch für die pitch- Ebene gezeigt annähernd in der Nullposition liegt.

Abbildung 17: Mittelwerte SPV unter Normalbedingungen (nicht randomisiert) mit 95%-Konfidenzintervall Ober- und Untergrenze



Die Standardabweichung war im Sitzen deutlich größer als im Stehen: Es ergaben sich in der Roll- Ebene geschätzte Standardabweichungen von 2,35 deg (95% KI 1,84- 2,86 deg) im Sitzen und 1,53 deg (95% KI 1,02-2,05 deg) im Stehen. Es ergab sich hier sogar eine signifikante Differenz der geschätzten Standardabweichungen von 0,82 deg (95% KI 0,02-1,61 deg) bei einem p-Wert von 0,04. In der Pitch-Ebene lag die Standardabweichung für die sitzende Position mit 3,01 deg (95% KI 2,57-3,60 deg) deutlich höher als für die stehende Position (2,10 deg bei einem 95% KI von 1,57-2,62 deg). Auch hier zeigte sich eine signifikante Differenz zwischen sitzender und stehender Position von 1,00 deg (95% KI 0,19-1,80) bei einem p- Wert von 0,01 (s. Abbildung 18). Auch die Standardabweichungen in der Pitch- Ebene waren sowohl im Stehen als auch im Sitzen größer als in der Roll- Ebene.

Abbildung 18: Standardabweichungen SPV unter Normalbedingungen mit 95%- Konfidenzintervall Ober- und Untergrenze



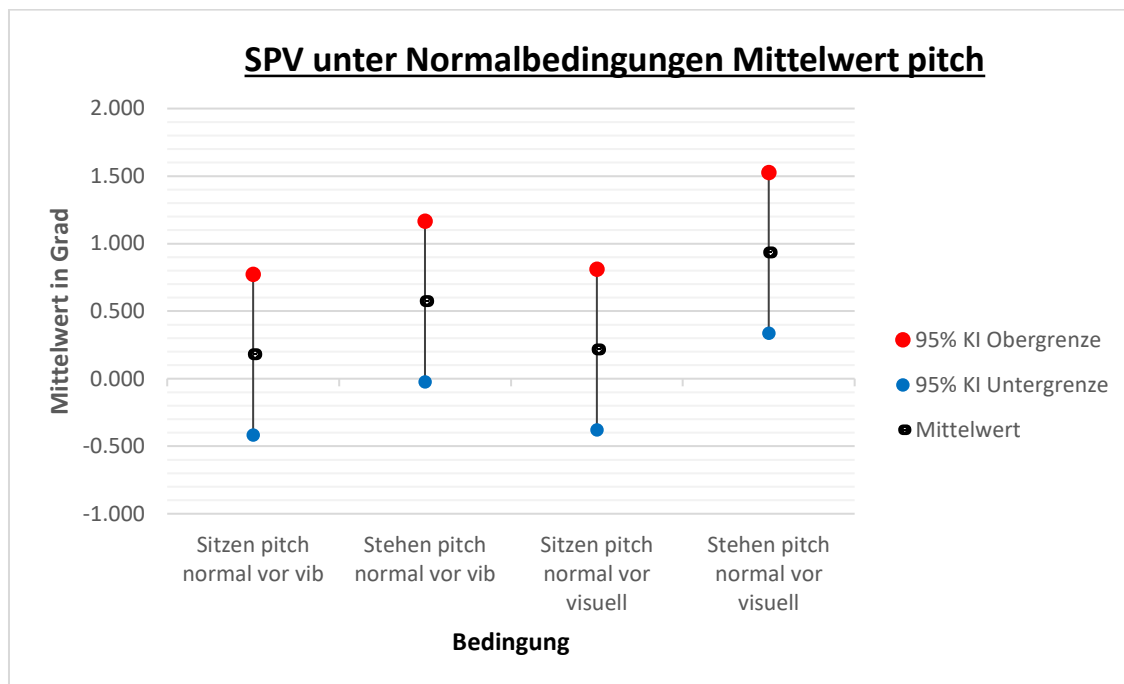
3.1.2.2. Mit Randomisierung der Reihenfolge

Im Folgenden werden die Messwtergebnisse für die Normalmessungen vor visueller Stimulation und Vibration dargestellt; hier wurde auch der Mittelwert der beiden Messungen gebildet und dargestellt. Es werden zudem die Differenzen der Mittelwerte und Standardabweichungen zwischen Stehen und Sitzen getrennt für die Normalmessungen vor visueller Stimulation bzw. vor Achillessehnenvibration genannt.

3.1.2.2.1. Pitch- Ebene

Die Probanden schätzten ihre SPV im Sitzen in der Pitch- Ebene im Mittel bei 0,2 deg (0,18 bei einem KI von -0,42 bis 0,78 deg für die Messung vor Vibration und 0,21 deg bei einem KI von -0,38 bis 0,81 deg für die Messung vor visueller Stimulation) ein, während sich im Stehen ein gemittelter Wert von 0,75 deg ergab (0,57 deg bei einem KI von -0,03 bis 1,17 deg für die Messung vor Vibration und 0,93 deg bei einem KI von -0,34 bis 1,53 deg für die Messung vor visueller Stimulation). Die gemittelte Mittelwertdifferenz zwischen sitzender und stehender Position betrug mithin 0,55 deg (0,39 für die Messung vor Vibration und 0,72 für die Messungen vor visueller Stimulation) und war somit nicht signifikant.

Abbildung 19: Mittelwerte SPV (pitch) unter randomisierten Normalbedingungen



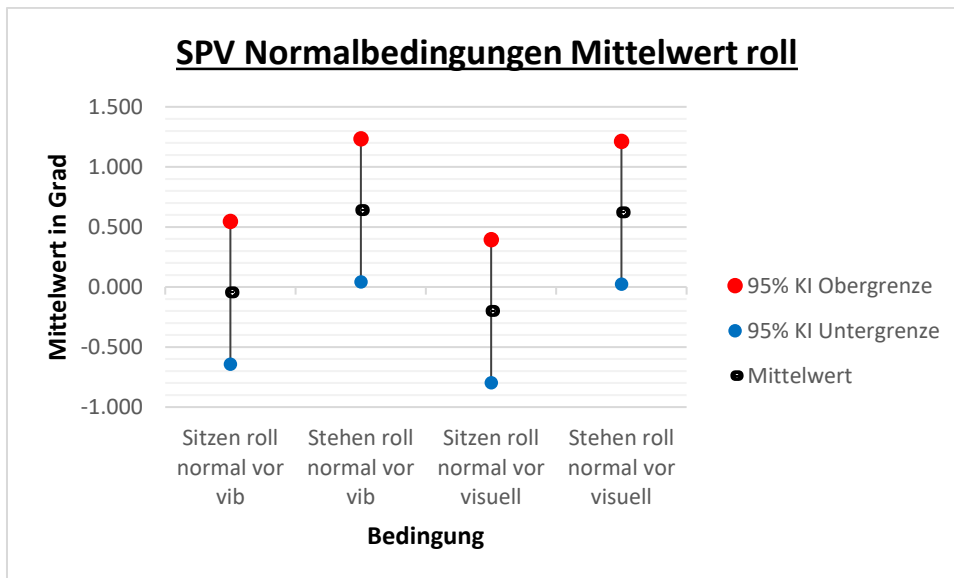
Im Sitzen konnte in der Pitch- Ebene unter Normalbedingungen vor visueller Stimulation eine Standardabweichung von 2,42 deg (95% KI 1,86-2,98 deg) bzw. 2,75 deg (95% KI 2,19-3,32 deg) vor Vibration und mithin eine gemittelte Standardabweichung im Sitzen von 2,59 deg gemessen werden. Im Stehen ergaben sich analog für die Messungen vor Vibration 2,22 deg (95% KI 1,66-2,78 deg) bzw. 2,90 deg (95% KI 2,34-3,46 deg) vor visueller Stimulation und daher eine gemittelte Standardabweichung von 2,56 deg. Die gemittelte Mittelwertdifferenz zwischen sitzender und stehender Position betragen somit 0,30 (0,22 deg für die Messungen vor Vibration und 0,37 deg für die Messungen vor visueller Stimulation) und war nicht signifikant.

3.1.2.2.2 Roll- Ebene

In der Roll- Ebene schätzten die Probanden ihre SPV in sitzender Position im Mittel bei -0,12 deg ein (-0,05 deg bei einem KI von -0,64 bis 0,55 deg für die Normalmessung vor Vibration und -0,20 deg bei einem KI von -0,80 bis 0,39 deg für die Normalmessung vor visueller Stimulation). In stehender Position ergab sich ein Mittelwert von 0,63 deg für beide Normalmessungen (0,64 deg bei einem KI von 0,04 bis 1,23 deg für die Normalmessung vor Vibration und 0,62 deg bei einem KI von 0,03 deg bis 1,22 deg für die Normalmessung vor visueller Stimulation). Die gemittelte Differenz zwischen stehender und sitzender Position betrug mithin 0,52 (0,59 für die Messungen vor Vibration bzw. 0,42 für die Messungen vor

visueller Stimulation). Auch hier zeigte sich kein signifikanter Unterschied. Dennoch fällt auf, dass sich die Probanden im Stehen im Vergleich zum Sitzen und zur Nullposition etwas weiter links einstellten. Auch insoweit bestätigt sich in der zweiten Versuchsreihe das Ergebnis der ersten Versuchsreihe. Im Vergleich zur ersten Versuchsreihe zeigen sich somit ähnliche Mittelwerte, die durch die unterschiedliche Randomisierung wenig beeinflusst werden.

Abbildung 20: Mittelwerte SPV (roll) unter randomisierten Normalbedingungen



In der Roll- Ebene ergab sich eine Standardabweichung von 1,56 deg (95% KI 1,00-2,12 deg) bzw. 1,58 deg (95% KI 1,02-2,14 deg) für die sitzende und ein Mittelwert von 1,40 deg (95% KI 0,83 deg) bzw. 1,52 deg (95% KI 0,96-2,10 deg) für die stehende Position, jeweils für die Vergleichsmessungen unter Normalbedingungen vor Vibration bzw. vor visueller Stimulation. Die gemittelten Standardabweichungen für beide Positionen waren mithin 1,57 deg für die sitzende und 1,44 deg für die stehende Position. Es ergab sich somit eine gemittelte Differenz von 0,12, die nicht signifikant war.

Die Ergebnisse zu den Standardabweichungen der SPV in der zweiten Versuchsreihe unterschieden sich demnach deutlich von denen der ersten Versuchsreihe, in der eine signifikant größere Standardabweichung der SPV in sitzender Position im Vergleich zur stehenden Position gezeigt werden konnte. Hierauf wird im Diskussionsteil ausführlich eingegangen.

3.1.2.2.3 Vergleich der subjektiven visuellen und posturalen Vertikalen in der Roll- Ebene unter Normalbedingungen

Im Vergleich von visueller und posturaler Vertikalen in der Roll- Ebene waren die Standardabweichungen bei den Messungen der posturalen Vertikalen etwas größer als bei den Messungen der visuellen Vertikalen. Dies gilt jedoch nur für die Messungen unter randomisierten Bedingungen.

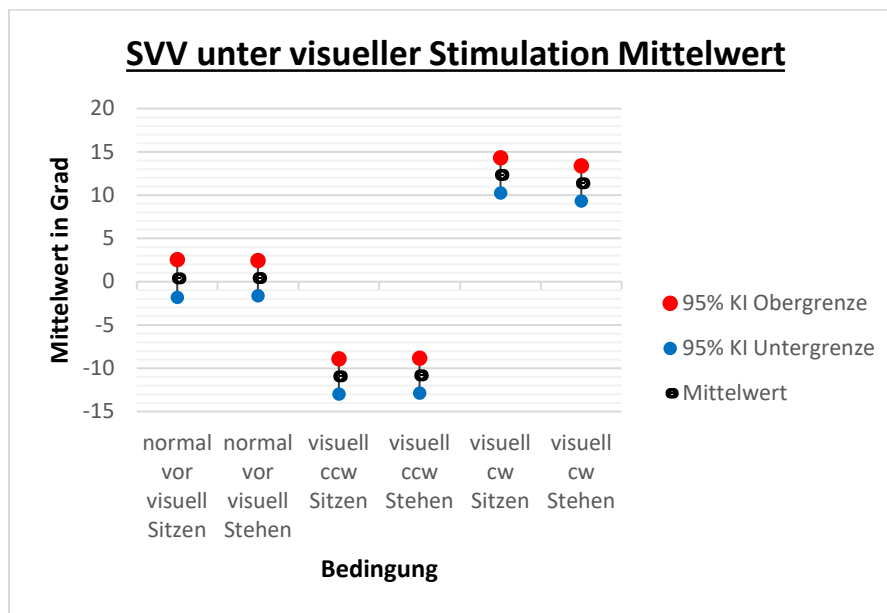
Die Mittelwerte unterschieden sich nicht wesentlich bei der Bestimmung von posturaler und visueller Vertikalen. Hier befanden sich die Mittelwerte der visuellen Vertikale zwischen den Mittelwerten der posturalen Vertikalen, bei welcher die Probanden im Stehen eine Tendenz zur Einstellung nach links zeigten.

3.2. Subjektive visuelle und posturale Vertikale unter visueller Stimulation

3.2.1. Subjektive visuelle Vertikale

Die visuelle Stimulation führte während Einstellung der SVV zu einer Verschiebung des Mittelwertes in Richtung des Stimulus. Unter visueller Stimulation im Uhrzeigersinn konnten Mittelwerte von 12,26 deg (95% KI 10,23-14,29 deg) im Sitzen und 11,32 deg (95% KI 9,29-13,35 deg) im Stehen gemessen werden: Im Vergleich zur Normalmessung ergab sich eine signifikante Mittelwertdifferenz von 11,96 deg (95% KI 7,42- 16,43 deg) für die Messungen im Sitzen im Uhrzeigersinn sowie eine entsprechende Mittelwertdifferenz von 10,94 deg (95% KI 6,61- 15,27 deg) für die Messungen im Stehen. Die Differenzen zwischen den Mittelwerten bei den Messungen unter visueller Stimulation gegen den Uhrzeigersinn und den Normalmessungen waren im Sitzen -11,31 deg (95% KI -15,81- -6,81 deg) und im Stehen -11,26 deg (95% KI -15,59- -6,92 deg) bei einem Mittelwert von -10,98 deg (95% KI -13,01- -8,94 deg) im Sitzen und -10,88 deg (95% KI -12,91- -8,85 deg) im Stehen. Die Mittelwertdifferenz im direkten Vergleich war für die Messungen im Uhrzeigersinn nicht signifikant und betrug 0,94 deg. Bei den Messungen gegen den Uhrzeigersinn ergaben sich Mittelwerte von -10,98 deg (95% KI -13,01 - -8,95 deg) im Sitzen und -10,88 deg (95% KI -12,31- -8,85 deg) im Stehen. Die direkte Mitteldifferenz betrug -0,08 und war nicht signifikant. Signifikante bzw. deutlich sichtbare Unterschiede zwischen den geschätzten Mittelwerten im Stehen und Sitzen konnten unter visueller Stimulation nicht gefunden werden.

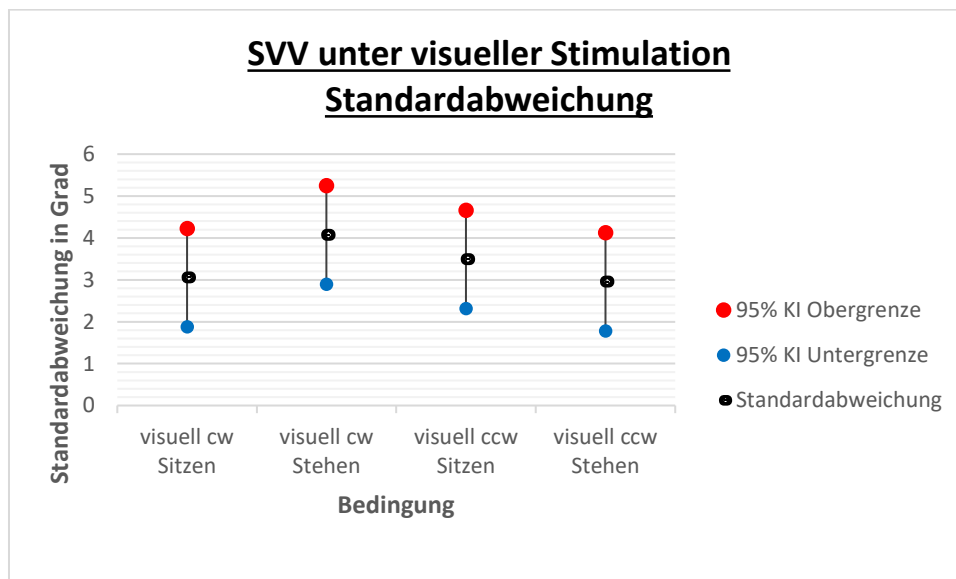
Abbildung 21: Mittelwerte SVV unter visueller Stimulation



Unter visueller Stimulation im Uhrzeigersinn war die Standardabweichung im Sitzen 3,05 deg (95% KI 1,87- 4,22 deg) und somit unterschiedlich zur Vergleichsmessung unter Normalbedingungen im Sinne einer Beinahe- Signifikanz bei einer Mittelwertdifferenz von 2,15 deg (95% KI -0,12- 4,42 deg) und einem p- Wert von 0,08. Für die Messungen gegen den Uhrzeigersinn ergab sich bei entsprechender Standardabweichung von 3,48 deg (95% KI von 2,31- 4,65 deg) eine Mittelwertdifferenz von 2,59 deg (95% KI 0,32- 4,86 deg) bei einem p- Wert von 0,01 und mithin ein signifikanter Unterschied.

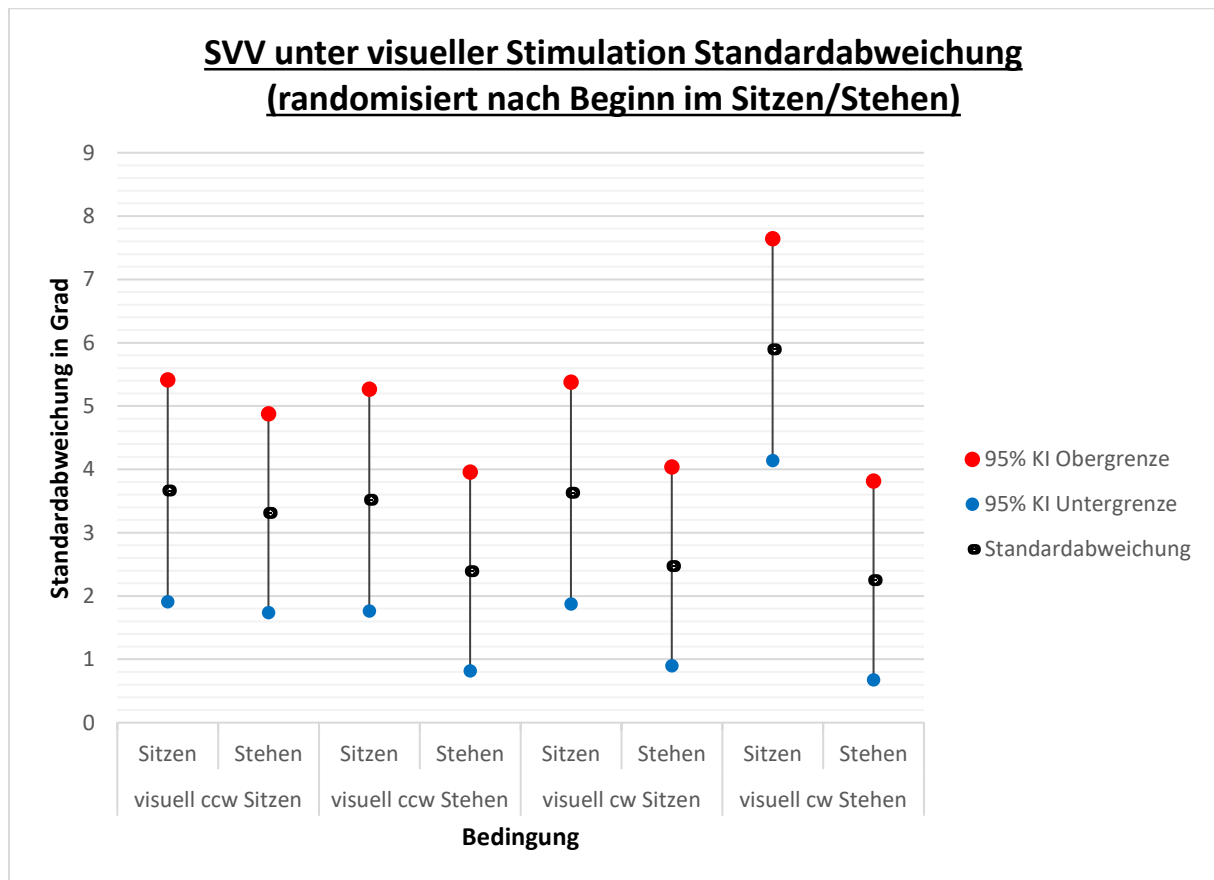
Im Stehen ergaben sich Standardabweichungen von 4,10 deg (95% KI 2,89- 5,24 deg) für die Messungen im bzw. 2,95 deg (95% KI 1,78- 4,12 deg) gegen den Uhrzeigersinn. Die analogen Mittelwertdifferenz waren daher 3,11 deg (95% KI 0,94- 5,29 deg) bei einem p- Wert von 0,001 für die Messungen im Uhrzeigersinn und mithin signifikant. Sie war 2,00 deg (95% KI -0,18- 4,17 deg) bei einem p- Wert von 0,1 für die Messungen gegen den Uhrzeigersinn und hier mithin nicht signifikant.

Abbildung 22: Standardabweichungen SVV unter visueller Stimulation



Die Subgruppenanalyse zeigte diese Beobachtung noch deutlicher: Vergleich man die Standardabweichungen beider Subgruppen für die stehende und sitzende Position für die visuelle Stimulation cw bei Probanden, die mit der visuellen Stimulation in der jeweiligen Position (also im Stehen oder im Sitzen) begonnen haben, war eine Standardabweichung von 5,89 deg (95% KI 4,14- 7,64 deg) für die stehende und eine Standardabweichung von 2,47 deg (95% KI 0,90- 4,01 deg) für die sitzende Position festzustellen. Hingegen findet man für die Bedingung, dass die visuelle Stimulation in der entsprechenden Position erst auf die vorhergehende visuelle Stimulation in der anderen Position folgte, eine Standardabweichung von 2,24 deg (95% KI 0,67- 3,81 deg) für die stehende Position und 3,63 deg (95% KI 1,87- 5,38 deg) für die sitzende Position (beides visuelle Stimulation cw). Ein Blick auf die Werte für die visuelle Stimulation ccw bestätigt die beschriebene Beobachtung, wenn auch nicht so deutlich wie für die visuelle Stimulation cw: Ohne vorausgehende Stimulation zeigte sich im Stehen eine Standardabweichung von 3,52 deg (95% KI 1,76- 5,27 deg) und im Sitzen ein Wert von 3,31 deg (95% KI 1,74- 4,88 deg), mit vorausgehender Stimulation in der jeweils anderen Position ergibt sich eine SD von 2,39 deg (95% KI 0,82- 3,96 deg) im Stehen und eine SD von 3,66 deg (95% KI 1,91- 5,41 deg) im Sitzen.

Abbildung 23: Standardabweichungen SVV (dargestellt sind zusätzlich zur Untersuchungsbedingung die Subgruppen mit Beginn der Messungen im Sitzen vs. im Stehen)



3.2.2. Subjektive posturale Vertikale

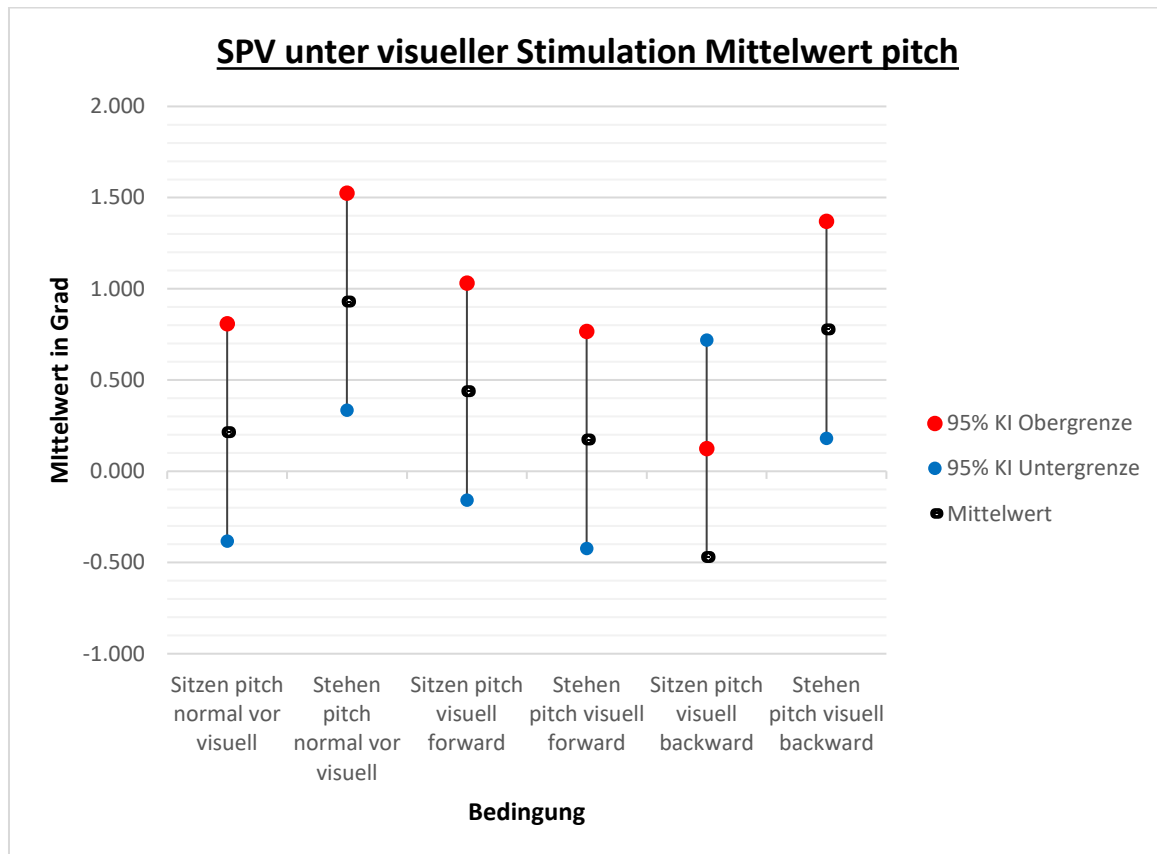
3.2.2.1. Pitch Ebene

Unter visueller Stimulation ergab sich ein Mittelwert von 0,44 deg (KI -0,16 bis 1,03 deg) in sitzender Position für die visuelle Stimulation in anteriorer Richtung und 0,13 deg (KI -0,47 bis 0,72 deg) in posteriorer Richtung. Der Vergleichsmittelwert war 0,21 deg (KI -0,38 bis 0,81 deg). Die Mittelwertdifferenz betrug somit 0,23 deg bzw. 0,08 deg und war nicht signifikant. Im Stehen ergab sich für die Stimulation nach vorne ein Mittelwert von 0,17 deg (KI -0,422 bis 0,77 deg) bzw. 0,78 deg (KI 0,18 bis 1,37) nach hinten bei einem Vergleichsmittelwert unter Normalbedingungen von 0,93 deg (KI 0,34 bis 1,53 deg) und somit eine nicht signifikante Mittelwertdifferenz von 0,76 deg bzw. 0,15 deg.

Die visuelle Stimulation nach vorne führte im Sitzen somit in nur geringem Maße zu einer Änderung der SPV in Stimulationsrichtung, während sich die SPV im Stehen entgegengesetzt zur Stimulationsrichtung verschiebt. Besonders deutlich konnte dies in Teilen der Subgruppenanalyse beobachtet werden: Bei Beginn mit den Messungen in stehender Position ergaben sich im Stehen in Reihenfolge der Messungen Mittelwerte von 1,71 deg (95% KI 0,87-

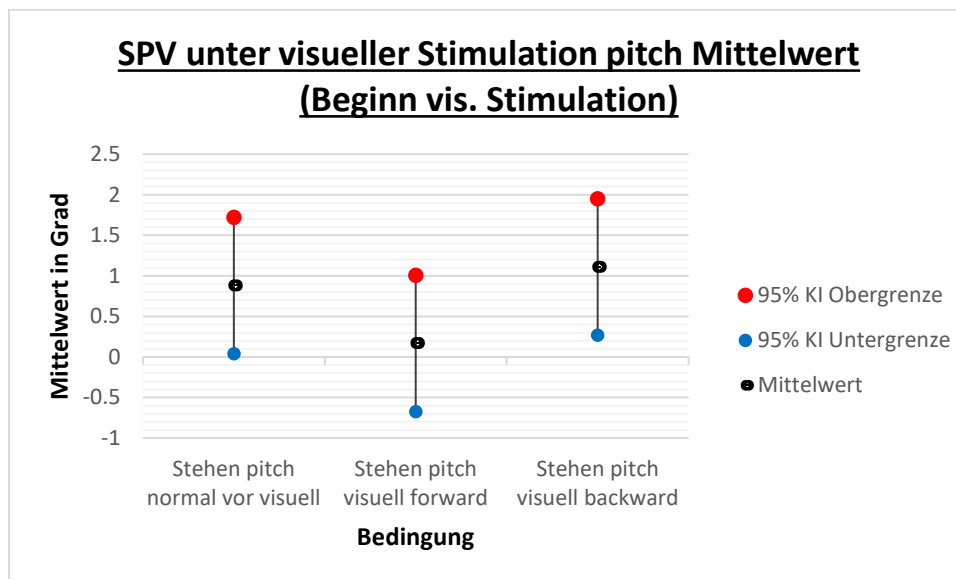
2,55 deg), 0,76 deg (95% KI -0,05- 1,64 deg) und 1,24 deg (95% KI 0,4- 2,08 deg), im Sitzen 0,724 deg (95% KI -0,12- 1,57 deg), 1,00 deg (95% KI 0,16- 1,84 deg) und 0,15 deg (95% KI -0,69- 0,99 deg).

Abbildung 24: Mittelwerte der SPV (pitch) unter visueller Stimulation



In stehender Position fand zusammengefasst bei visueller Stimulation nach hinten nach oben beschriebenen Beobachtungen lediglich eine Wiederannäherung an den Mittelwert unter Normalbedingungen entgegen der Stimulationsrichtung statt, nicht jedoch wie für die Stimulation nach vorne eine Überschreitung des Mittelwertes in der entgegengesetzten Richtung. Eine Ausnahme hiervon bildete die Subgruppenanalyse für den Beginn der Messungen mit visueller Stimulation, in der es im Stehen auch unter visueller Stimulation nach hinten wieder zu einer Überschreitung des Mittelwertes unter Normalbedingungen kam.

Abbildung 25: SPV unter visueller Stimulation pitch Mittelwert (Beginn mit visueller Stimulation)



Unter visueller Stimulation betrug die Standardabweichung in sitzender Position 2,37 deg (95% KI 1,81- 2,93 deg) für die Stimulation nach vorne und 2,90 deg (95% KI 2,34- 3,47 deg) für die Stimulation nach hinten bei einer Vergleichsstandardabweichung unter Normalbedingungen von 2,75 deg (95% KI 2,19-3,32 deg). Die Differenzen zwischen Stimulations- und Normalbedingung waren daher -0,38 deg bzw. 0,15 deg. In stehender Position ergab sich für die visuelle Stimulation nach vorne eine Standardabweichung von 2,58 deg (95% KI 2,02- 3,14 deg) und 2,15 deg (95% KI von 1,59- 2,72 deg) für die visuelle Stimulation nach hinten bei einer Standardabweichung von 2,90 deg (95% KI 2,34-3,46 deg) unter Normalbedingungen; es ergaben sich Differenzen zwischen Stimulations- und Normalbedingung von -0,32 deg bzw. - 0,75 deg.

3.2.2.2. Roll Ebene

Unter visueller Stimulation im Uhrzeigersinn wurde im Sitzen ein Mittelwert von -1,20 deg (95% KI -1,78- -0,59 deg) gemessen, der Vergleichsmittelwert betrug -0,20 deg (95% KI -0,80- 0,40 deg). Die Messungen gegen den Uhrzeigersinn ergaben einen Mittelwert von 0,44 deg (95% KI -0,16-1,03 deg).

Im Stehen ergab sich ein Mittelwert von 0,62 deg (95% KI 0,03-1,22 deg) unter Normalbedingungen und ein Mittelwert von 0,28 deg (95% KI -0,31-0,88 deg) im bzw. 0,52 deg (95% KI -0,08-1,11 deg) gegen den Uhrzeigersinn.

Die visuelle Stimulation führte zu einer Verschiebung des Mittelwertes der SPV in Stimulationsrichtung. Es wurde deutlich, dass die visuelle Stimulation einen größeren Effekt

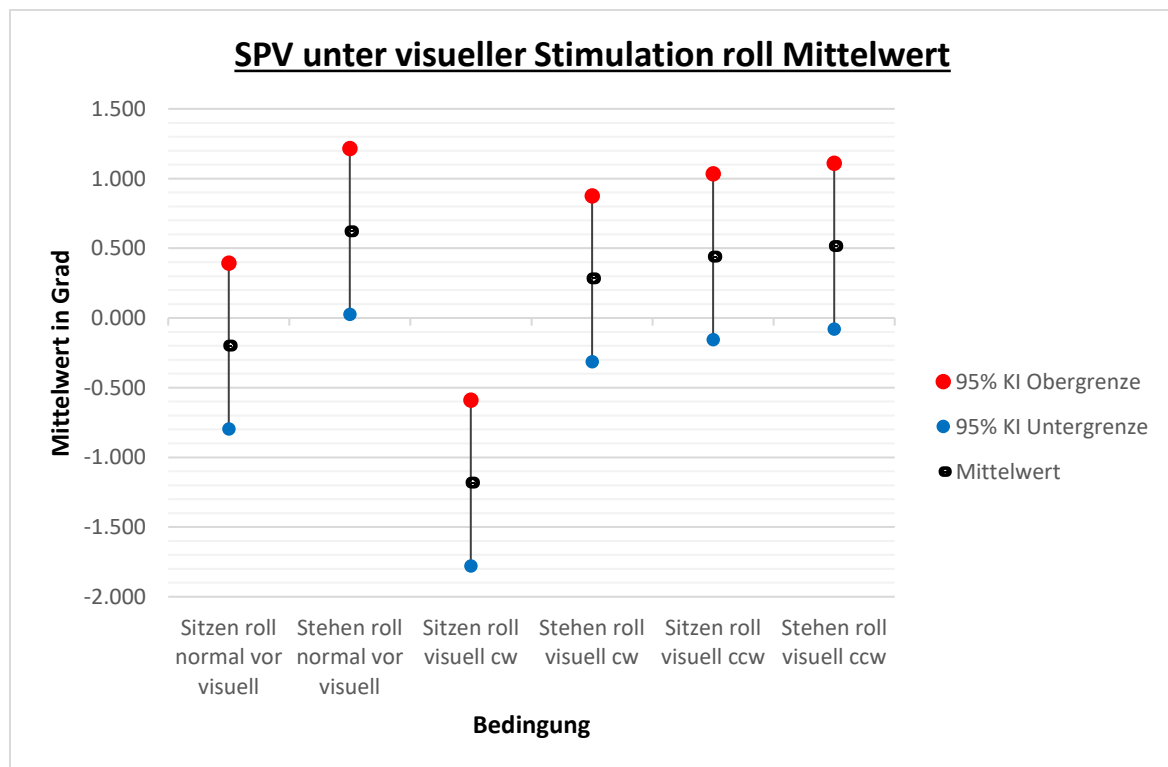
auf die Einschätzung der SPV in sitzender als auf die Einschätzung in stehender Position hat, obgleich die Mittelwertdifferenzen zwischen Stimations- und Normalbedingungen weder im Stehen noch im Sitzen signifikant waren (-1,00 deg für cw bzw. -0,64 deg für ccw im Sitzen und -0,34 deg für cw bzw. -0,10 deg für ccw im Stehen).

Anders verhielt es sich, wenn man die Werte der cw- und der ccw- Stimulation im Sitzen und Stehen verglich: Hier ergibt sich eine Mittelwertdifferenz von -1,62 deg (95% KI -0,05 – -3,20 deg) im Sitzen zwischen cw- und ccw- Stimulation, die mit einem p- Wert von 0,03 signifikant ist. Im Stehen ergab sich eine Mittelwertdifferenz von 0,23 deg (95 % KI -1,81- 1,34 deg), der p- Wert betrug 1,0, womit sich hier keine signifikante Differenz ergibt.

Somit zeigte sich in der Roll- Ebene ein signifikanter größerer Unterschied des Effektes der visuellen Stimulation im Sitzen.

In der Subgruppenanalyse war die Diskrepanz des Effektes der visuellen Stimulation für die Gruppe mit Beginn mit Achillessehnenvibration am größten: Es zeigten sich in Messreihenfolge des Versuchsaufbaus Werte von -0,09 deg (95% KI -0,93- 0,76 deg, normal), -1,71 deg (95% KI -2,55- -0,87 deg, visuell cw) und 0,75 deg (95% KI -0,09- 1,59 deg, visuell ccw) im Sitzen bei Messwerten von 0,67 deg (95% KI -0,17-1,51 deg), 0,32 deg (95% KI -0,52- 1,16) und 0,53 deg (95% KI – 0,31- 1,37 deg) im Stehen.

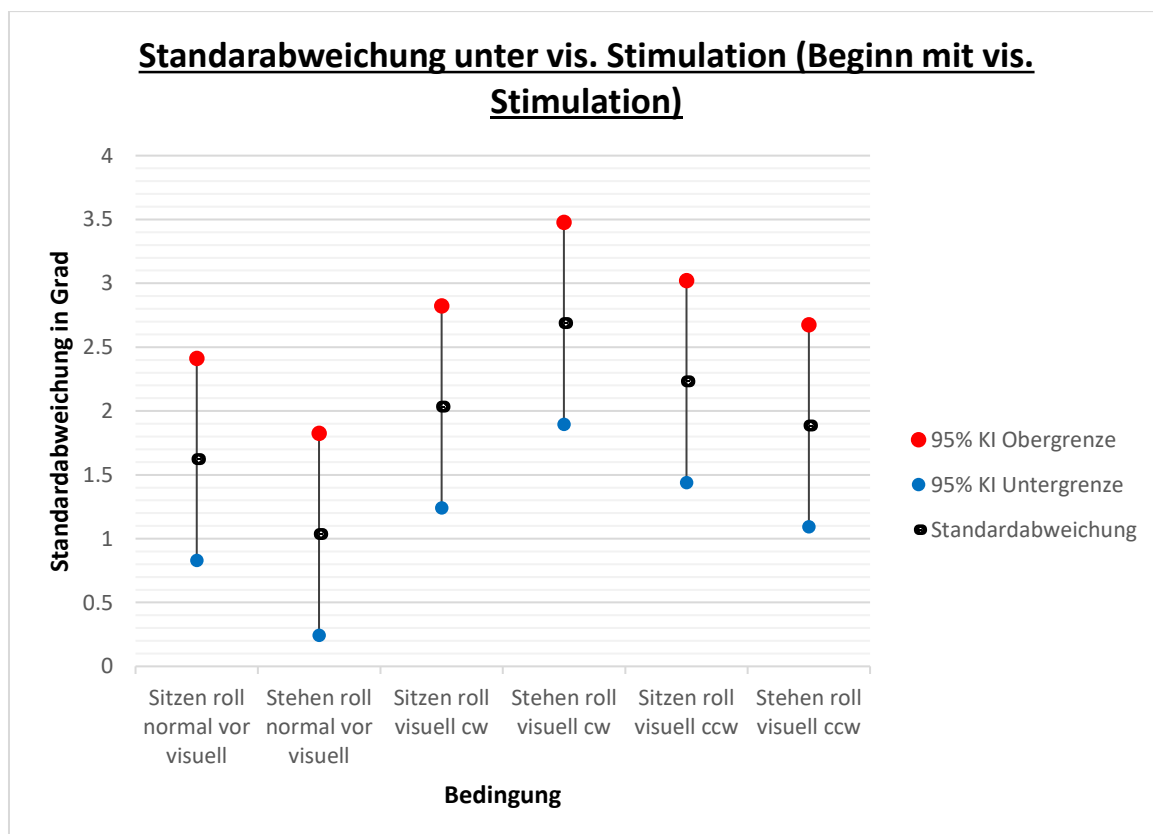
Abbildung 26: Einfluss der visuellen Stimulation in der roll- Ebene auf die SPV



Unter visueller Stimulation im bzw. gegen Uhrzeigersinn ergab sich in sitzender Position eine Standardabweichung von 2,13 deg (95% KI 1,56- 2,69 deg) bzw. 2,10 deg (95% KI 1,51- 2,63 deg) bei einem Vergleichswert von 1,58 deg (95% KI 1,02- 2,14 deg) unter Normalbedingungen und somit eine Differenz von 0,55 deg bzw. 0,52 deg zwischen Stimulations- und Normalbedingung. Im Stehen konnte eine Standardabweichung von 2,54 deg (95% KI 1,98- 3,10 deg) bei cw- und 2,00 deg (95% KI 1,44- 2,56 deg) bei ccw- Stimulation mit einem Normalwert von 1,52 deg (95% KI 0,96- 2,10 deg) gesehen werden mit entsprechenden Differenzen von 1,02 deg bzw. 0,48 deg. Ein direkter Vergleich der Differenzen der Standardabweichungen zwischen sitzender und stehender Position ergab für die Stimulation im Uhrzeigersinn einen Wert von -0,41 und die Stimulation gegen den Uhrzeigersinn einen Wert von 0,1 und daher keinen signifikanten Unterschied.

Mithin war die Standardabweichung unter cw- Stimulation im Stehen immerhin sichtbar größer als im Sitzen, während sie unter ccw- Stimulation im Sitzen und Stehen in etwa gleich ist. Dies wird in der Subgruppenanalyse bei Beginn der Messungen mit visueller Stimulation deutlich (s. auch Abbildung 29).

Abbildung 27: SPV Standardabweichung in der roll- Ebene unter visueller Stimulation (Beginn mit vis. Stimulation)

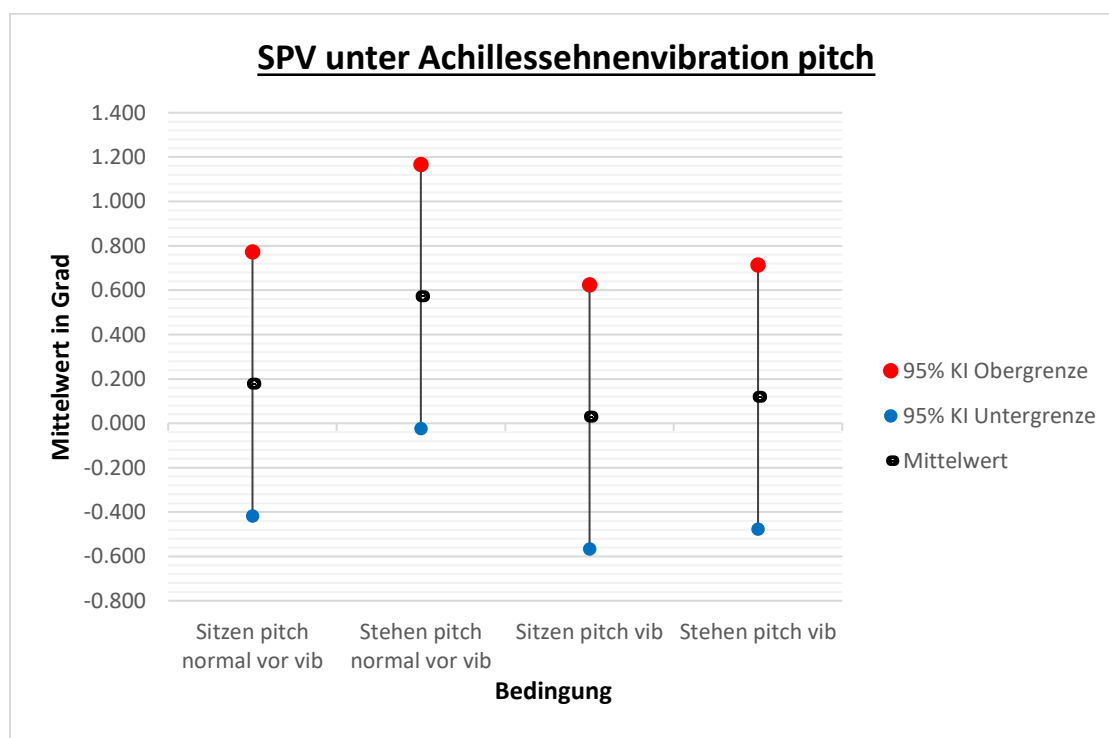


3.3. Subjektive posturale Vertikale unter Achillessehnen-vibration

3.3.1 Pitch- Ebene

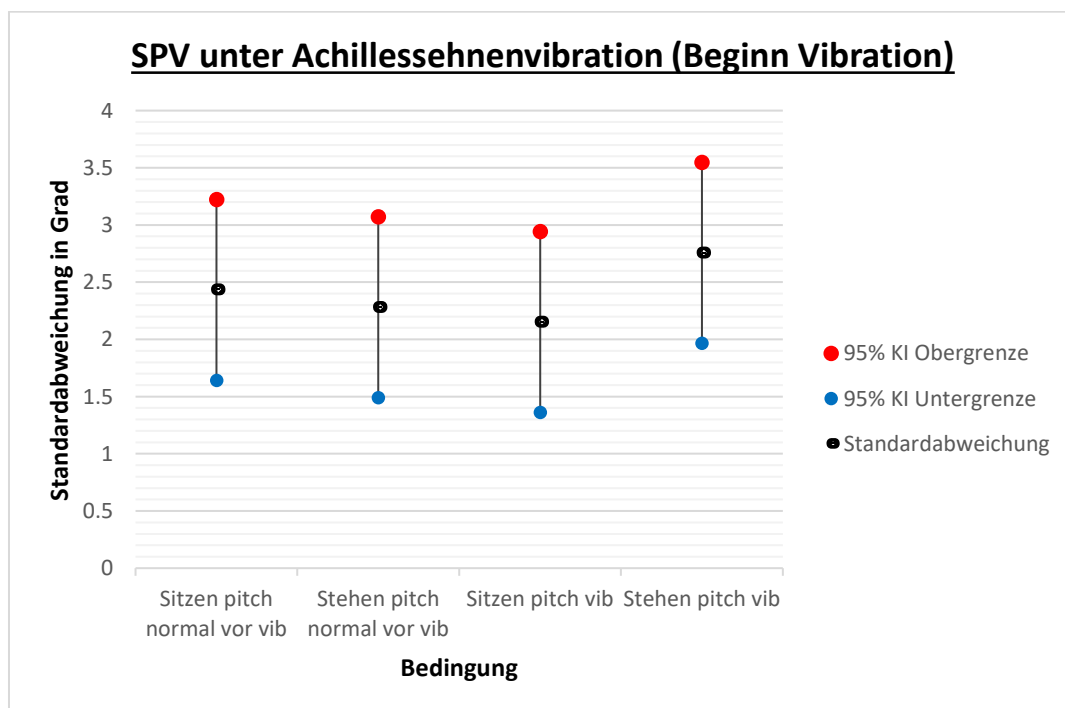
In der anterior- posterioren Ebene ergab sich im Sitzen ein Mittelwert von 0,03 deg bei einem KI von -0,57 bis 0,62 deg für die Messungen unter Vibration bei einem Vergleichswert von 0,18 deg (KI -0,42 bis 0,77 deg) vor der Messung. Die Mittelwertdifferenz betrug 0,15 deg und war nicht somit signifikant. Im Stehen konnte ein Mittelwert von 0,12 deg (KI -0,48 bis 0,71 deg) unter Vibration verglichen mit einem Mittelwert von 0,57 deg (KI -0,03 bis 1,17 deg) unter Normalbedingungen festgestellt werden. Es ergab sich eine nicht signifikante Differenz von 0,45 deg. Unter Achillessehnen-vibration ergab sich somit sowohl für die stehende als auch für die sitzende Position zumindest eine Tendenz für die Einschätzung der SPV nach hinten, wobei diese für die stehende Position stärker ausgeprägt ist (s. Abbildung 31). Diese Beobachtung zeigte sich in der Subgruppenanalyse besonders deutlich, wenn mit Achillessehnen-vibration als Untersuchungsbedingung begonnen wurde und der Effekt des einwirkenden Stimulus daher als besonders ausgeprägt einzuschätzen ist (s. Abbildung 32): Im Sitzen ergab sich hier ein Mittelwert von -0,58 deg (95% KI -1,42- 0,26 deg) unter Achillessehnen-vibration und -0,10 deg (95% KI -0,94- 0,74 deg) unter Normalbedingungen verglichen mit entsprechenden Messwerten von -0,41 deg (95% KI -1,25- 0,43 deg) und 0,58 deg (95% KI -0,26- 1,43 deg) im Stehen.

Abbildung 28: Subjektive posturale Vertikale unter Achillessehnen-vibration in der pitch- Ebene



In der Pitch- Ebene ergab sich in der sitzenden Position unter Achillessehnen vibration eine Standardabweichung von 2,11 deg (95% KI 1,55- 2,67 deg) bei einem Vergleichswert von 2,42 deg (95% KI 1,86-2,98 deg), während in stehender Position die Standardabweichung 2,50 deg (95% KI 1,95-3,07 deg) bei einem Vergleichswert von 2,22 deg (95% KI 1,66-2,78 deg) betrug. Die Differenzen der Standardabweichung zwischen Normal- und Stimulationsbedingungen in sitzender bzw. stehender Position betrugen 0,31 deg bzw. -0,28 deg und waren nicht signifikant unterschiedlich. Mithin hatte die Achillessehnen vibration allenfalls einen Effekt auf die Einschätzung der SPV in stehender Position im Sinne einer Vergrößerung der Standardabweichung. Dies zeigte sich in der Subgruppenanalyse etwas deutlicher bei Beginn des Versuches mit Achillessehnen vibration (s. auch Abbildung 31): Die Standardabweichung war hier im Stehen unter Normalbedingungen 2,28 deg (95% KI 1,49- 3,07 deg) und unter Vibration 2,76 deg (95% KI 1,97- 3,55 deg), im Sitzen entsprechend 2,43 deg (95% KI 1,64- 3,22 deg) und 2,15 deg (95% KI 1,36- 2,94 deg).

Abbildung 29: SPV Standardabweichung (Beginn mit Achillessehnen vibration)



Ein direkter Vergleich zwischen sitzender und stehender Position ergab für die Standardabweichung der SPV unter Achillessehnen vibration eine nicht signifikante Differenz von -0,39 deg.

3.3.2 Roll- Ebene

In der Roll- Ebene ergab sich unter Achillessehnenvibration im Sitzen ein Mittelwert von -0,11 deg (95% KI -0,7- 0,50 deg) bei einem Vergleichsmittelwert vor der Messung von -0,05 deg (95% KI -0,64- 0,55 deg). Im Stehen konnte unter Achillessehnenvibration ein Mittelwert von 0,22 deg (95% KI -0,37- 0,82 deg) bei einem Vergleichswert von 0,64 deg (95% KI 0,04- 1,23 deg) beobachtet werden. In beiden Fällen waren die Mittelwertdifferenzen nicht signifikant (0,06 deg im Sitzen und 0,42 deg im Stehen).

Insoweit konnte in der Roll- Ebene weder im Sitzen noch im Stehen ein signifikanter Effekt der Achillessehnenvibration im Sinne einer Mittelwertverschiebung der SPV gesehen werden. Die Achillessehnenvibration im Stehen hatte hier allenfalls den Effekt einer Wiederannäherung der SPV an die Nullposition.

In der Roll- Ebene ergab sich in sitzender Position unter Achillessehnenvibration eine Standardabweichung von 1,57 deg (95% KI 1,00-2,13 deg) bei einer Vergleichsmessung von 1,56 deg (95% KI 1,00-2,12 deg). Die Differenz der Standardabweichungen zwischen Stimulations- und Normalbedingung betrug 0,01 deg und war nicht signifikant. Im Stehen ergab sich eine Standardabweichung von 1,51 deg (95% KI 0,95-2,07 deg) unter Achillessehnenvibration sowie 1,39 deg (95% KI 0,83- 1,95 deg) unter Normalbedingungen und somit eine nicht signifikante Differenz zwischen Stimulations- und Normalbedingung von 0,11 deg. Im direkten Vergleich der Standardabweichungen zeigte sich eine nicht signifikante Differenz zwischen sitzender und stehender Position von 0,06 deg und damit kein nennenswerter positionsabhängiger Unterschied.

3.3.3. Vergleich der subjektiven visuellen und posturalen Vertikalen in der Roll- Ebene unter Stimulationsbedingungen

Die visuelle Stimulation führt sowohl bei der Bestimmung der SPV in der Roll- Ebene als auch bei der Bestimmung der SVV zu einer Verschiebung des Mittelwertes in Richtung der Stimulation und insgesamt zu einer Vergrößerung der Standardabweichung. Eine Ausnahme hiervon bildet die Beobachtung, dass sich im Stehen die SPV entgegen der Stimulationsrichtung verschiebt. Die visuelle Stimulation führte zu einer prinzipiell vergleichbaren Einschätzung der Vertikalen sowohl bei Bestimmung der SVV als auch der SPV in Hinblick auf die Standardabweichung: Die Standardabweichung war unter visueller Stimulation im Uhrzeigersinn im Stehen größer als im Sitzen, während sie unter visueller Stimulation gegen den Uhrzeigersinn in etwa gleichblieb. Sowohl bei der SPV als auch bei der SVV zeigten die Probanden demnach eine im Messverlauf prozentual kleiner werdende Standardabweichung im

Stehen und als im Sitzen. Dies konnte auch für die visuelle Stimulation in der Pitch- Ebene bei der SPV gezeigt werden, für die hier korrespondierenden Messungen in der SVV fehlen.

Auffällig ist der insgesamt deutlich größere Effekt der visuellen Stimulation auf die SVV sowohl in Bezug auf den Mittelwert als auch die Standardabweichung. Zudem ist das Ausmaß der Mittelwertverschiebung bei der jeweils anschließenden visuellen Stimulation gegen den Uhrzeigersinn bei der SVV nahezu gleich, während es bei der SPV abnimmt. Darüber hinaus beeinflusst die visuelle Stimulation den Mittelwert der SPV im Stehen deutlich weniger stark als im Sitzen, während die Effektstärke bei den Messungen der SVV ebenfalls nahezu gleichbleibt.

Zusammenfassend lässt sich mithin ein deutlich größerer Effekt der visuellen Stimulation auf die Einschätzung der SVV im Vergleich zur SPV beobachten.

3.4 Einfluss der Reihenfolge der Messungen

In der vorliegenden Studie konnte zudem gezeigt werden, dass die Reihenfolge der Messungen einen signifikanten Einfluss auf die Einschätzung der SPV hat: Probanden, die die Messungen im Sitzen begannen, schätzten ihren Mittelwert um 0,41 deg (95% 0,15 bis 0,58 deg) weiter rechts bzw. hinten ein als die Probanden, die die Messungen im Stehen begannen. Der Unterschied war mit einem p- Wert von 0,002 signifikant. Mithin ergab sich ein Mittelwert von 0,03 deg (95% KI -0,16 – 0,22 deg) für die Subgruppe mit Beginn der Messungen im Sitzen und 0,44 deg für den Beginn der Messungen im Stehen (95% KI 0,25 – 0,63).

Keine signifikanten Unterschiede zeigten sich insoweit bei der Standardabweichung.

Ebenso nicht signifikant, jedoch sichtbar waren die Unterschiede bei Beginn der Messungen mit Vibration bzw. visueller Stimulation: Hier zeigte sich eine Mittelwertdifferenz von 0,21 deg (95% KI -0,06 – 0,48) bei einem geschätzten Mittelwert von 0,13 deg (95 % KI -0,06 – 0,32 deg) für die Subgruppe mit Beginn mit Vibration und 0,34 deg (95% KI 0,15 bis 0,53 deg) für die Subgruppe mit Beginn mit Vibration. Mithin schätzten die Probanden, die die Messungen mit Vibration begonnen haben, ihren Mittelwert etwas weiter hinten bzw. links ein. Keine signifikanten Unterschiede ergaben sich ebenfalls insoweit bei der Standardabweichung.

4. Diskussion

4.1 Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse

Die wichtigsten Ergebnisse sollen zusammengefasst werden, bevor auf die Diskussion der einzelnen Teile der Studie eingegangen wird:

Die Einschätzung der SVV unter Normal- und Stimulationsbedingungen hinsichtlich des Mittelwertes differierte nicht zwischen stehender und sitzender Position. Anders verhielt es sich bei der Standardabweichung der SVV: Hier fiel auf, dass die Standardabweichung im Vergleich zur Normalmessung im Stehen im Vergleich zum Sitzen unter visueller Stimulation im Uhrzeigersinn signifikant größer, gegen den Uhrzeigersinn signifikant kleiner ausfällt.

Die SPV wurde trotz fehlender Signifikanz im Stehen unter Normalbedingungen etwas weiter links (Roll- Ebene) und etwas weiter vorne (Pitch- Ebene) eingeschätzt, die Standardabweichungen unterscheiden sich hierbei nicht. Während die Achillessehnenvibration im Sitzen in beiden Ebenen kaum einen Einfluss auf Mittelwert der SPV hatte, kam es im Stehen in der Pitch- Ebene zu einer nicht signifikanten Verschiebung des Mittelwertes nach hinten. Die visuelle Stimulation führte sowohl in der Pitch- Ebene als auch in der Roll- Ebene zu einer Vergrößerung der Standardabweichung im Sitzen und im Stehen. Analog zu den Ergebnissen der SVV war die Standardabweichung im Stehen unter visueller Stimulation im Uhrzeigersinn größer und unter visueller Stimulation gegen den Uhrzeigersinn kleiner als im Sitzen.

In der Pitch- Ebene verschob sich der Mittelwert im Stehen entgegengesetzt zur Stimulationsrichtung, im Sitzen mit der Stimulationsrichtung, der Effekt der visuellen Stimulation war hier im Stehen etwas größer als im Sitzen, ohne Signifikanzniveau zu erreichen.

In der Roll- Ebene kam es im Sitzen zu einer signifikanten größeren Verschiebung des Mittelwertes in Stimulationsrichtung im Vergleich zur stehenden Position.

Der wichtigste Unterschied zwischen den Messungen zur SVV und SPV bestand in der deutlicher ausgeprägten und im Messverlauf gleich bleibender Effektstärke der visuellen Stimulation bei der SVV in Hinblick auf die Einschätzung des Mittelwertes. Auch die Standardabweichung war unter visueller Stimulation bei der SVV größer als bei der SPV.

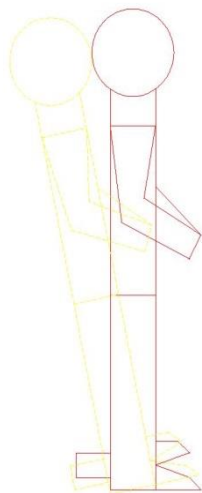
Insgesamt zeigten sich aufgrund des randomisierten Studienaufbaus und der Auswertungsmethode in Hinblick auf die Signifikanz recht konservative Ergebnisse. Schematisch lassen sich die wichtigsten Ergebnisse im Bild wie folgt darstellen (s. Abbildungen 30 und 31):

Abbildung 30: Effekt der visuellen Stimulation auf die subjektive posturale Vertikale



Abbildung 31: Effekt der Achillessehnenvibration auf die SPV im Stehen

Verschiebung der SPV unter Achillessehnenvibration



4.2 Ein- und Ausschlusskriterien

Zunächst soll vor der Darstellung der Diskussion der Messergebnisse der Vollständigkeit halber noch auf die Hintergründe zu den Ein- und Ausschlusskriterien der Studie eingegangen werden, die, wie dem Methodenteil zu entnehmen ist, nicht zum Tragen gekommen sind.

Eine idiopathische Skoliose stellte ein Ausschlusskriterium dar. Es konnte gezeigt werden, dass Probanden mit Skoliose die SVV nicht genau einschätzen konnten⁶³. Außerdem sollten Probanden mit Migräne ausgeschlossen werden^{35, 64}. Zwar beschreiben Crevits et al. eine korrekte Einschätzung der SVV durch Migränepatienten, Asai et al. beschreiben hingegen eine subklinische Abweichung der Einschätzung der SVV durch Patienten mit Migräne und Spannungskopfschmerz. Zudem schlossen Crevits et al. nur Patienten mit moderaten

Migränebeschwerden ein. Die SVV ist zudem stark vom Alter abhängig^{65, 66}. So beschreiben Tesio et al. einen signifikanten Unterschied bei SVV- Messungen zwischen Personen, die unter bzw. über 43 Jahre alt sind. Dasselbe konnte für die SPV gezeigt werden^{13, 67}. So ist bekannt, dass sich die Einschätzung der SPV für die anterior- posteriore Ebene mit zunehmendem Alter im Mittel nach hinten verschiebt^{12, 13}. Die Bestimmung der SPV in der medio- lateralen Ebene ist bei älteren Personen ungenauer als bei jüngeren⁶⁷. Sportliche bzw. ermüdende Tätigkeiten stellten ebenfalls Ausschlusskriterien für die Teilnahme dar: Eine Ermüdung der Unterschenkelflexoren führt zu einer signifikanten Vergrößerung der spontanen Bewegungsamplituden im Stehen gemessen am Center of Pressure, insbesondere in der Sagittalebene⁶⁸, und hat somit mutmaßlich auch eine Verschlechterung der Einschätzung der SPV zur Folge.

4.3 Subjektive visuelle Vertikale

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sprechen dafür, dass die Einschätzung der SVV in der Nullposition maßgeblich der visuellen und vestibulären Kontrolle unterliegt und somatosensorische Informationen eine untergeordnete Rolle spielen. Demzufolge haben unterschiedliche Positionen (Stehen oder Sitzen) bei der Durchführung des Experimentes keinen Einfluss auf die Einschätzung der SVV. Diese Beobachtung wird im Umkehrschluss durch Studien untermauert, in denen das Phänomen des sogenannten A- Effektes beschrieben wird (s.o. im Einleitungsteil). Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass der A- Effekt signifikant von somatosensorischen Informationen beeinflusst wird: Bei künstlich herbeigeführtem reduzierten somatosensorischen Feedback im Sitzen konnte eine Verstärkung des A- Effektes in der SVV sowie eine gegensinnige überkompensatorische Einschätzung der Körperposition gezeigt werden⁸. Alberts et al. konnten zeigen, dass für die Einschätzung der SVV in Körperpositionen, die sich der Nullposition annähern, vor allem vestibuläre Informationen eine Rolle spielen, während für Körperpositionen, die in der Roll- Ebene stark von der Nullposition abweichen und in denen es typischerweise zur Beobachtung des A- Effektes kommt, vor allem somatosensorische Informationen eine Rolle spielen^{69, 70}. Diese Ergebnisse sind insoweit mit denen von Trousselard et al (2003) und der vorliegenden Studie vereinbar, die durchweg die Messung der SVV in der Nullposition verfolgte.

Außerdem wird bei einer Auslenkung der Kopfposition während einer SVV- Messung von weniger als 60 Grad eine Verschiebung des Mittelwertes zur Gegenseite im Sinne einer Überkompensation als sog. E- Effekt beschrieben⁷¹. Allerdings wurde insoweit auch untersucht, dass eine Anpassung der Startposition des Lichtstreifens parallel zur Kopfposition bei

Verkipfung in der Roll- Ebene zu einer Unterdrückung des E- Effektes führt ⁷¹. Diese Ergebnisse sprechen für eine maßgebliche Kontrolle der Einschätzung der SVV durch die visuelle Kontrolle des Probanden, welche mithin das Fehlen von Unterschieden zwischen sitzender und stehender Position unter Normalbedingungen erklärt. Dies zeigt auch der Einfluss von visuellen Orientierungspunkten als Ursache von Messergebnisverfälschungen bei der SVV: So konnten Lubeck et al. z.B. nachweisen, dass ein für den Probanden sichtbarer Rahmen, welcher das Blickfeld des Probanden bei SVV- Messungen einrahmt, zu einer signifikanten Abschwächung der visuellen Stimulation und seiner Auswirkungen auf die posturale Kontrolle im Rahmen des Experimentes führt⁶⁰.

Interessanter sind die Ergebnisse für die SVV unter visueller Stimulation, welche eine sog. Ocular- tilt- Reaction erzeugt, wie sie bei Hirnstammläsionen oder Schädigungen der Vestibularorgane auftritt: Bei Hirnstammläsionen in der Medulla oblongata und einseitiger peripher-vestibulärer Störung durch Affektion gravizeptiver Bahnen kommt es zur einer Kopfneigung zur betroffenen Seite hin, die von einer Torsion beider Augen in dieselbe Richtung und einer vertikalen Divergenz mit Abweichung des Auges der Gegenseite nach oben begleitet wird. Die visuelle Stimulation im bzw. gegen den Uhrzeigersinn im Rahmen der vorliegenden Messungen erzeugt einen künstliche Zirkularvektion (Drehung des Rumpfes bei fixiertem Kopf um die vertikale Achse) mit der Folge einer Verschiebung des Mittelwertes in Richtung des visuellen Stimulus. Die bereits geschilderte starke Abhängigkeit der Einschätzung der SVV von visuellen und vestibulären Informationen unter den vorliegenden Bedingungen wird auch durch den stereotypen Effekt der visuellen Stimulation auf den Mittelwert sowohl im als auch gegen den Uhrzeigersinn untermauert: Im Gegensatz zu den SPV- Messungen findet sich hier eine deutlich geringere Annäherung der stets auf die Messung im Uhrzeigersinn folgende Messung gegen den Uhrzeigersinn im Sinne eines Lern- oder Habituationseffektes bezüglich des Mittelwertes.

Anders verhielt es sich mit den signifikant unterschiedlichen Ergebnissen zur Standardabweichung unter visueller Stimulation im Stehen im Vergleich zum Sitzen: Auffällig ist, dass die Standardabweichungen im Stehen unter visueller Stimulation im Verlauf der Messung bei deutlich größerem Ausgangswert im Vergleich zum Sitzen kleiner werden, während im Sitzen eine Vergrößerung der Standardabweichungen der SVV beobachtet werden kann. Im Stehen zeigten die Probanden einen größeren Ausgangswert, welcher im weiteren Messverlauf kleiner wurde, während im Sitzen bei vergleichsweise kleinerem Ausgangswert die Standardabweichung etwas größer wurde. Die beobachteten Standardabweichungsdifferenzen könnten auf einen Unterschied in der strategischen

Konstruktion der SVV zwischen sitzender und stehender Position hinweisen. Möglicherweise existieren in stehender Position bessere Kompensationsmechanismen für die Genauigkeit der Beurteilung der SVV, die vom Probanden in stehender Position abgerufen und an die veränderten Untersuchungsbedingungen angepasst werden. Einen möglichen Erklärungsansatz bildet das vermehrte somatosensorisch- propriozeptive Feedback der unteren Extremität.

Als weiterführendes Experiment ist prinzipiell eine Messung der SVV unter kombinierter visueller Stimulation und Achillessehnenvibration (mit engem Stand) bzw. somatosensorisch- propriozeptiven Stimulation denkbar. Die bisherigen Ergebnisse der Literatur, insbesondere die von Alberts et al. lassen jedoch keinen bedeutenden Einfluss einer kombinierten Stimulation erwarten, da bereits gezeigt werden konnte, dass in der Nullposition insbesondere vestibuläre Informationen für die Einschätzung der SVV eine Rolle spielen ⁷⁰.

4.4. Subjektive posturale Vertikale

4.4.1 Unter Normalbedingungen

Die vorliegenden Messungen haben zum ersten Mal die Wahrnehmung der SPV im Sitzen im Vergleich zum Stehen mit der oben gezeigten Methode zum Gegenstand der Untersuchung gemacht. Es existieren bereits mehrere Studien zur Einschätzung der SPV für die stehende im Vergleich zur sitzenden Position, welche mehrheitlich im Rahmen der Posturografie den Center of Pressure (COP) als Maß für die vertikale Einstellung der Körperposition festlegen ^{15, 72-76}. Hierbei werden anhand des unter den Fußsohlen gemessenen Drucks Ausmaß und Geschwindigkeit der Fluktuationen der Körperposition abgeschätzt. Es konnte wiederholt gezeigt werden, dass sowohl Ausmaß als auch Geschwindigkeit der Fluktuationen im Sitzen geringer ausgeprägt sind als im Stehen ^{15, 76, 77}. Als mögliche Erklärung hierfür werden unter anderem biomechanische wie auch dynamische Unterschiede zwischen sitzender und stehender Position genannt⁷⁶.

Ein wesentlicher Unterschied zu vorhergehenden Studien ist die Fixierung des Probanden im Spacecurl bzw. Hexapod. Obwohl die Kontaktfläche des Probanden zum Spacecurl möglichst klein gehalten wurde, um das somatosensorische Feedback zum Probanden zu reduzieren, war eine Orientierung des Probanden über seine Körperposition anhand seiner Spacecurl-Umgebung möglich. Die bedeutende Rolle des somatosensorischen Feedbacks wird anhand von vorhergehenden Untersuchungen an anderen Probanden deutlich: So konnte im Rahmen von leider nicht dokumentierten Voruntersuchungen zu dieser Studie gezeigt werden, dass das Tragen von Schuhen mit Absätzen eine Verschiebung der Einstellung der SPV in der Pitch-Ebene nach vorne bewirkt. Außerdem hat die Verwendung der Schaumstoffkissen, welche

zwischen dem Probanden und der Fixierung eingelegt wurden, verglichen mit Messungen ohne Kissen eine Verringerung der Streuung der Messwerte zur Folge. Letzteres könnte einerseits damit zusammenhängen, dass der Proband unter Verwendung von Schaumstoffkissen aufgrund einer Verringerung des Drucks auf den Körper im Bereich der Kontaktfläche zum Gerät ein insgesamt geringeres somatosensorisches Feedback aus diesem Bereich bekommt und sich stattdessen vermehrt auf das somatosensorisch- propriozeptive Feedback aus dem Bereich der unteren Extremität konzentriert. Andererseits ist denkbar, dass gerade die Verwendung von Schaumstoffkissen zu einer größeren Kontaktfläche führt und das somatosensorische Feedback gerade gesteigert wird.

Ein wichtiger beobachteter Unterschied zwischen stehender und sitzender Position ist die recht eindeutige Einstellung der SPV nach links für die Roll- Ebene bzw. nach vorne für die Pitch- Ebene im Vergleich von stehender und sitzender Position. Dieses Ergebnis ließ sich sowohl unter randomisierten als auch unter nicht randomisierten Bedingungen in besonders deutlicher Ausprägung für die pitch- Ebene einheitlich und mehrfach reproduzieren. Bergmann et al. Haben bereits Normwerte für gesunde Probanden im Alter von 20 bis 80 Jahren erhoben: Für die anterior- posteriore Ebene ergab sich ein vergleichsweise ausgeglichener Wertebereich von -1,7 bis 2,3 Grad, für die medio- laterale Ebene ein Wertebereich von -1,6 bis 1,2 Grad ¹²; es konnte zudem festgestellt werden, dass sich die SPV mit zunehmendem Alter nach hinten verschiebt ^{12, 13, 17}. Insoweit lassen sich die Ergebnisse dieser Studie in Bezug auf die Messergebnisse für die Roll- Ebene jedoch zumindest nur teilweise mit der Studie von Bergmann et al. vereinbaren. Die Ergebnisse der Pitch- Ebene hingegen sind durchaus miteinander vergleichbar, wenn man berücksichtigt, dass in der vorliegenden Studie vorwiegend Probanden zwischen 20 und 30 Jahren teilnahmen und in der Studie von Bergmann für die Probanden im Alter zwischen 20 und 29 bzw. 30 und 39 Jahren für die Pitch- Ebene Mittelwerte von 0,2 bzw. 0,9 Grad angegeben wurden.

Im Rahmen einer Fehleranalyse ist zunächst zu diskutieren, dass der vorliegenden Studie eine Automatisierung und damit vorhandene Untersucherabhängigkeit der Messungen fehlt: Während bei den Messungen im Sitzen lediglich der Beginn der Messung durch den Untersucher gestartet wurde, mussten die Eichung der Messung sowie die Durchführung der Verkippungen im Stehen vom Untersucher selbst vorgenommen werden; dies kann zu Messungenauigkeiten führen. Zu beachten ist, dass Bergmann et al. im Rahmen ihrer Studie, in welcher der Spacecurl in gleicher Weise wie in der vorliegenden Studie verwendet wurde, eine gute Test- Retest und Interrater- Reliabilität nachweisen konnten ¹². Es ist dennoch realistisch, dass aufgrund eines anderen Untersuchers in der vorliegenden Studie bereits kleine

Unterschiede in der Geschwindigkeit und Gleichmäßigkeit der Verkippungen in den einander entgegengesetzten Richtungen einer Ebene zu einer systematischen Veränderung der Einschätzung des Mittelwertes der SPV führen. Zu beachten ist, dass der Proband seine SPV auch anhand zeitlicher Informationen konstruiert. Der Proband mag beispielsweise seine SPV etwas weiter links einschätzen, sofern die Verkippung nach links bedingt durch das individuelle Vorgehen des Untersuchers immer etwas schneller als die Verkippung nach rechts durchgeführt wurde in der Annahme, dass die Nullposition erst nach Ablauf einer gewissen Zeit erreicht sein kann. Dies könnte im Rahmen der Studie zu einem systematischen Messfehler und damit einer Verfälschung der Messergebnisse in der dargestellten Weise geführt haben. Hierfür spricht auch die bereits beschriebene kognitive Bewertung der SPV durch den Probanden im Sinne einer internen Modellkonstruktion der SPV in Abhängigkeit von den zur Verfügung Informationen²⁶. Eine weitere, jedoch als unwahrscheinlicher bewertete Fehlerquelle ist eine konsequent falsche Kalibrierung des verwendeten Sensors, wofür jedoch auch nach Abschluss der Messungen kein Anhalt bestand. Im Hinblick auf eine mögliche Verzerrung der Mittelwerte nach vorne in der Pitch- Ebene ist neben den schon geschilderten Überlegungen theoretisch eine falsche Fixierung des Probanden auf Hüfthöhe denkbar; diese Möglichkeit erscheint jedoch unwahrscheinlich, da vor Beginn jeder Messung der Körperschwerpunkt des einzelnen Probanden in der neutralen Nullposition austariert wurde. Zu erwähnen ist darüber hinaus, dass bei der Aufarbeitung des technischen Datensatzes aufgefallen ist, dass es in Einzelfällen zu Messungenauigkeiten aufgrund eines gestörten Sensorsignales gekommen ist, die zu einer Verschiebung der Messachse geführt haben. Diese sind jedoch in Ihrem Ausmaß und ihrer Häufigkeit zu klein, um zu signifikant anderen Ergebnissen zu führen.

Eine theoretisch denkbare Erklärung für einen realen Unterschied im Sinne einer Verschiebung der SPV nach vorne im Stehen im Vergleich zum Sitzen könnte die Gesamtheit der somatosensorisch- propriozeptiven Informationen im Stehen sein. Der Umstand, dass diese maßgeblich aus dem Bereich der unteren Extremität stammen, bekräftigt die bereits genannten zahlreichen Studien zur Verschiebung des Körpergleichgewichts nach hinten unter Achillessehnenvibration. Nicht plausibel erscheint ein vermehrtes somatosensorisches Feedback aus dem Bereich der Nackenmuskulatur in stehender Position aufgrund des Gewichtes der 3D- Brille, welches in sitzender Position aufgrund der Kopffixierung entfällt. Denn die Mittelwertverschiebung nach vorne konnte sowohl ohne als auch mit 3D- Brille beobachtet werden.

4.4.2. Unter visueller Stimulation

Wie oben beschrieben, war die Einschätzung der SPV entgegen der initialen Vermutung in der Roll- Ebene im Sitzen im Vergleich zu Stehen erschwert. Dies zeigte sich vor allem an der Mittelwertverschiebung, die in der in sitzender Position unter visueller Stimulation signifikant größer ausgefallen war. Zudem fiel auf, dass es im Sitzen nach visueller Stimulation im Uhrzeigersinn bei den Messungen unter visueller Stimulation gegen den Uhrzeigersinn wieder zu einer Überschreitung des Mittelwertes kam, welcher unmittelbar vor den Messungen unter visueller Stimulation unter Normalbedingungen ohne Stimulation erhoben wurde. Dies konnte in stehender Position nicht beobachtet werden und spiegelt den größeren Effekt der visuellen Stimulation im Sitzen wider. Ein Erklärungsansatz für diese Beobachtung könnte eine bessere Kompensation durch propriozeptive Informationen im Stehen sein. Dem könnte entgegenhalten werden, dass gerade im Sitzen durch den großflächigeren Kontakt zum Gerät eigentlich ein größeres somatosensorisches Feedback zustande kommen und damit sogar eine bessere Kompensation im Sitzen stattfinden müsste. Schließlich konnte durch das Hinzufügen eines Schaumstoffkissens bei der SPV im Stehen auch eine Vergrößerung der Genauigkeit der Einschätzung der SPV herbeigeführt werden. Trotzdem scheint durch den vorgesehenen Versuchsaufbau die große Bedeutung der Propriozeption im Stehen zu Tage zu treten und unterstreicht einmal mehr das Zusammenspiel von somatosensorischer Oberflächen- und Tiefeninformation für die Konstruktion der SPV. Analog zu den entsprechenden und bereits oben diskutierten Messungen zur SVV fiel auf, dass im Stehen unter Stimulation (wenngleich nicht signifikant) im Uhrzeigersinn zunächst eine größere Standardabweichung auftrat, die dann bei visueller Stimulation gegen den Uhrzeigersinn wieder deutlich abnahm. Im Sitzen kam es zwar ebenfalls zu einer Zunahme der Standardabweichung unter visueller Stimulation im Uhrzeigersinn. Unter visueller Stimulation in der Gegenrichtung kam es jedoch zu keiner erneuten Abnahme. Vielmehr blieb die Standardabweichung annähernd gleich. Die zuletzt genannte Beobachtung spricht dafür, dass für die Einschätzung sowohl der SVV als auch der SPV weniger das somatosensorische Feedback als vielmehr propriozeptive Informationen eine entscheidende Rolle spielen: Trotz unterschiedlicher Untersuchungsbedingungen und einem unterschiedlichen somatosensorischen Feedback im SVV- und SPV- Experiment konnten analoge Ergebnisse in beiden Messreihen reproduziert werden. Der verhältnismäßig große Einfluss der visuellen Stimulation in sitzender Position sowie die im Vergleich zur stehenden Position schlechtere Adaptationsfähigkeit sprechen für eine maßgeblich vestibulär gesteuerte posturale Kontrolle im Sitzen, während im Stehen der Beitrag vestibulärer und propriozeptiver/somatosensorischer Informationen einen noch größeren Stellenwert einnimmt.

Die Studie von Bisdorff et al (1996) untersuchte die SPV im Sitzen unter unterschiedlichen Bedingungen und soll vor dem Hintergrund der Interpretation der aktuellen Studienergebnisse in Hinblick auf den Beitrag der visuellen Stimulation sowie vestibulärer und somatosensorischer Informationen auf die Konstruktion der SPV genauer betrachtet werden ⁴⁹: Es wurden hier Daten zur SPV in sitzender Position für die Roll- und Pitch- Ebene unter Normalbedingungen mit unterschiedlichen Startpositionen (0, 5 und 10 Grad), unter galvanischer Stimulation und optokinetischer Stimulation untersucht. Es wurden neben Patienten mit vestibulären Defiziten auch gesunde Probanden unter ähnlichen Versuchsbedingungen untersucht. Ähnlich wie im vorliegend verwendeten Versuchsaufbau waren die Probanden am Körper und Kopf an einem auf beweglichen Stuhl fixiert, der wiederum auf einer beweglichen Plattform fixiert war. Für die optokinetische Stimulation wurde dem Probanden in der roll- Ebene ein im und gegen den Uhrzeigersinn drehendes Streifenmuster dargeboten, welches den Großteil seines Gesichtsfeldes abdeckte. Für die unterschiedlichen Startpositionen konnte eine Mittelwertverschiebung in Richtung der jeweiligen Startposition, jedoch keine Änderung in der Streuung der Messwerte beobachtet werden. Im Übrigen konnten keine signifikanten Unterschiede in der Einschätzung der SPV für die unterschiedlichen Stimulationsbedingungen festgestellt werden. Mögliche Ursachen für die unterschiedlichen Ergebnisse der Studie von Bisdorff und der aktuellen Studie könnte zum einen der einheitliche Grad der Auslenkung um 15 Grad aus der Nullposition in der Studie von Bisdorff sein, der in der vorliegenden Studie von 12 bis 16 Grad in randomisierter Reihenfolge variiert wurde. Eine ungewollte Beeinflussung der Einschätzung der SPV durch ein zeitliches Moment wird dadurch verringert und so die Einschätzung der SPV möglicherweise erschwert. Außerdem unterschied sich die Applikation der optokinetischen Stimulation im vorliegenden Experiment von der angeführten Studie: Selbst unter der Annahme, dass eine visuelle Stimulation unter Verwendung eines Punkt- und Streifenmusters zu einem vergleichbaren Effekt führen mag, könnte die Unterbrechung der Einwirkung der visuellen Stimulation im vorliegenden Experiment nach jeder Einzelmessung zur Vermeidung eines Habituationseffektes ein wesentlicher Unterschied zur erwähnten Studie sein. Der auf die Einschätzung der SPV ausbleibende Effekt der galvanischen Stimulation sowie fehlende Unterschiede in der Einschätzung der SPV zwischen gesunden Probanden und Probanden mit vestibulären Störungen bei Bisdorff schließt wiederum einen Effekt der optokinetischen Stimulation nicht aus. Mithin stehen die in der vorliegenden Studie beobachteten Unterschiede nicht im Gegensatz zu den Ergebnissen von Bisdorff.

Die visuelle Stimulation in der Pitch- Ebene scheint in stehender Position interessanterweise einen umgekehrten Effekt auf die Einschätzung der SPV zu haben, während im Sitzen zwar nur ein kleiner, jedoch insbesondere in der Subgruppenanalyse sichtbarer Effekt in Richtung des Stimulus auszumachen ist. Diese Ergebnisse stehen in Gegensatz zu einer Studie von Kobayashi et al., die in der Posturographie bei Vorwärtsstimulation eine Verschiebung von Kopf und Rumpf nach vorne beobachten konnten ⁷⁸. Hingegen beschreiben Tsutsumi et al. in einem ähnlichen Versuchsaufbau eine Verschiebung des Körperschwerpunktes im Sinne einer Kompensationsbewegung ⁷⁹. Ein möglicher Erklärungsansatz für die vorliegenden Ergebnisse zur SPV in stehender Position wäre demnach eine Überkompensation durch den Probanden. Den kleineren Effekt der visuellen Stimulation in der Pitch- Ebene auf den Mittelwert im Sitzen könnte durch das ausgeprägte somatosensorische Feedback durch den Brustgurt und die Rückenlehne erklärt werden, welche so gesehen in der Roll- Ebene im Sitzen fehlen. Es fällt auch in der Pitch- Ebene analog zu den entsprechenden Beobachtungen in der Roll- Ebene bei der SPV und SVV auf, dass in stehender Position die Standardabweichung im Messverlauf kleiner wird, während sie im Sitzen größer wird. Auch diese Beobachtung wird mit der größeren Bedeutung des somatosensorischen Feedbacks und den insoweit besseren Adaptationsmöglichkeiten im Stehen erklärt.

4.4.3. Unter Achillessehnenvibration

Wie dargestellt führte die Achillessehnenvibration in stehender Position in der Pitch- Ebene zu einer nicht signifikanten Mittelwertverschiebung nach hinten. Dieses Ergebnis ist für die stehende Position bereits mehrfach durch Studien mit signifikanten Ergebnis abgesichert ^{24, 80}, wenngleich Barbieri eine Verschiebung des Mittelwerts nach vorne für die sitzende Position beschreibt. Weniger stark ausgeprägt war der Einfluss der Achillessehnenvibration auf die Standardabweichung und in der Roll- Ebene fast gar nicht vorhanden. Erstere Beobachtung ist vereinbar mit den Beobachtungen von Suuden- Johanson, welcher in der Pitch- Ebene keine Änderung der Streuung der SPV unter Achillessehnenvibration feststellen konnte ¹⁴. Insgesamt war der Effekt der Achillessehnenvibration auf die Einschätzung der SPV auch im Stehen deutlich geringer ausgeprägt als der Effekt der visuellen Stimulation. Zu diskutieren ist in diesem Zusammenhang zudem der Einfluss der Dauer der Applikation der Achillessehnenvibration: Eine Applikation der Achillessehnenvibration von <weniger als 8 Sekunden führt nach den Beobachtungen von Suuden- Johanson zu einer im Vergleich zu einer deutlich geringeren Verschiebung der SPV nach hinten, ohne eine Auswirkung auf die SPV im Sinne eines Post- Effektes zu haben ¹⁴.

Für die posturale Kontrolle im Stehen ist ein Beitrag von propriozeptiven Informationen aus den drei Gelenken der unteren Extremität beschrieben ¹⁸.

Nach einer Studie von Day et al. scheint darüber hinaus die Bedeutung der posturalen Kontrolle in der medio-lateralen Ebene durch die Sprunggelenke gemessen am Ausmaß der Ausgleichsbewegungen unter verschiedenen Bedingungen insbesondere bei weitem Stand (> 8cm) ab- und die Bedeutung der Hüftgelenke zuzunehmen ⁸¹. Nakagawa et al. konnten, wie bereits geschildert, einen Einfluss der Achillessehnenvibration bei offenen Augen lediglich in der anterior-posterioren Ebene beobachten ²². Auch insoweit scheint also für die posturale Kontrolle in der medio-lateralen Ebene der Beitrag der propriozeptiv-somatosensorischen Informationen aus dem Bereich der Sprunggelenke keine übergeordnete Rolle zu spielen. In der vorliegenden Studie wurden die Messungen mit einem weiteren Abstand zwischen den Füßen (ca. 15 cm) durchgeführt. Die geschilderten Beobachtungen der Literatur werden demnach im Rahmen der vorliegenden Studie durch den verhältnismäßig kleinen Einfluss der Achillessehnenvibration auf die Einschätzung der SPV in der medio-lateralen Ebene untermauert.

In sitzender Position könnten neben vestibulären Informationen insbesondere das somatosensorische Feedback aus dem Gesäßbereich sowie propriozeptive Informationen des Körperstammes eine wichtige Rolle bei der posturalen Kontrolle spielen, zumal der Einfluss der Achillessehnenvibration im Sitzen erwartungsgemäß sowohl in Hinblick auf den Mittelwert als auch die Standardabweichung sehr gering ausfiel.

4.5. Probandenfeedback

Um weitere Hinweise auf eine genauere Gewichtung der Bedeutung der verschiedenen Komponenten zur Einschätzung der SPV hinsichtlich der Propriozeption und somatosensorischen Oberflächensensibilität aus den verschiedenen Körperregionen zu erhalten, wurden die Probanden direkt nach Abschluss der Messungen mithilfe eines Fragebogens hierzu befragt (s. Anhang). Hierzu wurden 22 Probanden befragt, die Antworten von 18 Probanden wurden ausgewertet. Es sollten einerseits die Schwierigkeit der Einschätzung der SPV beurteilt werden. Andererseits sollte die subjektive Bedeutung von Informationen zur Propriozeption (Körperspannung) und Oberflächensensibilität aus den verschiedenen Körperpartien (Kopf- Hals-, Schulter-, Oberarm- Unterarm-, Hand-, Rumpf-, Oberschenkel-, Unterschenkel-, Fußbereich) unter den unterschiedlichen Versuchsbedingungen auf einer Skala von 1 (sehr leicht/sehr unwichtig) bis 10 (sehr schwierig/sehr wichtig) angegeben werden. Während sich im Vergleich von Stehen und Sitzen für die Propriozeption kein nennenswerter

Unterschied ergab und vor allem die propriozeptiven Informationen aus dem Kopf- Halsbereich (6-7 von 10), Rumpfbereich (7-8 von 10) und Fußbereich (6-7 von 10) als wichtig für die Einschätzung der SPV angesehen wurden, zeigte sich für die Oberflächensensibilität im Sitzen erwartungsgemäß eine Bevorzugung des Schulterbereiches (6-7 von 10) im Vergleich zur stehenden Position (4-5 von 10). Im Stehen und Sitzen in etwa gleichwertig und am wichtigsten war insoweit wiederum die Einschätzung zum somatosensorischen Feedback aus dem Kopf- Hals-, Rumpf- und Fußbereich. Auch unter den unterschiedlichen Versuchsbedingungen zeigte sich keine nennenswerte Abweichung von den Einschätzungen unter Normalbedingungen und kein nennenswerter Unterschied zwischen sitzender und stehender Position. Die Einschätzung der SPV wurde sowohl im Stehen als auch im Sitzen unter visueller Stimulation am schwierigsten eingeschätzt, für die Achillessehnenvibration konnte keine wesentliche Abweichung von der Einschätzung unter Normalbedingungen beobachtet werden (unter Normalbedingungen 4 von 10 im Sitzen und Stehen, 7 von 10 im Stehen und 6 von 10 im Sitzen unter visueller Stimulation sowie 5 von 10 im Stehen und Sitzen unter Achillessehnenvibration).

Die Ergebnisse der Probandenbefragung untermauern insoweit die Ergebnisse der Studie zum großen Einfluss der visuellen Stimulation auf die Einschätzung der SPV, wenngleich die Schwierigkeit im Stehen und Sitzen als gleich angegeben wurde und sich die visuelle Stimulation tatsächlich vor allem in sitzender Position auf die SPV auswirkt. Der Unterschied zwischen stehender und sitzender Position wird insoweit nicht durch das Probandenfeedback erfasst. Eine genauere Differenzierung zwischen Poll- und Pitch-Ebene wäre insoweit weiterführend gewesen, zumal die visuelle Stimulation im Stehen zu einem vergleichbaren Effekt wie im Sitzen führt und die geschätzte Schwierigkeit insofern daher am ehesten als gleich eingeschätzt wird. Die Achillessehnenvibration hat sowohl subjektiv im Feedback der Probanden als auch objektiv in den Messergebnissen im Vergleich zu Normalbedingungen einen nur geringen Einfluss auf die Einschätzung der SPV, was sich einerseits in der nur gering erhöhten subjektiv empfundenen Schwierigkeit, andererseits in der in etwa gleichbleibenden Bedeutung des somatosensorischen Feedbacks aus den unterschiedlichen Körperpartien im Vergleich zur Normalbedingungen widerspiegelt. Auch die erwartungsgemäß unterschiedlichen Strategien zur Einschätzung der SPV im Stehen und Sitzen mit einer größeren Bedeutung der Oberflächensensibilität im Sitzen, die durch den großflächigeren Kontakt zum Sitz zustande kommt, wird in der Probandenbefragung abgebildet.

4.6. Lern- und Habituationseffekte

In der Ergebnisdarstellung wurde bereits ausgeführt, dass die Reihenfolge der Messungen einen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse hat. Lern- und Habituationseffekte als möglicher Erklärungsansatz scheinen eine zentrale Rolle im vorliegenden Experiment insbesondere bei der SPV einzunehmen. Daher wurde auch die initial nicht vorgesehene Randomisierung des Beginns der Messungen vorgenommen, um tatsächliche Unterschiede in der Wahrnehmung der SVV und SPV zwischen sitzender und stehender Position demaskieren zu können, die keine Lern- oder Habituationseffekte darstellen.

Eine der wesentlichsten Beobachtungen ist, dass diejenige Messbedingung, mit welcher die Probanden begonnen haben, einen signifikanten Einfluss auf die Einschätzung des Mittelwertes bei nachfolgenden Messbedingungen haben. Zu nennen ist hierbei die Einschätzung des Mittelwertes der SPV weiter rechts bei Beginn der Messungen im Sitzen. Diesbezüglich wäre kritisch anzumerken, dass die Auswertung nicht zwischen einer Einschätzung weiter rechts bzw. hinten differenziert. Ein genaue Analyse der Ergebnisse zeigte jedoch, dass die Verschiebung des Mittelwertes nach rechts den entscheidenden Ausschlag gibt.

Ein wesentlicher Lerneffekt wurde bereits weiter oben in der Diskussion dargestellt: Die Standardabweichung wird sowohl bei der SVV als auch in beiden Ebenen der SPV im Stehen im Messverlauf aufgrund einer möglicherweise besseren somatosensorischen Kompensation kleiner, im Sitzen zeigt sich kein entsprechender Lerneffekt.

Weiterhin zeigen die Messungen der SPV unter Normalbedingungen unter unterschiedlichen Randomisierungen besonders die Bedeutung von Lerneffekten für die Einschätzung der SPV deutlich an: Während die Standardabweichung bei Beginn der aufeinander folgenden Messungen im Sitzen in stehender Position für beide Ebenen signifikant kleiner sind als in sitzender Position, findet man keinen signifikanten Unterschied bei den Messungen unter Pseudorandomisierung. Wenngleich die Effekte der visuellen Stimulation im Sitzen sehr gering ausgeprägt sind, kommt es in der Pitch-Ebene nach der Vorwärtsstimulation bei der Rückwärtsstimulation wieder zu einer Überschreitung des Mittelwertes unter Normalbedingungen. Hierzu passt der im Stehen deutlich stärker ausgeprägte Effekt der visuellen Stimulation in der Pitch-Ebene bei der Vorwärtsstimulation auf die Mittelwertverschiebung und die bereits mehrfach erwähnte kontinuierlich abnehmende Standardabweichung trotz visueller Stimulation sowie einer fehlenden Überschreitung des Mittelwertes unter Normalbedingungen bei der Rückwärtsstimulation. Insoweit sprechen die Ergebnisse für eine im Stehen im Vergleich zum Sitzen im Verlauf erfolgreichere Kompensation der posturalen Kontrolle unter visueller Stimulation im Sinne eines

ausgeprägteren Lern- bzw. Habituationseffektes, der als unabhängig von der Beeinflussung der SPV durch den Stimulus anzusehen ist. Hierfür spricht auch die Beobachtung, dass trotz unterschiedlicher Ergebnisse bei den Mittelwerten unter visueller Stimulation bei SVV und SPV wie oben beschrieben der gleiche Effekt bei den Messungen zur SVV auftritt.

Mithin ist eine starke Abhängigkeit des Experimentes von Lern- bzw. Habituationseffekten feststellbar. Im Umkehrschluss könnte sich ergeben, dass die beobachteten Unterschiede tatsächlich relevant sein dürften.

4.7 Limitationen der Studie

Im Folgenden soll noch auf Limitationen der Studie eingegangen werden. Zu nennen ist hierbei insbesondere, dass viele Untersuchungen das gewünschte Signifikanzniveau nicht erreicht haben, wenngleich sich teilweise deutlich sichtbare Unterschiede zeigten. Eine größere Power im Sinne einer größeren Anzahl an Studienteilnehmern hätte möglicherweise dazu geführt mehr signifikante Ergebnisse herbeizuführen.

Speziell im Rahmen der visuellen Stimulation sind mögliche Messungenauigkeiten als Ursache für Messwertverfälschungen zumindest anzusprechen: Wie im Methodenteil beschrieben wurde das Ein- und Abschalten der visuellen Stimulation sowie die Eingabe der Richtung der visuellen Stimulation manuell durchgeführt. Aus technischen Gründen konnte die Bestätigung des Einschaltens sowie die korrekte Richtung der Stimulation nur durch Befragen des Probanden eingeholt werden und damit insofern eine Probandenabhängigkeit der Messungen gegeben war. Trotz einer vor jeder neu beginnenden Sitzung mit einem Probanden durchgeführten Testung der Stimulation auf Funktionstüchtigkeit und einer gewissenhaften Durchführung der Messungen war hierdurch die Gefahr einer fehlerhaften Stimulation erhöht. Im Gegensatz zur Messung der dynamischen SVV mit automatisierten Einwirkzeiten der Stimulation war die vorliegend manuell ein- und abgeschaltete Stimulation zudem mit Ungenauigkeiten in der zeitlichen Dauer des Stimulus behaftet.

Analog zu den Messungen unter visueller Stimulation sind Ungenauigkeiten in der zeitlichen Applikation des Stimulus Teil des Experimentes gewesen. Im Unterschied zur visuellen Stimulation konnte jedoch von einem sicheren Vorhandensein des Stimulus (Anzeige auf der Pilotbox der Achillessehnenvibration, hörbares Vibrieren der Adaptoren) ausgegangen werden, ein Feedback der Probanden war hierzu nicht erforderlich.

Hinzukommt, dass ein Anhalten der Auslenkung und Bestimmung der SPV nur nach Ansage des Probanden möglich war, was zu weiteren Ungenauigkeiten führt. Ein systematischer Fehler

im Sinne einer weiteren Mittelwertverschiebung unter Stimulationsbedingungen ist jedoch nicht zu befürchten, da jede weitere Messung von der entgegengesetzten Seite begonnen wurde.

5. Zusammenfassung und Ausblick

Der Einschätzung der SPV und SVV im Stehen und Sitzen scheinen unterschiedlichen Strategien zugrunde zu liegen. Sowohl unter Stimulations- als auch Normalbedingungen spielen im Stehen propriozeptive Informationen aus dem Bereich der Sprunggelenke und der unteren Extremität im Allgemeinen eine große Rolle für die Einschätzung der SPV, die im Sitzen für die Einschätzung der SPV nicht abgerufen werden. Dies zeigen insbesondere die Unterschiede in den Ergebnissen unter Normalbedingungen und unter Achillessehnenvibration. Im Stehen existieren außerdem offensichtlich sowohl im Rahmen der Einschätzung der SVV als auch der SPV bessere Adaptationsmechanismen unter visueller Stimulation in beiden Ebenen; dies wird besonders in der eindrücklich unterschiedlichen Mittelwertverschiebung in der Roll-Ebene, gleichzeitig jedoch auch die im Messverlauf unterschiedlich gute Kompensation der visuellen Stimulation bei der Genauigkeit der SPV. Auch hierbei scheinen somatosensorische Informationen aus dem Bereich der unteren Extremität die entscheidende Rolle zu spielen.

Zielführende Erweiterungen des durchgeführten Experimentes zur SPV sind denkbar: Für aussagekräftigere Ergebnisse zu Unterschieden in der Wahrnehmung der SPV in stehender und sitzender Position ist eine kombinierte visueller Stimulation und Achillessehnenvibration durchaus sinnvoll, um eine genauere Aussage über Kompensationsmechanismen und die Bedeutung des propriozeptiv- somatosensorischen Feedbacks in stehender und sitzender Position treffen zu können. Es könnten außerdem die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Methoden automatisiert werden, um eine weitgehende Untersucherunabhängigkeit zu gewährleisten. Hierzu gehört vor allem eine automatisierte Auslenkung und ein automatisiertes Stoppen der Auslenkung im Spacecurl- Experiment sowie ein automatisiertes Starten und Stoppen der Stimulation. Eine Modifikation des Spacecurl- Experimentes mit geringerer Standweite würde erwartungsgemäß einerseits zu einer Erschwerung der Einschätzung der SPV in der Roll-Ebene, andererseits zu einer gewünschten Annäherung an Alltagsbedingungen führen. Ein weiterer Schritt zur expliziten Untersuchung der Unterschiede im somatosensorisch-propriozeptiven Feedback in stehender und sitzender Position wäre die Applikation einer der Achillessehnenvibration entsprechenden Stimulation im Bereich der Knie- Hüft- und/oder LWS- Gelenke, um genauere Informationen zur Priorisierung von somatosensorisch-propriozeptivem Input aus den unterschiedlichen Bereichen in den verschiedenen Positionen zu bekommen.

Die Bestimmung der Vertikalenwahrnehmung als wichtigen Teil der Raumorientierung ist klinisch relevant und kann unter anderem helfen, das Sturzrisiko von Patienten mit Störungen

in diesem Bereich abzuschätzen. Unsere Ergebnisse bestätigen, dass die SVV vor allem zur Überprüfung visuell- vestibulärer Funktionen, die SPV vor allem zur Überprüfung somatosensorischer Funktionen sinnvoll ist.

6. Literaturverzeichnis

1. Brandt T, Daroff RB. The multisensory physiological and pathological vertigo syndromes. *Annals of Neurology* 1980;7:195-203.
2. Maurer C, Mergner T, Peterka RJ. Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research* 2006;171:231-250.
3. Fujimoto C, Egami N, Demura S, Yamasoba T, Iwasaki S. The effect of aging on the center-of-pressure power spectrum in foam posturography. *Neuroscience Letters* 2015;585:92-97.
4. Verraes A. Modelling 3D control of upright stance using an optimal control strategy. *Clinical Neurology and Neurosurgery* 2012;15:1053-1063.
5. van der Kooij H, van Asseldonk E, van der Helm FCT. Comparison of different methods to identify and quantify balance control. *Journal of Neuroscience Methods* 2005;145:175-203.
6. Ting LH. Impairment in postural control is greater when ankle plantarflexors and dorsiflexors are fatigued simultaneously than when fatigued separately. *Journal of Neurophysiology* 2011;34:254-259.
7. Alahmari KA, Marchetti GF, Sparto PJ, Furman JM, Whitney SL. Estimating postural control with the balance rehabilitation unit: measurement consistency, accuracy, validity, and comparison with dynamic posturography. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2014;95:65-73.
8. Trousselard M, Cian C, Nougier V, Pla S, Raphel C. Contribution of somesthetic cues to the perception of body orientation and subjective visual vertical. *Perception & Psychophysics* 2003;65:1179-1187.
9. Schuler JR, Bockisch CJ, Straumann D, Tarnutzer AA. Precision and accuracy of the subjective haptic vertical in the roll plane. *BMC Neuroscience* 2010;11:83.
10. Fourre B, Isableu B, Bernardin D, et al. The role of body centre of mass on haptic subjective vertical. *Neuroscience Letters* 2009;465:230-234.
11. Ito Y, Gresty MA. Subjective postural orientation and visual vertical during slow pitch tilt for the seated human subject. *Aviation, Space, and Environmental Medicine* 1997;68:3-12.
12. Bergmann J, Kreuzpointner MA, Krewer C, et al. The subjective postural vertical in standing: reliability and normative data for healthy subjects. *Atten Percept Psychophys* 2015;77:953-960.
13. Mesure S. Ageing of the postural vertical. *European Spine Journal : Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 2010;32:51-60.
14. Suuden-Johanson E. Does proprioception contribute to the sense of verticality? *European Spine Journal : Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 2008;185:545-552.
15. Grangeon M. Unsupported Eyes Closed Sitting and Quiet Standing Share Postural Control Strategies in Healthy Individuals. 2014.
16. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of Physiology* 2001;532:869-878.
17. Kuczynski M. Ageing of the postural vertical. *European Spine Journal : Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 2010;32:51-60.
18. Günther M, Grimmer S, Siebert T, Blickhan R. All leg joints contribute to quiet human stance: A mechanical analysis. *Journal of Biomechanics* 2009;42:2739-2746.
19. Thompson C, Belanger M, Fung J. Effects of bilateral Achilles tendon vibration on postural orientation and balance during standing. *Clinical Neurophysiology : Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology* 2007;118:2456-2467.
20. Scotto Di Cesare C, Buloup F, Mestre DR, Bringoux L. How do visual and postural cues combine for self-tilt perception during slow pitch rotations? *Acta Psychologica* 2014;153c:51-59.
21. Yost WA. Effect of different insoles on postural balance: a systematic review. *Journal of the American Academy of Audiology* 2013;25:1353-1356.
22. Nakagawa H, Ohashi N, Watanabe Y, Mizukoshi K. The contribution of proprioception to posture control in normal subjects. *Acta Oto-Laryngologica Supplementum* 1993;504:112-116.

23. Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Experimental Brain Research* 2004;156:505-512.
24. Barbieri G, Gissot AS, Nougier V, Perennou D. Achilles tendon vibration shifts the center of pressure backward in standing and forward in sitting in young subjects. *Neurophysiologie clinique = Clinical Neurophysiology* 2013;43:237-242.
25. Teasdale N, Bard C, LaRue J, Fleury M. On the cognitive penetrability of posture control. *Experimental Aging Research* 1993;19:1-13.
26. Barra J, Marquer A, Joassin R, et al. Humans use internal models to construct and update a sense of verticality. *Brain : A Journal of Neurology* 2010;133:3552-3563.
27. Dieterich M, Brandt T. Wallenberg's syndrome: lateropulsion, cyclorotation, and subjective visual vertical in thirty-six patients. *Annals of Neurology* 1992;31:399-408.
28. Baier B, Thomke F, Wiltling J, Heinze C, Geber C, Dieterich M. A pathway in the brainstem for roll-tilt of the subjective visual vertical: evidence from a lesion-behavior mapping study. *The Journal of Neuroscience : The Official Journal of the Society for Neuroscience* 2012;32:14854-14858.
29. Baier B, Conrad J, Stephan T, et al. Vestibular thalamus: Two distinct graviceptive pathways. *Neurology* 2016;86:134-140.
30. Saj A, Honore J, Bernati T, Coello Y, Rousseaux M. Subjective visual vertical in pitch and roll in right hemispheric stroke. *Stroke; A Journal of Cerebral Circulation* 2005;36:588-591.
31. Reinhart S, Schaadt AK, Keller I, Hildebrandt H, Kerkhoff G, Utz K. Rotational coherent dot movement normalizes spatial disorientation of the subjective visual vertical in patients with rightsided stroke. *Neuropsychologia* 2016.
32. Saj A, Honore J, Coello Y, Rousseaux M. The visual vertical in the pusher syndrome: influence of hemispace and body position. *Journal of Neurology* 2005;252:885-891.
33. Baier B, Suchan J, Karnath HO, Dieterich M. Neural correlates of disturbed perception of verticality. *Neurology* 2012;78:728-735.
34. Crevits L, Venhovens J, Vanoutrive J, Debruyne J. False perception of visual verticality in multiple sclerosis. *European Journal of Neurology : The Official Journal of the European Federation of Neurological Societies* 2007;14:228-232.
35. Crevits L, Vanacker L, Verraes A. Patients with migraine correctly estimate the visual verticality. *Clinical Neurology and Neurosurgery* 2012;114:313-315.
36. Khatlab A, Docherty S, Bagust J, Willington R, Thomas P, Amar K. Subjective visual vertical perception and sense of smell in Parkinson disease. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2012;49:961-969.
37. Scocco DH, Wagner JN, Racosta J, Chade A, Gershanik OS. Subjective visual vertical in Pisa syndrome. *Parkinsonism and Related Disorders* 2014;20:878-883.
38. Tarnutzer AA, Marti S, Straumann D. Gravity perception in cerebellar patients. *Progress in Brain Research* 2008;171:369-372.
39. Vibert D, Hausler R, Safran AB. Subjective visual vertical in peripheral unilateral vestibular diseases. *Journal of Vestibular Research : Equilibrium & Orientation* 1999;9:145-152.
40. Kumagami H, Sainoo Y, Fujiyama D, et al. Subjective visual vertical in acute attacks of Meniere's disease. *Otology & neurotology : Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 2009;30:206-209.
41. Ogawa Y, Otsuka K, Shimizu S, Inagaki T, Kondo T, Suzuki M. Subjective visual vertical perception in patients with vestibular neuritis and sudden sensorineural hearing loss. *Journal of Vestibular Research : Equilibrium & Orientation* 2012;22:205-211.
42. Liu RR, Chen TS, Lin P, Dong H, Lu HH, Zhang N. [Subjective visual horizontal in peripheral unilateral vestibular dysfunction]. *Zhonghua Er Bi Yan Hou Tou Jing Wai Ke Za Zhi* 2011;46:382-387.
43. Lopez C, Lacour M, Ahmadi AE, Magnan J, Borel L. Changes of visual vertical perception: a long-term sign of unilateral and bilateral vestibular loss. *Neuropsychologia* 2007;45:2025-2037.
44. Karnath HO, Ferber S, Dichgans J. The origin of contraversive pushing: evidence for a second graviceptive system in humans. *Neurology* 2000;55:1298-1304.
45. Perennou DA, Amblard B, Leblond C, Pelissier J. Biased postural vertical in humans with hemispheric cerebral lesions. *Neuroscience Letters* 1998;252:75-78.

46. Karnath HO. Pusher syndrome--a frequent but little-known disturbance of body orientation perception. *Journal of Neurology* 2007;254:415-424.
47. Bergmann J, Krewer C, Selge C, Muller F, Jahn K. The Subjective Postural Vertical Determined in Patients with Pusher Behavior During Standing. *Topics in Stroke Rehabilitation* 2016;23:184-190.
48. Saeys W, Vereeck L, Truijen S, Lafosse C, Wuyts FP, Van de Heyning P. Influence of sensory loss on the perception of verticality in stroke patients. *Disability and Rehabilitation* 2012;34:1965-1970.
49. Bisdorff AR, Wolsley CJ, Anastasopoulos D, Bronstein AM, Gresty MA. The perception of body verticality (subjective postural vertical) in peripheral and central vestibular disorders. *Brain : A Journal of Neurology* 1996;119 (Pt 5):1523-1534.
50. Bonan IV, Leblong E, Leplaideur S, Laviolle B, Tassel Ponche S, Yelnik AP. The effect of optokinetic and galvanic vestibular stimulations in reducing post-stroke postural asymmetry. *Clinical Neurophysiology : Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology* 2015.
51. Asahina M, Nakajima M, Kojima S, Hirayama K. [Postural sway in patients with hereditary ataxia]. *Rinsho shinkeigaku = Clinical neurology* 1994;34:1105-1110.
52. Corriveau H, Prince F, Hebert R, et al. Evaluation of postural stability in elderly with diabetic neuropathy. *Diabetes Care* 2000;23:1187-1191.
53. Lafond D, Corriveau H, Prince F. Postural control mechanisms during quiet standing in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes Care* 2004;27:173-178.
54. Perennou D. Posturographic measures in healthy young adults during quiet sitting in comparison with quiet standing. *Age* 2010;32:32-38.
55. Dichgans J. The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. *Annals of the New York Academy of Sciences* 1995;103:267-276.
56. Franzén E, Gurfinkel VS, Wright WG, Cordo PJ, Horak FB. Haptic touch reduces sway by increasing axial tone. *Neuroscience* 2011;174:216-223.
57. Jovanovic S, Ribaric-Jankes K. [Subjective Visual Vertical test: normative values in healthy population]. *Srpski arhiv za celokupno lekarstvo* 2008;136:585-589.
58. Gaertner C, Bucci MP, Obeid R, Wiener-Vacher S. Subjective visual vertical and postural performance in healthy children. *PloS One* 2013;8:e79623.
59. Verraes A. The subjective visual vertical: validation of a simple test. *Clinical Neurology and Neurosurgery* 2011;34:307-315.
60. Lubeck AJ, Bos JE, Stins JF. Framing visual roll-motion affects postural sway and the subjective visual vertical. *Atten Percept Psychophys* 2016.
61. Kawakita T, Kuno S, Miyake Y, Watanabe S. Body sway induced by depth linearvection in reference to central and peripheral visual field. *The Japanese Journal of Physiology* 2000;50:315-321.
62. Duclos NC, Maynard L, Barthelemy J, Mesure S. Postural stabilization during bilateral and unilateral vibration of ankle muscles in the sagittal and frontal planes. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 2014;11:130.
63. Cakrt O, Slaby K, Viktorinova L, Kolar P, Jerabek J. Subjective visual vertical in patients with idiopathic scoliosis. *Journal of Vestibular Research : Equilibrium & Orientation* 2011;21:161-165.
64. Asai M, Aoki M, Hayashi H, Yamada N, Mizuta K, Ito Y. Subclinical deviation of the subjective visual vertical in patients affected by a primary headache. *Acta Oto-Laryngologica* 2009;129:30-35.
65. Baccini M, Paci M, Del Colletto M, Ravenni M, Baldassi S. The assessment of subjective visual vertical: comparison of two psychophysical paradigms and age-related performance. *Attention, Perception and Psychophysics* 2014;76:112-122.
66. Tesio L, Longo S, Rota V. The subjective visual vertical: validation of a simple test. *International journal of rehabilitation research, Internationale Zeitschrift fur Rehabilitationsforschung, Revue Internationale de Recherches de Readaptation* 2011;34:307-315.
67. Cofre Lizama LE, Pijnappels M, Faber GH, Reeves PN, Verschueren SM, van Dieen JH. Age effects on mediolateral balance control. *PloS One* 2014;9:e110757.
68. Gimmon Y, Riemer R, Oddsson L, Melzer I. The effect of plantar flexor muscle fatigue on postural control. *Journal of electromyography and kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 2011;21:922-928.

69. Kheradmand A, Gonzalez G, Otero-Millan J, Lasker A. Visual perception of upright: Head tilt, visual errors and viewing eye. *Journal of Vestibular Research : Equilibrium & Orientation* 2016;25:201-209.
70. Alberts BB, Selen LP, Bertolini G, Straumann D, Medendorp WP, Tarnutzer AA. Dissociating vestibular and somatosensory contributions to spatial orientation. *Journal of Neurophysiology* 2016;116:30-40.
71. Hoppenbrouwers M, Wuyts FL, Van de Heyning PH. Suppression of the E-effect during the subjective visual vertical test. *NeuroReport* 2004;15:325-327.
72. Orlovsky GN. Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: a comparison between sitting and standing postures. *Current Opinion in Neurobiology* 2011;30:203-212.
73. Rota V. Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: a comparison between sitting and standing postures. *International Journal of Rehabilitation Research, Internationale Zeitschrift fur Rehabilitationsforschung, Revue Internationale de Recherches de Readaptation* 2011;30:203-212.
74. Roerdink M, Hlavackova P, Vuillerme N. Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: a comparison between sitting and standing postures. *Human Movement Science* 2011;30:203-212.
75. Tessem S, Hagstrom N, Fallang B. Weight distribution in standing and sitting positions, and weight transfer during reaching tasks, in seated stroke subjects and healthy subjects. *Physiotherapy Research International : The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy* 2007;12:82-94.
76. Vette AH, Masani K, Sin V, Popovic MR. Posturographic measures in healthy young adults during quiet sitting in comparison with quiet standing. *Medical Engineering & Physics* 2010;32:32-38.
77. Mesure S. Posturographic measures in healthy young adults during quiet sitting in comparison with quiet standing. *European Spine Journal : Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 2010;32:32-38.
78. Kobayashi K, Fushiki H, Asai M, Watanabe Y. Head and body sway in response to vertical visual stimulation. *Acta Oto-Laryngologica* 2005;125:858-862.
79. Tsutsumi T, Murakami M, Kawaishi J, Chida W, Fukuoka Y, Watanabe K. Postural stability during visual stimulation and the contribution from the vestibular apparatus. *Acta Oto-Laryngologica* 2010;130:464-471.
80. Ceyte H, Cian C, Zory R, Barraud PA, Roux A, Guerraz M. Effect of Achilles tendon vibration on postural orientation. *Neuroscience Letters* 2007;416:71-75.
81. Day BL, Steiger MJ, Thompson PD, Marsden CD. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *The Journal of Physiology* 1993;469:479-499.

7. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung Pitchebene und Roll- Ebene	7
Abbildung 2: Schematische Darstellung der Posturographie.....	8
Abbildung 3: Schematische Darstellung SVV (Ansicht von der Seite und von hinten).....	9
Abbildung 4 Versuchsaufbau Subjektive Visuelle Vertikale	16
Abbildung 5 Versuchsaufbau subjektive posturale Vertikale	17
Abbildung 6: Schematisierte Darstellung Versuchsablauf Spacecurl.....	19
Abbildung 7: Spacecurl Aufbau.....	19
Abbildung 8: Spacecurl Ebenen.....	19
Abbildung 9: Beispielabbildung aus Software zur Aufnahme des Bewegungssensorsignales.....	20
Abbildung 10: Spacecurl Versuchsaufbau mit visueller Stimulation.....	21
Abbildung 11: Darstellung des Versuchsaufbaus der Achillessehnenvibration	23
Abbildung 12: Schematisierte Darstellung Fußbereich beim Hexapodversuchsaufbau	24
Abbildung 13: Darstellung Versuchsaufbau Hexapod (Stuhl und Bewegungsplattform)	25
Abbildung 14: Darstellung Hexapod Versuchsaufbau (Kopfbereich)	26
Abbildung 15: Schematisierte Darstellung zum Versuchsablauf im Hexapod	27
Abbildung 16: Randomisierung zweite Versuchsreihe posturale Vertikale	31
Abbildung 17: Mittelwerte SPV unter Normalbedingungen (nicht randomisiert) mit 95%- KI	36
Abbildung 18: Standardabweichungen SPV unter Normalbedingungen mit 95%- KI.....	37
Abbildung 19: Mittelwerte SPV (pitch) unter randomisierten Normalbedingungen.....	38
Abbildung 20: Mittelwerte SPV (roll) unter randomisierten Normalbedingungen.....	39
Abbildung 21: Mittelwerte SVV unter visueller Stimulation	41
Abbildung 22: Standardabweichungen SVV unter visueller Stimulation	42
Abbildung 23: Standardabweichungen SVV	43
Abbildung 24: Mittelwerte der SPV (pitch) unter visueller Stimulation	44
Abbildung 25: SPV unter visueller Stimulation pitch Mittelwert (Beginn mit visueller Stimulation) ...	45
Abbildung 26: Einfluss der visuellen Stimulation in der roll- Ebene auf die SPV	46
Abbildung 27: SPV Standardabweichung in der roll- Ebene unter visueller Stimulation.....	47
Abbildung 28: Subjektive posturale Vertikale unter Achillessehnenvibration in der pitch- Ebene	48
Abbildung 29: SPV Standardabweichung (Beginn mit Achillessehnenvibration).....	49
Abbildung 30: Effekt der visuellen Stimulation auf die subjektive posturale Vertikale.....	53
Abbildung 31: Effekt der Achillessehnenvibration auf die SPV im Stehen.....	53

Publikationsliste:

Neuroscience Letters, Volume 730, 21 June 2020, 135055

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen Menschen meinen großen Dank aussprechen, die mich bei der Anfertigung dieser Doktorarbeit unterstützt haben.

Besonderer Dank gilt hierbei meinem Doktorvater sowie meinem Betreuer, mit denen ich stets eine zielführende und freundliche Zusammenarbeit hatte.

Danken möchte ich ebenfalls meinem langjährigen Freund Hans, der mir außerhalb des Themas stets mit Rat und Tat zur Seite stand.



LUDWIG-
MAXIMILIANS-
UNIVERSITÄT
MÜNCHEN

Promotionsbüro
Medizinische Fakultät



Eidesstattliche Versicherung

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Christian Prawitz

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand