

Einfluss von H-Reflex Stimulationen und mechanischen Störungen auf die spinale Kontrolle einer Gleichgewichtsaufgabe

Abschlussarbeit zur Erlangung des
Master of Science in Sportwissenschaften
Option Unterricht

eingereicht von

Joana Frick

an der
Universität Freiburg, Schweiz
Mathematisch-Naturwissenschaftliche und Medizinische Fakultät
Abteilung Medizin
Department für Neuro- und Bewegungswissenschaften

in Zusammenarbeit mit der
Eidgenössischen Hochschule für Sport Magglingen

Referent
Prof. Wolfgang Taube

Betreuer
Dr. Michael Wälchli

Fribourg, April 2020

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	4
1 Einleitung	5
1.1 Posturale Kontrolle.....	5
1.2 H-Reflex	12
1.3 Ziel der Arbeit	22
2 Methode.....	23
2.1 Stichprobe.....	23
2.2 Studiendesign	23
2.3 Elektromyographie	25
2.4 Posturale Kontrolle.....	26
2.5 H-Reflex	27
2.6 Datenauswertung.....	28
2.7 Statistische Analyse.....	28
3 Resultate	30
3.1 Einfluss der H-Reflex Stimulation auf den Verlauf der H-Reflexe	30
3.2 Einfluss der Perturbationsart auf die neuromuskuläre Aktivität	31
3.3 Neuromuskuläre Aktivität im stabilen Stand	32
3.4 Einfluss der Perturbationen auf die Schwankungen der Wippe.....	33
4 Diskussion	37
4.1 Einfluss der Perturbationen auf den Verlauf der spinalen Kontrolle	37
4.2 Einfluss der Perturbationsart auf die spinale Kontrolle	41
5 Schlussfolgerung	44
Literatur.....	46
Dank	52

Zusammenfassung

Die posturale Kontrolle ist für die Erhaltung des aufrechten Standes beim Menschen zuständig. Dabei spielt das zentrale Nervensystem eine wesentliche Rolle. Es sammelt sensorisches Feedback, um dann geeignete motorische Befehle zum Muskel zu leiten. Obschon viele Mechanismen der posturalen Kontrolle verstanden worden sind, bleiben einige Aspekte, wie die Reflexmodulation nach Störungen des Gleichgewichts, noch nicht vollumfänglich geklärt. Trimble und Koceja untersuchten in ihrer Studie von 2001 spinale Anpassungen während dem Stand auf einer Gleichgewichtswippe mit Hilfe der H-Reflex Methode und konnten zeigen, dass die Reflexantwort infolge wiederholten posturalen Störungen durch H-Reflex Stimulationen, beim Stand auf der instabilen Unterlage, mit der Zeit automatisch reduziert wurde. Angelehnt an deren Untersuchungsdesign, wurde in der Studie im Rahmen dieser Masterarbeit weiterführend untersucht, ob der H-Reflex aufgrund der Instabilität der Gleichgewichtsaufgabe oder der negativen Konsequenzen der Stimulationen reduziert wurde. Dazu wurden Probanden unter vier verschiedenen Bedingungen während 11 Serien von je 6 Stimulationen getestet. Die erste, sechste und elfte Serie wurden als Referenzserien auf der stabilisierten Wippe und mit H-Reflex Stimulationen absolviert. Bei den restlichen Serien wurden auf der beweglichen Wippe posturale Störungen ausgelöst. Die Bedingung HREF wurde mit H-Reflex Stimulationen des m. soleus als posturale Störungen durchgeführt. Die mechanische Störung (Bedingung MEC) wurde durch eine mechanische rück-vor Verschiebung der Plattform unter der Wippe ausgelöst. Unter der Bedingung DUO wurde die H-Reflex Stimulation und die mechanische Störung zeitgleich miteinander kombiniert. Die Bedingung STA im stabilen Stand, also auf der stabilisierten Wippe mit H-Reflex Stimulationen, diente als Kontrollbedingung. Ausgewertet wurden daraufhin die H-Reflex Amplituden als Reaktion auf die elektrischen Stimulationen und die Winkelgeschwindigkeit der Schwankungen auf der Wippe während 3 Sekunden nach der Störungsauslösung. Die Varianzanalyse ergab eine signifikante Reduktion der H-Reflex Amplitude über die Zeit bei allen drei Bedingungen auf der beweglichen Wippe (HREF, MEC, DUO). Zwischen den beweglichen Bedingungen gab es keinen statistischen Unterschied. Die Reduktion der H-Reflex Amplituden unter der Bedingung MEC zeigt, dass der H-Reflex aufgrund der Instabilität der Gleichgewichtsaufgabe stattgefunden hat und nicht aufgrund der negativen Konsequenzen der H-Reflex Stimulationen. Das spinale System wird vermutlich je nach Schwierigkeit der posturalen Störung auf ein allgemeines Level eingestellt.

1 Einleitung

Auf diversen social media Kanälen sind immer häufiger Videos von Spitzensportathleten mit spektakulären Trainings und Parcours zur Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit zu sehen. Doch wie ist es möglich solche, zum Teil waghalsigen, Stunts zu lernen? Wie kann der menschliche Körper das Gleichgewicht kontrollieren? Wie kann der Mensch auf Gleichgewichtsstörungen reagieren, um die Balance wiederzufinden? Und wo finden die zugrunde liegenden neuronalen Anpassungen statt?

Trotz der ständigen technischen Weiterentwicklung von Untersuchungsinstrumenten für Gehirn-, Nerven- und Muskelaktivitäten, sind einige Kontrollmechanismen zur Aufrechterhaltung des stabilen Standes noch ungeklärt. Taube und Kollegen (2006) konnten zeigen, dass die neuromuskuläre Kontrolle als Reaktion auf posturale Störungen durch spinale und supraspinale Ebenen reguliert wird. In dieser Arbeit wird der Fokus auf die Modulation von spinalen Reflexen beim Stand auf einer instabilen Unterlage gelegt. Dabei werden die spinalen Anpassungsmechanismen als Reaktion auf posturale Störungen untersucht. Einfacher gesagt wird überprüft, ob und wie der Mensch lernt Reflexe zu hemmen, wenn die entsprechende Muskelkontraktion kontraproduktiv oder ungünstig für die posturale Kontrolle ist. Im Anschluss wird auf die posturale Kontrolle an sich und den Hoffmann-Reflex (H-Reflex) als Methode zur Untersuchung der muskulären Reflexantwort sowie deren Erkenntnisse eingegangen.

1.1 Posturale Kontrolle

Der Mensch wird als einziges Säugetier geführt, bei dem der zweibeinige Stand und der aufrechte Gang, als gewöhnliche Haltung und Fortbewegung gelten. Beim aufrechten Gang müssen Menschen mehrere Körpersegmente mit einem hohem Körperschwerpunkt auf einer kleinen Unterstützungsfläche (Füße) im Gleichgewicht halten (Taube, Gruber & Gollhofer, 2008). Gleichgewicht bedeutet im physischen Sinne, dass der Körperschwerpunkt über der Unterstützungsfläche stabilisiert werden muss. Der Begriff *Gleichgewicht* wird definiert als Fähigkeit einer Person, nicht zu fallen (Pollock, Durward, Rowe & Paul, 2000). Menschen können jedoch, durch willkürliche Verschiebung des Körperschwerpunktes oder Anpassung der Unterstützungsfläche, aktiv ihren Körper stabilisieren. Deshalb wird der Terminus *posturale Kontrolle* in dieser Arbeit bevorzugt. Die *posturale Kontrolle* wird definiert als «Handlungen, um den Gleichgewichtszustand in jeder Haltung oder Aktivität aufrechtzuerhalten, zu erlangen oder wiederherzustellen» (Pollock et al., 2000).

Die posturale Kontrolle wird durch ein komplexes Zusammenspiel des sensomotorischen Systems reguliert. Dabei senden sensorische Systeme Signale über den aktuellen Zustand des Körpers an das zentrale Nervensystem (ZNS). Das ZNS verarbeitet die Informationen und das motorische System sendet die verarbeiteten Informationen als kontrollierte Bewegungsbefehle an die Muskeln. Diese meist unbewusst ablaufenden Regelkreismechanismen der posturalen Kontrolle durchlaufen verschiedene Ebenen des ZNS. Beim schnellsten, aber auch einfachsten Regelkreis werden die afferenten Informationen im Rückenmark verarbeitet. Beim beispielsweise ein Bus abrupt ab, wird die Wadenmuskulatur der stehenden Fahrgäste gedehnt. Die Muskelspindeln der Wadenmuskulatur nehmen die Dehnung wahr. Die Information der Längenänderung der Muskulatur wird dann über die Ia-Afferenzen zum Rückenmark geleitet. Die Verschaltung auf das α -Motoneuron desselben Muskels bewirkt nach nur kurzer Zeit von etwa 30 bis 60 ms (Corden, Lippold, Buchanan & Norrington, 2000) eine Reflexantwort im Muskel. Dieser Dehnreflex mit einem Regelkreis über nur eine Synapse wird *monosynaptischer Dehnreflex* genannt. Die Informationen werden bei einer schnellen Dehnung zudem über afferente Bahnen zu höheren Zentren (subkortikal, kortikal) geleitet. Die Informationen werden kurz verarbeitet. Der Motorkortex sendet eine motorische Erregung zum Muskel, welche mit einer Latenz von 85 bis 100 ms auftritt (Taube et al., 2006). Die kortikale Kompensationsreaktion trifft bei Haltungstörungen somit später ein als die Reaktion auf spinaler Ebene. Kortikale Reaktionen sind aber adäquater auf die Situation angepasst (Taube, 2013).

Bei monosynaptischen Dehnreflexen mit der schnellsten Verarbeitung kann die spinale Reflexantwort von höheren Zentren voreingestellt werden. So konnte während anspruchsvollen Gleichgewichtsaufgaben eine Reduktion der Reflexamplitude durch präsynaptische Inhibition beobachtet werden (Katz, Meunier & Pierrot-Deseilligny, 1988; Trimble & Koceja, 2001). Die Hemmung der Transmitterausschüttung in den synaptischen Spalt bei postural anspruchsvollen Aufgaben, bewirkt eine Abschwächung der Erregung des postsynaptischen Neurons im Vergleich zur Ia-Afferenz. Die Erregbarkeit des entsprechenden α -Motoneurons bleibt demnach für Beiträge aus höheren Zentren offen (Taube, 2013).

Informationen der sensorischen Systeme über die Körperhaltung werden von subkortikalen Regionen zusammengetragen. Diese subkortikalen Zentren wie Hirnstamm, Kleinhirn und Basalganglien tragen Anteile zur anforderungsspezifischen Gleichgewichtsregulation bei. Auch eine kortikale Mitwirkung beim bipedalen Gang und bei Kompensationsreaktionen nach posturalen Störungen konnte mittels nicht-invasiven Techniken, wie transkranieller Magnetstimulation (TMS) nachgewiesen werden (Jacobs & Horak, 2007; Taube et al., 2006).

1.1.1 Posturale Störungen. Posturale Störungen sind Impulse, welche auf die Haltung eines Menschen wirken und meist Ausgleichsbewegungen des Körpers erfordern. Diese Störungen der Körperhaltung können von der Person selbst durch Bewegungen einzelner Körperteile (z. B. Arm heben) oder von einer externen Quelle (z. B. mechanische Verschiebung der Unterstützungsfläche) ausgelöst werden. Weiter können posturale Störungen in der zeitlichen Vorhersehbarkeit unterschieden werden. *Selbstinduzierte* Störungen sind immer zeitlich vorhersehbar. *Extern induzierte* Störungen können zeitlich *vorhersehbar* oder *unvorhersehbar* sein, je nachdem ob der Zeitpunkt der Störungsauslösung bekannt ist. Ist dem Menschen die Art und die Richtung einer Haltungstörung zuvor vertraut, spricht man von einer *antizipierten* Störung. Ist die Richtung unbekannt, wird sie *nicht-antizipiert* genannt. Die Richtung der Auslenkungen der Unterstützungsfläche kann in *rotatorische* und *translatorische* Verschiebungen unterteilt werden. All diese Unterscheidungen sind wesentlich, um zu verstehen, wie der menschliche Körper sich auf posturale Störungen vorbereitet und darauf reagiert (Wälchli, Tokuno, Ruffieux, Keller & Taube, 2017).

Um posturale Störungen wahrnehmen zu können, sind optische (Buchanan & Horak, 1999), somatosensorische (propriozeptiv: Fitzpatrick & McCloskey, 1994; taktil: Holden, Ventura & Lackner, 1994) und vestibuläre (Nashner, Shupert, Horak & Black, 1989) Informationen der afferenten Nervenbahnen grundlegend. Deutet die Verarbeitung der sensorischen Informationen mitunter auf eine Verschiebung des Körperschwerpunktes aus der Unterstützungsfläche, erfolgt im Normalfall eine muskuläre Reaktion, um einen Sturz zu vermeiden. Stürze können vor allem bei nicht-antizipierten Störungen auftreten, wenn die reflektorischen Reaktionen zu spät oder zu ungenau auftreten. Je nach zeitlicher Vorhersehbarkeit und Kenntnis über die Art der posturalen Störung, unterscheiden sich die vorbereitenden Massnahmen auf die Störung. Ist der Zeitpunkt vorhersehbar und die Störung antizipiert, können Probanden angepasster reagieren. Ausserdem können schwierigere Störungen kompensiert werden, da die Muskelantwort genauer vorbereitet werden kann (Wälchli et al., 2017). Der folgende Abschnitt unterscheidet zwei generelle Kontrollstrategien.

1.1.2 Posturale Kontrollstrategien. Die posturale Kontrolle wird grundlegend in zwei verschiedene Modi, dem «Feedback-Modus» und den «antizipativen Modus» unterteilt. Im Feedback-Modus antwortet das posturale System reaktiv auf den Verlust des Gleichgewichts. Die *Feedback-Kontrolle* versucht durch adäquate, meist reflektorische Kompensationsreaktionen den Gleichgewichtszustand wiederzuerlangen. Die Feedback-Prozesse sind wichtig in Situationen, die bisher noch nicht erfahren wurden und daher nicht antizipiert werden können. Im

Gegensatz dazu werden beim antizipativen Modus posturale Störungen mental vorweggenommen. Die *Feedforward-Kontrolle* stellt das System vor der Störung vorausschauend darauf ein und kommt in Situationen mit vorgängiger Kenntnis der Perturbation zum Einsatz. Somit liegt der Unterschied der beiden Modi mitunter in der Kenntnis und der Erfahrung über die kommende posturale Störung. Bei manchen Bewegungen kann allerdings nicht klar unterschieden werden, welche Kontrollstrategie vorherrscht. Es gibt auch Mischformen (Taube, 2013). Die neuronalen Mechanismen, welche für die Reaktionen nach posturalen Störungen verantwortlich sind, werden noch nicht vollumfänglich verstanden. Die bisherigen Erkenntnisse der beiden Modi werden in den folgenden Abschnitten beschrieben.

Feedback-Kontrolle. Für die Feedback-Kontrolle sind hauptsächlich sensomotorische Regelkreise zuständig. Sensorisches Feedback wird im ZNS verarbeitet, welches motorische Befehle an die Muskeln weitergibt. Mit Hilfe des Elektromyogramms, kurz EMG ist es möglich, die Muskelaktivität aufzuzeichnen. Die Verarbeitungszeit ist von der Kontrollebene des ZNS (spinal, subkortikal oder kortikal) abhängig. Das schnellst mögliche Feedback wird auf Spinelebene verarbeitet. Die früheste Muskelantwort wird durch monosynaptische Dehnreflexe ausgelöst, über Ia-afferente Bahnen zum Rückenmark geleitet und tritt im EMG nach einer kurzen Latenzzeit (*short latency response*: SLR) von 30 bis 60 ms auf (Corden et al., 2000). Auf die SLR folgt die *medium latency response* (MLR), welche vermutlich auch spinal moduliert, jedoch von Typ II Fasern hervorgerufen wird (Uysal, Larsson, Efendi, Burke & Ertekin, 2009). Die MLR zeigt sich im EMG erst etwa 60 bis 85 ms nach der Perturbation (Taube et al., 2006). Obwohl die SLR und die MLR spinal reguliert werden, kann der Kortex die Muskelantwort dennoch beeinflussen. Der kortikale Einfluss kann jedoch nur im Voraus eingestellt werden. Änderungen des Grades der präsynaptischen Hemmung nach einer Muskeldehnung beispielsweise, können auf die SLR und MLR Einfluss nehmen. Im Gegensatz dazu, werden *long latency responses* (LLR), welche etwa 85 bis 120 ms nach der posturalen Störung auftreten, in supraspinalen Zentren moduliert (Taube et al., 2006). Der Einfluss der supraspinalen Zentren steigt also mit fortlaufender Zeit der posturalen Reaktion an (Taube et al., 2006). Jacobs und Horak (2007) zeigten ausserdem, dass sich die Beteiligung höherer Zentren vergrössert, wenn die Art der bevorstehenden Störung bekannt ist und dadurch antizipiert werden kann. Weiters hat die Stärke der Muskeldehnung einen Einfluss auf die Grösse der SLR, MLR und LLR (Nardone, Giordano, Corrà & Schieppati, 1990). Die Wucht eines Störungsreizes scheint die Art und die Grösse der Antwort zu beeinflussen. Nashner (1976) konnte jedoch an gemachte Erfahrungen und Erwartungen angepasste Muskelantworten nachweisen. Diese Erkenntnis weist

darauf hin, dass eine Störung antizipiert und die kompensatorische Reaktion angemessen vorbereitet werden kann.

Feedforward-Kontrolle. Die Feedforward-Kontrolle basiert auf vorausschauenden, internalen Modellen und wirkt beinahe in jeder posturalen Kontrollsituation. Dabei wird eine Efferenzkopie des motorischen Befehls zum *Forward-Modell* gesendet. Das vermutlich im Kleinhirn gespeicherte Forward-Modell schätzt die Auswirkungen der geplanten Bewegung und die erwarteten Einflüsse auf das Umfeld voraus. Durch den Vergleich des geschätzten und des tatsächlichen sensorischen Feedbacks kann aus Fehlern gelernt werden und die zukünftigen motorischen Befehle angepasst werden (Kawato, Furukawa, Suzuki, 1987). Die Vorhersage des Forward-Modells erlaubt dem neuralen System schnellere und präzisere motorische Befehle, im Vergleich zur Feedback-Schleife (Hooks, 2017). Die Feedforward-Kontrolle wird mitunter durch *antizipatorische posturale Anpassungen* (APA: anticipatory postural adjustments) sichtbar. APA's rufen eine erhöhte Aktivität im betroffenen Muskel und eine Veränderung bestimmter mechanischen Variablen, noch vor einer geplanten, selbstinduzierten, posturalen Störung hervor (Massion, 1992). Der Mensch entwickelt somit APA's, welche auf Schätzungen eines Forward-Modells basieren, um die posturale Kontrolle bei Störungen vorgängig zu adaptieren und zu optimieren. Studienresultate zeigen APA's ebenso bei selbstinduzierten, externen Störungen (Hay & Redon, 1999) und bei extern induzierten Störungen, wo die Störung visuell antizipiert werden konnte (Santos, Kanekar & Aruin, 2010). Keine APA's wurden hingegen bei unvorhergesehenen Störungen (Aruin & Latash, 1995) verzeichnet. Das Kontrollsystem konnte aufgrund der nicht vorhergesehenen Störungsauslösung keine Forward-Modelle verwenden.

1.1.3 Auswirkungen von Gleichgewichtstraining. Als Gleichgewichtstraining zählen jegliche Übungen, mit dem Ziel die posturale Kontrolle zu verbessern (Taube et al., 2008). Die meisten Gleichgewichtsinterventionen arbeiten mit unterschiedlichen Trainingsgeräten mit einer instabilen Supportfläche (z. B. Wackelbretter, Kreisel, Kissen, instabilen Plattformen wie Kippen, etc.). Gleichgewichtstraining bewirkt diverse neurale (Innensicht) und funktionale (Aussensicht) Anpassungen. Der Fokus wird in dieser Arbeit vor allem auf die neuronalen Anpassungen auf spinaler Ebene gelegt.

Funktionale Anpassungen. Etliche Studien zeigen funktionale Anpassungen nach klassischen Gleichgewichtstrainings in diversen Altersklassen (z. B. Granacher, Gallhofer & Strass, 2006; Gruber & Gollhofer, 2004; Taube, Gruber et al., 2007). Durch unkonventionellere Gleichgewichtstrainings wie Skifahren (Lauber, Keller, Gollhofer, Müller & Taube, 2011), Inline-Skaten (Taube, Bracht, Besemer & Gollhofer, 2010) oder Slacklinien (Keller, Pfusterschmied,

Buchecker, Müller & Taube, 2012) beispielsweise, konnte die posturale Kontrolle ebenso verbessert werden. Gleichgewichtstraining spielt allerdings nicht nur bei der Verbesserung der posturalen Kontrolle eine Rolle, sondern generiert weitere Effekte auf den menschlichen Körper. Es zeigte sich für die Prävention und Rehabilitation als sehr relevant. Diverse Studien belegen die präventive Wirkung von Gleichgewichtstraining. Knie und Sprunggelenksverletzungen (z. B. Gruber, Bruhn & Gollhofer, 2006) können präventiv reduziert werden. Durch Einbindung von posturalem Training können Verletzungen in Ballsportarten bis auf die Hälfte gesenkt werden (Hübscher et al., 2010). Darüber hinaus kann Gleichgewichtstraining zur Sturzprophylaxe bei älteren Personen eingesetzt werden (z. B. Granacher et al., 2006; Sherrington et al., 2008). Sensomotorisches Training fördert ausserdem die Regeneration von neuromuskulären Verletzungen (Freeman, Dean, Hanham, 1965). Des Weiteren kann durch gezieltes Gleichgewichtstraining die Leistungsfähigkeit der Muskulatur wie das Sprungvermögen (Taube, Kullmann et al., 2007) und die Explosivkraft (Gruber & Gollhofer, 2004) gesteigert werden. Training zur Verbesserung der Nackenkoordination vermag sogar Körperschwankungen und Nackenschmerzen zu mindern (Beinert & Taube, 2013). Ein weiterer Vorteil vom Training der posturalen Kontrolle ist, dass es für jede Altersklasse und jedes Niveau durchgeführt werden kann (Taube et al., 2008). Bei all diesen positiven Effekten von Gleichgewichtstraining ist es wichtig, die zugrunde liegenden neuronalen Adaptationen aufzudecken. Daraus können nämlich gezielte Trainingsinhalte für Therapien in der Prävention und Rehabilitation sowie zur Leistungssteigerung von Sportlern abgeleitet werden.

Neuronale Anpassungen. Die neuronalen Adaptationen nach Gleichgewichtstrainings sind stark von der Situation abhängig, in der eine posturale Störung ausgelöst wird. Der menschliche Körper scheint zu lernen, unter welchen Bedingungen eine Reflexantwort relevant ist. Ist eine Reflexantwort von Vorteil, wird sie verstärkt, also gebahnt (z. B. Granacher et al., 2006). Ist die Reflexantwort kontraproduktiv für die posturale Kontrolle wird der Reflex oder die Muskelantwort gehemmt (z. B. Taube, Kullmann et al., 2007). Diese Anpassungen finden auf verschiedenen Ebenen des ZNS statt.

Dem spinalen Reflexsystem wird eine wichtige Rolle bei der Kontrolle natürlicher Körperschwankungen im ungestörten Stand (Tokuno, Carpenter, Thorstensson, Garland & Cresswell, 2007) und bei kompensatorischen Reaktionen nach posturalen Störungen (Dietz, Horstmann & Berger, 1988; Trimble & Koceja, 2001) zugesprochen. Die spinale Reflexaktivität kann situationsspezifisch reguliert werden. Je anspruchsvoller die posturale Störung ist, umso höher ist meist die Hemmung spinaler Reflexe. Llewellyn und Kollegen (1990) haben beispielsweise beim Balancieren über einen Schwebebalken stark reduzierte Reflexe, im Vergleich zum Gehen

auf einem Laufband, verzeichnet. Trimble und Koceja (2001) registrierten progressiv reduzierte Reflexamplituden im Vorlaufe des Gleichgewichtstrainings auf einer Wippe. Auch eine Umkehrung oder Aufhebung der Hemmung konnte beobachtet werden. Sobald die Anforderungen wieder abnehmen, kann eine Bahnung spinaler Reflexe beobachtet werden (Katz et al., 1988). Längerfristige Studien mit Gleichgewichtstrainings über mehrere Wochen konnten ebenso eine Hemmung der Muskelantwort verzeichnen (Taube, Kullmann et al., 2007). Das Entgegenwirken von reflektorisch induzierten Gelenksschwingungen ist eine mögliche Begründung der Reflexunterdrückung nach anspruchsvollen posturalen Störungen (Aagaard, Simonsen, Andersen, Magnusson & Dyhre-Poulsen, 2002). Bei der Reduktion spinaler Reflexe verlagert sich der Ursprung der Muskelaktivität von spinalen zu supraspinalen Zentren, was vermutlich zu einer Verbesserung der Bewegungskontrolle beiträgt (Taube et al., 2008). Die Reduktion der Reflexamplitude ist vermutlich auf eine erhöhte präsynaptische Inhibition zurückzuführen (Katz et al., 1988). Ist der Reflex jedoch funktionell relevant, scheint sich die Amplitude nach Trainings zu steigern. Nach 13-wöchigen Gleichgewichtstrainings mit Störungen des Ganges, wiesen Senioren erhöhte kompensatorische Reflexbeiträge auf, wobei die posturale Kontrolle zugleich verbessert wurde (Granacher et al., 2006).

Vorherige Kenntnis und Erfahrung über die kommende posturale Störung haben einen Einfluss auf die kompensatorische Reaktion (Nashner et al., 1989). Eine verbesserte Gleichgewichtskontrolle hängt mit der kortikalen Plastizität zusammen. Nach Gleichgewichtstraining zeigten Probanden reduzierte kortikale Aktivität. Probanden, welche ihren kortikalen Beitrag am stärksten senken konnten, wiesen eine grössere Verbesserung der posturalen Kontrolle auf (Taube, Gruber et al., 2007). Gleichzeitig reduzierte kortikale Erregbarkeit und reduzierte spinale Beiträge nach Gleichgewichtstraining weisen darauf hin, dass subkortikale Zentren wie Kleinhirn und Basalganglien mit zunehmender Automatisierung der Gleichgewichtsaufgabe eine immer wichtigere Rolle der posturalen Kontrolle einnehmen (Puttemans, Wenderoth & Swinnen, 2005). Wie bereits mehrmals erwähnt beteiligt sich der Motorkortex an der posturalen, kompensatorischen Kontrolle. Es konnten Veränderungen der kortikalen Aktivität nach Standstörungen beobachtet werden. Es existiert ein transkortikaler Reflexbogen für den SOL ab der LLR (Taube et al., 2006).

Aus dem Review von Taube und Kollegen (2008) geht hervor, dass neuronale Anpassungen sehr aufgabenspezifisch sowie situationsbedingt sind und Gleichgewichtstraining zu Adaptationen auf allen Ebenen des ZNS (spinal, subkortikal & kortikal) führen kann. Detailliertere Informationen zu neuronalen und funktionalen Anpassungen sind im selben Review zu finden (Taube et al., 2008).

Durch Einsatz von nicht-invasiven elektrophysiologischen Techniken wie die TMS konnten kortikale Beteiligungen an der posturalen Kontrolle nachgewiesen werden. Wie sieht es jedoch mit der spinalen Aktivität aus? Wie können spinale Anpassungen evaluiert werden? Das folgende Kapitel beschreibt die H-Reflex Methode, als Untersuchungsmethode von spinalen Reaktionen detaillierter, da die Methode in der Studie im Rahmen dieser Arbeit verwendet wurde.

1.2 H-Reflex

Eine beliebte Technik zur Untersuchung der neuralen Plastizität ist die periphere Nervenstimulation (PNS). Die nach ihrem Entdecker benannte Hoffmann-Methode, ist eine Form der PNS, bei welcher Hoffman-Reflexe (H-Reflexe) elektrisch evoziert werden. Der H-Reflex Test wurde in zahlreichen Studien genutzt, um neurale (vor allem spinale) Mechanismen der Bewegungskontrolle zu untersuchen. H-Reflex Stimulationen in der Kniekehle stören das Gleichgewicht, indem sie zu Kontraktionen der Wadenmuskulatur führen. Um die Resultate bisheriger Studien und der eigenen Untersuchung besser interpretieren zu können wird zunächst die H-Reflex Methode selbst und die einhergehenden neurophysiologischen Eigenschaften des H-Reflexes beschrieben. Im Anschluss daran werden bisherige Erkenntnisse aus H-Reflex Studien diskutiert.

1.2.1 H-Reflex Methode. Der H-Reflex ist einer der meist untersuchten Reflexe beim Menschen. Er gilt als das elektrisch-induzierte Pendant zum monosynaptischen Dehnreflex. Die Methode wird oft genutzt, um den Einfluss der monosynaptischen Verschaltung der Aktivierung der Ia-Fasern auf die spinalen Motoneuronen zu untersuchen. Der H-Reflex wird durch tiefe elektrische Stimulationen des afferenten Nervs evoziert, was zu einer monosynaptischen Erregung des entsprechenden α -Motoneurons führt. Im Unterschied zum monosynaptischen Dehnreflex wird der H-Reflex nicht durch die mechanische Dehnung der Muskelspindel, sondern elektrisch ausgelöst. Somit werden den Einflüssen von γ -Motoneuronen und Muskelspindeln umgangen (Knikou, 2008).

In beinahe allen Muskeln, bei denen der Zugang zu gemischten (afferent und efferent) peripheren Nerven besteht, kann ein H-Reflex ausgelöst werden. Diese Arbeit fokussiert sich jedoch auf den H-Reflex, welcher im m. soleus (SOL) als Teil der Wadenmuskulatur ausgelöst wird. Der SOL H-Reflex wurde in unzähligen Studien genutzt. Der Tibialsnerv, welcher den SOL innerviert, ist in der Kniekehle gut zugänglich. Aufgrund dessen und der Tatsache, dass der SOL massgeblich bei posturalen Kompensationsreaktionen beteiligt ist, eignet er sich optimal für Studien der posturalen Kontrolle.

Neurophysiologische Eigenschaften des H-Reflexes. Um einen H-Reflex auszulösen, werden periphere Nerven, welche sensorische (afferente) und motorische (efferente) Nervenfasern enthalten, oberflächlich elektrisch stimuliert. Wenn die Depolarisierungsschwelle der Nervenfasern erreicht ist, wandert das Aktionspotenzial gleichzeitig in aufsteigender und absteigender Richtung (Chen & Zhou, 2011). Die Stimulation löst demnach zwei unterschiedliche Reaktionen im homonymen Muskel aus. Der H-Reflex läuft wie der monosynaptische Dehnreflex über die afferenten sensorischen Bahnen (Ia-Afferenz) zum Rückenmark. Nach der monosynaptischen Verschaltung wird der Reiz über efferente motorische Fasern (α -Motoneuron) zur neuromuskulären Endplatte geleitet und löst eine Muskelzuckung aus (Zehr, 2002). Die sogenannte M-Welle hingegen breitet sich vom Stimulationspunkt über efferente motorische Bahnen (Motoraxone), direkt zur neuromuskulären Endplatte des innervierten Muskels aus. Die M-Welle löst eine Muskelantwort aus, wird aber nicht Reflex genannt, da das Signal nicht über das Rückenmark läuft (Palmieri, Ingersoll & Hoffman, 2004). Zeitgleich wird der Reiz über die Motoraxone entgegen der physiologischen Verlaufsrichtung (antidrom) zum Rückenmark geleitet. Der H-Reflex und die M-Welle werden mittels Oberflächen-EMG im Muskel gemessen. Der SOL H-Reflex kann im EMG ab einer Latenzzeit von etwa 35 ms (Corden et al., 2000) beobachtet werden. M-Wellen können durch die direkte Aktivierung der Motoraxone bereits nach ungefähr 5 bis 10 ms im Wadenmuskel sichtbar sein (Palmieri et al., 2004).

Die Amplituden der beiden Muskelantworten sind stark von der Stimulationsintensität abhängig. Abbildung 1 zeigt die Amplituden des H-Reflexes und der M-Wellen als Funktion der Stimulationsintensität in einer H/M-Rekrutierungskurve eines Probanden. Steigert man die Intensität des Reizes werden mehr Ia-Afferenzen und Motoraxone rekrutiert, was höhere H-Reflexe und höhere M-Wellen bewirkt (Magladery, 1955). Die afferenten Ia-Fasern werden aufgrund ihres grösseren Querschnitts und ihrer damit einhergehenden niedrigeren Erregungsschwelle, bei tieferer Reizintensität rekrutiert als efferente Fasern mit tendenziell kleineren Durchmessern (Palmieri et al., 2004). Bei steigender Stimulationsintensität werden somit erst afferente Fasern erregt. Bei tiefer Intensität wird der H-Reflex nicht von einer M-Welle begleitet. In diesem Falle ist die Intensität gross genug, um Aktionspotenziale bei Ia-Afferenzen auszulösen, aber zu klein für die motorischen Fasern. Steigt die Intensität, steigt auch die Amplitude des H-Reflexes. Die maximale H-Reflex Amplitude (H_{max}) wird bei der höchsten Stimulationsintensität erreicht, bei welcher noch keine motorischen Fasern aktiviert werden. Ist die Stimulation intensiv genug, um motorische Fasern zu erregen, wandert das Aktionspotenzial vom Stimulationspunkt aus in beide Richtungen des Motoneurons. Das direkt absteigende,

orthodrome Signal zeigt sich in der M-Welle im untersuchten Muskel. Das aufsteigende, antidrome Signal der α -Motoneurone kollidiert mit dem Signal des H-Reflexes. Durch diese Kollision wird die Amplitude des H-Reflexes abgeschwächt (Magladery & McDougal, 1950). Steigt die Reizintensität weiter, wird der H-Reflex immer kleiner, während die M-Wellen-Amplitude immer grösser wird. Dieses Muster geht weiter bis der H-Reflex verschwindet und die M-Welle sich beim Maximum (M_{\max}) stabilisiert. H_{\max} zeigt die maximale Aktivierung von afferenten Fasern, bzw. die α -motoneuronale Erregungsbereitschaft, während M_{\max} die Aktivierung des gesamten Motoneuronen-Pools repräsentiert und gleichbedeutend ist mit der maximalen Muskelkontraktion (Zehr, 2002).

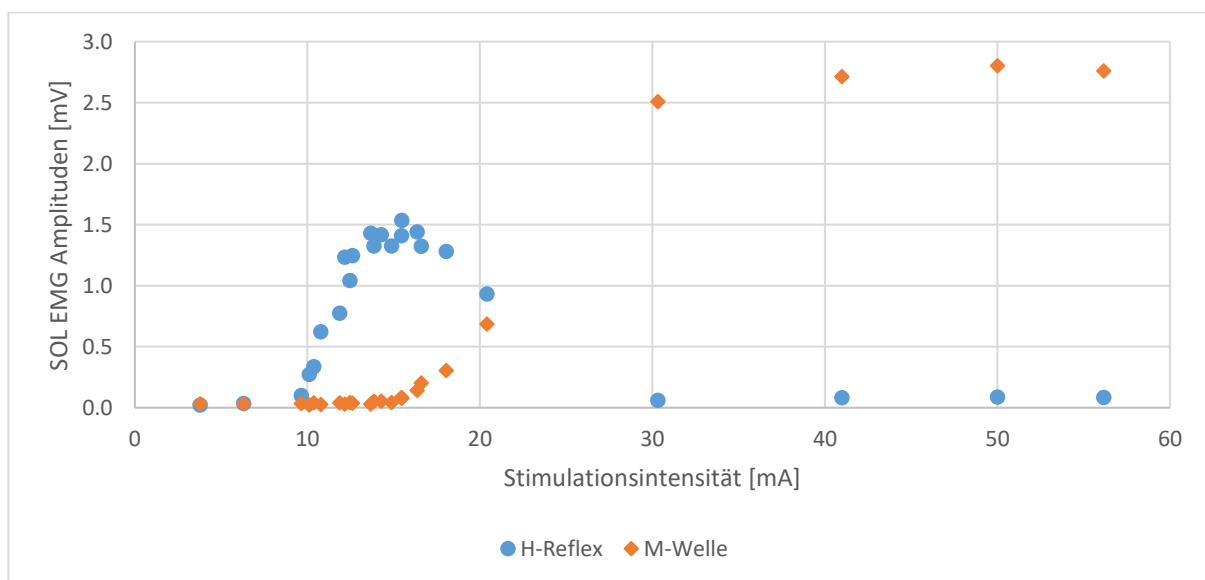


Abbildung 1. H/M-Rekrutierungskurve eines Probanden. Die Intensität der Stimulation wurde kontinuierlich erhöht bis das Maximum des H-Reflexes und der M-Welle erreicht wurde.

Neuronale Mechanismen können die Amplitude des H-Reflexes beeinflussen (Schieppati, 1987). Die Reflexantwort wird vor allem auf spinaler Ebene moduliert (Taube et al., 2008). Verschiedene spinale (inhibitorische) Mechanismen können den Reflexbogen beeinflussen. Die Amplitude des H-Reflexes ist abhängig von der Erregbarkeit der Motoneuronen und der präsynaptischen Inhibition auf die Ia-Afferenzen. Änderungen der H-Reflex Amplitude infolge eines bedingten Stimulus, wird meist durch post-synaptische Ereignisse oder durch Änderungen der präsynaptischen Hemmung verursacht. Daher ist der H-Reflex ein geeignetes Instrument, um spinale, neuronale Mechanismen in Ruhe und in Bewegung zu untersuchen (Knikou, 2008). Der H-Reflex ist abhängig von der vorgängigen Aktivierung der Ia-Afferenzen, auch wenn alle andern Variablen konstant gehalten werden. Der H-Reflex ist für kurze Zeit nach einer Stimulationen reduziert. Dieses Phänomen wird als *post-activation depression* (PAD) bezeichnet. Die

PAD findet bei der Synapse zwischen der SOL Ia-Afferenzen und den α -Motoneuronen statt. Die Depression des H-Reflexes kommt vermutlich durch eine Reduktion der Transmitterausschüttung, infolge wiederholter Aktivierung derselben Synapse, zustande. Der Einfluss der vorangegangenen Stimulation ist nach etwa 8 Sekunden nicht mehr vorhanden (Crone & Nielsen, 1989).

Ein weiterer spinaler Mechanismus ist die präsynaptische Inhibition. Die präsynaptische Inhibition wird als grundlegender Mechanismus für die Verschaltung von den Ia-Afferenzen auf die α -Motoneurone gesehen (Stein, 1995). Ausgehend von mehreren Quellen (Haut, Muskeln, Sehnen und Gelenke) fließen afferente, sensorische Informationen zum Rückenmark. Dieses sensorische Feedback muss für einen motorischen Befehl durch Inhibition kontrolliert werden. Die Orte, an denen das sensorische Feedback der Peripherie kontrolliert wird, sind die präsynaptischen, inhibitorischen Synapsen von afferenten Endungen. Das präsynaptische Interneuron hemmt die Transmitterausschüttung der afferenten Synapse. So kann die präsynaptische Hemmung Änderungen der Reflexamplitude während Bewegungsaufgaben bewirken, ungeachtet des Erregungsniveaus der α -Motoneuronen (Knikou, 2008). Da intrazelluläre Messungen beim Menschen nicht möglich sind, kann die präsynaptische Hemmung allerdings nicht direkt gemessen werden. Durch Ausschluss von anderen beeinflussenden Faktoren, kann indirekt auf die präsynaptische Hemmung geschlossen werden. Die präsynaptische Inhibition ist in diversen Studien die Erklärung für die Modulation des SOL H-Reflexes (z.B. Capaday & Stein, 1987; Keller et al., 2012; Llewellyn et al., 1990). Es wird ausserdem vermutet, dass das Level der präsynaptischen Hemmung mit steigenden posturalen Anforderungen zunimmt (Capaday & Stein, 1987; Katz et al., 1988). Je grösser die posturale Instabilität, desto grösser die präsynaptische Inhibition. Dieser hemmende Mechanismus spielt eine wichtige Rolle im sensomotorischen Prozess für posturale Anpassungen (Taube et al., 2008).

Die Amplitude des H-Reflexes stammt nicht nur von der elektrischen Stimulation, sondern ist auch von der Muskelaktivität zum Stimulationszeitpunkt, dem sogenannten Background-EMG (bEMG) abhängig. Das bEMG ändert sich in den meisten Fällen nicht (Palmieri et al., 2004). Bei H-Reflex Studien mit dynamischer Aktivität, wie posturale Kompensationsreaktionen beispielsweise, kann die Aktivierung des Muskels zum Zeitpunkt der Stimulationsauslösung einen Einfluss auf den H-Reflex haben (Capaday & Stein, 1987). Das bEMG ist also ein Kandidat für die Reflexmodulation. Ändert sich das bEMG während den Messungen, ist es schwierig zu bestimmen, wie viel einer Änderung der spinalen Reflexantwort der elektrischen Stimulation und wie viel der Voraktivierung zuzusprechen ist. Eine Erhöhung des bEMGs kann zur Reduk-

tion des H-Reflexes führen. Eine stabile bEMG-Aktivität lässt auf einen konstanten postsynaptischen Zustand des Motoneuronen-Pools schliessen und lässt somit vermuten, dass eine allfällige Reflexmodulation durch präsynaptische Mechanismen verursacht wird (Stein, 1995).

Methodologische Überlegungen. Aufgrund der relativ grossen Variabilität des H-Reflexes, ist es nötig den Test pro Bedingung mehrere Male zu wiederholen. Dabei ist die Frequenz der Stimulationen zu beachten. Aufgrund der PAD sollte der zeitliche Abstand der Reizauslösung mindestens 8 Sekunden betragen (Crone & Nielsen, 1989).

Um die Testbedingungen konstant zu halten, spielt die Bestimmung der Stimulationsintensität eine wichtige Rolle. Die H-Reflexe sind individuell unterschiedlich gross. Um die individuelle Stimulationsintensität bei einer Studie zu bestimmen, wird vor dem Experiment meist eine H/M-Rekrutierungskurve aufgezeichnet (siehe Abb. 1), indem die Intensität kontinuierlich gesteigert wird. Dadurch kann H_{\max} und M_{\max} bestimmt werden. Die Literatur empfiehlt eine Stimulationsintensität, bei welcher der H-Reflex etwa 30 % von M_{\max} beträgt (Knikou, 2008), um Störfaktoren zu vermeiden. Die M-Welle sollte bei etwa 4 – 8 % der M_{\max} konstant gehalten werden. Eine stabile M-Welle suggeriert eine konstante Anzahl von erregten motorischen Nervenfasern (Crone et al., 1990). Deshalb ist die M-Welle eine wichtige Kontrollgrösse. Eine stabile M-Welle über das ganze Experiment hinweg gewährleistet, dass eine allfällige Modulation der ausgelösten H-Reflexe nicht an Veränderungen der Testbedingungen liegt, sondern an hemmenden, respektive bahnenden Mechanismen.

Studien mit reduzierten H-Reflexen schliessen oft auf die präsynaptische Inhibition als Grund für die Hemmung (Katz et al., 1988; Trimble & Koceja, 2001). Durch Ausschluss von anderen beeinflussenden Faktoren, wie die M-Welle und das bEMG kann dennoch auf die präsynaptische Hemmung geschlossen werden. Eine Schwierigkeit der H-Reflex Methode während dynamischer Aktivität ist die Betrachtung von Änderungen der muskulären Aktivität. Um bei einer Reflexmodulation auf die präsynaptische Hemmung schliessen zu können, sollte das bEMG konstant gehalten werden (Stein, 1995). Zur Überprüfung der Voraktivierung sollte das bEMG bereits kurz vor der Störung aufgenommen und auf die Konstanz getestet werden. Das bEMG ist also eine weitere wichtige Kontrollvariable.

Ermüdung kann die Rekrutierung und die Feuerungsrate der motorischen Einheit verändern (Cifrek, Medved, Tonković & Ostojić, 2009). Garland und McComas (1990) konnten eine Reduktion des H-Reflexes aufgrund von Ermüdung beobachten. Die muskuläre Ermüdung wurde in der Literatur aber selten genauer untersucht. Untersuchungsbedingungen wie hochintensive Kontraktionen, lange Dauer des Experiments sowie wiederholte elektrische Stimulation können

zu Ermüdung führen und somit den H-Reflex beeinflussen (Chen & Zhou, 2011). Das Untersuchungsdesign sollte so gestaltet werden, dass diese Einflussgrößen möglichst klein gehalten werden.

Beim Transfer von Erkenntnissen aus H-Reflex Studien oder deren Interpretation auf den monosynaptischen Dehnreflex ist Vorsicht geboten. Der SOL H-Reflex reagiert sensitiver auf präsynaptische Hemmung als der mechanisch evozierte Dehnreflex (Morita, Petersen, Christensen, Sinkjaer & Nielsen, 1998).

1.2.2 Bisherige Erkenntnisse. Der H-Reflex Test wurde in zahlreichen Studien verwendet, um den Einfluss der Ia-Afferenzen auf die Aktivierung der α -Motoneuronen zu untersuchen. Die H-Reflex Amplitude wird durch mehrere neuronale Bahnen beeinflusst. Die Beurteilung von Variationen des H-Reflexes ist ein nützliches Werkzeug, um spinale Mechanismen der posturalen Kontrolle zu verstehen. Einige Resultate wurden bereits bei den neuronalen Anpassungen erwähnt. Dieser Abschnitt beschreibt bisherige Erkenntnisse der H-Reflex Modulation in Bezug auf die posturale Kontrolle.

Die Nachweise aus der Forschung für eine Variation der Reflexantwort des spinalen Regelkreises, unabhängig von der Muskelaktivierung, häufen sich (z. B. Capaday & Stein, 1987; Koceja et al., 1995). Der H-Reflex wird im ungestörten Stand situationsbedingt reguliert. Je nach Körperposition fallen die Amplituden des H-Reflexes als Reaktion auf die elektrische Stimulation unterschiedlich aus. Im stabilen Stand ohne Unterstützung ist die H-Reflex Amplitude kleiner als mit gestütztem Rücken (Trimble, 1998) oder bei jungen Erwachsenen im Liegen (Koceja, Markus & Trimble, 1995). Hayashi und Kollegen (1992) konnten diese Erkenntnisse bestätigen. Vom Sitzen, über das Stehen mit Support und zum Stehen ohne Support wurde der H-Reflex immer kleiner. Beim Stehen im Tandemstand wurden niedrigere Reflexantworten beobachtet als im natürlichen Stand (Chalmers & Knutzen, 2002). Der H-Reflex war im Durchschnitt 40 % tiefer während dem Balancieren über einen Schwebebalken als beim Gehen auf einem Laufband (Llewellyn et al., 1990). Eine Interpretation dieser Beobachtungen ist, dass der H-Reflex bei ansteigenden posturalen Anforderungen reduziert wird, um eine Sättigung des afferenten Feedbacks während posturalen Schwankungen oder Instabilität zu vermeiden (Koceja et al., 1995; Capaday & Stein, 1987). Diese Ansicht wird von Resultaten aus Studien mit Senioren und Personen mit Verletzungen des Kleinhirns unterstützt. Senioren konnten den H-Reflex weniger gut hemmen, was mit erhöhten Körperschwankungen einherging (Koceja et al., 1995). Kleinhirnpatienten mit posturaler Instabilität haben Schwierigkeiten die Reflexant-

wort zu reduzieren (Tokuda, Tako, Hayashi & Yanagisawa, 1991). Um mehr über die neuronalen Kontrollmechanismen herauszufinden, haben Wälchli und Kollegen (2017) die vorbereitenden Einstellungen im ungestörten Stand vor den Perturbationen untersucht. Sie konnten zeigen, dass die spinale Ia-afferente Verschaltung bereits vor der antizipativen Störung auf die Art der Perturbation (rotatorisch oder translatorisch) eingestellt werden kann. Es wird davon ausgegangen, dass die Modulierung auf Rückenmarksebene durch Erfahrung vorgängig kortikal eingestellt wird. Die Vorhersehbarkeit (antizipative oder nicht antizipative Störungen) hat im Gegensatz dazu keinen Einfluss auf die Vorbereitung.

Die posturale Kontrolle wird bei posturalen Störungen im ungestörten Stand situations- und aufgabenspezifisch reguliert. Anpassungen nach kurzzeitigen Trainings scheinen allerdings aufgabenspezifisch zu sein. Die Veränderungen in der Reflexmodulation, wurden nur in der trainierten Perturbationsaufgabe beobachtet und konnten nicht auf nicht trainierte posturale Aufgaben transferiert werden (Taube, Gruber et al., 2007; Taube, Kullmann et al., 2007). Längsschnittstudien zeigten, dass aufgrund Gleichgewichtstrainings die Reflexreduktion weiter anhält. Diese langfristige Reduktion geht mit einer verbesserten situationsspezifischen posturalen Kontrolle einher (Taube, Gruber et al., 2007; Trimble & Koceja, 1994). Es sollte beachtet werden, dass bei reduzierten H-Reflexen nach längeren Gleichgewichtstrainings oder während posturalen Störungen, nicht dieselben motorischen Mechanismen zu Grunde liegen. Während posturalen Störungen werden reduzierte H-Reflexe durch eine spinale, hemmende Regulation herbeigeführt. Anpassungen nach einem Gleichgewichtstraining werden von effektiveren Regulationen des motorischen Outputs verursacht (Taube et al., 2008). Bei vorwärts Schwingungen wurden ausserdem grössere Amplituden festgestellt, als bei rückwärts Schwingungen und bei stärkeren Schwingungen wurden reduziertere Reflexe beobachtet als bei leichten (Tokuno, Garland, Carpenter, Thorstensson & Cresswell, 2008).

Auch bei Untersuchungen im instabilen Stand vor den posturalen Störungen konnte eine Reflexreduktion beobachtet werden. Während einem zweistündigen Training auf einer Gleichgewichtswippe mit H-Reflex Stimulationen als posturale Störung, haben Probanden gelernt den SOL H-Reflex zu hemmen (Trimble & Koceja, 1994). Keller und Kollegen (2012) konnten zeigen, dass die anfangs starken lateralen Schwankungen auf der Slackline nach kurzer Zeit reduziert wurden, indem der Reflex gehemmt wurde. Sie konnten eine verbesserte posturale Kontrolle bei gleichzeitig gehemmten H-Reflexen feststellen. Laut den Autoren dient die Reflexhemmung vermutlich dazu, unkontrollierte, durch den Reflex ausgelöste Gelenksschwingungen zu unterdrücken. Es wird daher vermutet, dass die H-Reflex Amplitude progressiv re-

duziert wird, um übertriebene kompensatorische Reaktionen zu mindern und dadurch die Balance mit weniger Aufwand halten zu können. Der H-Reflex wird stärker gesenkt, sobald Probanden eine weniger stabile Haltung annehmen und somit die posturalen Anforderungen steigen (Capaday & Stein, 1987; Llewellyn et al., 1990).

Trimble und Koceja (2001) haben ihre Studie von 1994 weiterentwickelt und konnten zeigen, dass sich die H-Reflex Modulation des SOL sofort nach Gleichgewichtsübungen verändern kann. Sie haben eine H-Reflex Studie mit einem zwei stündigen Gleichgewichtstraining auf einer instabilen Unterlage durchgeführt. Die Probanden konnten den H-Reflex mit der Zeit hemmen, wenn sie für längere Zeit solchen posturalen Störungen ausgesetzt waren. Ihre Studie wird im Folgenden genauer beschrieben, da ihr Untersuchungsdesign im Rahmen dieser Masterarbeit im Wesentlichen übernommen und erweitert wurde.

Es wurden 16 Probanden getestet, jedoch nur 9 davon ausgewertet. Da die M-Wellen nicht konstant geblieben sind, wurden 7 Probanden von der statistischen Analyse ausgeschlossen. Die Aufgabe war, auf einer Gleichgewichtswippe trotz Störungen, die Balance so gut wie möglich zu halten. Als Störung des Gleichgewichts wurden H-Reflex Stimulationen des Tibialis-nerve im Stand auslöst. Die dadurch provozierte Muskelkontraktion im SOL und TA wurde mittels Oberflächen-EMG aufgezeichnet. Als Anpassung einer ihrer früheren Arbeiten (Trimble & Koceja, 1994) wurde zusätzlich das bEMG registriert. Durch das bEMG konnte die Konstanz der neuromuskulären Aktivität vor der Störung analysiert werden. Eine erhöhte bEMG-Aktivität kann zu einer Abnahme des H-Reflexes führen (siehe Stein, 1995). Ist das bEMG konstant, kann also ausgeschlossen werden, dass die H-Reflex Reduktion von einer höheren Voraktivierung der beteiligten Muskeln stammt. Da hypothetisiert wurde, dass Ermüdung in früheren Studien die Resultate beeinflusst hat (Trimble & Koceja, 1994), wurde die Schwierigkeit der Gleichgewichtsaufgabe an das Niveau und an die Körpergröße der Probanden angepasst. Die Probanden absolvierten 11 Serien mit je 7 H-Reflex Stimulationen und einer Pause von mindestens 15 Sekunden zwischen den einzelnen Stimulationen. Die erste Serie von 7 Stimulationen wurde auf der blockierten Wippe durchgeführt, was der stabilen Referenzserie entsprach. Die Serien 2 bis 5 wurden auf der instabilen Wippe absolviert, wobei die Probanden versuchten die Balance zu halten. Dies entsprach dem Gleichgewichtstraining. Die sechste Serie galt als Referenzserie auf der stabilisierten Wippe. Daraufhin wurden die Serien 7 bis 10 wiederum auf der instabilen Wippe und zum Schluss nochmals eine Serie auf der blockierten Wippe ausgeführt. Sobald sich das bEMG im zuvor bestimmten Bereich befand und die Wippe im Gleichgewicht gehalten wurde, löste der Computer einen Stimulus aus. Dasselbe Protokoll

wurde an drei aufeinanderfolgenden Tagen wiederholt. Die abhängige Variable war die Amplitude des H-Reflexes. Dazu wurden 4 Kontrollvariablen registriert, um die Stabilität der Untersuchungsbedingungen zu verifizieren. Die Kontrollvariablen bestanden aus der maximalen M-Welle vor jeder Serie, dem bEMG des SOL und TA 200ms vor dem Stimulus, der Amplitude der M-Welle während der Serie und der Stimulationsintensität. Trimble und Koceja (2001) verglichen einerseits die Mittelwerte der H-Reflexe und der H/M-Ratio von der ersten Kontrollserie mit den Interventionsserien 2 bis 5 und 7 bis 10 über die 3 Tage, mittels einer repeated-measures ANOVA mit den Faktoren Serien und Tage (9x3). Andererseits wurden die Referenzserien 1, 6 und 11 über die 3 Tage auf der stabilen Wippe, ebenfalls mit Hilfe einer repeated-measures ANOVA (3x3) untereinander verglichen. Die statistischen Analysen ergaben eine Reduktion der H/M-Ratio für den Faktor Serie mit signifikanten Effekten an Tag 1 und Tag 2. Obwohl von Serie 1 zu Serie 2 die Amplituden des SOL H-Reflexes am ersten Tag um 9 % und am zweiten Tag um 8 % reduziert wurden, konnte statistisch keine signifikante Differenz festgestellt werden (Abb. 2). Es gab jedoch eine fortschreitende Reduktion der Muskelantwort der H/M-Ratio über die Interventionsserien. Die Gruppenmittel wurden an Tag 1 von Serie 1 zu Serie 8 um 20 %, an Tag 2 von Serie 1 zu Serie 10 um 17.8 % und an Tag 3 von Serie 1 zu Serie 10 um 11.5 % gesenkt (Abb. 2). Über die drei Tage hinweg, gab es keinen signifikanten Unterschied. Der Vergleich der H/M Ratio der drei Referenzserien war nicht signifikant. Die H-Reflexe während den stabilen Serien änderten sich somit nicht. Weder im Verlaufe der Interventionsserien noch über die drei Tage gesehen.

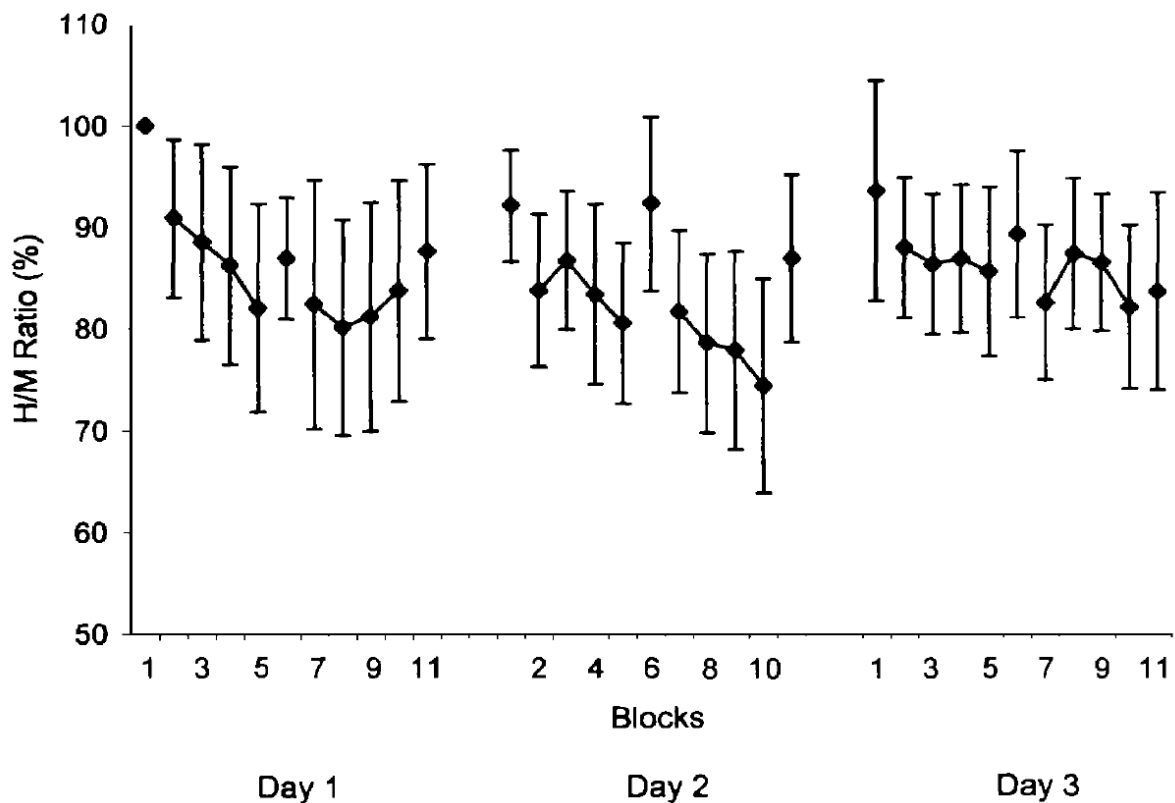


Abbildung 2. H/M-Ratio über die drei Testtage. Jeder Datenpunkt markiert das Mittel der sieben Stimulationen jedes Probanden. Die Daten wurden auf die erste Referenzserie (Block 1) normiert. Die alleinstehenden Datenpunkte stellen die Referenzserien auf blockierter Wippe dar (1, 6, 11). Die verbundenen Linien zeigen die Interventionsserien auf instabiler Unterlage (2-5 & 7-10) (Trimble & Kocejka, 2001, S. 9).

Trimble und Kocejka (2001) hielten zwei Hauptergebnisse fest. Einerseits konnte bei der ersten Interventionsserie die Muskelaktivität im Vergleich zum stabilen Stand gesenkt werden. Andererseits konnten die Probanden den H-Reflex über die Zeit in progressiv ansteigendem Umfang modulieren. Mit fortschreitender Dauer wurden die spinalen Reflexe automatisch reduziert. Neurophysiologisch begründeten sie die reduzierten H-Reflexe und H/M-Ratio mit der präsynaptischen Inhibition. Mit der Zeit lernte der Körper die Neurotransmitterausschüttung an der Endung der Ia-Afferenz zu reduzieren, was die Erregung der Motoneurone und somit die Muskelzuckung minderte (Trimble & Kocejka, 2001). Laut Autoren haben die Probanden gelernt, dass es einfacher wurde die Balance zu halten, indem sie die Amplitude des H-Reflexes reduzierten. Anhand ihres Experiments konnten sie die Ursache für die Reflexreduktion nicht exakt festlegen. Sie vermuteten, dass die H-Reflex Reduktion aufgrund von verbesserter posturaler Kontrolle auf der instabilen Unterlage zustande kam oder durch verbesserte Fähigkeit auf die destabilisierenden Störungen zu reagieren, verursacht wurde. Um diesen Vermutungen auf den Grund zu gehen, wurden ihrem Untersuchungsdesign mechanische Störungen hinzugefügt.

1.3 Ziel der Arbeit

Wie bereits erwähnt konnten Trimble & Koceja (2001) zeigen, dass beim Stand auf einer instabilen Unterlage, der H-Reflex über die Zeit reduziert wird. Allerdings gibt diese Studie keinen Aufschluss darüber, ob der H-Reflex aufgrund der Instabilität der Gleichgewichtsaufgabe oder der negativen Konsequenzen der Stimulationen reduziert wurde.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die Resultate von Trimble und Koceja (2001) zu reproduzieren und zudem herauszufinden, ob die Reduktion der spinalen Reflexantwort aufgrund der Instabilität oder der negativen Konsequenzen stattfindet. Hierfür wurden folgende konkreten Fragestellungen formuliert:

- a) Führen H-Reflex-Stimulationen (HREF) während einer Gleichgewichtsaufgabe mit der Zeit zu einer signifikanten Reduktion des H-Reflexes, im Vergleich zur statischen Kontrollbedingung (STA)?
- b) Gibt es einen signifikanten Unterschied der H-Reflex Amplitude zwischen den Bedingungen HREF und MEC?
- c) Gibt es einen signifikanten Unterschied der H-Reflex Amplitude zwischen den Bedingungen HREF und DUO?

Um die formulierte Fragestellung wissenschaftlich zu überprüfen, wurde die nachfolgende Hypothese aufgestellt:

H0: Der H-Reflex bleibt mit der Zeit konstant, respektive ist nicht unterschiedlich.

H1: Der H-Reflex wird mit der Zeit reduziert, respektive ist unterschiedlich.

2 Methode

Zur Beantwortung der Fragestellungen wurde eine Studie mit H-Reflex Stimulationen und mechanischen Perturbationen während einer Gleichgewichtsaufgabe durchgeführt. Das Studiendesign lehnte sich im Wesentlichen an die Studie von Trimble & Koceja (2001) an, da dessen Resultate reproduziert werden sollten. Das Experiment wurde zudem um zwei Bedingungen mit mechanischen Störungen erweitert. Die speziell angefertigte Wippe war auf der Transversalachse befestigt, das heisst, sie konnte sich nach vorne und hinten bewegen. Die Aufgabe war es, trotz Störungen möglichst ruhig auf der Wippe stehen zu bleiben.

2.1 Stichprobe

Für diese Studie wurden 25 gesunde Erwachsene (24.6 ± 3.5 Jahre, 1.71 ± 0.1 m, 67.1 ± 14.2 kg; 14 weiblich und 11 männlich) getestet und ausgewertet. Die Probanden stammten grösstenteils aus dem Umfeld der Universität Freiburg, darunter mehrere Sportstudenten. Die Teilnehmer hatten laut eigenen Angaben keine neurologischen oder motorischen Beeinträchtigungen, keine gravierenden Hirn- oder Herzkrankheiten sowie keine Verletzungen oder Epilepsie. Alle Probanden waren zum Zeitpunkt des Experiments mental und physisch bei guter Gesundheit. Vor dem Experiment wurden alle Probanden darüber aufgeklärt, dass sie die Studie jederzeit ohne irgendwelche negativen Folgen abbrechen können. Ausserdem wurden sie informiert, dass ihre persönlichen Daten vertraulich sowie anonymisiert behandelt werden. Sie sind vollständig über das Untersuchungsdesign und die Untersuchungsmethoden informiert worden und gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an der Studie.

2.2 Studiendesign

Die Probanden wurden unter vier verschiedenen experimentalen Bedingungen mit randomisierter Reihenfolge getestet: 1) Störung durch H-Reflex Stimulationen (HREF), 2) Störung durch mechanische Perturbationen (MEC), 3) Stabiler Stand mit H-Reflex Stimulationen (STA), 4) Störung durch H-Reflex Stimulationen und zugleich mechanische Perturbationen (DUO) (siehe Abb. 3).

Jede Bedingung setzte sich aus 11 Serien von je 6 Stimulationen zusammen. Die Pause zwischen den Bedingungen betrug jeweils etwa 2 Minuten, um einer Verfälschung der Resultate infolge Ermüdung vorzubeugen. Die Referenzserien am Anfang (REF1), in der Hälfte (REF2)

und am Ende (REF3) jeder Bedingung wurden auf der fixierten Wippe im stabilen Stand absolviert. Dabei erhielten die Probanden H-Reflex Stimulationen, welche eine Muskelantwort provozierten.

HREF - 11 Serien mit je 6 Stimulationen						Reihenfolge		Intensität			
Serie	REF1	S1	S2	S3	S4	REF2	S5	S6	S7	S8	REF3
Ext trg	No	Yes	Yes	Yes	Yes	No	Yes	Yes	Yes	Yes	No
Channel	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

MEC - 11 Serien mit je 6 Stimulationen						Reihenfolge		Intensität			
Serie	REF1	S1	S2	S3	S4	REF2	S5	S6	S7	S8	REF3
Ext trg	No	Yes	Yes	Yes	Yes	No	Yes	Yes	Yes	Yes	No
Channel	1	3	3	3	1	1	3	3	3	1	1
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

STA - 11 Serien mit je 6 Stimulationen						Reihenfolge		Intensität			
Serie	REF1	S1	S2	S3	S4	REF2	S5	S6	S7	S8	REF3
Ext trg	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No
Channel	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

DUO - 11 Serien mit je 6 Stimulationen						Reihenfolge		Intensität			
Serie	REF1	S1	S2	S3	S4	REF2	S5	S6	S7	S8	REF3
Ext trg	No	Yes	Yes	Yes	Yes	No	Yes	Yes	Yes	Yes	No
Channel	1	3	3	3	3	1	3	3	3	3	1
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Abbildung 3. Ein Teil des Probandenblatts, welches bei der Messung verwendet wurde. Man sieht die drei Referenzserien (REF1-3) und die 8 Interventionsserien (S1-S8). «Ext trg» zeigt, ob der Stimulus durch den Winkel der Wippe ausgelöst wird (YES) oder automatisch alle 8 Sekunden bei der stabilisierten Wippe (NO). «Channel» markiert die Art der Perturbation: 1 für die H-Reflex Stimulation, 3 für die mechanische Störung durch die Plattform (Ausnahme: bei DUO Channel 3 werden zeitgleich H-Reflex Stimulationen und mechanische Störungen ausgelöst).

Mit Ausnahme der stabilisierten Bedingung (STA) waren die Serien S1-S8 Interventionsserien auf der instabilen Wippe. Je nach Bedingung unterschieden sich die Arten der Perturbationen. Bei der Bedingung HREF wurden während allen Serien H-Reflex Stimulationen freigesetzt. Während den Serien S1-S3 und S5-S7 wurden unter der Bedingung MEC mechanische Störungen ausgelöst. Das Gleichgewicht der Probanden wurde gestört, indem sich die Plattform, auf welcher die Gleichgewichtswippe befestigt war, kurzfristig nach hinten und wiederum nach

vorne verschoben hat. Bei den Referenzserien und den Serien S4 und S8 wurden bei MEC nur Stimulationen des H-Reflexes ausgelöst.

Bei der Bedingung DUO erhielten die Probanden während den Interventionsserien S1-S8 zeitgleich sowohl H-Reflex Stimulationen als auch mechanische Störungen. Während den Referenzserien auf der stabilisierten Wippe hingegen nur H-Reflex Stimulationen.

Unter der Bedingung STA wurden alle Serien auf der stabilisierten Wippe mit H-Reflex Stimulationen durchgeführt. Dadurch kann die Entwicklung der H-Reflexe ohne Störungen des Gleichgewichts beobachtet werden.

Im Gegensatz zu Trimble und Koceja (2001) wurde das Protokoll nur an einem Tag durchgeführt und nicht an den darauffolgenden Tagen wiederholt.

2.3 Elektromyographie

Die muskuläre Aktivität als Reaktion auf die H-Reflex Stimulationen wurde mittels Oberflächen-Elektromyographie (EMG) des SOL, des m. gastrocnemius medialis (GM) und des m. tibialis anterior (TA) des jeweils linken Beines aufgezeichnet. Durch oberflächliche, vorgelierte Elektroden (34mm, Ag/AgCl, Ambu BlueSensor P, Ballerup, Dänemark) wurde die muskuläre Aktivität abgeleitet. Die Elektroden wurden nach den SENIAM Richtlinien (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug & Rau, 2000) auf die jeweiligen Muskeln platziert. Zudem wurde eine Referenzelektrode auf die Haut über dem Schienbeinknochen geklebt. Die Hautstellen über den abgetasteten Muskeln wurden rasiert, leicht aufgeraut und mit Hautdesinfektionsmittel gereinigt, um die elektrische Impedanz zu vermindern. Die Daten des EMGs wurden mit einem von der Universität Freiburg (Deutschland) speziell angefertigten EMG System aufgezeichnet. Die Signale des SOL und des TA wurden 100-fach verstärkt, wohingegen das Signal des GM 500-fach verstärkt wurde. Die EMG Daten wurden daraufhin gefiltert (10-500 Hz) und bei 2000 Hz mit Hilfe der Software Imago Record (Pfitec, Endingen, Deutschland) aufgezeichnet. Die funktionsgemäße Anbringung der Elektroden wurde, durch Belastung der jeweiligen Muskeln und der korrekten Überlieferung deren EMG Daten, kontrolliert.

Um zu sehen, wie gross die Voraktivierung der Muskeln bei Stimulationsauslösung war, hat das System zusätzlich das bEMG während 3 Sekunden vor der Stimulation bzw. Störung aufgezeichnet. So kann analysiert werden, ob die Voraktivierung der Muskeln und somit die Körperposition vor einer Störung über das gesamte Experiment konstant geblieben ist.

2.4 Posturale Kontrolle

Die Gleichgewichtsaufgabe zur Untersuchung der posturalen Kontrolle wurde auf einer speziell angefertigten Wippe absolviert. Die Wippe war auf der Transversalachse befestigt, das heisst sie liess antero-posteriore Bewegungen zu (siehe Abb. 4A & 4B).

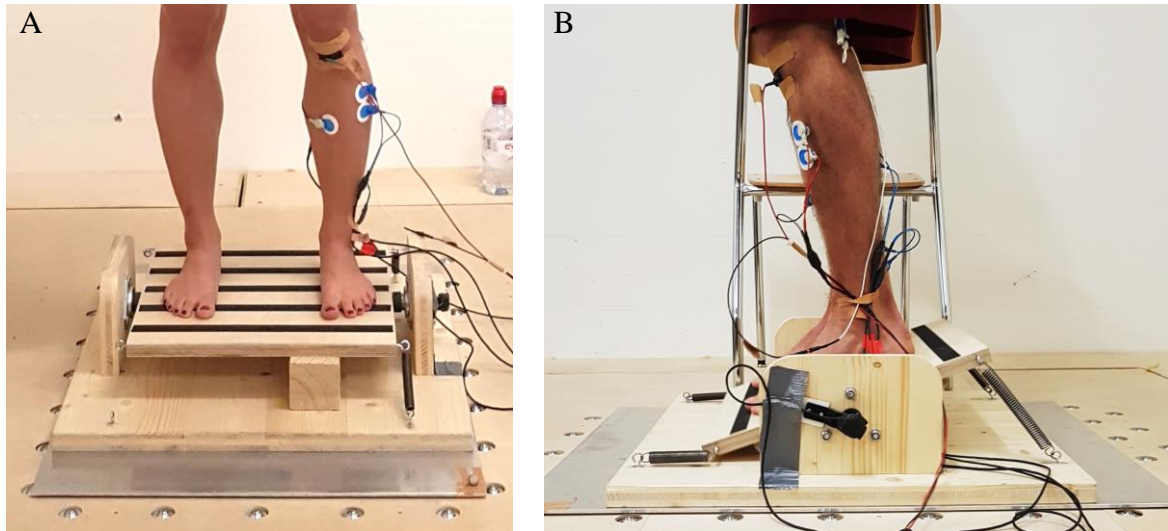


Abbildung 4. Selbstgebaute Gleichgewichtswippe auf der mechanisch verschiebbaren Plattform von vorne und stabilisiert (A) sowie von der Seite und instabil (B).

Die Probanden standen in einer natürlichen, aufrechten Position auf der Wippe. Die Aufgabe der Probanden war es, als Reaktion auf die Störungen möglichst schnell die Balance auf der Wippe wiederzufinden. Ein Goniometer (MP20, Megatron Elektronik, Putzbrunn, Deutschland) wurde zur Messung des Winkels der Platte an dessen Achse befestigt. Vor jedem Probanden wurde der Goniometer neu kalibriert, um eine möglichst präzise Messung zu garantieren. Die maximale Rotation, bis eine Kante den Boden berührte, betrug $\pm 20^\circ$. Die horizontale Position betrug somit 0° . Die H-Reflex Stimulationen oder die mechanischen Störungen auf der instabilen Wippe wurden ausgelöst, sobald der Proband die Platte der Wippe während mindestens 200 ms zwischen -1 bis -10° stabilisieren konnte. Der leicht nach vorn geneigte Winkel wurde bewusst gewählt, um einer Vorbelastung des SOL entgegenzuwirken. Der nächste Stimulus konnte jeweils erst nach mindestens 8 Sekunden freigesetzt werden. Bei den Referenzserien auf der stabilisierten Wippe wurden die Probanden automatisch alle 8 Sekunden den H-Reflex Stimulationen ausgesetzt. Der Zeitintervall wurde so bestimmt, um den Einfluss einer PAD zu vermeiden (Crone & Nielsen, 1989). Das heisst, damit die vorherige Stimulation keinen Einfluss auf die nächste Muskelantwort hatte.

Um eine Einflussnahme der Ermüdung auf den H-Reflex (Garland & McComas, 1990) vorwegzunehmen, konnte die Gleichgewichtsaufgabe in drei verschiedene Schwierigkeitsniveaus eingestellt werden. Die Schwierigkeit konnte durch verschieden elastische Zugfedern individuell angepasst werden. Die Federn wurden vorne sowie hinten zwischen dem Brett der Wippe und dem Boden befestigt (siehe Abb. 4B). Durch die Gegenkraft der Federn an beiden Seiten, liess sich die Platte einfacher stabilisieren. Da alle Federn eine bestimmte Länge vorweisen mussten, gab es nur eine begrenzte Anzahl Möglichkeiten. Die schwierigste Variante wurde absolviert, indem nur zwei Federn mit einer Federkonstante von 24 N/mm befestigt waren. Bei den einfacheren Varianten wurden auf der anderen Seite der Wippe zusätzlich zwei weitere Federn mit 9 oder 11 N/mm hinzugefügt. Vorgängig zum Experiment wurde die posturale Kontrolle der Probanden auf der Wippe kurz beobachtet. Die Zugfedern wurden so gewählt, dass die Aufgabe anspruchsvoll, aber nicht zu schwierig war, um einer Ermüdung im Verlaufe des Experiments vorzubeugen. Die Schwierigkeit blieb während des ganzen Experiments die gleiche.

Die mechanischen Störungen der Bedingungen MEC und DUO wurden durch eine Verschiebung der Plattform, auf welcher die Wippe montiert war, vollführt. Die horizontale Verschiebung betrug 4 cm nach hinten und wiederum 4 cm zurück mit einer Beschleunigung von jeweils 2.67 m/s^2 und einer maximalen Geschwindigkeit von 1.04 m/s. Zur Sicherheit wurde ein Stuhl neben der Wippe aufgestellt. Um Stürze zu verhindern, konnten sich die Probanden an der Stuhllehne abstützen.

Es handelte sich somit um extern induzierte, translatorische, zeitlich mehr oder weniger vorhersehbare, antizipierte (Richtung ist vorher bekannt), posturale Störungen.

Der Goniometer hat die durchschnittliche Abweichung der Wippenplatte von 0° sowie die durchschnittliche Winkelgeschwindigkeit aufgezeichnet. Die Daten des Goniometers wurden wiederum mit Hilfe der Software Imago Record digitalisiert.

2.5 H-Reflex

Der H-Reflex ist eine Methode der peripheren Muskelstimulation (PNS). Der Tibialisnerv in der Kniekehle des linken Beines wurde elektrisch stimuliert (PNS; Rechteckimpuls von 1 ms; Digitimer DS7A, Digitimer Ltd, Hertfordshire, Vereinigtes Königreich), um einen H-Reflex zu provozieren und somit Muskelkontraktionen im SOL und GM hervorzurufen. Dazu wurde eine Elektrode als Kathode in die Kniekehle über den Tibialisnerv platziert und die Anode von 4 x 4 cm leicht unter der Patellarsehne angebracht. Die Kathode mit 2 cm Durchmesser wurde vorsichtig in der Kniekehle verschoben, um die optimale Stelle für einen stabilen H-Reflex bei

möglichst kleiner Intensität zu finden. Vor dem tatsächlichen Experiment wurde für jeden Probanden durch allmähliche Steigerung der Stimulationsintensität, eine H/M-Rekrutierungskurve im aufrechten Stand aufgezeichnet. Anhand dieser Daten wurde die Stimulationsintensität für die gewünschte Grösse der Muskelantwort beim Experiment berechnet. Die gewünschte Grösse der Muskelantwort im stabilen Stand wurde auf etwa 50 % des H_{\max} bestimmt. Dadurch war es möglich, eine allfällige Hemmung oder Bahnung des Reflexes während der Gleichgewichtsaufgabe zu beobachten. Zugleich wurde darauf geachtet, dass der H-Reflex im stabilen Stand bei etwa 30 % von M_{\max} liegt. Zu Beginn jeder Bedingung wurde die Stimulationsintensität neu eingestellt, damit die gewünschte Grösse der Muskelantwort als Ausgangslage möglichst konstant gehalten werden konnte. Um sicherzustellen, dass die Effekte nicht an den Änderungen der Stimulationsintensität liegen, sollte die M-Welle stabil gehalten werden (Knikou, 2008).

2.6 Datenauswertung

Die Rohdaten des EMGs und des Goniometers an der Wippe wurden mit MatLab (Version R2018b; The MathWorks, Inc., Natick, MA) ausgewertet.

Die SOL H-Reflexe und M-Wellen wurden analysiert, indem die Amplitude zwischen dem höchsten und dem tiefsten Wert der Kurve innerhalb eines Zeitfensters berechnet wurde. Die Zeitfenster wurden individuell für jeden Probanden manuell eingestellt. Sie betragen etwa 30 bis 60 ms nach der Störung für die H-Reflexe und etwa 5 bis 28 ms für die M-Wellen. Für jede Serie wurde der Mittelwert der Amplituden der jeweils 6 Stimulationen in mV ermittelt.

Beim bEMG wurden die Mittelwerte der 11 Serien aus dem SOL EMG in mV einmal während 200 ms und einmal während 3 s vor der Stimulation ausgewertet.

Aus den Daten des Goniometers wurde die durchschnittliche Abweichung von 0° in Grad sowie die durchschnittliche Winkelgeschwindigkeit in Grad pro Sekunde während 3 s vor der Störung ermittelt. Dieselbe Auswertung wurde mit den Daten während 3 s nach der Störung durchgeführt. Dabei wurden die Winkel mit einem negativen Wert in absolute Zahlen umgewandelt.

2.7 Statistische Analyse

Die Daten des SOL H-Reflex wurden mit einer two-way repeated measures ANOVA (9x1) analysiert, um sie mit den Resultaten von Trimble und Koceja (2001) zu vergleichen. Die Varianzen der ersten Referenzserie (REF1) und der 8 Interventionsserien (S1-S8) wurden dabei miteinander verglichen. Dies wurde jeweils für die Bedingungen HREF und DUO durchgeführt. Für die Bedingung STA wurde eine Varianzanalyse mit allen 11 Serien gemacht (11x1), um die Stabilität der H-Reflexe zu testen.

Die Referenzserien wurden ebenso mit einer two-way repeated measures ANOVA (3x4) für die Faktoren Serie und Bedingung ausgewertet. Die H-Reflex Amplituden der 3 Referenzserien aller 4 Bedingungen wurden untereinander verglichen. Um sicherzustellen, dass Änderungen der Muskelantwort nicht an einer unterschiedlichen Position oder Voraktivierung der Muskeln liegen, wurde dieselbe Analyse mit den Daten der M-Welle und dem bEMG wiederholt.

Des Weiteren wurden mittels einer two-way repeated measures ANOVA (2x3) die Interventionsserien S4 und S8 der Bedingungen HREF, DUO und MEC analysiert, da bei diesen Serien jeweils H-Reflex Stimulationen auf instabiler Unterlage ausgelöst wurden. Die Amplituden des H-Reflexes wurden hier auf die erste Referenzserie der jeweiligen Bedingung normiert. Die Daten des bEMGs, der M-Wellen und die Winkelgeschwindigkeiten der Wippe 3 Sekunden vor sowie nach der Störung, wurden auf die gleiche Weise, jedoch mit den Rohwerten, ausgewertet. Dies ermöglichte den Einfluss der vorangegangenen Perturbationsart auf die instabilen Serien 4 und 8 zu testen.

Um die posturale Kontrolle über die Zeit und den Einfluss der Perturbationsart zu testen, wurde eine two-way repeated measures ANOVA (6x3) der durchschnittlichen Winkelgeschwindigkeit von den Serien S1-S3 und S5-S7 der drei Bedingungen auf der beweglichen Wippe gemacht. Da bei den Serien S4 und S8 der Bedingung MEC die Perturbationsart von zuvor mechanischen Störungen auf H-Reflex Stimulationen wechselte, wurden die beiden Serien in dieser Analyse bewusst ausgeschlossen. Sie wurden bereits bei der zuvor erwähnten Analyse miteinbezogen.

Um zu sehen, ob die Perturbationen als posturale Störung gewirkt haben, wurden die Winkelgeschwindigkeiten durch eine two-way repeated measures ANOVA (8x2) der Serien S1-S4 und S5-S8 (Faktor Serie) während 3 Sekunden vor mit den 3 Sekunden nach der Störung (Faktor Zeitpunkt) bei den Bedingungen HREF und DUO verglichen. Bei der Bedingung MEC wurden nur S1-S3 und S5-S7 ausgewertet, da bei S4 und S8 keine mechanischen Störungen durchgeführt wurden (6x2). Mittels dieser Varianzanalyse konnte zugleich untersucht werden, ob sich die Schwankungen während einer Bedingung mit der Zeit verändert haben.

Wenn die Varianzanalyse einen signifikanten Effekt ergeben hat ($p \leq 0.05$), wurde dieser mit der Bonferroni-Methode als Posttest korrigiert. Dieser Test ermöglichte zu erkennen, wo die signifikanten Unterschiede liegen. Die p -Werte der Posttests im Kapitel Resultate werden als korrigierte Werte angegeben. Die Effektstärke aller ANOVA Tests wird durch das partielle Eta-Quadrat (η^2_p ; kleiner Effekt: .02; mittlerer Effekt: .13; grosser Effekt: .26) angegeben. Dieser Wert gibt an, wie viel Varianz der abhängigen Variablen prozentual durch die unabhängige Variable erklärt wird.

3 Resultate

3.1 Einfluss der H-Reflex Stimulation auf den Verlauf der H-Reflexe

Um den Verlauf der Amplituden des SOL H-Reflexes zu untersuchen, wurde die erste Referenzserie (REF1) und die Interventionsserien (S1-S8) der Bedingung HREF und DUO sowie alle Serien der Bedingung STA ausgewertet.

Die Resultate der 9x1 ANOVAs zum Vergleich der REF1 und der S1-S8 der H-Reflexe im SOL ergaben einen Effekt bei der Bedingung HREF ($F_{8,192} = 8.20$; $p < 0.001$; $\eta^2_p = 0.26$). Der nach Bonferroni korrigierte Posttest zeigte signifikant tiefere H-Reflexe bei den Serien S2 ($p = 0.019$) und S4-S8 (allesamt $p < 0.001$) im Vergleich zu REF1. Die H-Reflex Amplitude wurde von REF1 zu S6 um 43.96 % reduziert. Des Weiteren ist S1 unterschiedlich zu S6 ($p = 0.031$) sowie S7 ($p = 0.041$) und S3 ist unterschiedlich zu S6 ($p = 0.015$) sowie S7 ($p = 0.020$). Ab S4 gab es keine signifikanten Unterschiede mehr im Vergleich mit den nachfolgenden Serien S5-S8. Wie man auf Abbildung 5 erkennen kann, bleibt der H-Reflex ab S4 in etwa stabil.

Bei der Bedingung DUO konnte ebenfalls ein Effekt festgestellt werden ($F_{8,192} = 9.31$; $p < 0.001$; $\eta^2_p = 0.28$). REF1 ist signifikant unterschiedlich zu den Serien S1-S8 (jeweils $p < 0.001$). Zwischen den Interventionsserien konnten keine signifikanten Unterschiede gezeigt werden. Die H-Reflex Amplituden bleiben bereits ab S1 in etwa gleich.

Die H-Reflexe im stabilen Stand (STA) waren über alle 11 Serien hinweg konstant. Es konnte kein signifikanter Unterschied gezeigt werden ($F_{10,240} = 0.54$; $p = 0.863$; $\eta^2_p = 0.022$).

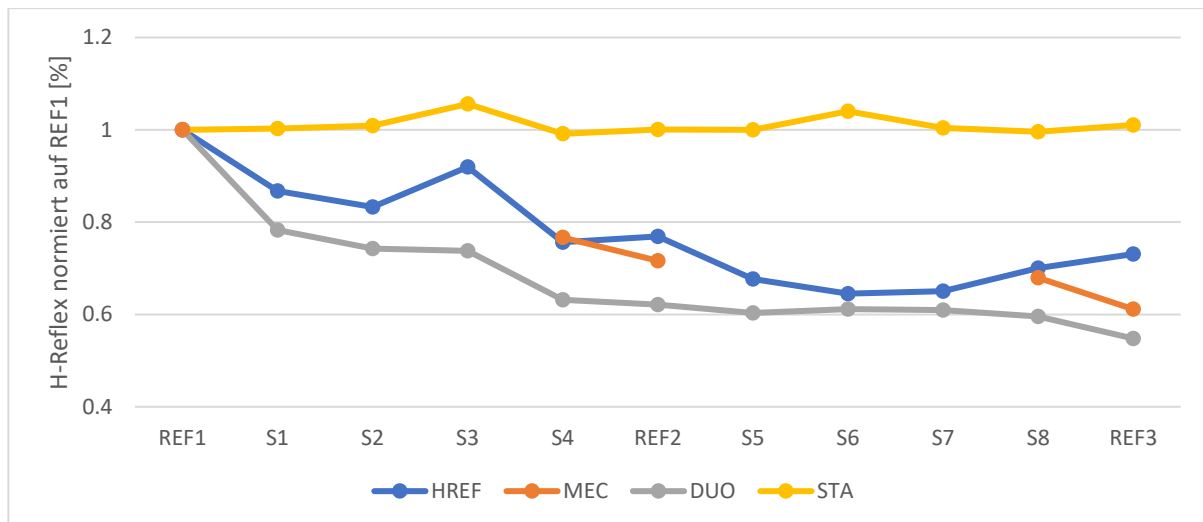


Abbildung 5. Durchschnittliche SOL H-Reflexe der vier Bedingungen, normiert auf die erste Referenzserie (REF1). Effekte für den Faktor Serie bei den Bedingungen HREF ($p < 0.001$) und DUO ($p < 0.001$). Kein Effekt für den Faktor Serie bei der Bedingung STA ($p = 0.863$).

3.2 Einfluss der Perturbationsart auf die neuromuskuläre Aktivität

Unter den Bedingungen HREF, MEC und DUO wurden die Serien S4 und S8 allesamt auf der beweglichen Wippe mit posturalen Störungen durch H-Reflex Stimulationen absolviert. Bei DUO wurde die Aufgabe zudem durch mechanische Störungen erschwert. Die Serien zuvor unterschieden sich in der Art der Perturbation. Deshalb wurde untersucht, ob sich die Muskelantwort während der Serien S4 und S8, je nach Art der vorangegangenen Störung, also je nach Bedingung, unterscheidet. Die Kontrollvariablen M-Welle und bEMG wurden auf die gleiche Weise analysiert, um Unterschiede zwischen den Bedingungen festzustellen.

3.2.1 SOL H-Reflex. Der H-Reflex wurde bei dieser Auswertung auf die erste Referenzserie normiert. Die statistische Analyse der S4 und S8 zeigte keine Anpassung des SOL H-Reflexes. Weder für die beiden Faktoren Bedingung ($F_{2,48} = 1.31$; $p = 0.280$; $\eta^2_p = 0.05$) und Serie ($F_{1,24} = 1.61$; $p = 0.217$; $\eta^2_p = 0.06$), noch für deren Interaktion ($F_{2,48} = 0.17$; $p = 0.847$; $\eta^2_p = 0.01$) wurde ein signifikanter Effekt gezeigt. Die H-Reflexe der Serien S4 und S8 bleiben also bei allen Perturbationsarten in etwa gleich (vergleiche Abb. 5).

3.2.2 Kontrollvariablen M-Welle und Background-EMG. Bei der Auswertung der M-Wellen in S4 und S8 konnte ebenso kein Effekt bei der Bedingung ($F_{2,48} = 1.76$; $p = 0.182$; $\eta^2_p = 0.07$), der Serie ($F_{1,24} = 1.65$; $p = 0.211$; $\eta^2_p = 0.06$) und der Interaktion Bedingung*Serie ($F_{2,48} = 0.98$; $p = 0.383$; $\eta^2_p = 0.04$) beobachtet werden.

Gleiches gilt für die neuromuskuläre Aktivität vor der Störung. Das bEMG der Serien S4 und S8 zeigte keine signifikanten Unterschiede (Faktor Bedingung: $F_{2,48} = 0.37$; $p = 0.695$; $\eta^2_p = 0.02$; Faktor Serie: $F_{1,24} = 0.88$; $p = 0.357$; $\eta^2_p = 0.04$; Interaktion Bedingung*Serie: $F_{2,48} = 0.58$; $p = 0.564$; $\eta^2_p = 0.02$). Die Werte der Kontrollvariablen dieser beiden Serien blieben somit das gesamte Experiment über stabil.

3.3 Neuromuskuläre Aktivität im stabilen Stand

Die Referenzserien auf der blockierten Wippe zu Beginn (REF1), in der Hälfte (REF2) und am Ende (REF3) aller Bedingungen wurden miteinander verglichen. Der Vergleich der H-Reflex Amplituden sollte zeigen, welche Art von Störung einen grösseren Einfluss auf die spinale Reflexantwort im stabilen Stand hat. Die Referenzserien der Kontrollvariablen bEMG und M-Welle wurden ebenso getestet. Sind die Kontrollvariablen nicht konstant, könnten sie einen Einfluss auf den H-Reflex haben.

3.3.1 SOL H-Reflex. Die statistische Analyse der Referenzserien ergab für den SOL H-Reflex einen Effekt für den Faktor Bedingung ($F_{3,72} = 10.79$; $p < 0.001$; $\eta^2_p = 0.31$). Der Bonferroni korrigierte post-hoc Test zeigte, dass sich der H-Reflex unter der Bedingung STA signifikant von den drei anderen Bedingungen unterscheidet (jeweils $p < 0.001$). Die Bedingungen HREF, MEC und DUO auf der beweglichen Wippe unterschieden sich hingegen nicht signifikant voneinander.

Für den Faktor Serie konnte ebenfalls ein signifikanter Effekt gezeigt werden ($F_{2,48} = 32.70$; $p < 0.001$; $\eta^2_p = 0.58$). Der post-hoc Test verwies hier auf eine signifikante Differenz der ersten Referenzserie zu den beiden anderen Referenzserien (jeweils $p < 0.001$). Der H-Reflex wurde unter den beweglichen Bedingungen von REF1 zu REF2 reduziert. Zwischen der REF2 und REF3 gab es keinen signifikanten Unterschied (siehe Abb. 6).

Bei der Interaktion Bedingung*Serie wurde ebenfalls ein Effekt festgestellt ($F_{6,144} = 7.39$; $p < 0.001$; $\eta^2_p = 0.24$).

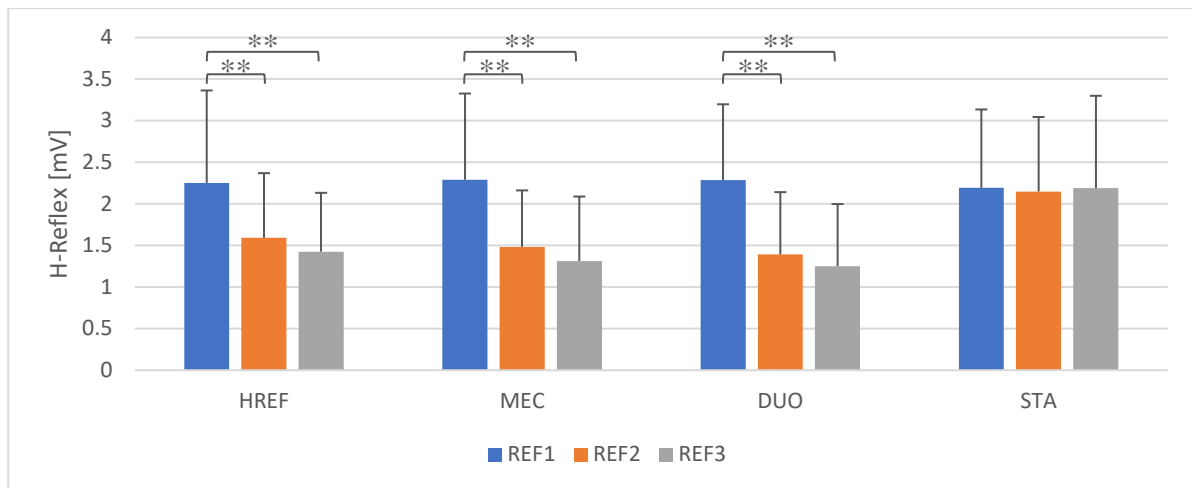


Abbildung 6. Durchschnittliche SOL H-Reflexe der drei Referenzserien auf der stabilisierten Wippe aller vier Bedingungen. Effekte für den Faktor Bedingung ($p < 0.001$) mit einem signifikanten Unterschied zwischen der Bedingung STA zu allen anderen Bedingungen ($p < 0.001$), den Faktor Serie ($p < 0.001$) mit einer Differenz zwischen der ersten Referenzserie (REF1) zu den beiden anderen Referenzserien ($p < 0.001$) und für die Interaktion Bedingung*Serie ($p < 0.001$). ** = $p < 0.01$

3.3.2 Kontrollvariablen M-Welle und bEMG. Die Amplituden der M-Welle, welche den H-Reflex begleiten, zeigten keinen Effekt über die verschiedenen Bedingungen hinweg ($F_{3,72} = 2.24$; $p = 0.090$; $\eta^2_p = 0.09$). Auch hier blieb der Verlauf der M-Wellen bei allen Bedingungen gleich. Beim Faktor Serie wurde ein Effekt berechnet ($F_{2,48} = 6.87$; $p = 0.002$; $\eta^2_p = 0.22$). Der Posttest zeigte eine signifikante Reduktion der Amplituden von REF1 zu REF2 ($p = 0.016$) und REF3 ($p = 0.004$). Die Interaktion von Bedingung und Serie ergab einen Effekt ($F_{6,144} = 5.16$; $p < 0.001$; $\eta^2_p = 0.18$), wobei es zwischen den Bedingungen bei der gleichen Serie keine Unterschiede gab.

Die Analysen des bEMGs der Referenzserien zeigen keinen Effekt des Faktors Bedingung ($F_{3,72} = 0.92$; $p = 0.438$; $\eta^2_p = 0.04$). Die Muskelaktivität vor der Störung zeigte somit für alle Bedingungen denselben Verlauf. Für den Faktor Serie wurde allerdings ein Effekt berechnet ($F_{2,48} = 6.07$; $p = 0.004$; $\eta^2_p = 0.20$). Dabei lag das bEMG bei REF2 ($p = 0.005$) und REF3 ($p = 0.042$) leicht höher als bei REF1. Die Interaktion zwischen dem Faktor Bedingung und dem Faktor Serie zeigte wiederum keinen Effekt ($F_{6,144} = 0.26$; $p = 0.953$; $\eta^2_p = 0.01$).

3.4 Einfluss der Perturbationen auf die Schwankungen der Wippe

3.4.1 Schwankungen nach Perturbationsauslösung der Serien S1-S3 und S5-S7. Die Art der Störung hat bei den Serien S1-S3 und S5-S7 einen grossen Einfluss auf die Ausgleichsbewegungen der Wippe, welche auf die Störung folgen (siehe Abb. 7). Die Varianzanalyse der

durchschnittlichen Winkelgeschwindigkeiten während 3 Sekunden nach der Auslösung einer Störung zeigte einen Effekt des Faktors Bedingung ($F_{2,48} = 119.57$; $p < 0.001$; $\eta^2_p = 0.83$). Die Probanden schwankten bei den Bedingungen mit mechanischer Störung mehr als bei der Bedingung mit nur H-Reflex Stimulationen. Mit $10.3^\circ/s$ lag das Mittel der Winkelgeschwindigkeiten der Bedingung HREF höchst signifikant tiefer als das Mittel von $17.6^\circ/s$ bei MEC ($p < 0.001$) und $17.7^\circ/s$ bei DUO ($p < 0.001$). Der Unterschied zwischen MEC und DUO war klar nicht signifikant ($p = 1.000$). Unter der Bedingung DUO wurde, zusätzlich zur mechanischen Störung, mit H-Reflexen stimuliert. Dies hatte allerdings keinen Einfluss auf die Winkelgeschwindigkeit beziehungsweise die posturale Kontrolle nach der Störung.

Wie in Abbildung 7 erkennbar, konnten sich die Probanden auf der Wippe über die Zeit nur ein wenig verbessern. Statistisch gesehen war dennoch ein Effekt für den Faktor Serie zu erkennen ($F_{5,120} = 6.75$; $p < 0.001$; $\eta^2_p = 0.22$). Die statistisch signifikanten Differenzen lagen alle beim Vergleich mit der ersten Interventionsserie. Die durchschnittliche Winkelgeschwindigkeit der S1 zeigte signifikante Unterschiede zu den Resultaten ab S3 (jeweils $p < 0.01$). Die Auswertung der Interaktion ergab ebenfalls einen Effekt ($F_{10,240} = 2.57$; $p = 0.006$; $\eta^2_p = 0.10$).

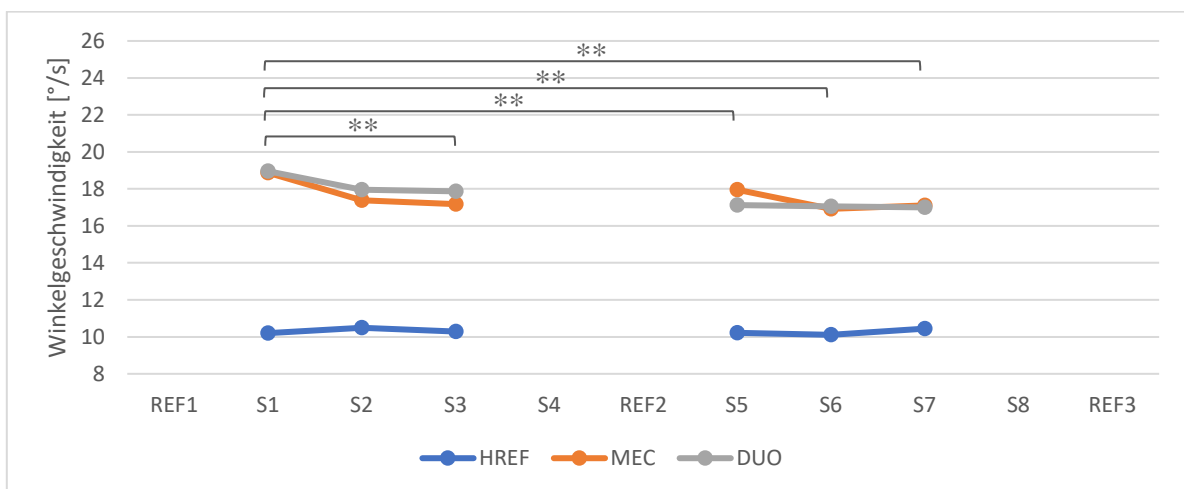


Abbildung 7. Durchschnittliche Winkelgeschwindigkeit während 3 s nach der Auslösung der Perturbation. Signifikant höhere Winkelgeschwindigkeiten bei den Bedingungen MEC und DUO im Vergleich zu HREF während den Serien S1-S3 und S5-S7 ($p < 0.001$). S1 zeigt statistisch signifikante Differenzen im Vergleich zu S3 und S5-S7 ($p < 0.01$). ** = $p < 0.01$

3.4.2 Schwankungen nach Perturbationsauslösung der Serien S4 und S8. Die Art der Störung hat bei den Serien S4 und S8 einen grossen Effekt auf die Winkelgeschwindigkeit während den 3 Sekunden, welche auf die Störung folgen ($F_{2,48} = 92.04$; $p < 0.001$; $\eta^2_p = 0.79$). Bei der Bedingung DUO musste höchst signifikant (DUO vs. MEC: $p < 0.001$; DUO vs. HREF: $p < 0.001$) mehr ausgeglichen werden, um die Wippe nach der kombinierten Perturbation wieder

zu stabilisieren (siehe Abb. 8). Die Winkelgeschwindigkeiten der Bedingungen mit ausschliesslich H-Reflex Stimulationen MEC und HREF sind sich sehr ähnlich ($p = 1.000$). Zwischen den beiden Serien gab es keine signifikanten Unterschiede ($F_{1,24} = 0.11$; $p = 0.741$; $\eta^2_p = 0.01$). Die Probanden konnten sich ab S4 mit der Zeit nicht mehr verbessern. Die Interaktion von Bedingung und Serie war signifikant unterschiedlich ($F_{2,48} = 3.71$; $p = 0.032$; $\eta^2_p = 0.13$). Die signifikanten Differenzen lagen alle im Vergleich mit den Serien der Bedingung DUO ($p < 0.001$). Von S4 zu S8 unter derselben Bedingung gab es keinen Unterschied.

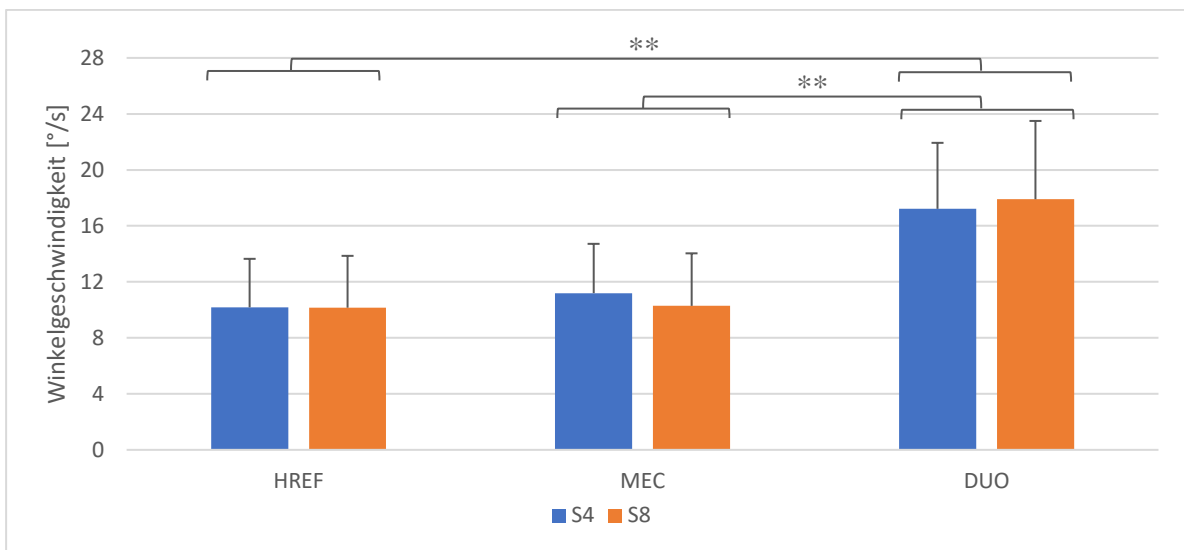


Abbildung 8. Durchschnittliche Winkelgeschwindigkeit der beweglichen Bedingungen während 3 s nach der Perturbation. Effekte für den Faktor Bedingung ($p < 0.001$) und die Interaktion Bedingung*Serie ($p = 0.032$). Kein Effekt für den Faktor Serie ($p = 0.741$). ** = $p < 0.01$

3.4.3 Schwankungen vor Perturbationsauslösung der Serien S4 und S8. Der Vergleich der beweglichen Bedingungen der S4 und S8 zeigte, dass sich die Art der Störung leicht auf die Winkelgeschwindigkeit während 3 Sekunden vor der Störung auswirkte ($F_{2,48} = 3.81$; $p = 0.029$; $\eta^2_p = 0.14$). Der Posttest offenbarte eine signifikant höhere Winkelgeschwindigkeit der Bedingung DUO ($p = 0.026$) im Vergleich zu HREF (siehe Abb. 9), wobei der Unterschied mit durchschnittlich etwa $1.24^\circ/s$ gering ausfiel. MEC befindet sich zwischen diesen Bedingungen und ist dadurch nicht signifikant unterschiedlich zu einem der Beiden.

Die posturale Kontrolle konnte von S4 zu S8 nicht verbessert werden, da beim Faktor Serie kein Effekt beobachtet werden konnte ($F_{1,24} = 1.21$; $p = 0.282$; $\eta^2_p = 0.05$). Die Interaktion der beiden Faktoren zeigten einen höchst signifikanten Effekt ($F_{2,48} = 11.68$; $p < 0.001$; $\eta^2_p = 0.33$), wobei die Serie 8 der Bedingung DUO fortwährend beteiligt war (jeweils $p < 0.05$).

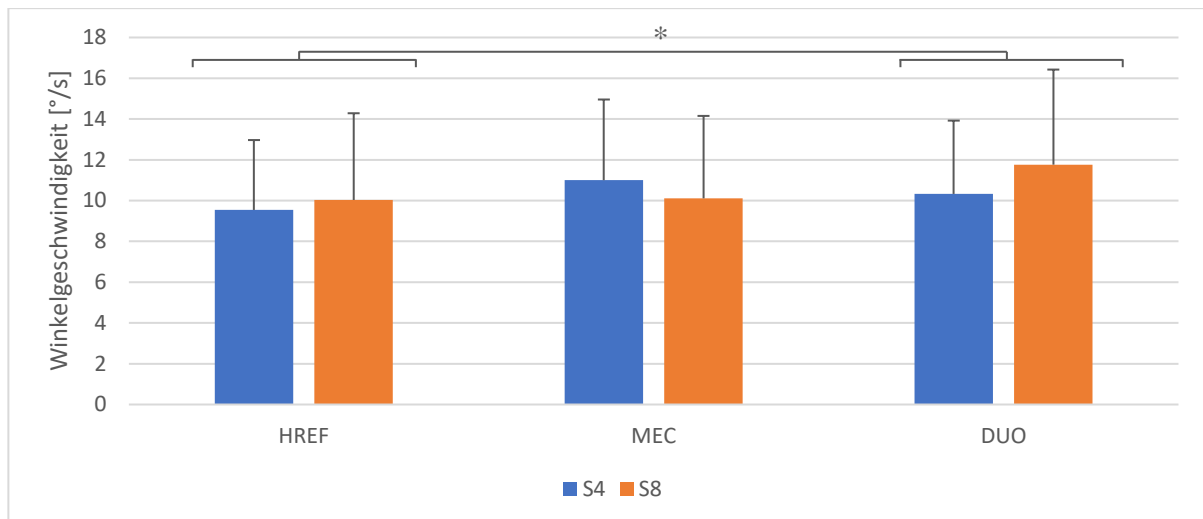


Abbildung 9. Durchschnittliche Winkelgeschwindigkeit der beweglichen Bedingungen während 3 s vor der Perturbation. Effekte für den Faktor Bedingung ($p = 0.029$) und die Interaktion ($p < 0.001$). * = $p < 0.05$

3.4.4 Vergleich der Schwankungen vor und nach der Perturbationsauslösung. Um zu sehen, ob die Perturbationen als posturale Störung gewirkt haben, wurden die Winkelgeschwindigkeiten der Serien S1-S4 und S5-S8 während 3 Sekunden vor mit den 3 Sekunden nach der Störung bei den Bedingungen HREF und DUO verglichen. Bei der Bedingung MEC wurden nur S1-S3 und S5-S7 ausgewertet, da bei S4 und S8 keine mechanischen Störungen durchgeführt wurden. Die Analyse zeigte bei der Bedingung HREF keinen Effekt für den Faktor Zeitpunkt ($F_{1,24} = 3.25$; $p = 0.084$; $\eta^2_p = 0.12$). Vor und nach der Störungsauslösung sind die Winkelgeschwindigkeiten gleich. Keinen Effekt gab es ebenfalls für den Faktor Serie ($F_{7,168} = 0.55$; $p = 0.795$; $\eta^2_p = 0.02$) und für die Interaktion Zeitpunkt*Serie ($F_{7,168} = 1.80$; $p = 0.090$; $\eta^2_p = 0.07$). Die Schwankungen sind mit der Zeit konstant geblieben.

Bei der Bedingung MEC gab es einen Effekt für den Faktor Zeitpunkt ($F_{1,24} = 254.47$; $p < 0.001$; $\eta^2_p = 0.91$). Die Schwankungen vor der Perturbation waren weniger stark als nach der Perturbation ($p < 0.001$). Der Faktor Serie zeigte einen Effekt ($F_{5,120} = 3.36$; $p = 0.007$; $\eta^2_p = 0.12$). S1 war signifikant höher als S3 ($p = 0.021$) und S6 ($p = 0.026$). Auch die Interaktion ergab einen Effekt ($F_{5,120} = 2.68$; $p = 0.025$; $\eta^2_p = 0.10$), wobei die Schwankungen vor der Perturbation immer kleiner waren als nach der Perturbation ($p < 0.001$).

Beim Faktor Zeitpunkt der kombinierten Bedingung DUO wurde ein Effekt aufgedeckt ($F_{1,24} = 168.23$; $p < 0.001$; $\eta^2_p = 0.88$). Die Schwankungen vor den Perturbationen waren niedriger als nach den Perturbationen ($p < 0.001$). Beim Faktor Serie wurde ebenfalls ein Effekt berechnet ($F_{7,168} = 3.42$; $p = 0.002$; $\eta^2_p = 0.13$). S1 zeigte grössere Schwankungen als S4 ($p = 0.037$) und S5 ($p = 0.045$). Die Interaktion zeigte einen Effekt ($F_{7,168} = 3.66$; $p = 0.001$; $\eta^2_p = 0.13$). Auch bei DUO waren die Schwankungen vor jeweils niedriger als nach der Störung ($p < 0.001$).

4 Diskussion

Ziel dieser Arbeit war es einerseits die Resultate von Trimble und Koceja (2001), dass die spinale Reflexantwort beim Stand auf einer instabilen Unterlage mit der Zeit gehemmt wird, zu reproduzieren. Die Studie im Rahmen dieser Masterarbeit konnte deren Erkenntnisse bestätigen. Die H-Reflex Amplituden unter der Bedingung HREF wurden mit der Zeit reduziert. Andererseits war es ein Ziel herauszufinden, ob diese Hemmung aufgrund der Instabilität der Gleichgewichtsaufgabe oder durch die H-Reflex Stimulation stattfindet. Daher wurden die Bedingungen MEC und DUO ergänzt. Die Resultate zeigen auch bei den mechanischen Bedingung MEC und der kombinierten Bedingung DUO einen reduzierten H-Reflex mit der Zeit. Die spinale Kontrolle scheint sich je nach Perturbationsart auf ein generelles Level einzustellen. Der Vergleich der Bedingungen untereinander zeigt, dass die Art und Intensität der posturalen Störung vermutlich keinen Einfluss auf die H-Reflex Amplitude hat. Die Hemmung wird daher vermutlich durch die Instabilität während der Gleichgewichtsaufgabe selbst verursacht. Die posturale Kontrolle konnte durch die Reflexhemmung nur leicht verbessert werden.

4.1 Einfluss der Perturbationen auf den Verlauf der spinalen Kontrolle

In einer früheren Studie wurde beobachtet, dass der SOL H-Reflex beim Balancieren auf einem Gleichgewichtsbrett nach wiederholten Stimulationen mit der Zeit automatisch reduziert wurde (Trimble & Koceja, 2001). Während einem zweistündigen Training auf einer solchen instabilen Unterlage mit wiederholten posturalen Störungen durch H-Reflex Stimulationen wurde die spinale Reflexantwort kontinuierlich gesenkt. Die H-Reflex Stimulationen lösten Kontraktionen in der Wadenmuskulatur aus, wodurch das Gleichgewicht gestört wird. Der Körper hat automatisch gelernt, die spinalen Reflexe zu hemmen. Allerdings gibt die Studie von Trimble und Koceja (2001) keinen Aufschluss darüber, ob der H-Reflex aufgrund der Instabilität der Gleichgewichtsaufgabe oder aufgrund der negativen Konsequenzen der Stimulationen reduziert wurde. Ein Ziel dieser Arbeit ist es, diese Resultate von Trimble und Koceja (2001) zu reproduzieren und den Grund der Reflexhemmung zu untersuchen.

Die Resultate dieser Studie zeigen bei der Bedingung HREF einen signifikanten Unterschied der Serien S2 und S4 bis S8 im Vergleich zur ersten Referenzserie (REF1). Ab S4 gibt es keine Unterschiede mehr zu den nachfolgenden Serien. Wie in Abbildung 5 ersichtlich, konnte die Amplitude des H-Reflexes der Bedingung HREF allmählich reduziert werden und scheint sich ab S4 zu stabilisieren. Die Reflexantwort wird also bereits vor der Serie S4 angepasst. Die Probanden brauchen etwa drei Serien auf der instabilen Wippe, um die H-Reflexe einzustellen.

Da die SLR der monosynaptischen Reflexe nicht direkt über den Kortex moduliert werden kann, sondern vorgängig eingestellt wird, brauchen Probanden die Erfahrung von etwa 3 Serien bis die spinale Kontrolle auf ein generelles Level eingestellt wird. Vergleicht man den Verlauf von HREF in dieser Studie (Abb. 5) mit dem Verlauf der Resultate von Trimble und Koceja (2001) in Abbildung 2, so erkennt man bei beiden die Tendenz zur Reduktion der spinalen Reflexantwort. Somit konnten die Beobachtungen von Trimble und Koceja (2001) bestätigt werden. Die prozentuale Reduktion der H-Reflex Amplitude von der ersten Referenzserie zur Serie S6 ist allerdings bei unserer Studie mit etwa 44 % mehr als doppelt so gross, wie bei Trimble und Koceja (2001) mit 20 %. Dies könnte daran liegen, dass deren Gleichgewichtsaufgabe mit reduziertem Support weniger Schwankungen verursachte als unsere Aufgabe auf der Wippe und dadurch der Reflex weniger stark gehemmt wurde.

Bei der Bedingung DUO wurden während den Interventionsserien zeitgleich H-Reflex Stimulationen und mechanische Störungen, durch eine rück- und vorwärts Verschiebung der ganzen Wippe, ausgelöst. Die Verlaufsanalyse der Bedingung DUO zeigt ebenfalls eine Reduktion der H-Reflex Amplituden, wenn Probanden über eine längere Dauer solchen kombinierten Perturbationen ausgesetzt wurden. Die signifikanten Unterschiede liegen alle im Vergleich mit der ersten Referenzserie. Bereits die erste Interventionsserie S1 ist signifikant tiefer als die erste Referenzserie (siehe Abb. 5). Von den Interventionsserien S1 bis S8 bleiben die H-Reflexe statistisch stabil. Die spinalen Reflexe scheinen sich diesbezüglich bei DUO direkt ab S1 eingestellt zu haben. Die stärkere Schwankung nach der Störung bei DUO scheint die Hemmung des H-Reflexes schneller anzupassen als bei HREF (ab S4).

Unter der Bedingung MEC wurden bei den Serien S1-S3 und S5-S7 keine H-Reflex Stimulationen evoziert. Deshalb konnte der Verlauf der neuromuskulären Aktivität nicht auf dieselbe Weise ausgewertet werden, wie bei HREF und DUO. Der Vergleich der Referenzserien zeigte jedoch, dass der H-Reflex bei MEC von REF1 zu REF2 gehemmt werden konnte. Von REF2 zu REF3 gab es keine weitere Anpassung mehr. Die Auswertung der S4 und S8 zeigte keinen Unterschied zwischen diesen beiden Serien. Daraus kann geschlossen werden, dass auch bei MEC die spinale Reflexantwort angepasst wird und dass nach der Serie S4 keine Änderungen mehr stattfinden.

Die Bedingung STA war eine Art Kontrollbedingung, um zu sehen, ob die wiederholten H-Reflex Stimulationen über eine längere Dauer die Amplitude der Muskelantwort beeinflussen. Die H-Reflexe der Bedingung STA im stabilen Stand, sind über alle 11 Serien statistisch stabil geblieben (Abb. 5). Die wiederholte H-Reflex Stimulation hat somit keinen Einfluss auf den

Verlauf der neuromuskulären Aktivität im stabilen Stand. Das heisst, die automatische Anpassung der Reflexantworten mit der Zeit bei den beweglichen Bedingungen HREF, MEC und DUO entstehen im Zusammenhang mit den Perturbationsaufgaben auf der instabilen Wippe.

Der Verlauf der Schwankungen der Wippe während 3 Sekunden vor oder nach der jeweiligen Perturbation wurden über die Winkelgeschwindigkeiten ausgewertet. Im Verlauf von Serie 4 zu Serie 8 blieben die Schwankungen *vor* der Störung auf der Wippe konstant. Die Probanden konnten die Winkelgeschwindigkeiten *nach* der Störung über die Zeit hinweg ein wenig verbessern (siehe Abb. 7). Die statistische Auswertung von S1-S3 und S5-S7 zeigt einen signifikanten Unterschied ab der Serie S3 in Bezug auf S1. Die Winkelgeschwindigkeit konnte von S4 auf S8 nicht verbessert werden (Abb. 8). Die Anpassung muss daher bereits vor der S4 passiert sein. Daraus kann man eine Verbesserung der posturalen Kontrolle bis S3 ableiten. Danach bleibt das Level in etwa stabil. Dies lässt darauf schliessen, dass sich die reduzierten H-Reflexe positiv auf die posturalen Reaktionen nach der Störung auswirken können.

Bei allen beweglichen Bedingungen hat sich somit die Amplitude der H-Reflexe mit der Zeit reduziert. Die spinale Kontrolle braucht die Erfahrung von etwa 3 Serien, um den H-Reflex vorgängig einstellen zu können. Es kann davon ausgegangen werden, dass das spinale System, je nach Schwierigkeit der Gleichgewichtsaufgabe, auf ein generelles Level eingestellt wird.

Als zugrunde liegender neuronaler Mechanismus für die Reduktion der spinalen Reflexantwort schlagen Trimble und Koceja (2001) die präsynaptische Inhibition vor. Veränderungen der präsynaptischen Hemmung der SOL Ia-Afferenzen sollen Ursache für die Reflexhemmung sein. Diese Ansicht wird von diversen Studien mit reduzierten H-Reflexen geteilt (z.B. Capaday & Stein, 1987; Keller et al., 2012; Llewellyn et al., 1990). Es wird ausserdem vermutet, dass das Level der präsynaptischen Hemmung mit steigenden posturalen Anforderungen zunimmt (Capaday & Stein, 1987; Katz et al., 1988). Dies könnte eine Erklärung für die doppelt so starke Reflexreduktion bei der Bedingung HREF im Vergleich zu den Resultaten von Trimble und Koceja (2001) sein. Die prozentual stärkere H-Reflex Reduktion liegt vermutlich an höheren posturalen Anforderungen der Gleichgewichtsaufgabe in unserer Studie.

Resultate dieser Studie weisen ebenfalls auf eine Steigerung der präsynaptischen Hemmung hin. Die Reflexe bei den Interventionsserien mit höheren posturalen Anforderungen durch die Perturbationen waren tiefer als bei den Referenzserien im stabilen Stand. Um bei den reduzierten H-Reflex Amplituden auf eine präsynaptische Hemmung schliessen zu können, müssen das bEMG (Stein, 1995) und die M-Welle (Crone et al., 1990) konstant gehalten werden. Der Vergleich der Serien S4 mit S8 zeigte gleichbleibende bEMGs und M-Wellen. Die reduzierten Reflexantworten auf der instabilen Unterlage scheinen also von der präsynaptischen Inhibition

zu kommen. Die Analyse der Referenzserien hingegen ergaben eine Veränderung der beiden Kontrollvariablen über die Zeit. Das bEMG der REF1 war niedriger als REF2 und REF3. Die M-Welle war im Gegensatz dazu bei REF1 leicht erhöht verglichen mit REF2 und REF3. Diese Veränderungen könnten einen Einfluss auf den H-Reflex der Referenzserien gehabt haben. Die M-Welle ist von der Stimulationsintensität abhängig (Magladery, 1955) und suggeriert die Anzahl von erregten Motoneuronen (Crone et al., 1990). Eine Erklärung für die veränderte M-Welle wäre, dass manche Probanden eine andere posturale Kontrollstrategie wählten. Um dies zu vermeiden hätten die M-Wellen während den Serien kontrolliert und allenfalls angepasst werden sollen, was jedoch bei 6 Stimulationen auf instabilem Untergrund schwierig zu bewerkstelligen ist. Es muss angenommen werden, dass der H-Reflex bei REF2 und REF3 weniger stark reduziert sein könnte, da die Stimulationsintensität hätte erhöht werden müssen. Das leicht steigende bEMG von REF1 zu REF2 könnte von der Ermüdung herrühren. Es wurde gezeigt, dass der H-Reflex aufgrund von Ermüdung gesenkt werden kann (Garland & McComas, 1990). In dieser Studie wurde versucht den Einfluss der Ermüdung zu verringern, indem genügend Pause zwischen den Serien gemacht wurde und durch Anpassung der Schwierigkeit der Gleichgewichtsaufgabe. Es muss angenommen werden, dass das bEMG den H-Reflex der REF2 und REF3 beeinflusst hatte. Der H-Reflex wäre bei gleichbleibendem bEMG vermutlich weniger gehemmt.

Als Erklärung für die Reflexhemmung vermuten Trimble und Kocaja (2001), dass die Probanden mit der Zeit gelernt haben die Amplitude des H-Reflexes zu reduzieren, um die Balance auf der instabilen Wippe einfacher halten zu können. Sie hatten die Vermutungen, dass entweder die H-Reflex Reduktion aufgrund von verbesserter posturaler Kontrolle auf der instabilen Unterlage zustande kam oder durch verbesserte Fähigkeit auf die destabilisierenden H-Reflex Stimulationen zu reagieren, verursacht wurde. Anhand ihres Experiments konnte dies allerdings nicht festgestellt werden. Die verbesserte posturale Kontrolle während dem Stand auf der instabilen Unterlage kann bei uns ausgeschlossen werden, da sich die Winkelgeschwindigkeiten während 3 Sekunden vor der Stimulation bei HREF über die Zeit nicht verbessert haben. Die Probanden konnten die Schwankungen auf der Wippe ohne Störung nicht reduzieren. Da die Schwankungen auf der Wippe bei der Bedingung HREF laut Analyse mit der Zeit auch nach der Störung nicht verbessert werden konnte und die Reflexhemmung bei der Bedingung MEC auch ohne H-Reflex Stimulationen stattgefunden hat, kann auch die zweite Vermutung ausgeschlossen werden. Die Reduktion der H-Reflexe wird somit auch nicht von einer verbesserten

Reaktion auf H-Reflex Stimulationen verursacht. Um dennoch eine Erklärung für die Reflexhemmung zu finden, wurden die verschiedenen Bedingungen mit unterschiedlichen Perturbationsarten untereinander verglichen.

4.2 Einfluss der Perturbationsart auf die spinale Kontrolle

Um den Einfluss der verschiedenen Perturbationsarten auf die spinale Kontrolle und den Grund der Reflexreduktion zu untersuchen, wurden die Bedingungen untereinander verglichen.

In einem ersten Schritt wurden die Serien S4 und S8 der beweglichen Bedingungen HREF, MEC und DUO während den Perturbationen analysiert, da diese Bedingungen allesamt auf der beweglichen Wippe und mit H-Reflex Stimulationen absolviert wurden. Bei DUO wurden zusätzlich mechanische Störungen ausgelöst. Die Resultate von S4 und S8 zeigen keinen statistisch signifikanten Unterschied der Reflexaktivität zwischen den Bedingungen. Die Art und Intensität der Störung haben keinen Einfluss auf den H-Reflex auf der instabilen Unterlage. Die Aufgabe vor der Störung an sich, also die Wippe mit möglichst wenig Schwankungen stabil zu halten, scheint demnach entscheidend für die Einstellung des H-Reflexes zu sein. Die Kontrollvariablen bEMG und M-Welle sind bei S4 und S8 statistisch gesehen konstant geblieben. Somit kann auf eine präsynaptische Hemmung der spinalen Reflexantwort auf der instabilen Unterlage geschlossen werden.

Im zweiten Schritt wurden die drei Referenzserien aller Bedingungen analysiert. Der Vergleich der H-Reflexe im stabilen Stand nach den Interventionsserien zeigt, welche Art der Perturbation einen grösseren Einfluss auf die Muskelantwort im stabilen Stand hat. Die Auswertung der stabilen Referenzserien können die Beobachtungen von S4 und S8 unterstützen. Der SOL H-Reflex der Referenzserien ist bei der stabilen Bedingung STA signifikant höher, verglichen mit den Referenzserien der beweglichen Bedingungen HREF, MEC und DUO. Das Gleichgewichtstraining durch posturalen Störungen auf der beweglichen Wippe haben die Reflexantwort nach der Perturbation im stabilen Stand beeinflusst. Zwischen den Bedingungen auf der instabilen Unterlage konnte hingegen keine Differenz festgestellt werden. In Abbildung 5 scheint zwar ein kleiner Unterschied bei den Referenzserien der Bedingungen HREF, MEC und DUO erkennbar zu sein, dieser ist allerdings statistisch nicht signifikant. Die Kontrollvariablen zeigen bei allen Bedingungen denselben Verlauf. Über die Serien gesehen, gibt es Veränderungen, welche die Muskelantwort beeinflussen können. Da uns bei dieser Analyse vor allem die Unterschiede zwischen den Bedingungen interessieren und der Verlauf beider Kontrollvariablen bei allen Bedingungen statistisch gleich ist, können die Bedingungen verglichen werden.

Wie man in der Abbildung 7 erkennen kann, hat die Art der Perturbation einen starken Einfluss auf die Schwankungen der Wippe. Die Winkelgeschwindigkeiten nach der Stimulation der Bedingung HREF unterscheiden sich signifikant von den Bedingungen MEC und DUO, während den Interventionsserien S1-S3 und S5-S7. HREF ist mit einem Durchschnitt von ca. $10^\circ/s$ um einiges tiefer als MEC und DUO mit je ca. $18^\circ/s$. Die H-Reflex Stimulationen sind also leichter auszubalancieren als die mechanische Verschiebung. Diese Beobachtungen werden vom Vergleich der S4 und S8 untermauert. Die statistische Analyse ergab für diese beiden Serien signifikant grössere Winkelgeschwindigkeiten der Bedingung DUO im Gegensatz zu HREF und MEC, wobei bei diesen Serien der Bedingung MEC keine mechanische Störung ausgelöst wurde, sondern nur H-Reflexe evoziert wurden.

Von den Serien S4 und S8 wurde die durchschnittliche Winkelgeschwindigkeit während 3 Sekunden *vor* der Auslösung der posturalen Störung ebenso analysiert. Die Perturbationsart wirkte sich leicht auf die Winkelgeschwindigkeit aus. Bei DUO waren die Schwankungen vor der Stimulation grösser als bei HREF, wobei der Unterschied mit durchschnittlich $1.24^\circ/s$ gering war. Wesentlich geringer als der Unterschied der Schwankungen nach der Perturbation. MEC befindet sich in der Mitte der Beiden und zeigt daher keinen statistisch relevanten Unterschied zu einem der Beiden. Laut der statistischen Analyse liegen die Unterschiede vor allem an den erhöhten Winkelgeschwindigkeiten bei S8 der Bedingung DUO. Da die Bedingung DUO mit kombinierten Perturbationsarten die höchsten Anforderungen an die posturale Kontrolle stellt, ist die erhöhte Winkelgeschwindigkeit erklärbar. Die Probanden haben vermutlich länger gebraucht, um die vorangegangene Störung auszubalancieren oder kamen eher zufällig in das Winkelfenster, bei dem die Störung ausgelöst wurde. Eine Ermüdung als Erklärung für die erhöhten kompensatorischen Bewegungen vor der Störung kann nicht ausgeschlossen werden. Die H-Reflex Stimulationen mit gleichzeitiger Verschiebung der Plattform ist sehr anspruchsvoll und kann ermüdend wirken. Die Serie 8 kommt gegen Ende jeder Bedingung, bei der die Probanden bereits etwa 8 Minuten auf der instabilen Wippe stehen. Die Reihenfolge der Bedingungen scheint nicht der Grund dafür zu sein. Die Probanden mit den grössten Winkelgeschwindigkeiten absolvierten die Bedingung DUO dank der Randomisierung zu verschiedenen Zeitpunkten des Experiments. Das Schwierigkeitsniveau, sprich die gewählten Zugfedern dieser Probanden waren ebenfalls divers. Eventuell haben diese Probanden eine ermüdendere Strategie gewählt, um die Störungen auszugleichen. Da sich die Ermüdung auf den H-Reflex auswirken kann (Garland & McComas, 1990), ist bei der Interpretation der reduzierten H-Re-

flexe Vorsicht geboten. Die Ermüdung kann einen Einfluss auf die posturalen Reaktionen gehabt haben. Dennoch wird die Ermüdung vermutlich nicht der Hauptanteil der starken H-Reflex Reduktion verursachen.

An den höheren Winkelgeschwindigkeit bereits ab der ersten Interventionsserie bei MEC und DUO lässt sich erkennen, dass die mechanische Verschiebung höhere Anforderungen an die posturale Kontrolle stellte. Dies ist gleichzeitig eine Schwäche der Studie. Das Ausmass der Schwankungen ist bei der mechanischen Verschiebung um einiges grösser, was den Vergleich der Schwankungen unter den verschiedenen Bedingungen schwierig macht. Vergleicht man die Winkelgeschwindigkeiten vor der Störung mit den Winkelgeschwindigkeiten nach der Störung, erkennt man keinen Unterschied bei der Bedingung HREF. Daraus kann man ableiten, dass die H-Reflex Stimulationen gar nicht als posturale Störungen gewirkt haben. Die Schwankungen bei den mechanischen Bedingungen MEC und DUO sind vor der Perturbation kleiner als nach der Perturbation. Die mechanischen Störungen haben somit die posturale Kontrolle gestört.

Anhand ihres Experiments konnten Trimble und Koceja (2001) nicht feststellen, ob ihre Vermutungen zutreffen, dass die H-Reflex Reduktion aufgrund von verbesserter posturaler Kontrolle auf der instabilen Unterlage zustande kam oder durch verbesserte Fähigkeit auf die destabilisierenden Störungen zu reagieren verursacht wurde. Da die Schwankungen bei HREF vor und nach der Störung nicht verbessert wurden und die H-Reflex Stimulationen überhaupt nicht als posturale Störungen gewirkt haben, können diese Gründe bei unserer Studie ausgeschlossen werden. Die Erklärung für die Reflexreduktion ist vermutlich die Gleichgewichtsaufgabe selbst. Denn die Art und Intensität der Perturbation scheint keinen Einfluss auf die H-Reflex Modulierung zu haben, sondern die Gleichgewichtsaufgabe auf der instabilen Unterlage an sich.

5 Schlussfolgerung

In einer früheren Studie wurde gezeigt, dass der H-Reflex beim Stand auf einer instabilen Unterlage automatisch reduziert wurde (Trimble und Koceja, 2001). Die Studie gibt jedoch keinen Aufschluss darüber, ob der H-Reflex aufgrund der Instabilität der Gleichgewichtsaufgabe oder aufgrund der negativen Konsequenzen der H-Reflex Stimulationen reduziert wurde. Um diesen möglichen Erklärungen auf den Grund zu gehen, wurde ihre Studie weiterentwickelt, indem zusätzlich mechanische Störungen ausgelöst wurden. Ziel dieser Arbeit war es die Resultate von Trimble und Koceja (2001) zu reproduzieren und andererseits herauszufinden, ob die Gleichgewichtsaufgabe vor der Perturbation oder die negativen Konsequenzen der Stimulationen Grund für die Einstellung des H-Reflexes sind.

In der Studie im Rahmen dieser Masterarbeit führten die H-Reflex Stimulationen bei der Bedingung HREF während einer Gleichgewichtsaufgabe zu einer signifikanten Reduktion des H-Reflexes, im Vergleich zur statischen Kontrollbedingung (STA). Die Beobachtungen der Reflexreduktion von Trimble und Koceja (2001) konnten somit bestätigt werden. Die Schwankungen auf der Wippe vor und auch nach den H-Reflex Stimulationen konnten bei der Bedingung HREF mit der Zeit nicht verringert werden. Daher liegt die Reflexreduktion vermutlich nicht an einer verbesserten posturalen Kontrolle. Ausserdem waren die Schwankungen vor der Stimulation gleich stark wie nach der Stimulation. Die H-Reflex Stimulationen haben somit gar nicht als posturale Störungen gewirkt.

Um zu sehen, ob die Reflexreduktion auch ohne wiederholte H-Reflex Stimulationen während der Gleichgewichtsaufgabe stattfindet, wurden die Probanden Perturbationen mit mechanischen Verschiebungen der ganzen Wippe ausgesetzt. Der H-Reflex wurde auch nach der mechanischen Bedingung MEC mit der Zeit reduziert, im Vergleich zu STA. Bei der kombinierten Bedingung DUO wurden die Amplituden ebenso mit der Dauer reduziert. Die Hypothese dieser Studie, dass der H-Reflex mit der Zeit reduziert wird, konnte bei allen beweglichen Bedingungen (HREF, MEC, DUO) bestätigt werden. Ab der Serie S4 blieben die Reflexamplituden ungefähr stabil. Die spinale Kontrolle braucht die Erfahrung von etwa 3 Serien, um den H-Reflex vorgängig einstellen zu können. Es kann davon ausgegangen werden, dass das spinale System, je nach Schwierigkeit der Gleichgewichtsaufgabe vor der Perturbation, auf ein generelles Level eingestellt wird.

Die Kontrollvariablen bEMG und M-Welle sind bei den Interventionsserien konstant geblieben. Die reduzierten Reflexamplituden auf der instabilen Unterlage scheinen also von der präsynaptischen Hemmung zu kommen. Im zeitlichen Verlauf der Referenzserien gab es Unterschiede

bei den Kontrollvariablen, wodurch die Reduktion der H-Reflexe vermutlich stärker ausgefallen ist als bei gleichbleibenden Variablen. Zwischen den Bedingungen gab es allerdings keine Unterschiede, was die verschiedenen Perturbationsarten durchaus vergleichbar machte.

Durch den Vergleich der Perturbationsarten konnten die weiteren Fragestellungen beantwortet werden. Die Resultate zeigten keinen signifikanten Unterschied der H-Reflex Amplitude zwischen den Bedingungen HREF und MEC. Es gab auch keinen signifikanten Unterschied der H-Reflex Amplitude zwischen den Bedingungen HREF und DUO. Die Schwankungen nach der mechanischen Störung konnten bei MEC und DUO ein wenig verbessert werden und fielen wesentlich höher aus als bei HREF. Da die H-Reflexe der beweglichen Bedingungen trotzdem nicht unterschiedlich zueinander waren und die H-Reflex Stimulationen nicht als posturale Störungen gewirkt haben, scheint die Art und Intensität der Perturbation keinen Einfluss auf die H-Reflex Amplitude zu haben. Die Reflexreduktion war zudem auch bei der mechanischen Bedingung zu sehen. Diesbezüglich scheint der H-Reflex nicht aufgrund der negativen Konsequenzen der H-Reflex Stimulationen reduziert zu werden, sondern aufgrund der Instabilität der Gleichgewichtsaufgabe vor der Perturbation an sich.

Literatur

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Neural adaptation to resistance training: Changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *92*(6), 2309–2318. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01185.2001>
- Aruin, A. S., & Latash, M. L. (1995). The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Experimental Brain Research*, *106*(2), 291–300. <https://doi.org/10.1007/bf00241125>
- Beinert, K., & Taube, W. (2013). The effect of balance training on cervical sensorimotor function and neck pain. *Journal of Motor Behavior*, *45*(3), 271–278. <https://doi.org/10.1080/00222895.2013.785928>
- Buchanan, J. J., & Horak, F. B. (1999). Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. *Journal of Neurophysiology*, *81*(5), 2325–2339. <https://doi.org/10.1152/jn.1999.81.5.2325>
- Capaday, C., & Stein, R. B. (1987). Difference in the amplitude of the human soleus H reflex during walking and running. *The Journal of Physiology*, *392*, 513–522.
- Chalmers, G. R., & Knutzen, K. M. (2002). Soleus H-reflex gain in healthy elderly and young adults when lying, standing, and balancing. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, *57*(8), B321–329. <https://doi.org/10.1093/gerona/57.8.b321>
- Chen, Y.-S., & Zhou, S. (2011). Soleus H-reflex and its relation to static postural control. *Gait & Posture*, *33*(2), 169–178. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.008>
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *24*(4), 327–340. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010>
- Corden, D. M., Lippold, O. c. j., Buchanan, K., & Norrington, C. (2000). Long-Latency Component of the Stretch Reflex in Human Muscle Is Not Mediated by Intramuscular Stretch Receptors. *Journal of Neurophysiology*, *84*(1), 184–188. <https://doi.org/10.1152/jn.2000.84.1.184>
- Crone, C., Hultborn, H., Mazières, L., Morin, C., Nielsen, J., & Pierrot-Deseilligny, E. (1990). Sensitivity of monosynaptic test reflexes to facilitation and inhibition as a function of the test reflex size: A study in man and the cat. *Experimental Brain Research*, *81*(1), 35–45. <https://doi.org/10.1007/bf00230098>

- Crone, C., & Nielsen, J. (1989). Methodological implications of the post activation depression of the soleus H-reflex in man. *Experimental Brain Research*, 78(1), 28–32. <https://doi.org/10.1007/bf00230683>
- Dietz, V., Horstmann, G., & Berger, W. (1988). Involvement of different receptors in the regulation of human posture. *Neuroscience Letters*, 94(1), 82–87. [https://doi.org/10.1016/0304-3940\(88\)90274-1](https://doi.org/10.1016/0304-3940(88)90274-1)
- Fitzpatrick, R., & McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of Physiology*, 478(Pt 1), 173–186.
- Freeman, M. A., Dean, M. R., & Hanham, I. W. (1965). The etiology and prevention of functional instability of the foot. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 47(4), 678–685.
- Garland, S. J., & McComas, A. J. (1990). Reflex inhibition of human soleus muscle during fatigue. *The Journal of Physiology*, 429, 17–27.
- Granacher, U., Gollhofer, A., & Strass, D. (2006). Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait & Posture*, 24(4), 459–466. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.12.007>
- Gruber, M., Bruhn, S., & Gollhofer, A. (2006). Specific adaptations of neuromuscular control and knee joint stiffness following sensorimotor training. *International Journal of Sports Medicine*, 27(8), 636–641. <https://doi.org/10.1055/s-2005-872904>
- Gruber, M., & Gollhofer, A. (2004). Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *European Journal of Applied Physiology*, 92(1–2), 98–105. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1080-y>
- Hay, L., & Redon, C. (1999). Feedforward versus feedback control in children and adults subjected to a postural disturbance. *Experimental Brain Research*, 125(2), 153–162. <https://doi.org/10.1007/s002210050670>
- Hayashi, R., Tako, K., Tokuda, T., & Yanagisawa, N. (1992). Comparison of amplitude of human soleus H-reflex during sitting and standing. *Neuroscience Research*, 13(3), 227–233. [https://doi.org/10.1016/0168-0102\(92\)90062-H](https://doi.org/10.1016/0168-0102(92)90062-H)
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)

- Holden, M., Ventura, J., & Lackner, J. R. (1994). Stabilization of posture by precision contact of the index finger. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation*, 4(4), 285–301.
- Hooks, B. M. (2017). Sensorimotor Convergence in Circuitry of the Motor Cortex. *The Neuroscientist*, 23(3), 251–263. <https://doi.org/10.1177/1073858416645088>
- Hübscher, M., Zech, A., Pfeifer, K., Hänsel, F., Vogt, L., & Banzer, W. (2010). Neuromuscular training for sports injury prevention: A systematic review. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(3), 413–421. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181b88d37>
- Jacobs, J. V., & Horak, F. B. (2007). Cortical control of postural responses. *Journal of Neural Transmission*, 114(10), 1339. <https://doi.org/10.1007/s00702-007-0657-0>
- Katz, R., Meunier, S., & Pierrot-Deseilligny, E. (1988). Changes in presynaptic inhibition of Ia fibres in man while standing. *Brain: A Journal of Neurology*, 111 (Pt 2), 417–437. <https://doi.org/10.1093/brain/111.2.417>
- Kawato, M., Furukawa, K., & Suzuki, R. (1987). A hierarchical neural-network model for control and learning of voluntary movement. *Biological Cybernetics*, 57(3), 169–185. <https://doi.org/10.1007/BF00364149>
- Keller, M., Pfusterschmied, J., Buchecker, M., Müller, E., & Taube, W. (2012). Improved postural control after slackline training is accompanied by reduced H-reflexes: Reduced H-reflexes after slackline training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 22(4), 471–477. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01268.x>
- Knikou, M. (2008). The H-reflex as a probe: Pathways and pitfalls. *Journal of Neuroscience Methods*, 171(1), 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2008.02.012>
- Koceja, D. M., Markus, C. A., & Trimble, M. H. (1995). Postural modulation of the soleus H reflex in young and old subjects. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 97(6), 387–393. [https://doi.org/10.1016/0924-980X\(95\)00163-F](https://doi.org/10.1016/0924-980X(95)00163-F)
- Lauber, B., Keller, M., Gollhofer, A., Müller, E., & Taube, W. (2011). Spinal reflex plasticity in response to alpine skiing in the elderly. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(s1), 62–68. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01343.x>
- Llewellyn, M., Yang, J. F., & Prochazka, A. (1990). Human H-reflexes are smaller in difficult beam walking than in normal treadmill walking. *Experimental Brain Research*, 83(1), 22–28. <https://doi.org/10.1007/bf00232189>

- Magladery, J. W. (1955). Some observations on spinal reflexes in man. *Pflüger's Archiv Für Die Gesamte Physiologie Des Menschen Und Der Tiere*, 261(4), 302–321. <https://doi.org/10.1007/BF00364122>
- Magladery, J. W., & McDougal, D. B. (1950). Electrophysiological studies of nerve and reflex activity in normal man. I. Identification of certain reflexes in the electromyogram and the conduction velocity of peripheral nerve fibers. *Bulletin of the Johns Hopkins Hospital*, 86(5), 265–290.
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38(1), 35–56. [https://doi.org/10.1016/0301-0082\(92\)90034-C](https://doi.org/10.1016/0301-0082(92)90034-C)
- Morita, H., Petersen, N., Christensen, L. O., Sinkjaer, T., & Nielsen, J. (1998). Sensitivity of H-reflexes and stretch reflexes to presynaptic inhibition in humans. *Journal of Neurophysiology*, 80(2), 610–620. <https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.2.610>
- Nashner, L. M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental Brain Research*, 26(1), 59–72. <https://doi.org/10.1007/bf00235249>
- Nashner, L. M., Shupert, C. L., Horak, F. B., & Black, F. O. (1989). Chapter 33 Organization of posture controls: An analysis of sensory and mechanical constraints. In J. H. J. Allum & M. Hulliger (Hrsg.), *Progress in Brain Research* (Bd. 80, S. 411–418). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(08\)62237-2](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(08)62237-2)
- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., & Hoffman, M. A. (2004). The Hoffmann Reflex: Methodologic Considerations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 268–277.
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402–406. <https://doi.org/10.1191/0269215500cr342oa>
- Puttemans, V., Wenderoth, N., & Swinnen, S. P. (2005). Changes in brain activation during the acquisition of a multifrequency bimanual coordination task: From the cognitive stage to advanced levels of automaticity. *The Journal of Neuroscience: The Official Journal of the Society for Neuroscience*, 25(17), 4270–4278. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.3866-04.2005>
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010). The Role of Anticipatory Postural Adjustments in Compensatory Control of Posture: 2. Biomechanical Analysis. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(3), 398–405. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.01.002>

- Schieppati, M. (1987). The Hoffmann reflex: A means of assessing spinal reflex excitability and its descending control in man. *Progress in Neurobiology*, 28(4), 345–376. [https://doi.org/10.1016/0301-0082\(87\)90007-4](https://doi.org/10.1016/0301-0082(87)90007-4)
- Sherrington, C., Whitney, J. C., Lord, S. R., Herbert, R. D., Cumming, R. G., & Close, J. C. T. (2008). Effective exercise for the prevention of falls: A systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, 56(12), 2234–2243. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2008.02014.x>
- Stein, R. B. (1995). Presynaptic inhibition in humans. *Progress in Neurobiology*, 47(6), 533–544. [https://doi.org/10.1016/0301-0082\(95\)00036-4](https://doi.org/10.1016/0301-0082(95)00036-4)
- Taube, W. (2013). Neuronale Mechanismen der posturalen Kontrolle und der Einfluss von Gleichgewichtstraining. *Journal für Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie*, 14(2), 55–63.
- Taube, W., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., Gollhofer, A., & Schubert, M. (2007). Cortical and spinal adaptations induced by balance training: Correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiologica*, 189(4), 347–358. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2007.01665.x>
- Taube, W., Gruber, M., & Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiologica*, 193(2), 101–116. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2008.01850.x>
- Taube, W., Kullmann, N., Leukel, C., Kurz, O., Amtage, F., & Gollhofer, A. (2007). Differential Reflex Adaptations Following Sensorimotor and Strength Training in Young Elite Athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 28(12), 999–1005. <https://doi.org/10.1055/s-2007-964996>
- Taube, W., Schubert, M., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., & Gollhofer, A. (2006). Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. *Journal of Applied Physiology*, 101(2), 420–429. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01447.2005>
- Taube, W., Bracht, D., Besemer, C., & Gollhofer, A. (2010). The Effect of Inline Skating on Postural Control in Elderly People. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 61, 45–51.
- Tokuda, T., Tako, K., Hayashi, R., & Yanagisawa, N. (1991). Disturbed modulation of the stretch reflex gain during standing in cerebellar ataxia. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 81(6), 421–426. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(91\)90003-m](https://doi.org/10.1016/0013-4694(91)90003-m)

- Tokuno, C. D., Carpenter, M. G., Thorstensson, A., Garland, S. J., & Cresswell, A. G. (2007). Control of the triceps surae during the postural sway of quiet standing. *Acta Physiologica*, *191*(3), 229–236. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2007.01727.x>
- Tokuno, Craig D., Garland, S. J., Carpenter, M. G., Thorstensson, A., & Cresswell, A. G. (2008). Sway-dependent modulation of the triceps surae H-reflex during standing. *Journal of Applied Physiology*, *104*(5), 1359–1365. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00857.2007>
- Trimble, M. H. (1998). Postural modulation of the segmental reflex: Effect of body tilt and postural sway. *The International Journal of Neuroscience*, *95*(1–2), 85–100. <https://doi.org/10.3109/00207459809000652>
- Trimble, M. H., & Koceja, D. M. (1994). Modulation of the Triceps Surae H-Reflex with Training. *International Journal of Neuroscience*, *76*(3–4), 293–303. <https://doi.org/10.3109/00207459408986011>
- Trimble, M. H., & Koceja, D. M. (2001). Effect of a reduced base of support in standing and balance training on the soleus H-reflex. *The International Journal of Neuroscience*, *106*(1–2), 1–20. <https://doi.org/10.3109/00207450109149734>
- Uysal, H., Larsson, L.-E., Efendi, H., Burke, D., & Ertekin, C. (2009). Medium-latency reflex response of soleus elicited by peroneal nerve stimulation. *Experimental Brain Research*, *193*(2), 275–286. <https://doi.org/10.1007/s00221-008-1621-4>
- Wälchli, M., Tokuno, C. D., Ruffieux, J., Keller, M., & Taube, W. (2017). Preparatory cortical and spinal settings to counteract anticipated and non-anticipated perturbations. *Neuroscience*, *365*, 12–22. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2017.09.032>
- Zehr, E. P. (2002). Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *European Journal of Applied Physiology*, *86*(6), 455–468. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0577-5>

Dank

Ich möchte mich zuerst bei Dr. Michael Wälchli für die hervorragende und stets flexible Betreuung während dem ganzen Prozess zur Erstellung dieser Masterarbeit bedanken.

Ausserdem bin ich Sven Egger sehr dankbar für die Hilfe bei der Durchführung der Messungen im Labor.

Besten Dank ebenfalls der Universität Fribourg für die zur Verfügungstellung der benötigten Geräte und Räumlichkeiten.

Ein grosses Dankeschön an die Probanden, welche ihre Zeit und Nerven geopfert haben, um an meiner Studie teilzunehmen.