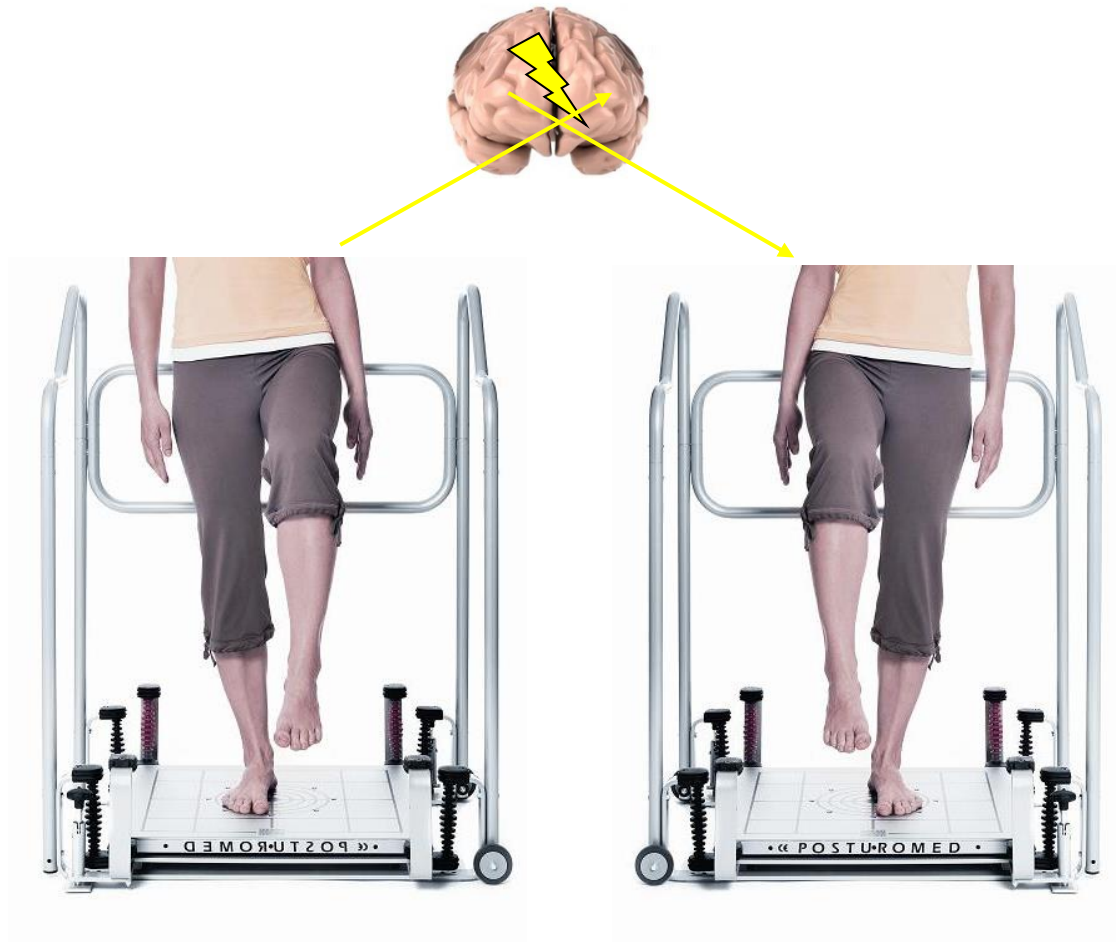


Der Einfluss von einem einseitigen Gleichgewichtstraining auf die kontralaterale, sprich nicht trainierte Körperhälfte



**Masterarbeit zur Erlangung des Masters
in Bewegungs- und Sportwissenschaften,
Departement für Medizin, Universität Fribourg**

vorgelegt von
Linsey Prior

eingereicht bei
Prof. Dr. Wolfgang Taube
Martin Keller

Mai 2013

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	6
2. Aktueller Wissensstand und Theoretische Grundlagen	8
2.1 Gleichgewichtstraining.....	8
2.2 Steuerung der posturalen Kontrolle	9
2.2.1 Motorische Zentren der posturalen Kontrolle	11
2.2.1.1 Rückenmark	11
2.2.1.2 Kleinhirn.....	12
2.2.1.3 Hirnstamm	13
2.2.1.4 Basalganglien	13
2.2.1.5 Motorkortex.....	15
2.2.2 Neurale Anpassungen an das Gleichgewichtstraining	16
2.2.2.1 Spinale Anpassungen.....	16
2.2.2.2 Supraspinale Anpassungen.....	18
2.3 Die Explosivkraft.....	22
2.3.1 Auswirkungen von Gleichgewichtstraining auf die Explosivkraft	23
2.4 Nutzen des Gleichgewichtstraining in der Prävention und Rehabilitation	25
2.4.1 Prävention	25
2.4.2 Rehabilitation	28
2.5. Spinale Reflexmechanismen	29
2.5.1 Der Reflexbogen	29
2.5.2 Der Monosynaptische Reflex	31
2.5.3 Polysynaptische Reflexe	32
2.5.4. Hemmende Mechanismen	32
2.5.4.1 Postsynaptische Hemmung	32
2.5.4.2 Renshaw Hemmung	33
2.5.4.3 Präsynaptische Hemmung.....	34
2.5.4.4 Reziproke Hemmung.....	35
2.5.5 Der H-Reflex	36
2.6 Cross Education	41
2.6.1 Neurale Anpassungen.....	42
2.6.1.1 Kortikale Ebene	43
2.6.1.2 Supraspinale Ebene	45
2.6.1.3 Spinale Ebene	46
2.6.2 Muskuläre Anpassungen.....	47
2.6.3 Nutzen der Cross Education in der Prävention und Rehabilitation.....	48
3. Konkrete Fragestellung oder Hypothese	50
4. Methodik	51
4.1 Probandenkollektiv	51
4.2 Datenerhebung.....	52
4.2.1 Gleichgewichtsmessungen	52
4.2.1.1 Posturomed	52
4.2.1.2 Kraftmessplatte.....	53
4.2.2 Isometrische Explosivkraft (RFD) Plantarflexion	53
4.2.3 Periphere Nervenstimulation	54
4.2.4 Muskelaktivitätsmessung (Elektromyographie)	55
4.3 Untersuchungsablauf.....	56

4.4 Trainingsablauf.....	57
4.5 Datenanalyse und Statistik	58
4.5.1 Gleichgewichts- und Explosivkrafttest.....	58
4.5.2 H-Reflex Messung.....	58
5. Ergebnisdarstellung.....	60
5.1 Gleichgewicht	60
5.1.1 Posturomed.....	60
5.1.2 Kraftmessplatte	62
5.2 Explosivkraft	63
5.3 H-Reflex- und Muskelaktivität.....	64
6. Diskussion und Schlussfolgerung.....	66
6.1 Cross Education Gleichgewicht	67
6.2 Cross Education Explosivkraft.....	72
6.3 H-Reflex	74
7. Zusammenfassung und Ausblick.....	75
8. Literaturverzeichnis.....	76
9. Danksagung	84

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Model der neuronale Durchgänge	10
Abbildung 2:	Vereinfachte Darstellung der Anpassungen verursacht durch Gleichgewichtstraining	19
Abbildung 3:	Kraftentwicklungskurve bei maximaler isometrischer Kontraktion	22
Abbildung 4:	Supinationstrauma Fussgelenk	28
Abbildung 5:	Reflexbogen	30
Abbildung 6:	Schematische Darstellung eines einfachen monosynaptischen Reflexes	31
Abbildung 7:	Renshaw-Zellen	34
Abbildung 8:	Präsynaptische Hemmung	35
Abbildung 9:	Reziproke Hemmung.....	36
Abbildung 10:	Rekrutierungskurve:	38
Abbildung 11:	präsynaptische Hemmung des H-Reflexes	40
Abbildung 12:	Cross Education Hypothesen	42
Abbildung 13:	Die fünf verschiedenen, instabilen Unterlagen im Gleichgewichtstraining.....	57
Abbildung 14:	Schwankweg Posturomed ohne Pertubation.....	60
Abbildung 15:	Schwankweg Posturomed mit Pertubation	61
Abbildung 16:	COP Verschiebung auf Kraftmessplatte	62
Abbildung 17:	maximale isometrische Explosivkraft der Plantarflexion	63
Abbildung 18:	H/M ratios auf den drei verschiedenen Standbedingungen	64

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Beschreibung Probandenkollektiv	52
Tabelle 2:	Vergleich der Schwankwege und Explosivkraft.....	69

Abkürzungsverzeichnis

bspw.	beispielsweise
cm	Zentimeter
DL	dominant leg
d.h.	das heisst
nDL	non dominant leg
EMG	Elektromyogramm
H - Reflex	Hoffmann – Reflex
Kg	Kilogramm
KMP	Kraftmessplatte
M.	Musculus
max.	Maximum
ms	Milisekunde
N.	Nervus/Nerv
RFD	rate of force developement
TMS	transcraniale magnet stimulation
z.B.	zum Beispiel

Zusammenfassung

Die Steuerung und Aufrechterhaltung unseres Gleichgewichts wird von verschiedenen Strukturen des zentralen Nervensystems übernommen. In Folge eines Gleichgewichtstrainings kommt es zu Anpassungen in spinalen, subkortikalen und kortikalen Zentren, welche zu einer Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit führen können. Der positive Effekt eines Gleichgewichtstrainings wurde bereits in einer Vielzahl von Studien untersucht. So wird Gleichgewichtstraining nicht nur zur Leistungsverbesserung sondern auch in der Prävention und Rehabilitation eingesetzt. Bisher kaum erforscht ist, ob ein unilaterales Gleichgewichtstraining auch auf der untrainierten Seite zur Verbesserung der posturalen Kontrolle führt. Der Cross Education Effekt wurden für Krafttraining als auch für motorisches Lernen gefunden. Welche Mechanismen hinter dem Transfer stecken, ist weitgehend ungeklärt, wobei kortikale und spinale Vorgänge denkbar sind. Ziel dieser durchgeführten Studie war es, den Einfluss von einem einseitigen Gleichgewichtstraining mit dem dominanten Bein auf die kontralaterale, sprich nicht trainierte Körperseite, also das nicht dominante Bein, zu untersuchen. Dazu absolvierten 15 Probanden ein 4-wöchiges, einbeiniges Gleichgewichtstraining auf instabilen Unterlagen. Vor und nach dem Training wurde die Gleichgewichtsfähigkeit im Einbeinstand auf der Kraftmessplatte und dem Posturomed mit und ohne Perturbation geprüft. Um die Auswirkungen auf die Kraftproduktion zu untersuchen, wurde die Explosivkraft (RFD_{max}) der Plantarflexion gemessen. Zur Prüfung spinaler Anpassungen wurde die H-Reflexaktivität in drei unterschiedlichen Standbedingungen getestet. Das Training führte sowohl auf der trainierten wie auf der untrainierten Seite zu einer Verbesserung der Standstabilität und der Explosivkraft. Eine veränderte H-Reflexaktivität konnte in keinem der beiden Beine festgestellt werden. Damit konnte der Cross Education Effekt auch für die Gleichgewichtsfähigkeit bestätigt werden. Änderungen auf muskulärer und spinaler Ebene scheinen nicht für die verbesserte Gleichgewichtsfähigkeit und Explosivkraft verantwortlich zu sein, womit Anpassungen auf subkortikaler und kortikaler Ebene vermutet werden können. Ungeklärt bleibt, welche genauen Mechanismen zum Cross Education geführt haben. Der positive Effekt des Gleichgewichtstrainings auf die untrainierte Seite hebt den Nutzen eines einseitig geführten Trainings hervor, was gerade im Rehabilitationsbereich eine sinnvolle Trainingsmethode darstellt.

1. Einleitung

Unsere Gleichgewichtsfähigkeit ist unabdingbar für das erfolgreiche Ausführen vieler Alltagsaktivitäten. Angefangen beim einfachen aufrechten Stand, über das Treppensteigen bis zum Stehen während einer holprigen Busfahrt. Auch beim Nachgehen von sportlichen Betätigungen ist eine intakte Gleichgewichtsfähigkeit erforderlich, beispielsweise im Ballett, Langlaufen oder Eiskunstlaufen. In all diesen Situationen laufen unzählige Vorgänge im Hirn und Rückenmark ab, um die passenden Reflexantworten zu generieren, die der Sicherung des aufrechten Standes dienen. Wie gut wir auf die externen Störeinflüsse reagieren können, hängt von unserer Erfahrung bzw. unserer Übung mit vorliegender Situation ab, wie auch davon, wie gut wir die externen Informationen über Rezeptoren und afferente Bahnen aufnehmen können. Bei Störungen der Gleichgewichtsfähigkeit können Schädigungen verschiedener neuraler Areale die Ursache sein. Muskelsteifheit, Gangataxien, Schwindel, Spastiken oder eine reduzierte Gehgeschwindigkeit sind mögliche Folgen davon. Ein Verlust der Gleichgewichtsfähigkeit kann aber auch durch eine akute Verletzung am Muskel-, Sehnen- und Bandapparat verursacht werden. Dabei kommt es zur Schädigung von Nerven- und Kollagenfasern der Mechanorezeptoren in den betroffenen Gelenkkapseln und Bändern, was mit einem beeinträchtigten Reflexverhalten einhergeht (Freeman et al., 1965). Die häufigste Sportverletzung der unteren Extremität ist ein Abriss der Bänder am Fussgelenk. Zur Rehabilitation aber auch Prävention solcher Verletzungen wird häufig ein Gleichgewichtstraining eingesetzt. Oftmals erlaubt der Rehabilitationsverlauf keine sofortige Belastung der verletzten Extremität, was folglich zu einem Kraft- und Funktionsverlust der betroffenen Extremität führt und damit eine Abnahme der Gleichgewichtsfähigkeit verursacht. Der Cross Education Effekt, bei dem eine Aufgabe wiederholt mit einer Körperseite ausgeführt wird und in der Folge auch mit der gegenüberliegenden, untrainierten Seite ausgeführt werden kann, könnte eine Reduktion eines derartigen Kraft- und Funktionsverlustes ermöglichen. In mehreren Studien zu unilateralem Krafttraining und dem einseitigen Training von motorischen Fähigkeiten konnte eine Zunahme der Kraft bzw. motorischen Fähigkeit sowohl auf der trainierten wie auf der untrainierten Seite festgestellt werden. Studien zum unilateralen Gleichgewichtstraining und der Cross Education sind bislang nicht bekannt. In welchen neuralen Arealen die Cross Education stattfindet, konnte bisher nicht (eindeutig) geklärt

werden. Es werden vor allem Vorgänge auf kortikaler Ebene vermutet, wobei spinale und supraspinale Vorgänge nicht auszuschliessen sind.

Die vorliegende Arbeit widmet sich dem Themenbereich unilaterales Gleichgewichtstraining und dessen Einfluss auf die nicht trainierte, homologe Körperseite. Einerseits wird untersucht, ob ein einbeiniges Gleichgewichtstraining die Gleichgewichtsfähigkeit und Explosivkraft im trainierten Bein verbessert und ob das Gleichgewichtstraining eine Änderung der H-Reflex Aktivität des M. soleus bewirkt. Andererseits ist von hohem Interesse, ob sich allfällige Verbesserungen bzw. Änderungen auch auf das nicht trainierte Bein übertragen. Die Untersuchung soll Aufschluss darüber geben, ob sich das einbeinige Gleichgewichtstraining auch positiv auf das gegenüberliegende untrainierte Bein auswirkt und damit eine sinnvolle Trainingsmethode in der Rehabilitation aber auch Prävention der unteren Extremität darstellen könnte.

Zur Beantwortung der genannten Untersuchungsziele wurde ein 4-wöchiges, einbeiniges Gleichgewichtstraining durchgeführt. In den Prä- und Postmessungen wurde mit Hilfe vom Posturomed und der Kraftmessplatte die Gleichgewichtsfähigkeit gemessen. Mit der peripheren Nervenstimulation des Nervus tibialis wurde die spinale Erregbarkeit geprüft und mit einem Kraftsensor wird die Explosivkraft der Plantarflexion im Fussgelenk gemessen.

2. Aktueller Wissensstand und Theoretische Grundlagen

2.1 Gleichgewichtstraining

Ein Gleichgewichtstraining zielt auf eine Bewegungsaufgabe ab, bei der es gilt das Gleichgewicht des Körpers aufrechtzuerhalten bzw. dies zu üben (Taube, 2012).

Gleichgewichtstraining führt zu Anpassungen in allen sensorischen Systemen, welche zur posturalen Kontrolle beitragen. Dazu gehört das vestibuläre, das visuelle und das somatosensorische System, wie auch das motorische System, welches die Muskelaktivität steuert (Taube, Gruber & Gollhofer, 2008). Es wird auf Trainingsformen abgezielt, die eine verbesserte Integration afferenter Informationen beim Ablauf spezifischer Bewegungsprogramme bewirken (Granacher et al., 2007). Es gibt keine genauen Vorgaben an Aufgaben und Übungen für ein Gleichgewichtstraining. Auch bei der optimalen Dauer und Intensität einer Gleichgewichtsaufgabe bestehen grosse Unterschiede in verschiedenen Studien. Oft werden Übungen auf einem oder zwei Beinen auf stabilem oder instabilem Untergrund gewählt. Beispielsweise ein Wackelbrett, ein Kippbrett, ein Kreisel oder eine Softmatte (Taube et al., 2008). Das Balancieren auf instabilen Unterlagen führt zu neuromuskulären Anpassungen, die mittel und langfristig neuronale Plastizität von spinalen und supraspinalen Strukturen des zentralen Nervensystems bewirken (Taube, 2012).

Bereits ein 4-wöchiges Training mit anspruchsvollen, posturalen Aufgaben kann zur Automatisierung der sensomotorischen Antwort führen, womit sich die motorischen Kontrollfunktionen von kortikale auf subkortikale Strukturen, wie Basalganglien oder Kleinhirn verlagern. Eine verstärkte Kontrolle der spinalen Reflexe kann ebenfalls erwartet werden (Gisler-Hofmann, 2008). Auch Heitkamp et al. (2001) stellte nach einem 6-wöchigen Gleichgewichtstraining eine Verbesserung der Einbeinstandstabilität bei gesunden Erwachsenen fest. Eine Trainierbarkeit der Propriozeption wird ausgeschlossen. Einzig die Empfindlichkeit der Muskelspindel, welche von ihrem Spannungszustand abhängt, kann sich verändern. Sie unterliegen der zentralen Kontrolle des Gehirns, welche über supraspinale Zentren den Grundtonus der intrafusalen Fasern steuert. Damit kann die Reaktionsfähigkeit der Muskulatur gesteigert, gehemmt oder unterdrückt werden (Gisler-Hofmann, 2008). Die Empfindlichkeitsabnahme der Muskelspindel und die damit verbundene Reflexabnahme wird bei älteren Leuten oft beobachtet. Ein Gleichgewichtstraining kann eine

Empfindlichkeitszunahme der Muskelspindeln bewirken, wodurch die Reflexaktivität wieder gesteigert werden kann (Granacher, 2012)

2.2 Steuerung der posturalen Kontrolle

Die Gleichgewichtskontrolle wird als Fähigkeit beschrieben, die sich im dynamischen Prozess der Lebensspanne in Abhängigkeit vom Alter verändert. Im Kindesalter ist sie noch wenig entwickelt, begründet durch den noch ausstehenden Reifungsprozess. Bei Senioren nimmt die Fähigkeit wieder ab, was durch die Schädigung des neuromuskulären Systems begründet wird (Granacher, 2012). Im Alter von 0-8 Jahren verändern sich die Gleichgewichtskontrollmechanismen entscheidend. Kinder im Alter zwischen 3–6 Jahren verändern ihre Kontrollmechanismen von primär visuell-vestibulär nach somatosensorisch-vestibulär (Foudriat, Fabio & Anderson 1993). Die Resultate von long latency responses (LLR), welche supraspinale Durchgänge einbeziehen, weisen darauf hin, dass erst im Alter von 6-8 Jahren vergleichbar ähnliche LLR EMG responses erzielt werden wie von Erwachsenen (Bawa, 1981). Demzufolge kann angenommen werden, dass sich hierarchisch tiefe Levels und primär spinale motorische Zentren vor den höheren supraspinalen und kortikalen Zentren weiterentwickeln. Alle drei Zentren sind notwendig für die Koordination der Gleichgewichtskontrolle (Granacher, 2012).

Die kortikalen Aufgaben bestehen in den willkürlichen Ausführungen von Bewegungen, der Modulierung von neu zu erlernenden Bewegungsmustern sowie der Kontrolle und Modifizierung von Bewegungen während der Ausführung. Spinale und Supraspinale Reflexantworten haben die Aufgabe die Halte- und Stützmotorik zu modulieren. Damit verbunden sind Gelenkführungsaufgaben und die Orientierung im Raum. Zudem erstellen sie motorische Programme zur Automatisierung von Bewegungen und Steuerung der Feinmotorik. Im Weiteren kontrollieren sie die motorischen Kommandos sowie die Bewegungserfolge (Gisler-Hofmann, 2008).

Nach Jacobs & Horak (2007) sind verschiedene neurale Schleifen für die posturale Kontrolle verantwortlich. Zum einen das Rückenmark, in welchem short latency responses (SLR) produziert werden, beispielsweise in Form eines monosynaptischen spinalen Reflexes durch die Stimulierung der Ia Afferenzen in der Peripherie. Zum anderen die median (MLR) und long latency responses mit Muskelaktivitäten für die

funktionelle Stabilisierung der Körperposition. Im Weiteren unterscheiden Jacobs & Horak (2007) zwischen dem cerebellar-cortical loop und dem basalganglien-cortical loop. Erster ist verantwortlich für die Anpassung der posturalen Aktion auf Grund von gesammelten Erfahrungen. Zweiter ist zuständig für die Vorselektion der posturalen Aktion basierend auf der vorliegenden Situation. Der cerebrale Kortex beeinflusst posturale responses einerseits direkt über die corticospinale Schleife, andererseits indirekt über die Kommunikation mit dem Hirnstamm Zentrum, welcher Speicherort für die Synergien der posturalen responses ist. Dies erlaubt eine schnellere und flexiblere Vorselektion einer geeigneten Antwort auf die vorliegende Situation zur Stabilisierung des Gleichgewichtes.

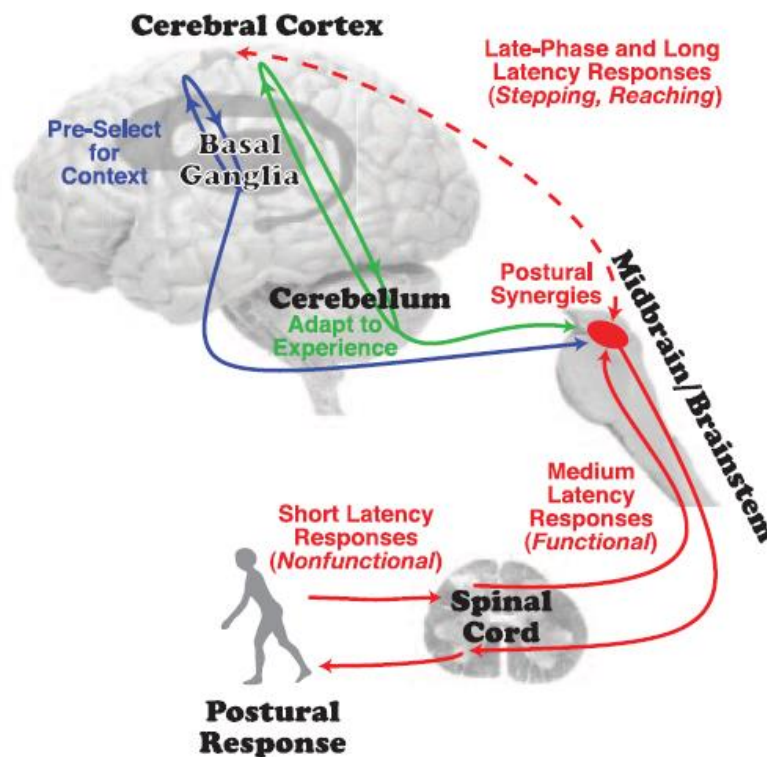


Abbildung 1: Model der neuronale Durchgänge (Jacobs & Horak, 2007)

Neurale Schleifen für die posturale Kontrolle. Blau dargestellt ist der basalganglien-cortical loop, der cerebellar-cortical loop ist grün gefärbt, rot gekennzeichnet ist die corticospinale Schleife und das Hirnstamm Zentrum

Horak & Nashner (1986) bestätigen, dass die Wahl einer Verhaltensstrategie, um das Gleichgewicht aufrecht zu erhalten, von der aktuellen Ausgangslage, aber auch von den zuvor gemachten Erfahrungen abhängig ist. Demnach werden Halteaktivitäten von einem begrenzten Repertoire an zentralen Programmen organisiert, welche bereits vor der Bewegung ausgewählt werden. Die bereits existierenden zentralen

Programme erleichtern es bekannte Bewegungen an neue Umweltbedingungen anzupassen. Gezeigt an der Ankle und Hip Strategien, die je nach Grösse der Untergrundbeschaffenheit unterschiedlich stark zum Einsatz kommen, erweist sich die Fähigkeit vertraute, gespeicherte Bewegungen an die verändernden Bedingungen anzupassen.

2.2.1 Motorische Zentren der posturalen Kontrolle

Wie gerade dargestellt, beteiligen sich offenbar verschiedene, neurale Zentren, wie der Kortex, die Basalganglien, das Kleinhirn, der Hirnstamm und das Rückenmark, an der Gleichgewichtssteuerung. In den nächsten Kapiteln werden die Funktionen der einzelnen, neuralen Areale diskutiert, deren Zusammenwirken verdeutlicht und ihre Beiträge zur Gleichgewichtskontrolle erörtert.

2.2.1.1 Rückenmark

Das Rückenmark ist die unterste Strukturebene mit wichtigen, eigenen, unbewussten sensomotorischen Leistungen. Die Verknüpfung von afferenten sensiblen Neuronen mit efferenten motorischen Neuronen im Vorderhorn stellt Reflexe und Rhythmusgeneratoren zur Verfügung. Der monosynaptische Eigen- oder Muskeldehnungsreflex ist dabei die einfachste, neurale Grundstruktur. Dabei kommt es zu einer Kontraktion des gedehnten Muskels bei gleichzeitiger Relaxation des Antagonisten. Daneben gehören polysynaptische Reflexe zu den spinalen Reflexmechanismen (Laube et al., 2009). Nach Bove et al., (2006) und Dietz, Horstmann & Berger (1988) hat das spinale Reflexsystem eine wichtige Funktion bei der Kontrolle des aufrechten Standes wie auch beim Kompensieren von Standstörungen. Ursprünglich wurde die neurale Kontrolle von automatischen posturalen Reflexen zur Kontrolle des aufrechten Standes mehrheitlich dem Hirnstamm und Rückenmark zugeschrieben (Magnus, 1926). Posturale Reflexe werden automatisch, ohne willentliche Absicht, ausgelöst und schneller initiiert als willentliche Bewegungen (Diener et al., 1984). Daher die Annahme, dass diese schnellen Reflexe die Haltung korrigieren und aufrechterhalten ohne Einfluss von willentlichen Aktivitäten (Magnus, 1926). Die Wichtigkeit der spinalen Aktivität für die Gleichgewichtskontrolle zeigt sich deutlich bei Verletzungen des Rückenmarks. Eine reduzierte Gehgeschwindigkeit, asymmetrisches Gangbild, Spastizität und schlechte Balance sind häufige Auswirkungen (Nair, Hornby & Behrman, 2012). Gemäss Diener et al. (1985) zeigen

Menschen mit kortikalen Läsionen, die den Hirnstamm betreffen, abnormale posturale Aktivitäten bei externen Störeinflüssen. Dies legt es nahe, dass der zerebrale Kortex auch Einfluss auf das posturale Gleichgewicht nimmt. In der Tat können die spinalen Reflexe durch die präsynaptische Hemmung, deren Ausmass von höheren Strukturen festgelegt wird, moduliert werden (genauer siehe Kapitel 2.5). Man nimmt an, dass der Motorkortex, die Basalganglien oder das Zerebellum fähig sind die spinalen Reflexe situationsspezifisch anzupassen.

2.2.1.2 Kleinhirn

Die Stützmotorik wird vom Vestibulocerebellum, eine der drei funktionellen Strukturen des Kleinhirns, gesteuert (Schmidt, Lang & Heckmann 2010). Sie ist Empfänger von vestibulären, visuellen und somatosensiblen Afferenzen. Das Gleichgewichtsorgan (Vestibularorgan) informiert über die Lage des Kopfes im Raum sowie über mögliche Linear- und Drehbeschleunigungen. Die Oberflächen- und Tiefensensibilität geben weitere Informationen über die Lage im Raum. Die gesammelten Informationen werden einerseits an die vestibulären Hirnstammkerne und andererseits zum Nucleus fastigii weitergeleitet. Damit steht das Vestibulocerebellum in direkter Verbindung mit den stützmotorischen Zentren im Hirnstamm und ihren efferenten Bahnen, welche die motorischen Reflexbögen im Rückenmark unmittelbar beeinflussen und die selbst in die efferenten Bahnen höherer gelegener motorischer Zentren einbezogen sind. Sie regulieren damit die rumpfnahen Muskeln beim Gehen und Stehen. Das Vestibulocerebellum hat demnach die Funktion die Haltung, den Tonus und die stützmotorischen Bewegungen zu kontrollieren sowie das Körpergleichgewicht aufrechtzuerhalten. Bei Schädigung oder Störung der Kleinhirntätigkeit kann je nach Lage und Ausdehnung des betroffenen Areals eine Reihe von Zeichen auftreten. Ist das Vestibulocerebellum betroffen können z.B. Schwindel, Gleichgewichtsstörungen oder Standataxie eintreten. Beim Befall des Spinozerebellum tritt eine Gangataxie ein (Schmidt et al., 2010).

Nashner (1976) schreibt dem Kleinhirn die wichtige Eigenschaft zu, die posturale Kontrolle kontextspezifisch an Störsituationen anzupassen. Zudem wird im Kleinhirn die richtige Zuordnung von Situation und Antwortreaktion gespeichert. Patienten mit zerebellären Läsionen zeigten sich im Gegensatz zu gesunden Personen nicht in der Lage die Amplitude ihrer long latency responses (LLR Latenz ca. 120ms) situationsspezifisch anzupassen. Ouchi et al. (1999) zeigte, dass je nach Standbedingungen die Areale im Zerebellum unterschiedlich stark aktiv sind. Das Stehen

im Tandemstand, im Einbeinstand und mit geschlossenen Augen hatte zur Folge, dass verschiedene, supraspinale Areale, darunter auch Regionen im Zerebellum, unterschiedlich stark aktiviert wurden, was durch eine erhöhte Durchblutung der Areale ersichtlich wurde. Sowohl dem vorderen Lappen und dem mittleren Teil des Zerebellums wird eine zentrale Rolle bei der Aufrechterhaltung des Gleichgewichts im Stehen zugespielt. Diese Annahmen werden gestützt von Diener et al. (1989), die bei medialer Lähmung des Zerebellums eine Gang- und Gleichgewichtsstörung beobachteten. Eine laterale Lähmung verursachte hingegen eine eingeschränkte, motorische Koordination der Extremitäten.

2.2.1.3 Hirnstamm

Wie bereits erwähnt sind die motorischen Zentren des Hirnstammes in die Steuerung und die Regelkreise von stützmotorischen Aufgaben einbezogen. Die in der weissen Substanz des Rückenmarks verlaufenden Efferenzen des motorischen Hirnstammzentrums können in zwei Formen auf die Flexor- und Extensormotoneurone einwirken. Die lateral verlaufenden Bahnen im Rückenmark haben eine erregende Wirkung auf die α - und γ -Flexormotoneurone und eine hemmende Wirkung auf die Extensoren. Die medial verlaufenden Bahnen hingegen wirken erregend auf die α - und γ -Extensormotoneurone und hemmend auf die Flexoren (Schmidt, 2010). Aus der Peripherie strömen die afferenten Zuflüsse von der Somatosensorik in den Hirnstamm. Das Gleichgewichtsorgan und die Rezeptoren in Muskeln, Faszien und Gelenken der Halsregion geben der Stützmotorik wichtige Informationen zur Berechnung der Kopfstellung relativ zur thorakalen Wirbelsäule. Aus diesen Informationen und mit zusätzlicher Hilfe des visuellen Systems werden sogenannte Haltereфлекse gebildet. Über die tonische Modulation der Extremitätenmuskulatur ermöglichen sie es, eine geeignete Körperhaltung einzunehmen und das Gleichgewicht aufrechtzuerhalten. Wird also das Körpergleichgewicht durch einen äusseren Einfluss, z.B. Beschleunigung, gestört, setzt eine reflektorische Gewichtsverlagerung ein, damit das Gleichgewicht bewahrt werden kann. Das Vestibularorgan, die absteigenden vestibulospinalen Bahnen und spinalen Reflexe sind verantwortlich für diese Haltereфлекse.

2.2.1.4 Basalganglien

Die Basalganglien bestehen aus dem Nucleus caudatus und dem Putamen, zusammen werden sie auch Striatum genannt. Der Globus pallidus, der

subthalamische Nucleus des Diencephalons und die Substantia nigra des Mesencephalons sind weitere Bestandteile der Basalganglien. Sie sind wichtige sensomotorische Integrationszentren. Dabei stehen sie nicht in direkter Verbindung mit den motorischen Verschaltungen im Rückenmark, sondern wirken vor allem auf übergeordnete, motorische Kontrollzentren im Kortex ein. Ihre Funktion ist die Planung und Auslösung von Bewegungen (Reichert, 2000). Das Striatum ist Verarbeitungszentrum der einströmenden afferenten Informationen aus den prämotorischen, motorischen und somatosensorischen Rindenarealen. Die Rückmeldung an den Kortex verläuft über einen direkten und einen indirekten Weg, wobei beide auf den Thalamus einwirken, welcher die Informationen wieder zu den motorischen Rindenarealen und zum präfrontalen Kortex projiziert (Silbernagel, 2003). Die beiden Bahnen haben entgegengesetzte Wirkungen. Der direkte Weg führt zu einer Aufhebung der tonischen Hemmung des Thalamus, womit eine Erregung von kortikalen Bereichen ermöglicht wird. Der indirekte Weg hat eine Verstärkung der Hemmung des Thalamus, was in einer Abnahme der erregenden Wirkung des Thalamus auf den Kortex resultiert (Reichert, 2000). Krankhafte degenerative Störungen der Basalganglien führen zu motorischen Fehlleistungen. Die bekannteste und häufigste, krankhafte Störung der Basalganglien ist die Parkinson Krankheit. Sie ist Folge einer Schädigung der Substantia nigra, vorwiegend verursacht durch einen Zerfall der dopaminausschüttenden Zellen in der Substantia nigra (Visser & Bloem, 2005). Die Dopamineinflüsse sind essenziell für eine normale Striatum-funktion (Silbernagel, 2003). Im Fall der Parkinsonpatienten führt die Fehlfunktion der Basalganglien zu charakteristischer Muskelsteifheit, anhaltendem Zittern, auch im Sitzen, und die Fähigkeit Bewegungen zu initiieren ist gestört (Reichert, 2000). Auch die Gleichgewichtsfähigkeit ist gestört, was sich in einem erhöhten Sturzrisiko äußert (Visser & Bloem, 2005).

Den Basalganglien werden mehrere, wichtige Aufgaben für die posturale Kontrolle zugeschrieben. Zum einen die Flexibilität der posturalen Kontrollfähigkeit, die es ermöglicht die Gleichgewichtsstrategie an die stetig wechselnden Umweltbedingungen und damit an die Aufgabenbedingungen anzupassen. Parkinson Patienten weisen eine erhöhte Steifigkeit in den Fussgelenken, Hüften und im Rumpf auf. Damit wird die Fähigkeit, externen Störeinflüssen mit der Einnahme einer passiven, lockeren Körperhaltung entgegenzuwirken, reduziert. Zum anderen wird ihnen die Aufgabe der sensorischen Integration zugeschrieben, die darin besteht,

afferent sensorische Informationen aufzunehmen und nach Wichtigkeit zu gewichten. Eine gestörte, afferente Informationsaufnahme zeigt sich auch bei Parkinson-patienten, bspw. in der Unfähigkeit mit geschlossenen Augen die Position des einen Armes gegenüber des anderen Armes wahrzunehmen, nachdem die Position des einen Armes selbst verändert wurde (Visser & Bloem, 2005). Die gestörte Prioritätsgewichtung von Aufgaben bei komplexen motorischen und kognitiven Aufgaben ist ebenfalls ein Auffälligkeit von Parkinson Patienten. Sie ordnen den kognitiven Aufgaben den höheren Stellenwert zu als den motorischen Aufgaben, was schliesslich in einer schlechteren Gleichgewichtskontrolle resultiert (Bloem, Valkenburg & Slabbekoorn, 2001). Der Beitrag der Basalganglien zur Steuerung und Kontrolle des Gleichgewichtes wird durch diese Erläuterungen deutlich.

2.2.1.5 Motorkortex

Er ist ein wichtiges Organ bei der Entscheidung für eine bestimmte Verhaltensaktion, die räumliche Lokalisierung von Zielen und die Programmierung von Bewegungen. Der motorische Kortex ist wichtiger Ausgangspunkt für vorverarbeitete, absteigende motorische Befehle, die an das Rückenmark, den Hirnstamm und an weitere subkortikale Zentren geleitet werden. Zudem werden die Ergebnisse der Informationsverarbeitung von anderen kortikalen Bereichen im motorischen Kortex zusammengeführt. Neben den parallelen motorischen absteigenden Bahnen vom Kortex bzw. Motorkortex zur nächsten untergeordneten Ebene, bestehen auch parallel angelegte Übertragungskanäle, wodurch auf jede untergeordnete Ebene Einfluss genommen werden kann. Der motorische Kortex ist zudem in der Lage über die kortikospinalen Bahnen direkt auf die Interneuronen im Rückenmark einzugreifen, welche bei Reflexaktivitäten aktiv sind (Reichert, 2000). Diese direkte Verbindung zwischen Kortex und spinalen Interneuronen erlaubt die unabhängige Kontrolle einzelner Muskeln.

Anfänglich wurde angenommen, dass der Motorkortex bei Gleichgewichtsaufgaben nur eine untergeordnete Rolle spielt (Sherrington, 1910). Hyndman & Ashburn (2003) konnten bei Hirnschlagpatienten zeigen, dass das Ausmass ihres geteilten und anhaltenden Aufmerksamkeitsdefizits mit ihrer Sturzentwicklung und ihrer Gleichgewichtsfunktion korreliert. Die Interaktion zwischen mentaler Leistungsfähigkeit und Gleichgewichtsfunktion lässt ein kortikaler Einbezug bei der Kontrolle des posturalen Gleichgewichts annehmen. Die EMG Untersuchung von Jacobs &

Horak 2007 unterstützen diese Folgerungen. Sie beobachteten eine Änderung der kortikalen Erregbarkeit genau vor der Antizipation von posturalen Störeinflüssen, was die Annahme stützt, dass die kortikale Aktivität eine Rolle bei der Optimierung der posturalen Reflexe spielt. Die TMS Studie von Ouchi et al. (1999) zeigte eine höhere Aktivität des visuellen Kortex im aufrechten Stand im Vergleich zur Position in Rückenlage, was seinen Beitrag zur Körperstabilität nahelegt. Diese Beobachtungen schliessen darauf, dass die Aktivität des zerebralen Kortex das posturale Gleichgewicht beeinflusst.

2.2.2 Neurale Anpassungen an das Gleichgewichtstraining

Nach Gisler-Hofmann (2008) kommt es bei einem sensomotorischen Training zu folgenden Vorgängen:

In der ersten Phase wird die sensomotorische Steuerung von neu zu erlernenden Bewegungsmustern sehr bewusst ausgeführt und damit mehrheitlich kortikal gesteuert. Anfangs kommt es zu unnötigen Nebenbewegungen und Spannungen wodurch die Bewegungsabläufe unökonomisch erscheinen.

In der zweiten Phase wird für das Bewegungsmuster ein sensomotorisches Programm im Kortex festgelegt. Kurzzeiterinnerungen erfordern keine anatomische Veränderung, wohingegen das Umschalten von einer Kurzzeit- auf eine Langzeitverstärkung strukturelle Veränderungen bedingt, wobei neue Synapsen gebildet werden. Ist die Bewegung bekannt, verbessert sich die muskuläre Zusammenarbeit und die Bewegungsabläufe werden ökonomischer.

Die dritte Phase kennzeichnet sich durch eine Verlagerung der sensomotorischen Vorgänge von kortikalen auf vermehrt subkortikale Areale. Dies bedeutet eine zunehmende Automatisierung der Bewegungen, deren Steuerung vermehrt von spinalen und supraspinalen Strukturen übernommen wird. Der Kortex greift nur bei geänderten Ausgangsbedingungen ein, ändert das Bewegungsprogramm, um den Bewegungsablauf anzupassen. Welche Anpassungen genau in den spinalen und supraspinalen Strukturen stattfinden, wird in der Folge näher erörtert.

2.2.2.1 Spinale Anpassungen

Einige Studien konnten nach einem mehrwöchigen Gleichgewichtstraining eine Reduktion der spinalen Reflexaktivität beobachten. Eine mögliche Ursache für eine reduzierte H-Reflex Erregbarkeit könnte die Koaktivierung der gelenksstabi-

lisierenden Muskulatur sein, so Llewellyn, Yang & Prochazka (1990). Zudem nehmen sie an, dass bei der Hemmung von spinalen Reflexen die Gelenksoszillationen abnehmen und daraus eine bessere Standkontrolle resultiert. Bei einer gleichbleibenden Muskelaktivität vom M. soleus, aber reduzierter H-Reflex Erregbarkeit, schliessen sie aus, dass die reziproke Hemmung für die veränderte Reflexamplitude verantwortlich ist. Nielsen und Kagamihara (1993) konnten hingegen während instabilen posturalen Aufgaben mit einer Koaktivierung von SOL und TIB eine Unterdrückung der reziproken Hemmung feststellen. Gleichzeitig konnte ein Anstieg der präsynaptischen Hemmung (PSI) beobachtet werden, gesteuert von supraspinalen Zentren. Daraus schliessen sie, dass die absteigende Modulation der PSI ein üblicher Mechanismus ist für die Kompensation eines hohen Afferenten Inputs bei posturalen Aufgaben. Gruber et al. (2007) und Taube et al. (2007a) kommen zum Schluss, dass bei Gleichgewichtstraining eine Zunahme der präsynaptischen Hemmung der Ia Afferenzen stattfindet, hervorgerufen durch supraspinale Zentren. Sie beobachteten eine Abnahme der H-Reflexe im Zeitintervall von long latency responses (LLR) nicht aber bei short latency responses (SLR). Damit wird deutlich, dass die supraspinal gesteuerte, präsynaptische Hemmung nur auf die LLR Einfluss nimmt und die SLR nicht moduliert werden (Taube et al., 2006). Auch Solopova (2003) nehmen an, dass die Steuerung der muskulären Aktivierung vermehrt von den primär spinalen zu den supraspinalen Zentren verlagert werden womit eine bessere Bewegungskontrolle erlangt werden kann

Gemäss Llewellyn et al. (1990) wird der H-Reflex nach unten moduliert, wenn die Aufgabe eine hohe Bewegungskontrolle erfordert, wie bspw. beim Rückwärtslaufen oder der Tandemlaufform (Schneider & Capaday, 2003). Auch beim aufrechten Gehen mit geschlossenen Augen ist die Reflexaktivität gehemmt (Earles, Koceja & Shively, 2000). Interessanterweise kann bei einfachen Standbedingungen eine zunehmende Bahnung von spinalen Reflexen festgestellt werden. Katz et al. (1988) zeigten dies anhand einer eingesetzten Gehhilfe beim Stehen auf einer instabilen Unterlage. Diese Beobachtungen machen deutlich, dass sich die spinalen Reflexe an ändernden Umweltbedingungen anpassen können. Im Vergleich zu jungen Leuten zeigen ältere Menschen weniger veränderte Reflexmodulationen bei ändernden Körperpositionen. Zwar können auch sie ihre spinalen Reflexe reduzieren, aber in einem geringeren Ausmass als jüngere Leute (Mynark & Koceja, 2002). So konnten sie nach einem Gleichgewichtstraining ihre H-Reflex Amplitude

um 21% reduzieren. Hingegen weisen sie im Vergleich zu jungen Leuten keine veränderte Reflexaktivität auf, wenn sie von der Rückenlage in den aufrechten Stand kamen. Dies weist eher auf eine geänderte neurale Kontrollstrategie hin, als auf die Unfähigkeit die funktionelle Reflexantwort anzupassen (Taubé et al., 2008).

Diese Annahme wird von einer Studie von Granacher; Gollhofer & Strass (2006) gestützt, welcher bei älteren Menschen nach einem 13-wöchigen Gleichgewichtstraining eine verbesserte Standstabilität aufweisen konnte. Sie zeigten eine funktionelle Reflexanpassung der SLR und eine Abnahme der Winkelgeschwindigkeit des Fussgelenks während dem Gehen auf einem Laufband unter Störeinfluss. Das sensomotorische System von älteren Leuten scheint bei der Reflexmodulation mehr eingeschränkt zu sein, aber immer noch fähig, sich an ein Gleichgewichtstraining anzupassen (Taubé et al., 2008).

2.2.2.2 Supraspinale Anpassungen

Taubé et al. (2007a) konnten nach einem Gleichgewichtstraining eine Abnahme der kortikalen Erregbarkeit feststellen ohne eine Veränderung der spinalen Erregbarkeit. Ausgehend davon, dass die frühen Anteile (SLR) kompensatorischer Gleichgewichtsreaktionen auf spinaler Ebene verarbeitet werden und die späteren Muskelantworten (LLR) die kortikalen Zentren via den Kortikospinaltrakt übernehmen, konnten sie nach einem Gleichgewichtstraining folgende Beobachtungen machen (siehe Abbildung 2):

Das Gleichgewichtstraining reduzierte die spinale Reflex-Erregbarkeit herbeigeführt durch supraspinal gesteuerte, erhöhte präsynaptische Hemmung (PSI), dargestellt in der unteren Linie ➤. Die kortikale Beteiligung reduzierte sich ebenfalls, ersichtlich in der oberen Linie ➤. Daher wurde angenommen, dass Verbesserung der posturalen Kontrolle nach Gleichgewichtstraining subkortikalen Strukturen unterliegen, siehe mittlere Linie ◀. Die reduzierte Hmax/Mmax ratios (Hcond) in long latency responses (LLR) lassen sich möglicherweise mit einer reduzierten Ia Übertragung infolge erhöhter präsynaptischer Hemmung erklären. Die Abnahme der Hcond in LLR resultiert in einer verbesserten Standstabilität. Da sich die H-Reflex Aktivität auf Ebene der SLR nicht veränderte, ist eine Verschiebung der neuronalen Kontrolle in subkortikale Zentren naheliegend. Sobald eine motorische Aufgabe gut trainiert ist, reduziert sich die Aktivität im Motorkortex, wohingegen in den subkortikalen Strukturen, wie Putamen und Zerebellum ein Aktivitätszunahme anzunehmen ist.

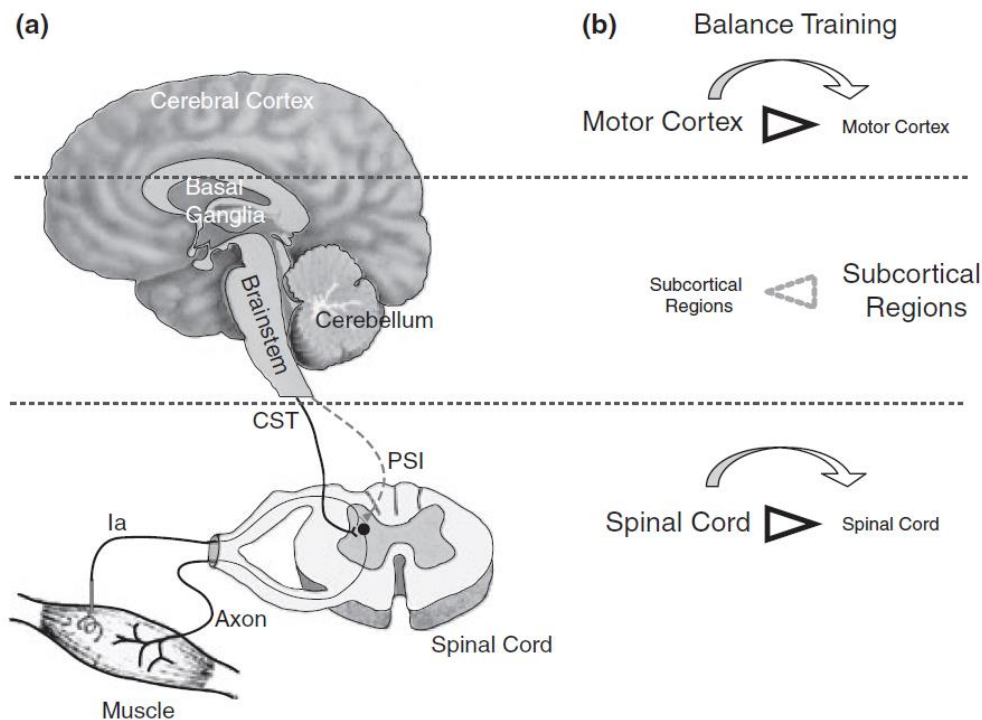


Abbildung 2: Vereinfachte Darstellung der Anpassungen verursacht durch Gleichgewichtstraining (Taube, 2008).

- (a) Strukturen des Nervensystems zur Aufrechterhaltung und Wiedererlangung des Gleichgewichts. Ia signalisieren Änderungen in der Muskellänge nach Perturbation, welche von den Muskelspindeln erfasst werden. Die Informationen werden an das Rückenmark und supraspinale Zentren übermittelt. Der frühe Teil (short und medium latency response) der Kompensationsreaktion wird im Rückenmark aufbereitet. Nach 90-100ms bleibt genug Zeit für supraspinale Prozesse zur Kontrolle des muskulären Outputs (LLR), z.B. via Kortikospinaltrakt (CST) ausgehend vom Motorkortex. (b) Weder spinale noch supraspinale Strukturen generieren stereotype Kompensationsreaktionen nach Perturbation. Zuvor gemachte Erfahrungen oder Antizipation des destabilisierenden Reizes und die kontextspezifische Absicht können Änderungen der posturalen Antwort herbeiführen.

Die neuronale Kontrolle scheint sich damit bei zunehmender Automatisierung einer Bewegungsaufgabe in die subkortikalen Regionen zu verlagern (Puttemans, Wenderoth & Swinnen, 2005). Die Wichtigkeit der Strukturen vom Zerebellum für den Erwerb von Gleichgewichtsfähigkeit lässt annehmen, dass bei Gleichgewichtstraining die Bewegungskontrolle von kortikale in subkortikale Strukturen verlagert wird. Da die subkortikalen Strukturen mit den heutigen Messmethoden schwer zugänglich sind, gibt es keine direkten Beweise für die Anpassung dieser Strukturen an ein Gleichgewichtstraining (Taube et al., 2008).

Ouchi et al. (1999) und Jacobs & Horak (2007) konnten mittels TMS die Beteiligung der kortikalen Kontrolle von Gleichgewichtsaufgaben belegen. Beispielsweise ist der kortikale Einfluss beim präzisen Stufensteigen oder wenn das Gangbild gestört ist erhöht (Schubert et al., 1999). Die direkten monosynaptischen Durchgänge, die vom Motorkortex zu den spinalen Motoneuronen verlaufen, sind wichtig für die willentliche muskuläre Aktivität des Beines (Nielsen et al., 1993). Taube et al. (2007a) konnten mit Hilfe von H-Reflex und TMS Messungen eine reduzierte Bahnung der direkten monosynaptischen kortikospinalen Durchgängen nach einem Gleichgewichtstraining feststellen. Dies deutet auf eine verminderte kortikale Erregbarkeit bei LLR, was zugleich mit einer verbesserten Standstabilität einhergeht. Nach Beck et al. (2007) sind diese kortikalen Anpassungen stark mit der trainierten Aufgabe verbunden. Kortikale Veränderungen konnten nur bei Trainingsbedingungen gemessen werden, in Ruhe konnten keine Änderungen beobachtet werden.

Die zentralen Modifikationen spielen eine wichtige Rolle beim Lernen und Modifizieren von posturalen Reflexen. Gemäss Burleigh & Horak (1996) lösen die direkten transkortikalen Schleifen die initiale Phase der posturalen Reflexe nicht aus, aber die späten Reflexphasen werden vom zentralen Kortex beeinflusst. Womöglich initiieren Areale vom Hirnstamm den Reflex, welcher anschliessend in der späten Reflexphase von kortikalen Arealen modifiziert wird (Burleigh & Horak, 1996, Norrie et al., 2002). Horak (1989) konnte zeigen, dass sowohl die gemachten Erfahrungen als auch das Wissen über die Grösse des Störeinflusses die kompensierenden Reflexe beeinflussen. Die Initiierung von Reflexen auf ändernde Oberflächengegebenheiten schliesst die transkortikale Schleife durch den Motorkortex ein. Traten unberechenbare oder unerwartete Störeinflüsse ein, fand eine Überreaktion von Ausgleichsbewegungen statt und initiierte ein kortikales Fehlersignal aufgrund des sensomotorischen Prozesses. Standübungen mit wiederholten Störeinflüssen mindern die kortikalen hervorgerufenen Potentiale (Jacobs & Horak, 2007). Diese Beobachtungen decken sich mit jenen von Taube et al. (2007a).

Strukturelle Änderungen von supraspinalen Strukturen konnten nach anhaltendem Training über mehrere Jahre festgestellt werden. Hüfner (2011) konnte zwischen Tänzern sowie Slacklinern und Freizeitsportlern eine unterschiedliche Hippokampusformation nachweisen. Der Hippokampus befindet sich im Kortexareal

und ist relevant für das Lernen und für die Steuerung und Aneignung räumlicher Koordination. Während Freizeitsportler eine vergrößerte posteriore Hippokampusformation zeigen, verursacht durch vermehrte Integration von visuellen Informationen, weisen Tänzer und Slackliner einen kleineren anterioren Hippokampus auf. Die Verkleinerung wird der Fähigkeit zugeschrieben störende Einflüsse des Vestibularapparates zu hemmen.

Denn genannten Untersuchungen zu Folge, wird die anfänglich, mehrheitlich kortikal gesteuerte Gleichgewichtsfähigkeit zunehmend von subkortikalen Strukturen übernommen. Zudem scheint sich die spinale Reflexaktivität bei zunehmender Vertrautheit mit der Aufgabe zu verringern. Nach der ausführlichen Darstellung der Steuerungskontrolle der Gleichgewichtsfähigkeit widmet sich das nächste Kapitel der Explosivkraft und deren Veränderung durch Gleichgewichtstraining.

2.3 Die Explosivkraft

Die Explosivkraft (rate of force development = RFD) ist eine Komponente der Schnellkraft und äussert sich in der Fähigkeit einen schnellen Anstieg des Kraftwertes zu realisieren. Wir machen sie uns zu Nutze, um in sehr kurzer Zeit einen möglichst hohen Kraftimpuls zu erzeugen. Je steiler ein Kraftanstieg in kurzer Zeit erfolgt, desto eine grössere RFD_{\max} resultiert.

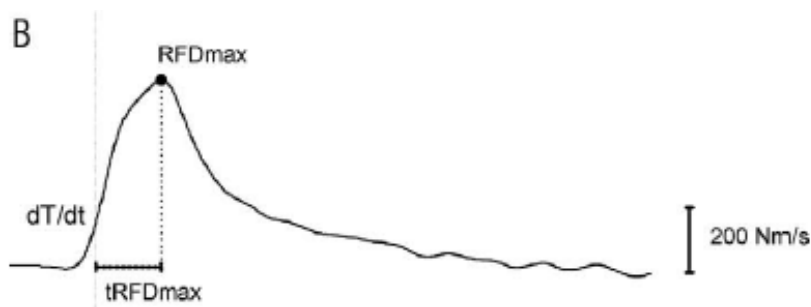


Abbildung 3: Kraftentwicklungskurve bei maximaler isometrischer Kontraktion (Hegner, 2007)

Abbildung 3 zeigt eine Kraftentwicklungskurve bei maximal isometrischer Muskelkontraktion. Die Steilheit der Kraftzeitkurve drückt die Explosivkraft aus. Die Explosivkraft ist einerseits ein leistungslimitierender Faktor in vielen Sportarten andererseits dient sie auch zur Prävention von Unfällen und Verletzungen im Sport und Alltag (Hegner, 2007). Geeignete Trainingsformen sind plyometrische Übungen, bei denen eine abrupte exzentrische Aktion mit einer reaktiv-explosiven konzentrischen Aktion verbunden ist. Bei dieser Aktion wird der Dehnungsreflex ausgelöst, wodurch motorische Einheiten aktiviert werden, welche bei konzentrischen Aktionen ohne Ausholbewegung nicht rekrutiert werden. Dies ist eine ideale Methode zur Entwicklung des reaktiv-elastischen Potentials der Muskel-Sehnen-Komplexe. Daneben gelten sensomotorische Übungen als leistungssteigernde Trainingsform für die Explosivkraft.

In vielen Studien wird oft eine verbesserte inter- und intramuskuläre Koordination als Grund für die verbesserten RFD_{\max} genannt, als Folge eines Sensomotorischen- oder Gleichgewichtstrainings. Die intramuskuläre Koordination beschreibt das Zusammenspiel zwischen Nervensystem und Muskel an der motorischen Endplatte innerhalb eines gezielten Bewegungsablaufs. Sie wird auch als Fähigkeit bezeichnet viele

motorische Einheiten synchron zu aktivieren (Hegner, 2007). Nach Granacher et al. (2007) und Gruber & Gollhofer (2004) hat ein Sensomotorisches Training (SMT) einen positiven Einfluss auf die initiale Kraftproduktion. Eine erhöhte neuromuskuläre Aktivierung führt zu einer Verbesserung der mechanischen Kraftproduktion.

Die intermuskuläre Koordination wird als die Koordination bestimmter Muskelgruppen definiert. Beim Üben einer bestimmten Bewegung müssen viele sensorische Rückmeldungen verarbeitet werden. In diesem Prozess wird die Ansteuerung der Muskulatur optimiert, die einzelnen Muskeln lernen effizienter zusammen zu arbeiten, was in einer höheren Kraft resultiert (Gisler-Hofmann, 2008).

2.3.1 Auswirkungen von Gleichgewichtstraining auf die Explosivkraft

Der Einfluss von Gleichgewichtstraining auf die RFD_{max} konnte bereits in mehreren Studien aufgezeigt werden. Gruber et al. (2007) zeigten in einer 4-wöchigen Trainingsstudie eine Verbesserung der RFD_{max} der Plantarflexion herbeigeführt durch SMT. Er beobachtete einen Anstieg der kontraktiven Impulse am Anfang der Muskelkontraktion. Dies führte zur Zunahme der maximalen Bewegungsgeschwindigkeit zu Beginn des Abstossens. Das SMT verursachte einen Anstieg in der Median frequencies (MF) im Zeitintervall -30-170ms von GAS und SOL während der isometrischen Plantarflexion. Der MF ist stark verbunden mit der mittleren Leitungsgeschwindigkeit der aktiven motorischen Einheiten. Dies deutet auf Anpassungen in den einzelnen motorischen Einheiten hin. Eine Erregungsveränderung, z.B. eine frühere Rekrutierung der grossen Muskeleinheiten, könnte Ursache für die gestiegene RFD_{max} sein. Eine erhöhte Synchronisation der Muskeleinheiten trägt womöglich auch dazu bei.

Heitkamp et al. (2001) sieht den Grund für die Verbesserung der isometrischen Maximalkraft der Knieextensoren nach einem 6-wöchigen Gleichgewichtstraining in der besseren inter- und intramuskulären Koordination als auch in der ökonomischeren Aktivierung der Agonisten. Gleichgewichtstraining kann auch zu Sprungleistungsverbesserungen führen, gezeigt in der Studie von Taube et al. (2007b). Als Ursache sehen sie ebenfalls eine verbesserte inter- und intramuskuläre Koordination der unteren Beinextensoren M. gastrocnemius (GA) und soleus (SOL), was zu den gesteigerten Sprunghöhen im squat Jump (SJ) und counter movement jump (CMJ)

führte. Granacher et al. (2007) zeigten in einer Studie mit Senioren, dass SMT auch im Alter zu verbesserter Maximal- und Explosivkraft der Beinextensoren führt. Sie begründeten die erhöhte Muskelaktivierung sowohl auf einer Muskelquerschnittsvergrößerung als auch auf einer verbesserten intramuskulären Koordination.

Gruber & Gollhofer (2004) begründen die verbesserte RFD_{max} der Beinextensoren nach einem 4-wöchigen SMT auf der Abnahme der präsynaptischen Hemmung der Ia Areale der Motoneurone zu Beginn der Kraftentwicklung. Dadurch entsteht eine reflektorisch generierte neuromuskuläre Antwort im Muskel, die sich auf die Kraftproduktion auswirkt. So lässt sich der steilere Kraftanstieg und die höhere neuronale Aktivierung von Muskeln der Beinextensoren während den ersten 100ms nach Beginn der Kraftentwicklung erklären. Eine Zunahme der Explosivkraft herbeigeführt durch Gleichgewichtstraining konnte auch Beck et al. (2007) belegen. Sie nehmen eine erhöhte kortikale Bahnung zum agonistischen Muskel an. Womöglich nimmt die synaptische Effizienz der direkten kortikospinalen Übertragung zum gelenkstabilisierenden Muskel durch das Gleichgewichtstraining zu. Diese Zunahme kann bei der willentlichen Kontraktion genutzt werden und führt zu einer erhöhten Explosivkraft (Taube et al., 2008).

Wie in diesen Erläuterungen deutlich wird, werden unterschiedliche Ursachen, aber dennoch ähnliche Mechanismen für die Zunahme der Explosivkraft angenommen. Eine effizientere resp. frühere Ansteuerung und bessere Zusammenarbeit der muskulären Einheiten scheinen Hauptgründe für die Verbesserung zu sein. Welchen positiven Nutzen ein Gleichgewichtstraining in der Prävention und Rehabilitation haben kann, wird im nächsten Kapitel behandelt.

2.4 Nutzen des Gleichgewichtstraining in der Prävention und Rehabilitation

2.4.1 Prävention

Wie bereits festgehalten, kann durch ein Gleichgewichtstraining ein verbessertes Gleichgewicht wie auch eine Zunahme der Explosivkraft erzielt werden. Im Wissen dieser positiven Effekte, werden vermehrt Gleichgewichtsübungen im Training eingebaut, um Verletzungen vorzubeugen. In Teamsportarten, insbesondere in Ballsportarten gehört eine Zerrung oder ein Abriss der Bänder am Fussgelenk zu den häufigsten Verletzungen der unteren Extremität (Petersen et al., 2005). Nach Teitz (2000) unterscheiden sich die Unfallmechanismen in den Sportarten Basketball, Volleyball und Fussball nicht. Sie zeichnen sie alle durch einen hohen Anteil an Sprungaktivitäten sowie vielen schnellen Richtungswechseln aus (Rosenbaum, 2004). Frauen weisen ein deutlich höheres Verletzungsrisiko auf als Männer, was Verletzungen am Fuss- und Kniegelenk angeht. Für die häufigen Bänderverletzungen am Fussgelenk werden neuromuskuläre Defizite verantwortlich gemacht (Lephart & Fu, 2000). Vermutlich landen Frauen in einer aufrechteren Position mit wenig Beugung im Knie- und Hüftgelenk. Dadurch verlagert sich das Abfedern des Körpergewichts auf die Fussgelenke, was zu einem erhöhten Verletzungsrisiko des vorderen, seitlichen Bandes am Fussgelenk führt (Petersen et al., 2005). Eine muskuläre Dysbalance zwischen Hamstrings und Quadriceps ist eine mögliche Erklärung für schlechte Abfederungsarbeit der Oberschenkelmuskulatur (Hewett et al., 1999). Auf Grund dieser Erkenntnisse wurden Trainingsprogramme entwickelt zur Prävention von Fuss- und Kniegelenksverletzungen. Tropp & Askling (1988) belegten den präventiven Effekt vom Training auf einem Gleichgewichtsbrett auf Fussgelenksverletzungen. Auch Caraffa et al. (1996) erzielte mit einem propriozeptiven Training auf Gleichgewichtsunterlagen eine Abnahme an anterior cruciate ligament (ACL) Rupturen bei halbprofessionalen Fussballspielern. Die Trainingsintervention von Wedderkopp et al. (1999) hatte eine deutliche Reduktion der traumatischen Überlastungsverletzungen der unteren Extremitäten zur Folge. Myklebust et al. (2003) konnten mit einem neuromuskulären Interventionsprogramm bei Elite-Handballspielerinnen eine Abnahme der ACL Verletzungen bewirken. Das Erlernen einer verbesserten Landetechnik und das Trainieren auf Balanceunterlagen führten zu dieser Reduktion der Verletzungszahl. Der Einsatz des Henning Programms half

weiblichen Basketballspielerinnen das Auftreten von Verletzungen am ACL zu reduzieren. Sie lernten bei Landungen die Knie und Hüfte zu beugen und den Oberkörper kontrolliert über den unteren Extremitäten zu positionieren (Griffin et al, 2000).

Neben den Spielern in Teamsportarten sind auch ältere Leute von einem erhöhten Verletzungsrisiko der unteren Extremitäten bzw. Folgeverletzungen von Stürzen auf Grund von Gangunsicherheit und Standinstabilität betroffen. Der Verlust an Maximal- und Explosivkraft sowie Defizite in der posturalen Kontrolle, bedingt durch Veränderungen im neuromuskulären System, erhöhen das Sturzrisiko. Ältere Menschen haben eine schlechtere statische und dynamische Haltungskontrolle, was sich in Form von längeren Latenzzeiten und verschlechterten posturalen Reflexen bei der Kompensation von Störreizen während des Stehens und Gehens äussert. Offenbar sind biologische Alterungsprozesse des somatosensorischen Systems dafür verantwortlich (Granacher, Gollhofer, & Zahner, 2010b). Speziell die propriozeptiven Defizite tragen massgeblich zu einer erhöhten Sturzgefahr von Senioren bei. Dazu gehört die morphologische Veränderung der Muskelspindeln, was mit einer Verdickung der Bindegewebskapsel und einer Verringerung der Anzahl intrafusalen Fasern verbunden ist. Nach Mynark & Koceja (2001) reduzierten sich dadurch die Geschwindigkeit und die Genauigkeit, mit der die Muskelspindel auf durch Störreize induzierte Muskellängenänderungen reagieren kann. Als Folge der verschlechterten Dehnungsempfindlichkeit der Muskelspindeln verändern sich die Muskeldehnungsreflexe. So ist eine reduzierte Reflexaktivität zu beobachten, womit posturale Unsicherheiten nicht mehr ausreichend über Muskeldehnungsreflexe kompensiert werden können (Granacher, Strass & Gollhofer, 2008). Zusammen mit weiteren degenerativen Prozessen im somatosensorischen System sind sie Ursache für das verringerte Reflexverhalten und die geringere Kraftproduktion, woraus eine erhöhte Sturzgefahr resultiert (Granacher et al., 2010). Zudem sind zeitlich verlängerte Muskelaktivierungen zu beobachten, welche als Kompensationsmechanismen für die veränderte Gleichgewichtsregulation im Alter angesehen werden (Granacher et al., 2010). Der Einsatz von Gleichgewichtstraining kann auch bei älteren Menschen eine Verbesserung der posturalen Kontrolle und teilweise ein Kraftzuwachs bewirken. In einer Untersuchung von Granacher, Strass & Gollhofer (2006) trainierten 60-80 jährige Männer ihr Gleichgewicht, um während dem Gehen besser auf Störreize

reagieren zu können. Nach 13 Wochen Training konnten verkürzte Latenzzeiten und erhöhte Reflexaktivitäten in den Muskeln festgestellt werden, die eine verbesserte Kompensation der Gangperturbationen ermöglichten. Hu & Woollacott (1994) konnten nach einem zweiwöchigen Gleichgewichtstraining eine verkürzte Latenzzeit der Muskelaktivierung als Reaktion auf posturale Reflexe nachweisen. Auch bei Mynark & Koceja (2001) fand eine Modulierung des H-Reflexes im M. soleus in Folge eines Perturbationstrainings mit älteren Leuten statt. Für die verbesserte dynamische, posturale Kontrolle machen Granacher et al. (2006) eine erhöhte Wahrnehmungssensibilität der Muskelspindeln verantwortlich. Diese Sensibilisierung ermöglicht eine vermehrte Aufnahme sensorischer Information aus der Peripherie, die im zentralen Nervensystem verarbeitet werden kann. Die Übertragungsrate neurologischer Signale auf die Motoneurone könnte als Folge eintreten, womit wiederum eine verstärkte reflektorische Ansteuerung der Muskulatur möglich ist (Mynark & Koceja, 2001). Granacher et al. (2007) konnten im Weiteren mit Hilfe eines Gleichgewichtstrainings die Maximal- und Explosivkraft bei 60–80 jährigen Menschen verbessern. Gleichgewichtstraining ist demnach eine effiziente Massnahme, um Stürzen vorzubeugen und kann einen grossen Beitrag zur Aufrechterhaltung der Selbstständigkeit und Lebensqualität älterer Menschen leisten (Granacher et al., 2010).

2.4.2 Rehabilitation

Gleichgewichts- und Koordinationstraining sind in der Rehabilitation eine weit verbreitete Behandlungsmassnahmen für Verletzungen am Fussgelenk (McKeon & Hertel, 2008). Rund 40% der Fussverletzungen mit einem Instabilitätsgefühl betreffen das seitliche Aussenband am Fussgelenk.



Abbildung 4: Supinationstrauma Fussgelenk (Petersen et al., 2010)

Freeman et al. (1965) sehen in der Zerstörung von Nerven- und Kollagenfasern, welche in den Mechanorezeptoren von Gelenkscapseln und Bänder enden und bei einer Bänderruptur abgerissen werden, die Ursache für das Instabilitätsgefühl. Dies führt zu Deafferenzierung im betroffenen Gelenk, was möglicherweise mit einem beeinträchtigten Reflexverhalten bei der Fussstabilisierung einhergeht. Damit droht ein vermehrtes Einknicken des Fussgelenkes. Eine Bänderverletzung am Fuss oder Fussgelenk verursacht also ein propriozeptives Defizit, welches die Muskelaktivität des verletzten Beines beeinflusst (Freeman et al., 1965). So ist nach Verhagen et al. (2004) der rasche Einsatz des Rehabilitationstrainings zentral, denn das Risiko für eine erneute Fussverstauchung ist während einem Jahr nach der erlittenen Fussgelenksverletzung stark erhöht. In mehreren Studien konnte der positive Effekt eines Koordinations- bzw. Gleichgewichtstrainings auf die funktionelle Instabilität des Fusses aufgezeigt werden. Über wie viele Trainingstage und -Stunden sich ein rehabilitatives Gleichgewichtstraining ziehen sollte, herrscht in den Studien etwas Uneinigkeit. Nach klinischen Vorgaben ist ein 6-8-wöchiges Gleichgewichtstraining ausreichend, um das Risiko einer erneuten Gelenksverletzung zu senken (McKeon & Hertel, 2008). Es muss zudem zwischen akuter und chronischer Instabilität unterschieden werden. Freeman et al. (1965) konnte bei Patienten mit einer akuten

Bänderverletzung am Fuss bzw. Fussgelenk innerhalb von 6-15 Monaten mit Hilfe von koordinativen Übungen eine Reduktion des propriozeptiven Defizits sowie geringere Umknicksymptome erzielen. McKeon & Hertel (2008) ziehen den Schluss, dass Gleichgewichtstraining bei akuten Bänderverletzungen am Knöchel das Risiko einer erneuten Verletzung reduziert. Von einer chronischen Instabilität wird gesprochen, wenn sechs Monate nach der akuten Verletzung immer noch ein Unsicherheitsgefühl, Bewegungseinschränkungen, Schwellneigungen, Belastungsschmerz und Umknickereignisse auftreten (Rosenbaum, 2004). Eine chronische Instabilität tritt gemäss Janssen et al. (2011) trotz medizinischer Behandlung bei 50% der Fälle ein. Peters (1991) spricht von einer Quote von 10-30% die nach einer akuten Verletzung unter chronischer Instabilität leiden. In einem Review konnten McKeon & Hertel (2008) keine verbesserte posturale Kontrolle bei vorliegender chronischen Instabilität feststellen, obschon Gleichgewichtstraining und koordinative Übungen zum Einsatz kamen.

Da bei der Gleichgewichtskontrolle die spinale Reflexaktivität eine wichtige Rolle spielt, wird deren Steuerung und Veränderung im nächsten Kapitel detaillierter dargestellt.

2.5. Spinale Reflexmechanismen

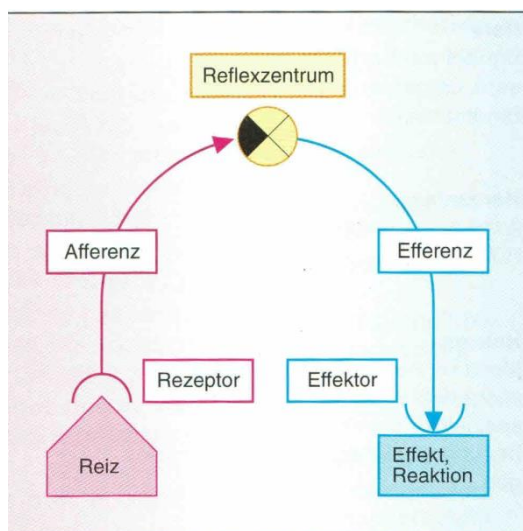
In diesem Kapitel wird die Entstehung spinaler Reflexe genauer betrachtet sowie die Mechanismen, welche die Aktivität dieser Reflexe beeinflussen können. Im Weiteren wird der H-Reflex, der mittels peripherer Nervenstimulation in der Kniekehle ausgelöst wird und der Überprüfung der monosynaptischen Reflexaktivität auf spinaler Ebene dient, ausführlich dargestellt.

2.5.1 Der Reflexbogen

Von Reflexen wird gesprochen, wenn ein spezifischer Reiz immer wieder einen bestimmten, einfachen Typ von Reaktion im Organismus auslöst. Beispielsweise das schnelle Wegziehen der Hand beim Berühren einer heissen Herdplatte oder das Husten, wenn ein Fremdkörper in der Luftröhre ist. Ein Reflex läuft also stets in

gleicher typischer Weise ab und zeichnet sich durch nachstehende Abfolge aus (Bickel, 2001).

Am Anfang eines Reflexbogens steht immer ein Reiz. An einem Rezeptor wird der Reiz aufgenommen und in eine Erregung umgewandelt, welche über afferente Nervenzellen an das Zentralnervensystem (ZNS) geleitet wird. Im ZNS, bestehend aus Gehirn und Rückenmark, wird die Erregung an efferente Nervenzellen weitergegeben, welche die Erregung in die Peripherie leiten, wo eine Reaktion auf den Reiz ausgelöst wird (Bickel, 2001).



Kurz dargestellt nimmt die Erregung folgenden Weg:

Reizaufnahme durch Rezeptor –
Reizweiterleitung via afferente Bahnen –
Reizverarbeitung im Rückenmark –
Reizweiterleitung mittels efferenten Bahnen –
Reizbeantwortung im Effektororgan.

Abbildung 5: Reflexbogen (Bickel et. al., 2001)

Reflexe werden in unterschiedliche Typen unterteilt. Sie unterscheiden sich in den Örtlichkeiten des Rezeptors und Effektors sowie der Anzahl Synapsen (Bickel, 2001).

- | | |
|------------------------------------|--|
| <i>Der Eigenreflex:</i> | Bei ihm liegen der Rezeptor und Effektor im selben Organ, wie z.B. beim Patellarsehnenreflex |
| <i>Der Fremdreflex:</i> | Der Rezeptor und Effektor liegen in unterschiedlichen Organen, wie z.B. beim Hustenreflex. |
| <i>Der monosynaptische Reflex:</i> | Hierbei haben die afferenten und efferenten Bahnen direkten Kontakt über nur eine Synapse im Rückenmark. |
| <i>Der polysynaptische Reflex:</i> | Bei ihm sind mehrere Synapsen zwischengeschaltet. |

2.5.2 Der Monosynaptische Reflex

Der Monosynaptische Reflex zeichnet sich dadurch aus, dass die afferente und efferente Bahn nur über eine Synapse miteinander gekoppelt sind. In diesem spinalen Reflexmechanismus findet die schnellste und einfachste Verarbeitung von afferenten Informationen statt.

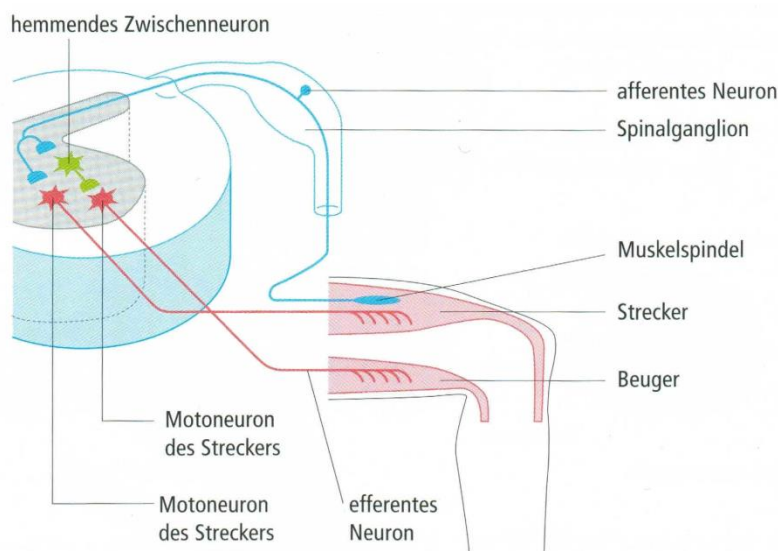


Abbildung 6: Schematische Darstellung eines einfachen monosynaptischen Reflexes (Hegner, 2007)

Der wichtigste spinale Reflex ist der monosynaptische Dehnungsreflex, welcher die Tonusregulation in der Muskulatur steuert. Dieser Eigenreflex der Muskulatur sorgt dafür, dass die Muskeln in jeder Situation die richtige Länge und Spannung haben und spielt eine wichtige Rolle bei der Aufrechterhaltung des Körpers. Der signalgebende Rezeptor, der den Dehnungsreflex auslöst, liegt in der Muskulatur selbst, genauer in der Muskelspindel (Hegner, 2007, Schmidt et al., 2010). In den Muskelspindeln wird die Information über die Längenänderung der Muskulatur wahrgenommen, über Ia-Afferenzen zum Rückenmark geleitet und auf das α -Motoneuron des homonymen Muskels verschaltet. Dieses leitet über α -Motoaxone ein Aktionspotential an die motorische Endplatte, womit eine Muskelantwort ausgelöst wird (Taube, 2012). Im Rückenmark sorgt ein hemmendes Zwischenneuron dafür, dass das Motoneuron des Antagonisten ebenfalls aktiv wird (Hegner, 2007). Die sensorischen Signale der Afferenzen werden demnach nicht nur auf das Motoneuron verschaltet, sondern für die Hemmung anderer Muskulaturen

genutzt. Zudem werden die Signale auch über Interneurone an supraspinale Zentren verschaltet, wo sie im Thalamus verarbeitet und an die Motoneurone weitergeleitet werden. Die Zeit zwischen Reiz und Reaktion des Muskels wird als Reflexzeit bezeichnet. Sie liegt je nach Lage des gedehnten Muskels zwischen 20-30ms (Laube, 2009).

2.5.3 Polysynaptische Reflexe

Beim polysynaptischen Reflex liegen der Sensor und der Effektor nicht im selben Organ. Polysynaptische Reflexe zeichnen sich dadurch aus, dass sie über spinale Interneuronenketten mit den motorischen Einheiten verknüpft sind. Je nach Anzahl zwischengeschalteter Interneurone zwischen der Afferenz und Efferenz werden diese Reflexe di-, oligo- oder polysynaptische Reflexe genannt. Häufig liegen die Sensoren nicht im Muskel selbst, sondern in anderen Geweben, wie Haut, Sehnen, Gelenke (Schmidt et al., 2010). Der Reflexbogen läuft also über mehrere Synapsen, woraus eine relativ lange Reflexzeit resultiert (Silbernagel, 2003). Zu den Fremdreflexen zählen die Fluchtreflexe, Husten und Niesen, Tränenfluss, Nutritionsreflexe, Lokomotionsreflexe und viele vegetative Reflexe. Durch die zwischengeschalteten Synapsen im Reflexbogen verändern sich die Latenzzeit, Dauer, Amplitude und Ausbreitung der Antwort, auch wenn die Reizstärke gleich bleibt. Faktoren, wie Vorinnervation, Erwartung, vorbestehende Entzündung usw. variieren stetig, verändern die Informationen in den Synapsen und beeinflussen dadurch die Reflexantwort massgebend.

2.5.4. Hemmende Mechanismen

Die Reflexaktivität auf spinaler Ebene kann durch mehrere hemmende Mechanismen beeinflusst werden. In der Folge werden vier hemmende Mechanismen dargestellt, wobei deutlich wird, dass supraspinale Zentren einen wesentlichen Einfluss auf die Steuerung dieser Vorgänge nehmen.

2.5.4.1 Postsynaptische Hemmung

Die Informationsfortleitung der Nervenzellen durch Aktionspotentiale geschieht an morphologisch speziell ausgebildeten Kontaktstellen, den Synapsen (Schmidt et al., 2010). Dabei bestehen zwei funktionell verschiedene Synapsen, erregende

(exzitatorische) und hemmende (inhibitorische) Synapsen. Bei der Ankunft eines Aktionspotentials im synaptischen Endknopf einer Nervenzelle wird der synaptische Spalt durch Neurotransmitter überbrückt. Der Einstrom von bestimmten Transmittern in den synaptischen Spalt resultiert in einer Veränderung des Membranpotentials, was als schnelles synaptisches Potential bezeichnet wird. Dieses Potential kann depolarisierend sein, welches exzitatorisches postsynaptisches Potential (EPSP) genannt wird, da es die Wahrscheinlichkeit zur Auslösung eines Aktionspotentials in der postsynaptischen Zelle erhöht. Dabei kommt es zur Informationsweiterleitung an die benachbarte Nervenzelle oder bei der motorischen Endplatte auf die Muskulatur. Bei einem hyperpolarisierenden Potential wird von einem inhibitorischen postsynaptischen Potenzial (IPSP) gesprochen, weil sich das Membranpotential weiter von dem Schwellenpotential entfernt, womit die Auslösung eines Aktionspotentials weniger wahrscheinlich wird (Silverthorn, 2009).

Oftmals ist die Kommunikation zwischen den Neuronen nicht ein Eins-zu-eins Ereignis, denn ein postsynaptisches Neuron empfängt Informationen von mehreren präsynaptischen Neuronen. Dadurch kann die Antwort einer postsynaptischen Zelle durch die Eingangssignale aus vielen Quellen beeinflusst werden. Konvergieren zwei oder mehr präsynaptische Neurone auf eine einzelne postsynaptische Zelle, wird deren Antwort durch die Summe der Eingangssignale aus den präsynaptischen Neuronen bestimmt. Schliesslich entscheidet die räumliche und zeitliche Summation von EPSP und IPSP, ob ein Aktionspotential ausgelöst wird oder nicht (Silverthorn, 2009).

2.5.4.2 Renshaw Hemmung

Die Renshaw Hemmung, auch bekannt als rekurrente Hemmung, ist eine Form der postsynaptischen Hemmung. Bei der Renshaw Hemmung sind spezifische Interneurone, benannt als Renshaw Zellen, aktiv. Sie werden über die Erregung von rückläufigen Kollateralen der α -Motoneurone aktiviert und hemmen rückwirkend diese Motoneurone. Die Freisetzung der hemmenden Transmitter, Glyzin oder GABA, der Renshaw Zelle führt zu einer Hyperpolarisation an der subsynaptischen Membran des Motoneurons. Dadurch kommt es zu einer Hemmung bzw. Begrenzung der Motoneuronenaktivität. Neben den Kollateralen beeinflussen auch einige Afferenzen und absteigende Bahnsysteme die Renshaw Interneurone. Die Renshaw Zellen können auch Einfluss auf die Aktivität des antagonistischen Muskels

haben. In diesem Fall hemmen die Renshaw Zellen die Interneurone, über welche die Ia Afferenzen die α -Motoneurone des antagonistischen Muskels hemmen sollten. Demzufolge kann die Aktivität des Agonisten begrenzt und die Hemmung des Antagonisten reduziert werden. Damit wird die Hauptfunktion der Renshaw Zellen, die Begrenzung der erregenden Reflexe, ausgelöst durch die Ia Afferenzen, ersichtlich (Schmidt et al, 2010).

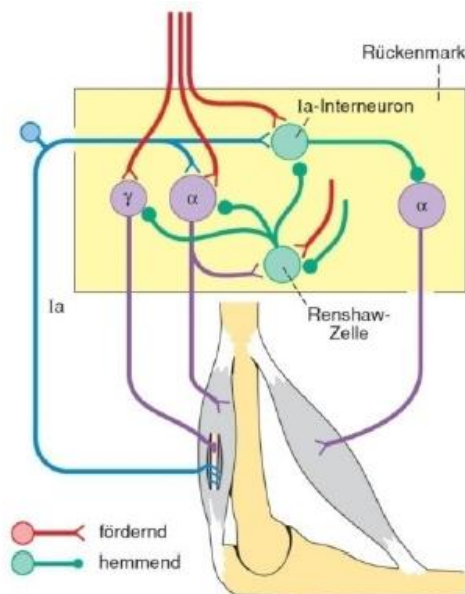


Abbildung 7: Renshaw-Zellen

Sie veranlassen die rekurrente Hemmung von Motoneuronen. Diese Interneurone werden von Kollateralen der α -Motoneurone erregt und hemmen diejenigen Motoneurone von denen sie selbst aktiviert wurden. Die Erregbarkeit von Motoneuronen wird durch dieses Feedback-System geregelt, indem sich die Feuerungsrate optimiert. Supraspinale Strukturen können über die Regulation der Sensibilität von Renshaw-Zellen Einfluss auf Motoneurone nehmen und somit die Aktivität von Muskelgruppen eines Gelenkkomplexes beeinflussen (Deetjen, 2004)

2.5.4.3 Präsynaptische Hemmung

Die präsynaptische Hemmung ist ein wirkungsvoller Kontrollmechanismus für die Motorik des Rückenmarks. Ihr Vorteil ist, dass sie gezielt einzelne synaptische Eingänge hemmen kann, ohne dass dabei die Gesamterregbarkeit der Zelle beeinflusst wird. Die erregende Afferenz des Motoneurons oder Neurons erzeugt ein exzitatorisches postsynaptisches Potential (EPSP) im Motoneuron. Zwischen der Neuronen-Endigung und der Synapse liegen axoaxonale Synapsen mit Endigungen von Interneuronen. Wird die von einem Interneuron herkommende hemmende Faser

kurz vor der erregenden Faser aktiviert, wird das vom Motoneuron ausgelöste EPSP gehemmt bzw. verkleinert. Ursache hierfür ist die Depolarisation erregender Synapsen, was zu einer verminderten Überträgerstofffreisetzung an der Nervenendigung führt. Dadurch wird das EPSP reduziert. Die präsynaptische Hemmung kann über einige 100ms andauern und wirkt sehr effektiv. Bei dieser Hemmungsart können also selektiv unerwünschte Informationen bereits vor Erreichen des Nervenzellkörpers unterdrückt werden (Schmidt & Schaible, 2006). Die Steuerung der Interneurone erfolgt über supraspinale Zentren, was die selektive Steuerung einzelner synaptischer Eingänge ermöglicht.

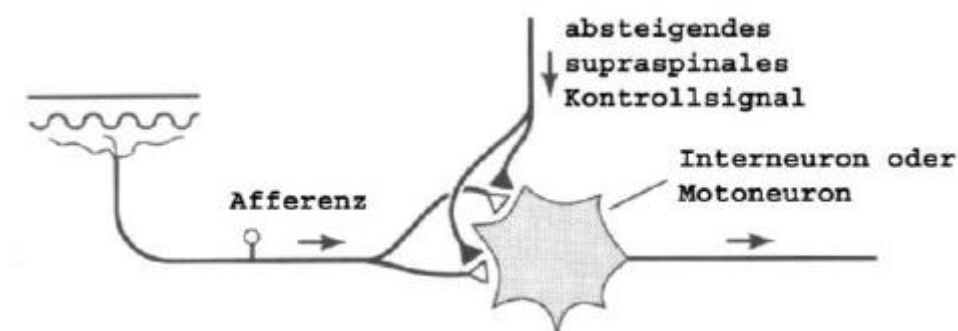


Abbildung 8: Präsynaptische Hemmung

Absteigende supraspinale Kontrollsignale können je nach Bedarf sensorische Afferenzen ein- oder ausschalten, indem sie auf die präsynaptische Endigung von afferenten Fasern einwirken (Granacher, 2003 nach Gordon, 1991).

2.5.4.4 Reziproke Hemmung

Die Ia Afferenzen bilden neben den monosynaptischen erregenden Verbindungen mit α -Motoneuronen auch disynaptische hemmende Verbindungen mit den antagonistischen Motoneuronen. Dies führt dazu, dass bei der Aktivierung des Agonisten gleichzeitig der ipsilaterale Antagonist gehemmt wird, was als reziproke antagonistische Hemmung bezeichnet wird. Sie koordiniert über inhibitorische Ia Interneurone das Wechselspiel zwischen den agonistischen und antagonistischen Muskeln (Schmidt et al., 2010). Dieser Mechanismus lässt sich einerseits beim Beugereflex beobachten, bei dem polysynaptisch verschaltete Ketten von Interneuronen die koordinierte Aktivierung und Hemmung von Flexor und Extensor ermöglichen. Andererseits ermöglicht die antagonistische Hemmung die ökonomische Ausführung von Willkürbewegungen wie das Laufen, Schwimmen oder Radfahren. Die Bewegungsausführung erreicht eine hohe Effizienz, da der Agonist

nicht gegen die Anspannung des Antagonisten arbeiten muss. Die reziproke Hemmung kann sowohl von peripher wie auch zentral angesteuert werden. Dies ermöglicht, dass ein Befehl von zentral z.B. um schneller zu gehen, direkt vom Motorkortex an die α -Motoneuronen gesendet werden kann, um die Erregung des Agonisten zu steigern. Gleichzeitig wird die über die Verschaltung mit Ia Interneurone die Hemmung des Antagonisten verstärkt (Schmidt & Schaible, 2006).

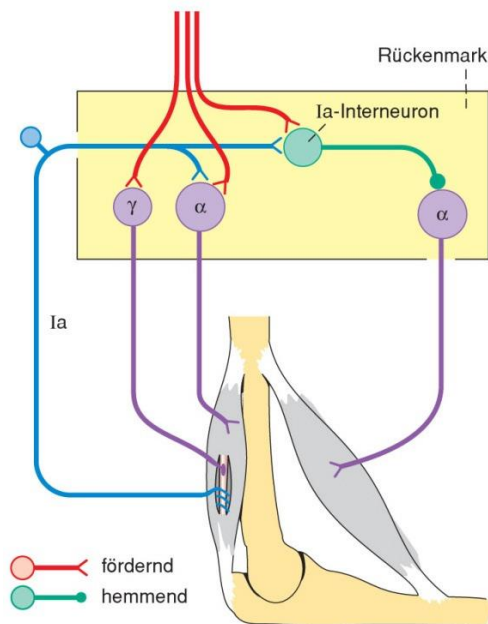


Abbildung 9: Reziproke Hemmung

Die Ia Afferenzen (blau) erregen die Motoneurone des rezeptortragenden Muskels und hemmen über Ia Interneurone die Motoneurone des antagonistisch arbeitenden Muskels. Zusätzlich sind die supraspinal absteigenden Pfade (rot) eingezeichnet, die Einfluss auf Interneurone und Motoneurone haben (Deetjen, 2004).

2.5.5 Der H-Reflex

In der vorliegenden Arbeit ist die Evaluation der Veränderung der spinalen Reflexe auf das Gleichgewichtstraining von grossem Interesse. Mittels peripherer Nervenstimulation des H-Reflexes in der Kniekehle wird die spinale Reflexanpassung überprüft.

Paul Hoffmann gilt als Entdecker des H-Reflexes. Er entwickelte eine geeignete Methode, bei der mittels elektrischer Reizung des N. tibialis in der Kniekehle der Erregungsablauf eines Muskeldehnreflexes reproduzierbar nachgeahmt werden

kann. Dieses Verfahren ist in der klinischen Neurophysiologie und in der Grundlagenforschung beim Menschen weit verbreitet, da diese Methode geeignet ist, um Anpassungen der monosynaptischen Reflexaktivität auf spinaler Ebene zu beurteilen (Palmieri, Ingersoll & Hoffmann, 2004). Das Verfahren wird angewendet, um Antworten des neurologischen Systems auf verschiedene neurologische Umstände, wie Muskelverletzungen, Schmerz, Training und Muskelleistung zu beurteilen.

Die H-Reflex Stimulation wurde bereits für unterschiedliche Muskeln angewendet, sowohl in der oberen wie auch in der unteren Extremität. Der meist untersuchte Muskel in der unteren Extremität ist der M. soleus (Zehr, 2002). Es ist meist schwierig einen H-Reflex in einer Ruheposition auszulösen. Eine leichte, willentliche Kontraktion der Muskulatur, in der der periphere Nerv für die Stimulation zugänglich ist, begünstigt die Auslösung des H-Reflexes. Im Falle der H-Reflex Stimulation im M. soleus wird der N. tibialis in der Kniekehle gereizt. Die Stimulation erfolgt im Idealfall im auf-rechten Stand, so dass die Muskulatur stetig in leichter Kontraktion ist. (Schmidt et al., 2010)

Durch die elektrische Stimulation des N. tibialis in der Kniekehle werden die Ia Spindelafferenzen gereizt. Diese haben eine niedrigere Depolarisationsschwelle als die Axone der α -Motoneurone, wodurch es gelingt bei geringer Reizstärke die Ia Spindelafferenzen selektiv zu erregen. Ist die elektrische Stimulation hoch genug, um ein Aktionspotential der Ia Afferenzen auszulösen und die afferenten Endigungen genügend depolarisiert sind, kommt es zu einer Ausschüttung von Neurotransmittern im synaptischen Spalt zwischen Ia Afferenzen und der α -Motoneuronen. Bei genügend grosser Ausschüttung von Neurotransmittern resultiert eine postsynaptische Depolarisation der α -Motoneurone, die Aktionspotentiale abfeuern. Dadurch kommt es zur Neurotransmitterausschüttung an der motorischen Endplatte, was in der Depolarisation und Kontraktion der Muskelfasern resultiert. Diese Muskelkontraktion wird mit Hilfe von Oberflächen-Elektroden am Zielmuskel (M. soleus) aufgezeichnet und stellt den H-Reflex dar (Zehr, 2002).

Wird der N. tibialis mit höherer Stromstärke gereizt, tritt neben der H-Welle auch eine M-Welle auf. Die M-Welle entsteht durch die direkte Reizung der α -Moto-neurone, welche im Vergleich zu den Ia Spindelafferenzen eine höhere Depolarisations-

schwelle aufweisen. Die Amplituden des H-Reflexes und der M-Welle werden bei zunehmender Stimulationsstärke linear ansteigen bis Hmax erreicht ist, welcher für die grösste Reflexantwort steht. Wird die Stimulationsstärke weiter erhöht, steigt die M-Welle an bis die maximale Muskelantwort (Mmax) erreicht ist. Der H-Reflex hingegen wird stetig kleiner (Zehr, 2002).

Damit die Stimulationsstärken zur Auslösung von Hmax und Mmax möglichst genau eruiert werden können, wird eine Rekrutierungskurve erstellt, bei der verschiedene Reizstärken eingesetzt werden. Dabei wird mit einer geringen Stimulationsstärke begonnen, wodurch zuerst die reflektorische H-Welle mit einer Latenzzeit von 30-40ms erscheint. Bei weiterer Zunahme der Reizintensität vergrössert sich die H-Welle vorerst bis Hmax erreicht ist. Daneben tritt aber auch die M-Welle auf mit einer Latenzzeit von 5-10ms. Diese nimmt bei steigender Reizintensität weiter stark zu, bis Mmax erreicht ist. Die Amplitude der H-Welle nimmt nach Erreichung von Hmax wieder ab (Schmidt et al., 2010).

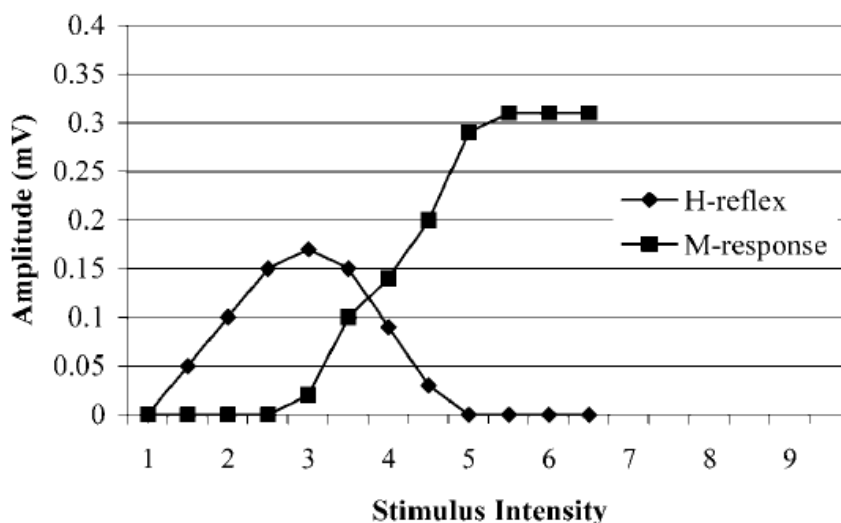


Abbildung 10: Rekrutierungskurve:

Die Stimulationsintensität beginnt bei 0 und steigt schrittweise bis zur maximalen H-Reflex Amplitude an und bis die Amplitude der maximalen Muskelantwort erreicht (Palmieri et. al, 2004).

Aus der aufgezeichneten H-Reflex Rekrutierungskurve lassen sich mehrere Parameter ablesen. Einerseits wird ersichtlich wie hoch die Reizintensität (in mV) ist, um eine H-Welle und M-Welle auszulösen und andererseits wie hoch die maximale reflektorische Antwort des Muskels (Hmax) und die maximale direkte Muskelantwort

(Hmax) ist. Aus dem Verhältnis von Hmax und Mmax ergibt sich die H/M-Ratio, welche Rückschluss auf die spinale Erregbarkeit gibt (Palmieri et. al, 2004).

Die zeitliche Verzögerung der H-Welle gegenüber der M-Welle lässt sich wie folgt erklären. Der H-Welle wird durch die Erregung der efferenten α -Motoneurone erzeugt, die indirekt durch die Reizung der primären Spindelafferenzen in der Kniekehle ausgelöst wird. Bei der M-Welle hingegen werden die α -Motoneurone direkt in der Kniekehle erregt. Ihr bleibt damit, im Gegensatz zur H-Welle, der längere Weg über die synaptische Umschaltung im Rückenmark erspart und tritt so 20-30ms früher auf als die H-Welle. Bei der Reizung der höherschwelliger motorischen Axone werden Aktionspotentiale orthodrom in die Peripherie wie auch antidrom nach zentral geleitet. Als Folge kommt es im Motoneuron zu einer Kollision zwischen direkt antidrom und indirekt ausgelösten Impulsen. Sie löschen sich bei zunehmender Reizstärke immer effizienter gegenseitig aus. Damit lässt sich erklären lässt, dass bei ansteigender überschwelliger Reizung der Motoaxone die Amplitude der H-Welle wieder abnimmt und die Amplitude der M-Welle weiter zunimmt (Schmidt et al., 2010).

Der H-Reflex wurde in vielen Studien als reine monosynaptische Antwort betrachtet. Da anatomisch gesehen eine direkte synaptische Verbindung zwischen den Ia Afferenzen und den α -Motoneuronen (MN) besteht, wurde oft angenommen, dass der H-Reflex die Motoneuronen-Erregbarkeit widerspiegelt. Dieser Annahme widerspricht, dass die synaptische Verbindung zwischen den Ia Afferenzen und den α -Motoneuronen selbst für Veränderungen zuständig ist, die den H-Reflex beeinflussen. Die genannte synaptische Verbindung ist Gegenstand der präsynaptischen Änderungen. Die präsynaptische Hemmung verändert die Neurotransmitterausschüttung in den Ia/MN synaptischen Spalt, was in einer Abnahme des H-Reflexes resultieren kann ohne das Potential und Leitungsvermögen der MN-Membran zu verändern (Palmieri et al, 2004, Schieppati, 1987).

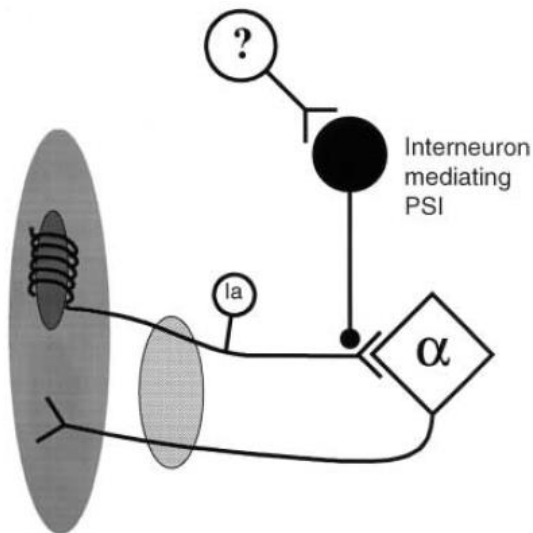


Abbildung 11: präsynaptische Hemmung des H-Reflexes

Die Übermittlung der Ia Afferenzen auf α -Motoneurone scheint präsynaptisch gehemmt zu sein, über die axo-axonale Aktivität eines hemmenden Interneurons. Das PSI Interneuron ist von einer unspezifischen Quelle aktiviert, dargestellt mit dem exzitatorischen Interneuron oben in der Abbildung (Zehr, 2002).

Der Einfluss der präsynaptischen Hemmung ist der Hauptgrund, weshalb bei Veränderungen im H-Reflex nicht direkt auf Veränderungen in der Motoneuronen-Erregbarkeit geschlossen werden kann. Viele Faktoren beeinflussen die präsynaptische Hemmung der H-Reflex Pfade. Dazu gehört das afferente Feedback von anderen peripheren Rezeptoren, wie z.B. der Muskelspindel, des Golgi Sehens Organs oder Mechano-Hautrezeptoren (Palmieri et al., 2004, Schieppati, 1987, Zehr, 2002). Es wird angenommen, dass sich die Effekte dieser Faktoren bei wechselnder Haltung und Absicht des Probanden verändern. So ist es von grosser Wichtigkeit, dass im pre- und posttest die H-Reflexstimulation unter denselben Bedingungen stattfindet. Damit können die externen Faktoren, die die H-Reflex Amplitude beeinflussen, reduziert werden (Zehr, 2002). Dennoch gibt es nach Zehr (2002) gewisse Szenarien, bei denen die Änderungen in der H-Reflex Erregbarkeit die α -Motoneuron Erregbarkeit widerspiegelt. So beispielsweise, wenn ein Proband die gleiche posturale Ausrichtung, die gleiche Absicht und das gleiche Level an Muskelaktivität hat und sich nicht bewegt. Pfade mit kurzer Latenzzeit wie die reziproke Hemmung sollten ausgeschlossen werden können.

Dem Einfluss der Muskelspindel wurde oft wenig Beachtung geschenkt, obschon sie für den Reflexoutput während einer Bewegung verantwortlich ist. Sie trägt damit eine

entscheidende Rolle bei der Bestimmung der Muskelantwort während einer Bewegung (Palmieri et al., 2004).

In den vorangehenden Kapiteln wurden die positiven Auswirkungen eines Gleichgewichtstrainings erläutert. Da sich die vorliegende Studie für den Transfer der einseitig trainierten Gleichgewichtsfähigkeit interessiert, werden im folgenden Kapitel die mögliche Transfermechanismen- und Effekte beschrieben.

2.6 Cross Education

Cross Education wird als Fähigkeit definiert bei der eine Aufgabe wiederholt mit einer Körperseite geübt wird und diese Aufgabe auch mit der gegenüberliegenden, untrainierten Seite ausgeführt werden kann (Lee et al., 2010).

Diese Fähigkeit ist bekannt und kann bei verschiedenen Aufgaben, wie etwa beim Schreiben oder das Fangen eines Balles beobachtet werden. Der Lerntransfer von einer auf die andere Seite kann komplett, teilweise oder asymmetrisch ausfallen, was abhängig ist von der Art der Aufgabe. Asymmetrischer Transfer beschreibt den einseitig verlaufenden Lerntransfer von der dominanten zur nicht dominanten Seite oder umgekehrt. Im Allgemeinen haben relativ einfache, einseitige Aufgaben wie Greifen oder Hochheben eines Gegenstandes einen hohen Transferindex. Bei komplexen oder neuen Aufgaben erfolgt der Lerntransfer nur unvollständig (Lee & Carroll, 2007). Die Cross Education wurde bisher sowohl für Krafttraining wie auch beim Training von motorischen Fähigkeiten beobachtet. Untersuchungen zu Cross Education und Gleichgewicht sind bisher nicht bekannt. Die genauen Mechanismen der Cross Education konnten trotz vieler erfolgter Untersuchungen nur begrenzt eruiert werden. Vermutet werden vor allem Vorgänge im neuralen System. In der Folge werden die möglichen Mechanismen auf neuronaler und muskulärer Ebene beschrieben, welche beim unilateralen Krafttraining wie beim einseitigen Üben von motorischen Fertigkeiten eintreten können. Beim unilateralen Gleichgewichtstraining können diese Mechanismen nur vermutet werden.

2.6.1 Neurale Anpassungen

Die Kraftzunahme in Abwesenheit von direktem Training und die unveränderte Muskelzusammensetzung weisen auf Anpassungen in der neuronalen Kontrolle hin (Lee & Carroll, 2007). Lee et al., (2010) sehen zwei mögliche Erklärungsmechanismen für den Cross Education Effekt.

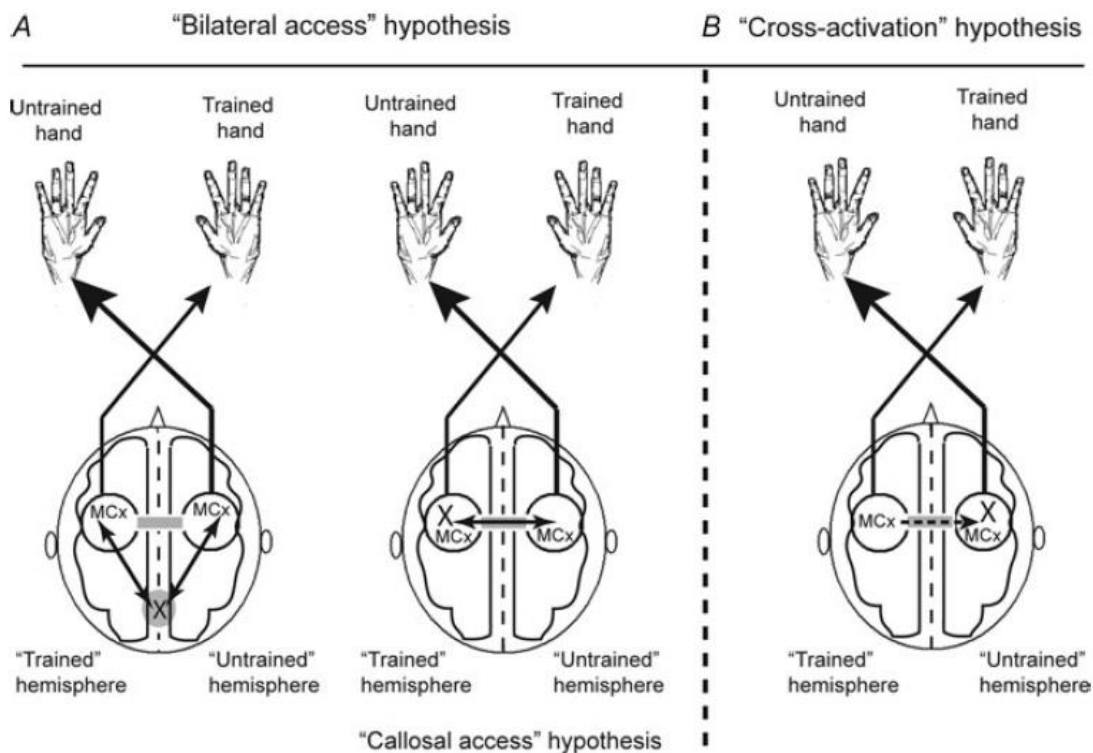


Abbildung 12: Cross Education Hypothesen

Schematische Darstellung zweier Hauptmechanismen, die dem Cross-limb transfer motorischer Aufgaben unterliegen könnten. A: zeigt zwei Versionen der „bilateralen access“ Hypothese. Der schattierte Kreis repräsentiert kortikale oder subkortikale motorische Areale die bilateral projizieren. Anpassungen die den cross-limb transfer herbeiführen, entstehen womöglich in höheren motorischen Arealen, die bilateral projizieren (links) oder im kontralateralen (trainierten) Motorkortex, welcher während der Aufgabe via Corpus Callosum (grauer Balken) für den untrainierten Motorkortex zugänglich ist (collosal access hypothese, rechts). B: zeigt die „Cross-activation“ Hypothese, bei der während einseitigem Training bilaterale motorische Aktivität generiert wird und Anpassungen in der untrainierten Hemisphäre erzeugt werden, was zu verbesserter Leistung auf der untrainierten Seite führt (Lee et. al, 2010).

Einerseits vermuten sie den „Bilateral access“, bei welchem angenommen wird, dass die durch das einseitige Üben erstellten motorischen Programme an einem Ort im zentralen Nervensystem gespeichert sein müssen, damit sie auch für die untrainierte

gegenüberliegende Seite zugänglich sind. Zwei unterschiedliche Prozesse werden als Erklärung genutzt. Einerseits wird von einer bilateralen Projektion ausgegangen, die von kortikalen oder subkortikalen motorischen Arealen ausgeht. Andererseits wird vermutet, dass ein Transfer vom trainierten motorischen Kortex auf den untrainierten motorischen Kortex via den Corpus Callosum stattfindet. In beiden Prozessen kann während dem Üben mit der untrainierten Seite die Information der trainierten Hemisphäre genutzt werden. Bei der „Cross activation Hypothese“ wird vermutet, dass das unilaterale Üben sowohl auf der kontralateralen wie auf der ipsilateralen Seite kortikale Aktivität hervorruft. Diese bilaterale kortikale Aktivität führt zu Anpassungen in beiden Hemisphären, was zu einer Leistungssteigerung der trainierten und untrainierten Seite beiträgt (Lee et al., 2010).

Welche der beiden Mechanismen beim Cross Education Effekt auftritt, hängt offenbar mit der Art der gestellten Aufgabe zusammen. Der bilaterale Access kommt eher bei Aufgaben mit komplexen Abläufen oder sensomotorischer Integration zum Tragen (Lee et al., 2010). Die Nutzung der Cross Activation wird hingegen eher bei unilateralen Aufgaben mit hoch intensivem Charakter vermutet, was zu bilateraler kortikaler Aktivität während der Übungsphase führt und so Anpassungen in beiden Hemisphären hervorruft. Bei dieser spillingover Hypothese kommt während der einseitigen Bewegung eine extensive Interaktion zwischen den beiden zerebralen Hemisphären und der spinalen Areale von gegenüberliegenden Leitungen zu Stande (Carroll et al, 2008). Resultate von mehreren Studien zum unilateralen Krafttraining unterstützen diese Hypothese, wobei hoch intensive, einseitige Muskelkontraktionen die ipsilaterale kortikale Erregbarkeit erhöhen (Hortobágyi et al., 2003) und die interkortikale Hemmung gesenkt wird (Muellbacher et al., 2000, Stedman, 1998). Je höher die aufgewendete Kraft bei einseitiger Muskelkontraktion desto grösser ist der Effekt auf die gegenüberliegende Seite (Muellbacher et al., 2000).

2.6.1.1 Kortikale Ebene

Bei hoch intensiven Kraftübungen zeigt sich ein ermüdender Effekt auf das Nervensystem, wobei sich der kortikale Output und die willentliche Aktivität des trainierten Muskels reduzieren. Durch diese Ermüdung ist das ZNS nicht mehr in der Lage die Motoneurone optimal anzusteuern, was sich in einer reduzierten Kraftproduktion auswirkt. Bei wiederholtem Training mit ermüdenden Übungen treten möglicherweise Anpassungen im ZNS ein, die eine Abnahme der zentralen

Ermüdung herbeiführen und so den Kraftoutput beeinflussen (Lee & Carroll, 2007). Sowohl auf der ipsilateralen wie auf der kontralateralen Seite sind neurale Anpassungen denkbar. Nach Demetters, Fink & Lemon (1995) erhöht sich die Aktivität des ipsilateralen Kortex bei hoch intensiven Kontraktionen. Zudem reduziert sich gemäss Muellbacher et al. (2000) dabei die interhemisphärische Hemmung, was durch die Anwendung von Transcranialer Magnet Stimulation (TMS) deutlich wurde. Die komplexen interhemisphärischen Verbindungen und die ipsilateralen kortikospinalen Fasern des primär motorischen Kortex stellen neurale Bahnen bereit, um die gegenüberliegende, kontralaterale homologe Muskulatur während unilateraler Kontraktion zu stimulieren. Über diese Bahnen kann eine motor irradiation zu Stande kommen, welche für die bilaterale kortikale Aktivität während einseitiger Bewegung steht und im Prozess der Cross Activation vorkommt. Sowohl der Corpus Callosum wie die ipsilateralen kortikospinalen Fasern können zum Prozess der motor irradiation beitragen (Hendy, Spittle, & Kidgell, 2012).

Der Corpus Callosum, welcher die anatomische Verbindung zwischen der linken und rechten Hemisphäre bildet, spielt eine bedeutende Rolle beim interhemisphärischen Transfer von sensorischen und kognitiven Informationen wie auch bei der Koordination von motorischer Planung und Kontrolle auf kortikaler Ebene. Diese Verbindung ermöglicht es der untrainierten Hemisphäre während dem Üben einer motorischen Aufgabe auf die bereits vorhandenen Informationen in der trainierten Hemisphäre zurückzugreifen. Bei wiederholten, hochintensiven, einseitigen Muskelkontraktionen resultieren bleibende Modifikationen der transcallosalen Hemmungswege. So etwa reduziert sich die hemmende Aktivität des aktiven Motorkortex gegenüber dem inaktiven Motorkortex (Hendy et al., 2012). Gleichzeitig konnte eine grosse Zunahme der kortikalen Erregbarkeit im untrainierten first dorsal interosseus (FDI = Zwischenknochenmuskel) in Ruhe und Aktivität festgestellt werden. Diese Resultate lassen annehmen, dass chronisches unilaterales Training sowohl eine erhöhte Erregbarkeit wie auch eine Abnahme der Hemmung in den neuralen Strukturen der kontralateralen untrainierten Seite erzeugen (Hendy et al., 2012). Dies vereinfacht der untrainierten Hemisphäre den Zugang zu kontralateralen Arealen während der Kontraktion, womit der maximale Kräfteoutput gesteigert werden kann.

Mehrere TMS Studien konnten während moderater bis intensiver unilateraler Kontraktion der gegenüberliegenden Seite eine kurzfristige Zunahme der kortikospinalen Erregbarkeit feststellen. Zudem konnte aufgezeigt werden, dass der ipsilaterale M1, das supplementär motorische Areal (SMA), die cingulate motor area (CMA) und der präfrontale Kortex während unilateraler Kontraktion aktiv waren (Muellbacher et al., 2000). Gemäss einer Untersuchung von Strens et al. (2003) mit repetitiver TMS (rTMS) ist der ipsilaterale M1 fähig die reduzierte Erregbarkeit der gegenüberliegenden M1 auszugleichen. Wurde die Erregbarkeit beider motorischer Areale mittels bilateraler rTMS unterdrückt, verloren die Probanden die Fähigkeit, die Kraftvorgabe beim Fingertippen genau zu dosieren. Wurde hingegen nur die Hemisphäre kontralateral zur bewegendenden Seite stimuliert, konnte die Kraft richtig dosiert werden. Dies lässt vermuten, dass der ipsilaterale Kortex fähig ist die Kraftregulation unabhängig vom kontralateralen Cortex zu regulieren und die Störung des kontralateralen M1 zu kompensieren. Neben der interhemisphärischen Verbindung zwischen den beiden M1 kann die Verbindung der SMAs, welche eine höhere Dichte aufweisen, den Zugang zu den kontralateralen neuronalen Arealen erleichtern (Lee & Carroll, 2007).

2.6.1.2 Supraspinale Ebene

Möglicherweise findet Cross Education auch in subkortikalen Zentren statt, die vor allem bei der Kontrolle der trainierten Seite involviert sind. Dazu gehören die Basalganglien, das Zerebellum und der Hirnstamm. Die einseitige Hemmung in den Arealen der Basalganglien und des Zerebellums hat motorische Defizite auf beiden Körperseiten zur Folge. Zudem bestehen interhemisphärische anatomische Verbindungen der kortiko-subkortikalen Bahnen. Bisher gibt es aber keine aktuellen Belege, dass subkortikale Areale Einfluss auf die motorische Erregbarkeit der gegenüberliegenden Seite nehmen, welche zu einseitigen intensiven Kontraktionen beitragen. Dennoch kann eine Beteiligung der subkortikalen Gehirnareale beim kontralateralen Krafttraining nicht ausgeschlossen werden (Carroll et al., 2006). Möglicherweise sind sie in der Lage während der Kontraktion der gegenüberliegenden, untrainierten Seite, die absteigenden Signale der untrainierten Hemisphäre zu optimieren und erleichtern so den Kräfteoutput bei maximaler willentlicher Kontraktion (Lee & Carroll, 2007).

2.6.1.3 Spinale Ebene

Neben den Änderungen auf kortikaler und subkortikaler Ebene können auch in den spinalen motorischen Bahnen Anpassungen auftreten.

Es existiert ein komplexes Netzwerk an Arealen im Rückenmark, welches den motorischen Output beeinflusst. Einerseits über die Modulierung der Reflexaktivitäten der Motoneurone andererseits werden dort die absteigenden Kommandos aus höheren Zentren moduliert. Diese Verschaltungen legt die Bahnung zum Agonist, Synergist und Antagonist fest und beeinflusst damit die Kapazität der Kraftproduktion (Carroll et al., 2006).

Hortobágyi et al. (2003) konnten aufzeigen, dass der H-Reflex des Fussgelenkbeugers (flexor carpi radialis) bei hohen, einseitigen Kontraktionen auf der kontralateralen Seite unterdrückt wird. Für diesen kontralateralen Effekt vermuten sie eine Änderung der präsynaptischen Hemmung von Synapsen der Ia afferenten Motoneuronen. Demgegenüber konnten Lagerquist, Zehr, & Docherty (2006) nach einem 5-wöchigen unilateralen Krafttraining der Plantar Flexion keine Änderung in der Amplitude des H-Reflexes im untrainierten M. soleus feststellen. Auf der trainierten Seite konnte hingegen eine Zunahme der H-Reflex Amplitude gemessen werden. Daraus folgt ihre Annahme, dass Anpassungen in den Arealen des Dehnungsreflexes nicht der Cross Education unterliegen. Fimland et al. (2009) konnten weder im trainierten Bein noch im untrainierten Bein eine Änderung im Hsup/Msup ratio finden. Dies deutet darauf hin, dass die spinale α -Motoneuronen-Erregbarkeit und die präsynaptische Hemmung während dem unilateralen Krafttraining unverändert blieben. Dies hat womöglich mit der eher tiefen Stimulationsintensität der M-Welle von 12.5-17.5% der Msup zu tun. Aagaard et al. (2002) riefen eine 20% Zunahme im H-Reflex vom M. soleus hervor bei einer Stimulationsintensität von 17.5-22.5% von Msup. Zudem war die Dauer, Volumen und Intensität des Trainings wesentlich höher, was sich in einem grösseren Rekrutierungsausmass der Motoneuronen, aktiviert durch den H-Reflex, auswirkt.

Hingegen werden Anpassungen bei der reziproken Hemmung für spinale Veränderungen als wahrscheinlich erachtet. So konnte bei Katzen beobachtet werden, dass die ipsilateralen Ia hemmenden Interneurone vermehrte Inputs von den kontralateralen homologen Muskelafferenzen erhalten. Nach Carroll et al. (2006) ist die reziproke Hemmung bei hoher Stimulationsintensität des kontralateralen antagonistischen Nerven unterdrückt, aber erhöht bei hoch intensiven Stimulationen

des kontralateralen agonistischen Nerven. Bei höherer Stimulationsstärke werden auch andere Strukturen im kontralateralen Arm aktiviert und könnten zum Cross Effekt beitragen. Dazu gehören die Ib und Gruppe II Afferenzen, wie auch die direkte Aktivierung der Motoneurone von sensorischen Rezeptoren. Diese Annahme wird durch die Beobachtungen unterstützt bei denen passive und aktive Bewegungen des kontralateralen Fussgelenks die ipsilaterale reziproke Hemmung erhöht (Carroll et al., 2006). Möglicherweise spielen auch die Renshaw Zellen eine Rolle (Lee & Carroll, 2007).

Es gibt einige Anzeichen in morphologischen Studien über das Rückenmark von Katzen, wonach Renshaw Zellen kontralateral projizieren. Die Hemmung von Renshaw Zellen könnte die Kraftproduktions-Kapazität des Agonisten steigern, da sie Motoneurone hemmen, die zum antagonistischen Motoneuron projizieren.

2.6.2 Muskuläre Anpassungen

Anpassungen auf muskulärer Ebene scheinen nicht für den Cross Education Effekt verantwortlich zu sein. Es ist bekannt, dass Krafttraining Anpassungen in der peripheren Muskulatur, wie Hypertrophie und höhere Enzymkonzentration herbeiführen kann, womit eine Kraftzunahme auf der trainierten Seite erzielt wird. Jedoch konnten bisher auf der untrainierten Seite keine signifikanten, peripheren, muskulären Anpassungen festgestellt werden. Daher wird angenommen, dass muskuläre Mechanismen beim Krafttransfer kaum eine Hauptrolle spielen (Hendy et al., 2012). Allerdings kann nicht ausgeschlossen werden, dass mit den angewendeten Untersuchungsmethoden kleinste Muskelanpassungen nicht aufgedeckt wurden. Denkbar sind anabolische, hormonelle Änderungen, welche mit einem Krafttraining einhergehen und auch auf die Muskulatur der untrainierten Seite einwirken können. Diese hormonelle Änderung würde sich aber auch auf die nicht homologe Muskulatur auswirken, was bisher nicht festgestellt werden konnte (Carroll et al., 2006). In einigen Studien konnte während einseitigem Krafttraining ein kleines Ausmass an Muskelaktivität auf der untrainierten Seite festgestellt werden. Diese minimalen Aktivitäten von motorischen Einheiten genügen aber nicht, um auf der untrainierten Seite muskuläre Anpassungen zu erzeugen. Demnach ist es schwer denkbar, dass signifikante muskuläre Anpassungen ohne nennenswerte Aktivität von motorischen Einheiten hervorgerufen werden (Carroll et al., 2006).

2.6.3 Nutzen der Cross Education in der Prävention und Rehabilitation

Der Cross Education Effekt kann eine entscheidende Rolle bei Verletzungen und der darauffolgenden Rehabilitation spielen. Die Immobilisation eines Gliedes oder Gelenkes ist oft Folge von muskuloskelettalen Verletzungen respektive deren Behandlung. Sowohl akute Verletzungen wie auch durch chronische Überlastung herbeigeführte Verletzungen erfordern eine Ruhigstellung. Populäre Sportarten wie Fussball, Handball, Basketball aber auch Alltags- und Arbeitsunfälle führen oftmals zu Verletzungen bei denen eine Immobilisation wichtig für einen optimalen Heilungsverlauf ist. Leider führen bereits kurze Phasen der Immobilisation zu einem Verlust der Funktionsfähigkeit und einer Kraftabnahme im betroffenen Glied, was sich in einer geringeren Leistungsfähigkeit im Sport und Alltag auswirkt. Die rasche Kraftabnahme nach einer nur kurzen Immobilisationsphase scheint ihren Ursprung in der Reduktion der kortikospinalen Aktivität zu haben, welche den inaktiven Muskel innervieren. Hortobágyi et al. (2000) konnten mittels Oberflächen Elektromyogramm (EMG) eine signifikante Reduktion der neuralen Aktivität in Folge einer 3-wöchigen Immobilisationsphase beobachten. Eine reduzierte Erregbarkeit der Motoneuronen scheint hingegen keine wesentliche Rolle zu spielen (Hendy et al., 2012). Durch ein Rehabilitationstraining wird versucht die verlorengegangene Funktion und Kraft wieder aufzubauen. Einseitiges Krafttraining mit dem gesunden Glied beugt möglicherweise dem Kraftverlust und der Atrophie auf der verletzten Seite vor, mittels des Krafttransfers zum inaktiven Muskel durch die Cross Education. Dabei spielen wohl die komplexen horizontalen interhemisphärischen Verbindungen eine wichtige Rolle. Der Krafttransfer konnte mehrfach in verschiedenen Studien belegt werden, jedoch unterscheiden sie sich hinsichtlich der Auswahl der Krafttrainingsmethode (Hendy et al., 2012). Sowohl isometrische, dynamische wie durch elektrische Stimulation hervorgerufene Muskelkontraktionen konnten einen Krafttransfer herbeiführen. Das Ausmass des Krafttransfers zur untrainierten Seite scheint immer proportional zum Kraftgewinn auf der trainierten Seite zu sein (Hortobágyi et al., 2003). Im Mittel kann beim untrainierten Bein eine Kraftzunahme gegen 8% respektive 35% des Kraftgewinns vom Trainingsbein erwartet werden. Exzentrisches Krafttraining wie auch intensives Krafttraining mit mindestens 60% der Maximalkraft bewirken den höchsten Krafttransfer (Carroll et al., 2006). Das Training mit der

dominanten Seite zeigt einen höheren Cross Education Effekt als das Training mit der nicht dominanten Seite. Beim Lernen motorischer Fähigkeiten hängt die Grösse des Cross Education Effekts von den Lernbedingungen und der Art der Aufgabe ab (Lee et al., 2010). Untersuchungen zur schnellen ballistischen Abduktion des Zeigefingers fanden auf der trainierten rechten Seite eine Verbesserung von 84%.-104%. Auf der untrainierten linken Seite wurde ein Zunahme von 54%-82% ermittelt (Carroll et al., 2008, Lee et al., 2010).

Farthing, Krentz, & Magnus (2009) zeigten, wie sich ein unilaterales Krafttraining auf die gegenüberliegende, immobilisierte Seite auswirkt. Dazu gipsten sie den einen Arm für drei Wochen ein, so dass die Muskelaktivität stark eingeschränkt wurde. Nach dem 3-wöchigen Krafttraining mit dem freien Arm der einen Gruppe wurde eine signifikante Kraftzunahme im trainierten Arm und keine Kraftveränderung im immobilisierten Arm nachgewiesen. Bei der zweiten Gruppe, welche mit dem freien Arm kein Krafttraining machte, wurde ein Kraftverlust von -14.7% im immobilisierten Arm festgestellt. Dies lässt die Annahme treffen, dass der Cross Education Effekt verantwortlich ist für die Aufrechterhaltung der Kraft im immobilisierten Arm, wobei das einseitige Krafttraining mit dem gegenüberliegenden, freien Arm vor einem Kraftverlust bewahrte. Womöglich lieferte das unilaterale Training einen genügend starken Stimulus zum kontralateralen motorischen System um der Muskelatrophie vorzubeugen. Allenfalls waren die Muskeln des immobilisierten Armes während dem einseitigen Training minimal aktiviert, was zwar keine Hypertrophie auslöste, aber genügt um der Atrophie entgegenzuwirken.

Die Kraftabnahme in der zweiten Gruppe geht nicht mit Änderungen der Muskelaktivität einher. Demnach befinden sich die neuronalen Mechanismen, die für die Kraftveränderung verantwortlich sind in höherer oder supraspinalen Regionen, wie die kortikospinalen Gebiete oder der Motorkortex (Farthing et al., 2009). Auch die Kraftzunahme im trainierten Bein in der ersten Gruppe hat ihre Ursache nicht in einem grossen Zuwachs des Muskelumfangs. Weder eine Veränderung der peripheren Muskelaktivität noch der Muskelgrösse konnten als Ursache ausgemacht werden. Daher liegt es nahe, dass spinale oder höher liegende neurale Mechanismen für die Kraftzunahme verantwortlich sind (Lagerquist et al., 2006).

Auch die Untersuchung von Shima et al. (2002) zum unilateralen Krafttraining erlaubt keine eindeutige Ursachenzuschreibung beim Cross Education Effekt. Schliesslich tendieren auch sie den Kraftzuwachs im trainierten und untrainierten Bein zentralen neuronalen Faktoren zuzuschreiben. Sie konnten einen signifikanten Anstieg in den Messungen mit dem integrierten Elektromyogramm (iEMG) ausmachen sowie eine Korrelation zwischen der individuellen prozentualen Änderung in der maximal willentlichen Kontraktion (MVC) und der iEMG feststellen. Die Zunahme der willentlichen Aktivität fand aber ohne eine Änderung der evozierten tetanischen und zuckenden Kontraktionen statt, welche den Level der Motoneuronen-Aktivität bei MVC misst. Dies lässt zentrale neuronale Faktoren als Ursache vermuten.

Durch welche neurale Faktoren die Cross Education zustande kommt, kann nicht abschliessend geklärt werden. In jedem Fall hilft sie bei der Aufrechterhaltung der Kraft im immobilisierten Bein, kann einer erneuten Verletzung vorbeugen und womöglich zu einem schnelleren Rehabilitationsverlauf beitragen.

3. Konkrete Fragestellung oder Hypothese

Aus den vorangehenden Kapiteln gehen folgende, wichtige Erkenntnisse für die Fragestellung hervor:

Mit einem mehrwöchigen Gleichgewichtstraining kann sowohl die Gleichgewichtsfähigkeit wie auch die Explosivkraft der unteren Extremität verbessert werden. Es wird eine Veränderung der neuralen Kontrolle vermutet, wobei eine Verlagerung der Bewegungskontrolle von kortikale in subkortikale Strukturen angenommen wird. Eine verbesserte inter- und intramuskuläre Koordination führt zum Anstieg der Explosivkraft. Die H/M ratio kann sich in Folge eines Gleichgewichtstrainings verringern. Als Ursache dafür wird vor allem eine Zunahme der präsynaptischen Hemmung vermutet. Der Transfer von einbeinig trainierter Gleichgewichtsfähigkeit wurde bisher nicht untersucht. Jedoch zeigen Studien über den Transfer von Kraft und motorischen Fähigkeiten, welche wie die Gleichgewichtsfähigkeit unter motorisches Lernen fallen, einen Anstieg der Kraft bzw. motorischen Fähigkeit auf der nicht trainierten Seite. Damit ist ein Transfer der einbeinig trainierten Gleichgewichtsfähigkeit auf die nicht trainierte Seite wahrscheinlich.

Aufgrund dieser theoretischen Ergebnisse ergeben sich die drei Hypothesen:

Hypothese 1:

Die Gleichgewichtsfähigkeit nimmt sowohl im trainierten wie im nicht trainierten Bein zu, wobei im nicht trainierten Bein die Zunahme geringer ausfallen wird.

Hypothese 2:

Die isometrische Explosivkraft nimmt sowohl im trainierten Bein wie im nicht trainierten Bein zu, wobei die Kraftzunahme auf der nicht trainierten Seite geringer ausfallen wird.

Hypothese 3:

Die H/M ratio nimmt im trainierten Bein wie im nicht trainierten Bein ab.

Die konkrete Fragestellung lautet:

Erzielt ein 4-wöchiges einbeiniges Gleichgewichtstraining im trainierten wie im nicht trainierten Bein eine Zunahme der Gleichgewichtsfähigkeit und Explosivkraft und eine Abnahme der H/M ratio?

4. Methodik

4.1 Probandenkollektiv

Für die vorliegende Gleichgewichtsstudie wurden 30 Personen, davon 22 Frauen und 8 Männer, rekrutiert. Das Durchschnittsalter lag bei 22 Jahren, wobei die jüngste 19 Jahre alt und die Älteste 37 Jahre alt war. Die Probanden waren alle Studenten der Universität Fribourg, ein Grossteil mit Hauptfach Psychologie. Ihre Trainingszustände variierten von tief bis gut, was dem angestrebten Kriterium „nicht zu sportliche Probanden“ entsprach. Da bei eher untrainierten Leuten die Gleichgewichtsfähigkeit nicht so stark ausgeprägt ist, sind grössere positive Auswirkungen des Gleichgewichts-trainings auf die gemessenen Kriterien zu erwarten. Vor der Teilnahme an der Studie unterzeichneten die Probanden die Einverständniserklärung und bestätigten, dass kein Ausschlusskriterium auf sie zutraf. Die Probanden wurden über mögliche Auswirkungen und Reaktionen der

Studie aufgeklärt. Ihnen war es jederzeit möglich aus der Studie auszusteigen. Die Studie wurde durch die Ethikkommission der Universität Fribourg genehmigt. Nachfolgend werden die anthropometrischen Daten der Probanden angegeben.

Tabelle 1: Beschreibung Probandenkollektiv

Probandenkollektiv	Mittelwert
Alter (Jahre)	22,31 +/- 3,3
Grösse (cm)	174,4 +/- 8.1
Körpergewicht (kg)	65,4 +/- 9.8
Geschlecht	weiblich: n = 22 männlich: n=8

Die 30 Probanden wurden randomisiert in eine Trainingsgruppe und in eine Kontrollgruppe mit je 15 Teilnehmern aufgeteilt. Alle Probanden behielten ihre Alltags- und Sportaktivitäten während des Studienverlaufs in gleichem Masse aufrecht wie bisher. Zudem wurden die Probanden der Trainingsgruppe einige Tage vor den Eintrittstesten mit dem Testverfahren vertraut gemacht. Sie machten erste Versuche auf den Testgeräten für die Messung der Gleichgewichtsfähigkeit sowie der Explosivkraft. Damit können Veränderungen im Posttest auf die Trainingsintervention zurückgeführt werden.

4.2 Datenerhebung

4.2.1 Gleichgewichtsmessungen

Zur Evaluierung der unilateralen Gleichgewichtsfähigkeit der Probanden wurden die Messverfahren auf dem Posturomed und der Kraftmessplatte angewendet.

4.2.1.1 Posturomed

Die Standstabilität wurde mit einer beweglichen Plattform (PosturomedTM) erfasst, die an vier Federn aufgehängt ist und so die dynamischen Translationsbewegungen, also die medio-lateralen (X-Achse) wie auch die anterior-posterioren (Y-Achse)

Bewegungen misst. Die vom Probanden ausgelösten Plattformbewegungen wurden sowohl auf der X-Achse wie auf der Y-Achse addiert, woraus schliesslich ein Millimeter genauer Wert (= Bewegungsweg) resultierte (Mueller et al., 2004)

Für die Messungen stand der Proband mit dem zu messenden Bein in die Mitte der beweglichen Plattform. Das Knie in leichter Beugstellung, die Hände in der Hüfte eingestützt und der Blick nach vorne gerichtet. Im ersten Test stand der Proband für 15 Sekunden so ruhig wie möglich auf der Plattform. Im zweiten Test wurde die Plattform mit einer Auslenkung von 2.5 cm arretiert. Nach Einnahme des Einbeinstandes wurde die Plattform nach einer gewissen Zeit freigegeben und dadurch in unvorhergesehene ruckartige mediale Schwingung versetzt. Unter diesen erschwerten Bedingungen galt es 10 Sekunden auf der Plattform stehen zu bleiben und die Plattform so schnell wie möglich in eine ruhige Position zu bringen. In beiden Testformen hatte der Proband 3 Versuche. Die Instruktion während beider Bedingungen war die folgende: „Bemühe Dich bitte die Plattformbewegungen während der Messungen so minimal wie möglich zu halten“.

4.2.1.2 Kraftmessplatte

Die Kraftmessplatte (OR6-7 force platform; Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, USA) misst die Druckpunktverteilung des Fusses (COP = „centre of pressure“) im Stand mit einer Aufnahmefrequenz von 25 Hz. Die Auslenkung des COP in anterior-posteriore wie auch medio-laterale Richtung wurde während 15 Sekunden Einbeinstand gemessen. Die gemessenen Daten/Signale wurden via DC-Einzug an den Computer weitergeleitet und mit dem Softwarepaket IMAGO gespeichert. Die Probanden hatten drei Versuche, woraus schliesslich der Mittelwert aller drei Versuche berechnet wurde. Die Instruktion vor der Messung war die folgende: „Bemühe Dich bitte Deine Körperbewegungen so minimal wie möglich zu halten, d. h. so ruhig wie möglich zu stehen“.

4.2.2 Isometrische Explosivkraft (RFD) Plantarflexion

Mit dem Kraftsensor (MC3A-500; Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, US) wurde die maximale Kraftentwicklung auf den Vorfuss während einer maximalen isometrisch gehaltenen Plantarflexion im Fussgelenk gemessen. Ausgangsposition der Messung war das Sitzen auf einem Tisch. Das zu messende Bein wurde in einer eigens dafür gebauten Konstruktion gestellt, so dass der Fuss

auf der Fussplatte auflag und Fussgelenks- und Kniegelenkwinkel 90° betrugen. Mit Gurten am Fussgelenk und über den Oberschenkel wurde das Bein in dieser Position fixiert. Das andere Bein hing frei in der Luft, die Hände wurden auf dem Gehäuse des Geräts platziert, um das Abstoßen mit den Händen auf der Tischplatte zu verhindern. Auf das Kommando der Versuchsleitung vollstreckten die Probanden eine schnellstmögliche, maximale Plantarflexion, die es 3-4 Sekunden zu halten galt. Die Instruktion vor den Messungen war die folgende: „Versuche bitte so schnell wie möglich Dein Kraftmaximum zu erreichen“.

Die jeweiligen Kraft-Zeit-Verläufe wurden als Analogsignale erfasst und verstärkt und einer A/D– Wandlerkarte zugeführt, wo sie mit einer Frequenz von 500Hz in digitaler Form an einen Computer zur Auswertung weitergeleitet wurden. Mit Hilfe des Softwarepakets „Imago“ wurde das Kraftsignal mit einem „Butterworth lowpass- Filter“ („cutoff Frequency“ 50 Hz) geglättet. Bei allen isometrischen Kontraktionen wurde die maximale Amplitude (isometrische Maximalkraft - MVC) und der maximale Anstieg (Explosivkraft - EXKmax) als Parameter der isometrischen Kraft-Zeit-Kurve festgelegt.

4.2.3 Periphere Nervenstimulation

Damit die spinale Erregbarkeit überprüft werden konnte, wurde der N. tibialis in der Kniekehle mit elektrischen Impulsen stimuliert. Bei richtiger Stimulationsstärke wurde dadurch der H-Reflex bzw. die M-Welle im M. soleus ausgelöst. Dazu wurde ein elektrischer Stimulator (Digitimer DS7, Digitimer Ltd, Hertfordshire, UK) genutzt. Ein einzelner elektrischer Stimulus dauerte 1ms (Rechtecksignal) und hatte eine Stärke zwischen 0mA und 100mA. Die Stimuli erfolgten mit einem Zeitabstand von 3.5 Sekunden. Vor dieser Stimulation wurde die Haut unterhalb der Kniescheibe und in der Kniekehle, wie in der EMG Messung beschrieben präpariert und etwas Elektrodengel zur besseren Leitfähigkeit aufgetragen. Unterhalb der Kniescheibe wurde die Anode (10*5cm) platziert und mit Klebestreifen befestigt. In der Kniekehle wurde mit der Kathode die ideale Position zur H-Reflexstimulation gesucht. Der Proband stand dabei im aufrechten Stand und gleicher Gewichtsverteilung auf dem linken und rechten Bein. Bei geringer Stimulationsstärke wurde die Kathode im Bereich der Kniekehle stets in kleinen Abständen verschoben bis die grosse Reflexamplitude des H-Reflexes ausgelöst wurde. Die Stelle wurde mit einem Stift

markiert und eine frische, ungebrauchte Kathode wurde mit wenig Elektrodengel darauf platziert. Die H-Reflexstimulation erfolgte auf drei unterschiedlichen Unterlagen im Einbeinstand, nämlich auf ebenem Untergrund, auf dem Posturomed und dem Therapiekreisel. Die grösste Reflexamplitude des H-Reflexes sowie die maximale M-Welle des M. soleus waren dabei die Zielmessgrössen. Begonnen wurde mit kleiner bis mittlerer Stimulationsintensität zur Auslösung des Hmax-Reflexes. Zur Auslösung der maximalen M-Welle waren stärkere Stimulationen im Bereich 20-60mA erforderlich, um die Motoaxone (Efferenzen) zu erregen und damit die direkte Muskelantwort im M. soleus auszulösen. Zur Erstellung der H/M Rekrutierungskurve waren ca. 30 Stimulationen erforderlich. Wichtig bei dieser Stimulation war, dass nicht auch der M. tibialis als Antagonist zum M. soleus angeregt wurde. Dies wurde erkennbar, wenn bei geringer Stimulationsstärke eine M-Welle in diesem Muskel ausgelöst wurde. Es wurden insgesamt drei H/M Rekrutierungskurven pro Bein aufgezeichnet, je eine Rekrutierungskurve wurde auf festem Boden, auf dem Posturomed und auf einem Therapiekreisel aufgezeichnet.

4.2.4 Muskelaktivitätsmessung (Elektromyographie)

Um die Aktivität eines Muskels zu messen wurde die nicht invasive Elektromyographie (EMG) angewendet. Es wurden die bipolaren Oberflächenelektromyogramme der drei Unterschenkelmuskeln, M. gastrocnemius, M. soleus, M. tibialis anterior, aufgezeichnet. Damit die Oberflächenelektroden (Blue Sensor P, Ambu A/S®, Ballerup, Denmark) an den richtigen Ableitungsstellen positioniert werden konnten, wurden die genannten Muskelbäuche während einer Muskelkontraktion ertastet. Diese Stellen wurden rasiert, die oberste Hautschicht mit einem Peelingsalbe behandelt und schliesslich desinfiziert. Dadurch wurden Schmutzpartikel und die Fette der obersten Haut entfernt, so dass die Ableitungsqualität weniger gestört wurde. Auf jeden präparierten Muskelbauch wurden zwei Oberflächenelektroden mit einem Abstand von ca. 2 cm geklebt. Auf die mediale Tibiakante wurde die Referenzelektrode geklebt. Dem Probanden wurde der Gurt mit den Elektrodenkabeln um die Hüfte gebunden und die Kabel an die Oberflächenelektroden angeheftet. Da dieses Messverfahren anfällig ist auf Störeinflüsse, d.h. es können leicht bewegungsbedingte Kabel-, Elektroden-, oder Hautbewegungsartefakte entstehen, wurden die Elektroden mit Klebestreifen an

mehreren Hautstellen befestigt. So wurde ihr Bewegungsspielraum deutlich reduziert. Vor dem Versuchsbeginn wurden die EMG Signale getestet indem der Proband die geforderten Muskelkontraktionen der genannten Muskeln ausführte. Damit konnte gleichzeitig kontrolliert werden, ob durch die Bewegung unerwünschte Artefakte ausgelöst wurden. Die EMG Messungen wurden in allen Testsituationen angewendet, damit die Muskelaktivitäten während den Aufgaben festgehalten werden konnten. Sämtliche EMG Daten wurden mit einem Vorverstärker 1000-fach vorverstärkt, mit einem Bandpassfilter (10-1000 Hz) geglättet und mit einer Samplingrate von 4kHz aufgezeichnet. Während der Messungen konnte das Roh-EMG jederzeit kontrolliert werden, um etwaige Störeinflüsse direkt zu detektieren. Das Programm Imago Record (LabView basiertes Programm) wurde verwendet, um die Daten offline auszuwerten.

4.3 Untersuchungsablauf

Alle Eintritts- und Austrittstests fanden im Labor der Bewegungs- und Sportwissenschaft der Universität Fribourg statt. Nach der Erläuterung des Testablaufes wurden die Probanden für die verschiedenen Tests vorbereitet. Dazu wurden ihnen an den vorgesehen Stellen am Unterschenkel Elektroden angeklebt und zur EMG Messung mit den Kabeln verbunden. Vor Beginn der Messungen zogen die Probanden die Schuhe aus, damit einheitliche Unterlagsbedingungen und damit Testbedingungen sichergestellt waren. Als Erstes galt es die optimale Position für die H-Reflex Stimulation zu finden. Nach dessen Festlegung folgten drei H-Reflexmessungen im Einbeinstand auf den drei unterschiedlichen Unterlagen (ebener Untergrund, Posturomed und Therapiekreisel). Die Probanden standen dabei im Einbeinstand auf der Unterlage, hatten die Hände in der Hüfte eingestützt und der Blick war nach vorne gerichtet. In dieser Position wurde alle 3.5 Sekunden ihr N. tibialis gereizt bis die grösste Amplitude des H-Reflex bzw. der M-Welle gefunden wurde. Wichtig dabei war, dass mehrere Stimulationsreize in der Nähe der grössten H-Reflexamplitude erfolgten.

Anschliessend absolvierten die Probanden drei Gleichgewichtstests, im oben beschriebenen Einbeinstand, mit EMG Messung, ohne Stimulation. Zum einen auf dem Posturomed ohne und mit Perturbation. Vor den effektiven Messungen hatten die Probanden einige Probeversuche, da sich die Probanden in der Regel sehr stark

während der ersten Versuche verbessern. Somit sollte ausgeschlossen werden, dass diese Verbesserungen die Ergebnisanalyse beeinflusste. Dann folgten zuerst 15 Sekunden Stehen im Einbeinstand, wobei es galt so ruhig wie möglich zu stehen. Als Zweites mussten die Probanden nach Auslösung der Perturbation ihre zuvor eingenommene Position im Einbeinstand in den darauffolgenden 10 Sekunden so ruhig wie möglich halten. In beiden Test's wurde der summierte Schwankungsweg auf der Y und X Achse aufgezeichnet. Zum anderen auf der Kraftmessplatte, auf der die Probanden 15 Sekunden im Einbeinstand stehen mussten. Dabei wurde die Druckpunktverteilung des Fusses aufgezeichnet. In jedem der drei beschriebenen Gleichgewichtstests hatten die Probanden 3 Versuche mit Pausen, um Ermüdungszustände zu vermeiden. Aus den drei gültigen Versuchen wurde der Mittelwert berechnet. Abschliessend folgte der Test der isometrischen Explosivkraft. Nach erfolgreichem Kommando streckten die Probanden ihr Fussgelenk so schnell wie möglich durch mit grösstmöglicher Kraftentwicklung auf den Vorderfuss. Diese Position galt es für 3-4 Sekunden zu halten. Mittels des Kraftsensors unter dem Vorderfuss wurde die „gedrückte Kraft“ in Newton gemessen. Aus drei Versuchen wurde der Beste als Testresultat verwendet.

4.4 Trainingsablauf

Die angeleiteten Trainings fanden im Salle de Fitness der Universität Fribourg statt. Die Probanden absolvierten über 4 Wochen viermal in der Woche eine Trainingseinheit von 25 Minuten. In einer Trainingseinheit trainierten die Probanden auf 5 verschiedenen instabilen Unterlagen (Fusskipfbrett, Matte, Luftkissen, Therapieinsel, Walze) ihr unilaterales Gleichgewicht.



Abbildung 13: Die fünf verschiedenen, instabilen Unterlagen im Gleichgewichtstraining

Auf jedem Gerät absolvierten sie 5 Serien à 20 Sekunden Balanceaktivität, dazwischen hatten sie 40 Sekunden Pause. Während dem aktiven Balancieren waren die Hände in die Hüfte eingestützt und der Blick nach vorne gerichtet. Jeder Proband trainierte in allen Trainingseinheiten immer „nur“ mit dem dominanten Bein, da vom dominanten auf das nicht dominante Bein ein höherer Transfer zu erwarten ist als umgekehrt. Die Probanden wählten das Bein, welches sie selbst als stärker und standfester einstufen, als ihr Trainingsbein. Wie bereits in den Tests führten die Probanden die Trainings ohne Schuhe, also in Socken oder Barfuss durch. Nach zwei Wochen Training wurde der Schwierigkeitsgrad erhöht, indem die Probanden versuchten während dem Balancieren auf den instabilen Unterlagen die Augen geschlossen zu halten.

4.5 Datenanalyse und Statistik

4.5.1 Gleichgewichts- und Explosivkrafttest

Der Einfluss des einseitigen Gleichgewichtstrainings wurde mit einem „allgemeinen linearen Modell“ (general linear model = GLM) mit den Zwischensubjektfaktoren „Gruppe“ (Trainingsgr. vs. Kontrollgr.) und den Innersubjektfaktoren „Zeit“ (pre vs. post) und „Bein“ (dominant vs. nicht-dominant) evaluiert [2 (Gruppe) * 2 (Zeit) * 2 (Bein)] analysiert. Dieser statistische Test wurde für die Bedingung im Einbeinstand mit Perturbation, ohne Perturbation auf dem Posturomed und im Einbeinstand auf KMP angewendet. Im Falle signifikanter F-Werte (F-Wert=p-Wert des GLM) wurden die signifikanten Unterschiede mittels Studentischem t-Test (zweiseitig, gepaart) mit Bonferroni Korrektur des Signifikanzniveaus für Mehrfachvergleiche genauer analysiert. Für den Explosivkrafttest wurden dieselben Zwischensubjektfaktoren und Innersubjektfaktoren analysiert und dieselben Auswertungsverfahren angewendet.

4.5.2 H-Reflex Messung

Die H-Reflexe und M-Welle werden als Verhältnis zwischen den jeweils maximalen Amplituden (H_{\max} bzw. M_{\max}) ausgegeben. Es wird folglich das Verhältnis von H_{\max} und M_{\max} gebildet - im Folgenden als H/M Ratios bezeichnet. Der Einfluss der Intervention auf die H/M Ratios wurde mit GLM bestimmt (siehe Übersicht) mit den Zwischensubjektfaktoren „Gruppe“ (Trainingsgr. vs. Kontrollgr.) und den

Innersubjektfaktoren „Zeit“ (pre vs. post), „Bein“ (dominant vs. Nicht dominant) und Bedingungen (fester Boden, Posturomed, Therapiekreisel) [Gruppe (2) * Zeit (2) * Bein (2) * Bedingung (3)] analysiert.

4.5.3 Messung der Muskelaktivität

Zur Evaluation der Muskelaktivität wurde der RMS (root mean square) Wert berechnet. Diese Analyse wurde für alle Bedingungen gemacht, um zu den funktionellen Anpassungen des Gleichgewichts auch potentielle Anpassungen der Muskelaktivität zu finden. Folglich wurde bei den Gleichgewichtsmessungen die Muskelaktivität während der gesamten Messung bestimmt. Darüber hinaus wurde diese Analyse auch für die H-Reflexmessungen eingesetzt, um den Einfluss des EMGs auf die H/M-ratios untersuchen zu können. Hierfür wurde das EMG in einem Zeitrahmen von 50ms bis 10ms vor der Stimulation untersucht. Störende Einflüsse auf die elektrischen Stimulationen können ausgeschlossen werden, wenn das Hintergrund-EMG keine Veränderungen zwischen den Bedingungen, respektive den Zeitpunkten zeigt. Der Einfluss der Intervention auf die Muskelaktivität wurde mit GLM bestimmt (siehe Übersicht) mit den Zwischensubjektfaktoren „Gruppe“ (Trainingsgr. vs. Kontrollgr.) und den Innersubjektfaktoren „Zeit“ (pre vs. post) und „Bein“ (dominant vs. Nicht dominant). [2 (Gruppe) * 2 (Zeit) * 2 (Bein)] analysiert.

Das Signifikanzniveau wurde bei allen Tests auf $p < 0.05$ festgelegt, $p < 0.01$ galt als hoch signifikant und $p = < 0.001$ als höchst signifikant. Alle statistischen Berechnungen wurden mit dem Statistikprogramm SPSS (IBM SPSS Statistics 20, IBM Corporation, Armonk, New York, USA) vorgenommen.

5. Ergebnisdarstellung

5.1 Gleichgewicht

5.1.1 Posturomed

Abbildung 14 zeigt, gab es bei beiden Gruppen eine sehr ähnliche Anpassung über die Zeit, wenn die Probanden auf dem Posturomed ohne Perturbation getestet wurden (Zeit * Gruppe Effekt: $F_{1;25} = 0.246$; $p = 0.624$). Beide Gruppen zeigten in der vorliegenden Studie starke Anpassungen des DL und nDL im Gleichgewicht, womit kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen über die Zeit zwischen den Beinen beobachtet werden konnte (Zeit * Gruppe * Bein Effekt: $F_{1;25} = 0.119$; $p = 0.733$).

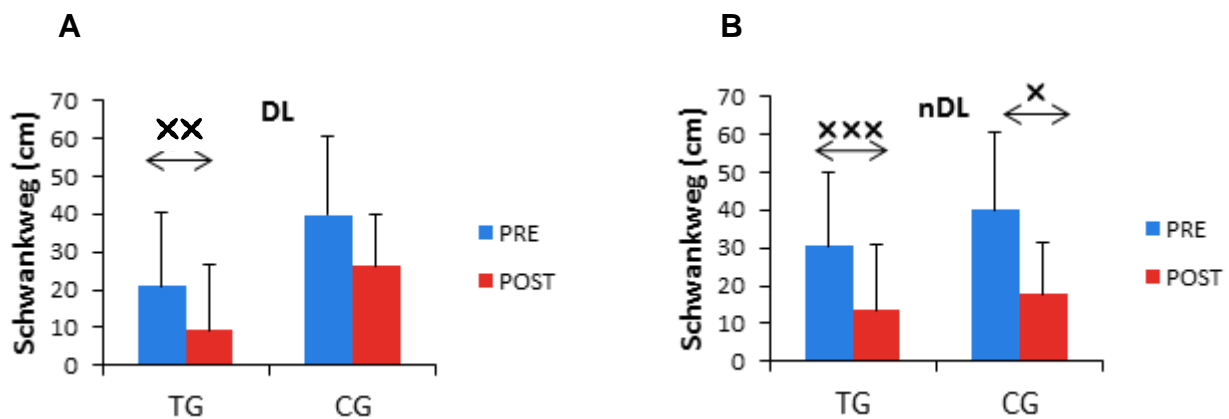


Abbildung 14: Schwankweg Posturomed ohne Perturbation

Grafik A lässt erkennen, dass der Schwankweg des dominanten Beines (DL) im Stand ohne Perturbation bei der Trainingsgruppe (TG) und der Kontrollgruppe (CG) abnimmt, wobei die Abnahme nur bei der TG hoch signifikant ($p = 0.01$) ausfällt (CG, $p = 0.09$). Das nicht dominante Bein (nDL) zeigt hingegen bei beiden Gruppen eine signifikante Abnahme des Schwankweges. Die TG erreicht eine höchst signifikante Verringerung ($p = 0.00$) und die CG eine signifikante Abnahme ($p = 0.03$) des Schwankweges ohne Perturbation. In Prozenten ausgedrückt nahm in der TG der Schwankweg des DL um 56.3% ab, jener des nDL verringerte sich um 55.9%, was einem kompletten Transfer entspricht.

Wie in Abbildung 15 zu sehen ist, gab es zwischen den beiden Gruppen eine starke Tendenz zu einer unterschiedlichen Anpassung über die Zeit, wenn die Probanden auf dem Posturomed mit Perturbation getestet wurden (Zeit * Gruppe Effekt: $F_{1;25} = 4.01$; $p = 0.056$). Interessanterweise zeigte die Kontrollgruppe in der vorliegenden Studie starke Anpassungen des nDL im Gleichgewicht, weshalb ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen über die Zeit zwischen den Beinen beobachtet werden konnte (Zeit * Gruppe * Bein Effekt: $F_{1;25} = 5.38$; $p = 0.029$).

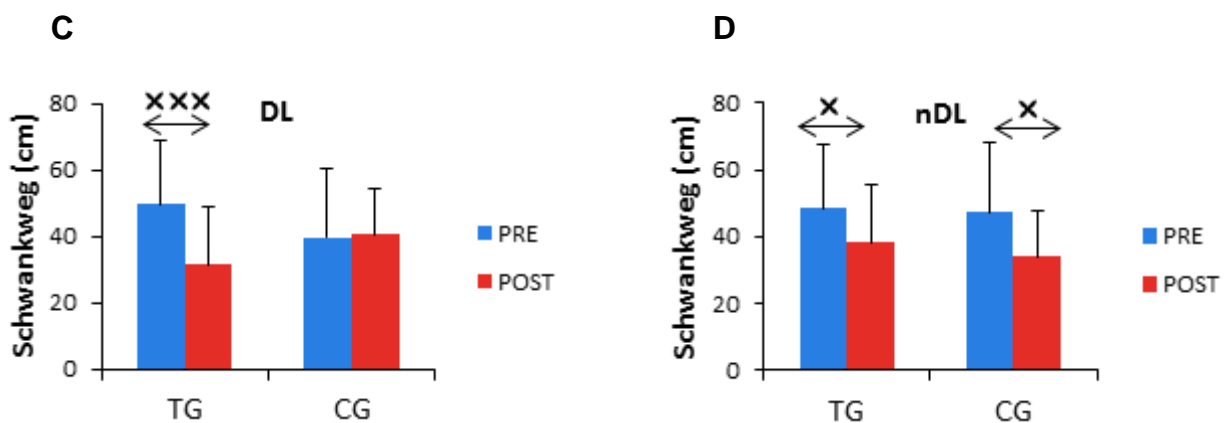


Abbildung 15: Schwankweg Posturomed mit Perturbation

In der Grafik C, welche den Schwankweg des dominanten Beines (DL) zeigt, ist bei der Trainingsgruppe (TG) eine höchst signifikante Abnahme des Schwankweges ($p = 0.0006$) zu beobachten. Bei der Kontrollgruppe (CG) hingegen veränderte sich der Schwankweg nicht. Deutlich erkennbar ist, dass die TG bei der Eingangsmessung einen grösseren Schwankweg zurücklegte als die CG. Beim nicht dominanten Bein (nDL), siehe Grafik D, nahm der Schwankweg sowohl bei der Trainingsgruppe ($p = 0.0162$) wie auch bei der Kontrollgruppe ($p = 0.0454$) signifikant ab. Es fand ein asymmetrischer Transfer vom DL (36.4%) auf das nDL (21.2%) statt.

5.1.2 Kraftmessplatte

Die auf der Kraftmessplatte bestimmten COP Auslenkungen von Eingangs- und Ausgangsmessung wiesen keine gruppenspezifischen Unterschiede über die Zeit auf (Zeit * Gruppe Effekt: $F_{2;26} = 0.014$; $p = 0.986$). In keiner der beiden Gruppen konnten signifikante Unterschiede der COP Auslenkungen beim Vergleich der Beine (DL und nDL) beobachtet werden, weshalb kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen über die Zeit zwischen den Beinen festzustellen war (Zeit * Gruppe * Bein Effekt: $F_{2;26} = 0.216$; $p = 0.807$).

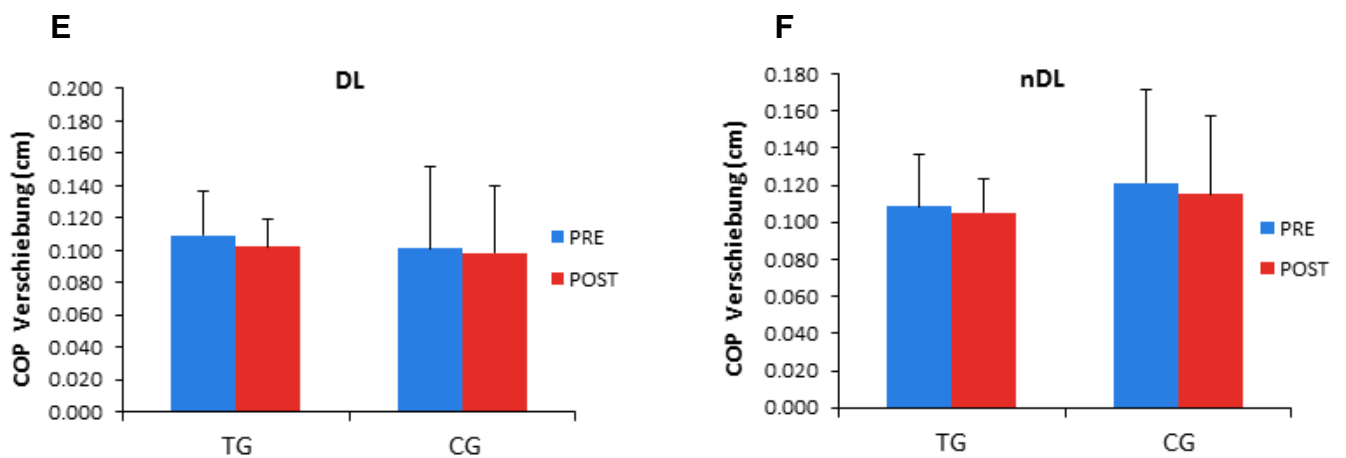


Abbildung 16: COP Verschiebung auf Kraftmessplatte

Beim Vergleich der Grafik E und F ist zu erkennen, dass das DL sowohl im Eintrittstest wie im Austrittstest eine geringere COP Verschiebung zeigte als das nDL. Beide Gruppen verzeichneten nach vier Wochen bei beiden Beinen eine leichte Abnahme der COP Auslenkung. Die Veränderungen fielen weder bei der TG (DL $p = 0.2$, nDL $p = 0.6$) noch bei der CG (DL $p = 0.9$, nDL $p = 0.6$) signifikant aus.

5.2 Explosivkraft

Abbildung 17 macht deutlich, dass die beiden Gruppen bei der maximalen, isometrischen Explosivkraft der Plantarflexion des Fusses eine ähnliche Anpassung über die Zeit erzielten, wodurch kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen über die Zeit beobachtet werden konnte (Zeit * Gruppe Effekt: $F_{1;25} = 1.094$; $p = 0.306$). Obschon die TG im Vergleich zur CG im DL und nDL eine sichtbare Verbesserung zeigte, ist kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen über die Zeit zwischen den Beinen festzustellen (Zeit * Gruppe * Bein Effekt: $F_{1;25} = 1.042$; $p = 0.317$).

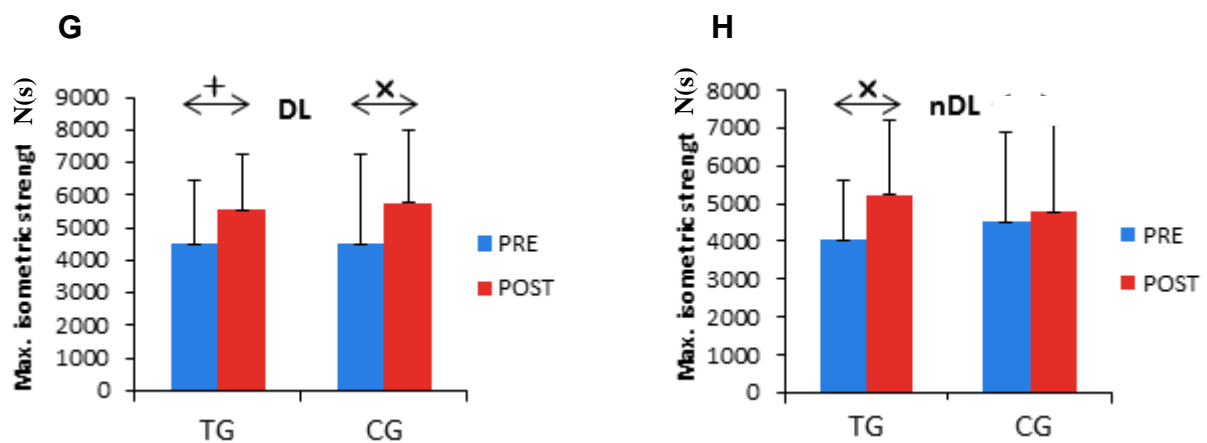


Abbildung 17: maximale isometrische Explosivkraft der Plantarflexion

Nach der 4-wöchigen Trainingsphase verbesserte sich die isometrische Explosivkraft (RFD) des DL der TG von 4505.78 N(s) auf 5552 N(s) ($p = 0.05$). und bei der CG ohne Training von 4506.11 N(s) auf 5751.89 N(s) ($p = 0.04$). Beim nDL verzeichnete nur die TG einen signifikanten Anstieg der isometrischen Maximalkraft, welche von 4033.63 N(s) auf 5234.01 ($p = 0.03$) stieg. Die CG verbesserte die RFD des nDL nur minimal von 4501.18 N(s) auf 4777.15N ($p = 0.6$). Die Resultate sprechen für einen asymmetrischen Transfer der Explosivkraft vom nDL (29%) auf das DL (23%).

5.3 H-Reflex- und Muskelaktivität

Wie die Abbildung 16 zeigt, fanden bei beiden Gruppen bei der H-Reflexstimulation nur minimale Anpassungen über die Zeit statt, weshalb kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen über die Zeit festzustellen war (Zeit * Gruppe Effekt: $F_{1;27} = 0.04$; $p = 0.836$). Sowohl bei den Beinen (DL und nDL) wie auch bei den drei Bedingungen (Boden, Posturomed und Therapiekreisel) zeigten die TG und CG kleinste Anpassungen. Daher konnte auch zwischen den Gruppen über die Zeit zwischen den Beinen bzw. den Bedingungen keine signifikanten Veränderungen beobachtet werden ((Zeit * Gruppe * Bein Effekt: $F_{1;27} = 1.53$; $p = 0.226$) (Zeit * Gruppe * Bedingung Effekt: $F_{2;54} = 0.74$; $p = .482$)).

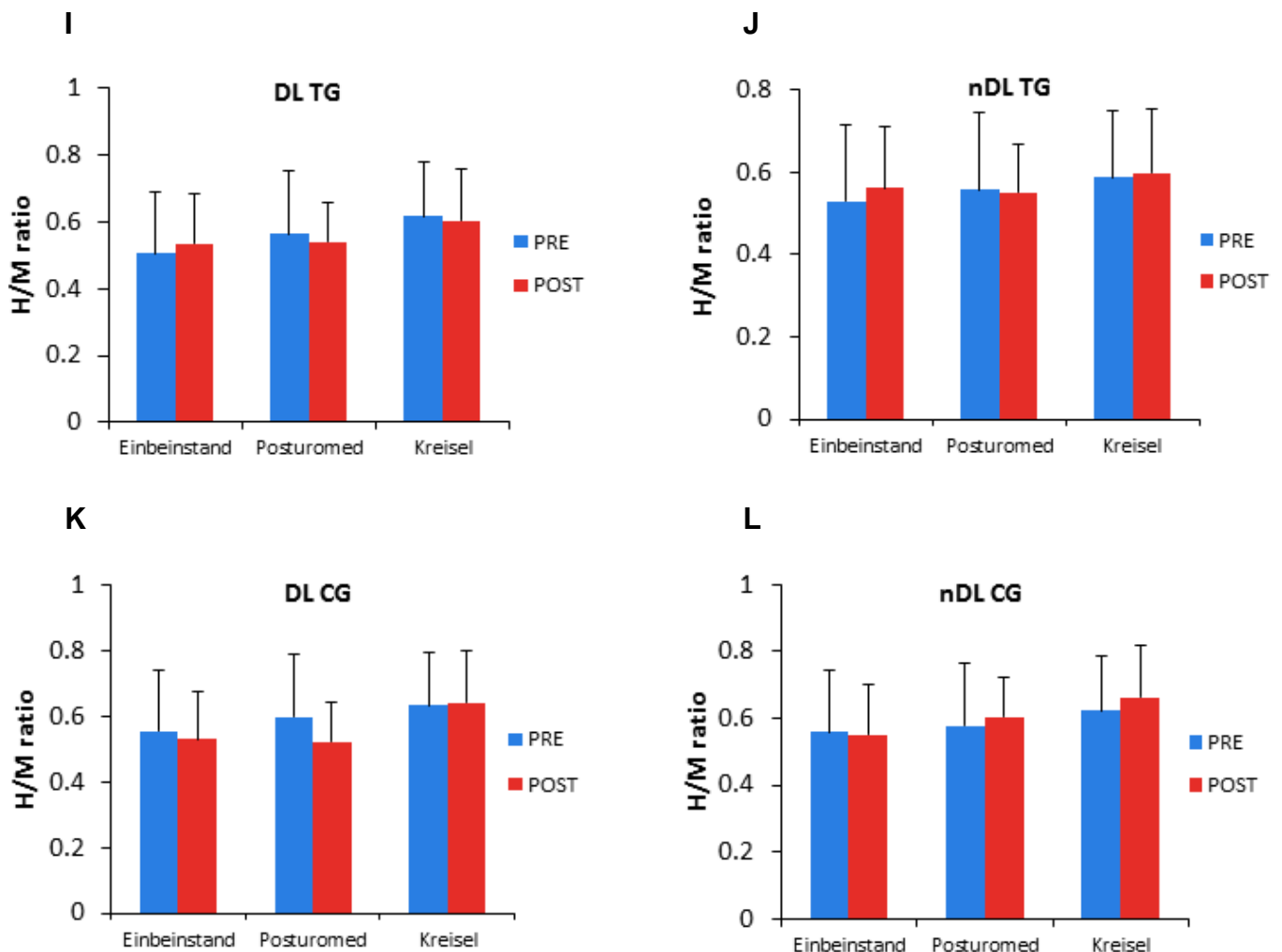


Abbildung 18: H/M ratios auf den drei verschiedenen Standbedingungen

Auf den Grafiken I und L sind die H/M ratios des DL und nDL der TG und CG zu sehen. Bei den Eingangsmessungen beider Gruppen und Beine ist zu erkennen, dass die H/M ratios auf festem Boden am kleinsten und auf dem Therapiekreisel am grössten waren. Je einfacher also die Bedingung war desto kleiner waren die H/M ratios. Bei den Ausgangsmessungen zeigt sich zwar ein ähnliches Bild, jedoch ist bei den Grafiken I-K ersichtlich, dass die H/M ratios auf festem Boden und auf dem Posturomed gleich ausgeprägt sind. Nur beim nDL der CG ist keine derartige Veränderung erkennbar. Die Veränderungen zwischen der Eingangs- und Ausgangsmessung der TG und CG fielen bei beiden Beinen (DL und NDL) bei keiner Bedingung signifikant aus.

Die Muskelaktivität wurde beim Gleichgewichtstests und der H-Reflexmessung auf dem Posturomed ausgewertet. Beim Gleichgewichtstest konnte weder im M. gastrocnemius, M. soleus noch im M. tibialis signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen über die Zeit zwischen den Beinen beobachtet werden ((Zeit * Gruppe * Bein Effekt: (soleus $F_{1;22} = 0.23$; $p = 0.88$) (gastrocnemius, $F_{1;22} = 2.288$; $p = 0.145$) (tibialis, $F_{1;22} = 1.44$; $p = 0.243$)).

Ein sehr ähnliches Bild zeigt sich bei der H-Reflexmessung auf dem Posturomed. Das EMG vom M. soleus, M. gastrocnemius und M. tibialis hat im Zeitfenster 50ms bis 10ms vor der Stimulation nicht verändert. Kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen über die Zeit zwischen den Beinen war festzustellen (Zeit * Gruppe * Bein Effekt: (soleus $F_{2;42} = 2.923$; $p = 0.065$) (gastrocnemius, $F_{2;42} = 1.564$; $p = 0.221$) (tibialis, $F_{2;42} = 1.216$; $p = 0.307$)).

Auf Grund des unveränderten EMGs wird auf eine Grafikdarstellung der Daten verzichtet.

6. Diskussion und Schlussfolgerung

Ziel dieser durchgeführten Studie war es den Einfluss von einem einseitigen Gleichgewichtstraining mit dem dominanten Bein auf die kontralaterale, sprich nicht trainierte Körperseite, also das nicht dominante Bein, zu untersuchen. Basierend auf dem vorausgehenden Wissensstand aus Kapitel 2 wurde bei der Trainingsgruppe eine Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit und Explosivkraft sowie eine Abnahme der H-Reflexaktivität im dominanten Bein (DL) wie im nicht dominanten Bein (nDL) erwartet. Eine Zunahme der Gleichgewichtsfähigkeit konnte im DL wie im nDL nachgewiesen werden. Bei der einfacheren Testbedingung (Posturomed ohne Perturbation) wurde im nDL eine signifikantere Zunahme der Gleichgewichtsfähigkeit erzielt als im DL. Hingegen wurde bei der schwierigeren Testbedingung (Posturomed mit Perturbation) im DL eine grössere Zunahme der Gleichgewichtsfähigkeit verzeichnet. Damit kann Hypothese 1 mehrheitlich bestätigt werden. Die Explosivkraft wurde im DL und nDL leicht verbessert, wobei das nDL eine etwas höhere Zunahme verzeichnete. Die zweite Hypothese lässt sich daher teilweise bestätigen. Eine proportionale Kraftzunahme vom DL auf das nDL wie von Tibor Hortobágyi et al. (2003) und Carroll et al. (2006) beobachtet, entspricht nicht den vorliegenden Studienresultaten. Die Kontrollgruppe (CG) verbesserte ihre Gleichgewichtsfähigkeit nur im nDL. Eine Zunahme der Explosivkraft verzeichnete die CG dagegen im DL. Da die Kontrollgruppe im Vergleich zur Trainingsgruppe keinen Informationstag hatte, an welchem sie mit den Testverfahren vertraut gemacht wurde, könnte ein Lerneffekt vom Eintritts- zum Austrittstest stattgefunden haben. Dies erklärt womöglich die verbesserten Testresultate der Kontrollgruppe im Austrittstest. Die Verbesserung der TG in Gleichgewichtsfähigkeit und Explosivkraft kann nicht einem Lerneffekt zugeschrieben werden. Sie probierten vor dem Eintrittstest die Gleichgewichtsteste und den Explosivkrafttest aus. Daher unterliegen die verbesserten Werte im Austrittstest vielmehr einem Trainingseffekt, herbeigeführt durch das 4-wöchige Gleichgewichtstraining. Eine Abnahme der H/M ratios wurde in der TG und CG weder im DL noch im nDL beobachtet, womit Hypothese 3 nicht bestätigt werden kann. Daher scheinen eher supraspinale und kortikale Zentren für die verbesserte Gleichgewichtsfähigkeit verantwortlich zu sein. Nachfolgend werden die Studienergebnisse zu Cross Education und Gleichgewicht, Cross Education und Explosivkraft sowie Cross Education und H-Reflexaktivität ausführlicher diskutiert.

6.1 Cross Education Gleichgewicht

In den drei Gleichgewichtsmessungen wurde in zwei Testen eine Gleichgewichtsverbesserung im DL und nDL festgestellt. Bei der Kraftmessplatte, welche auf Grund ihrer fixen Befestigung die einfachste Gleichgewichtsaufgabe darstellt, zeigten die Probanden keine Abnahme der COP Verschiebung. Eine Abnahme des Schwankweges wurde hingegen bei den zwei Testbedingungen auf dem Posturomed beobachtet. Im dominanten Bein zeigte sich bei der Bedingung mit Perturbation eine signifikantere Abnahme des Schwankweges als bei der Bedingung ohne Perturbation. Beim Vergleich der prozentualen Verbesserung wurde dagegen im Test ohne Perturbation die grössere Abnahme (-56%) als im Test mit Perturbation (-36%) erreicht. Erst bei den schwierigeren Standbedingungen erzielten die Probanden eine Verbesserung des Schwankweges. Bei der Betrachtung der Ergebnisse des dominanten Beines, fällt auf, dass je schwieriger die Standbedingung war desto signifikanter war die Abnahme des Schwankweges bzw. COP Verschiebung. Ähnliche Beobachtungen machten Taube et al. (2010). Sie stellten fest, dass die Probanden, welche zuvor ein 5-wöchiges Inlinetraining absolviert haben, bei zunehmend posturalen Anforderungen eine verbesserte Gleichgewichtsfähigkeit zeigten. Auch bei ihnen konnten sich die Probanden in den einfacheren Tests (Zweibeinstand auf Kraftmessplatte und Posturomed) nicht verbessern. Offenbar waren die einfachen Testbedingungen nicht dafür geeignet, um funktionell relevante Gleichgewichtsdefizite aufzudecken (Taube et al., 2010). Diese Annahme wird von Smithson, Morris & Iansek (1998) bestätigt, die bei Parkinson Patienten bei Anwendung einfacher Gleichgewichtstest keine verschlechterte Gleichgewichtsfähigkeit nachweisen konnten. Bei schwierigeren Standbedingungen zeigten die Patienten im Vergleich zu gesunden Personen eine deutlichere Abnahme der Gleichgewichtsfähigkeit. Die Autoren begründen die Resultate mit dem „Ceiling - Effekt“, welcher die mangelnde Sensitivität einfacher Testbedingungen beschreibt. Im Vergleich zu anderen Gleichgewichtsstudien mit sehr ähnlichen Trainingsbedingungen, ist in vorliegender Studie die Reduktion (Test ohne Perturbation) des Schwankweges um 56% hoch einzustufen. Gruber et al. (2007) stellte nach einem 4 wöchigen Gleichgewichtstraining eine Abnahme des Schwankweges von 42% auf dem Posturomed ohne Perturbation fest. Bei Taube et al. (2007a) reduzierte sich der Schwankweg um 28.6%. Bei der Testbedingung mit Perturbation verringerte das DL in vorliegender Studie den Schwankweg um 36%. Keller et al. (2012) erreichte

dagegen nach einem Slacklinetraining eine Reduktion des Schwankweges von 83%-136%. Da das Slacklinetraining eher der Testbedingung mit Perturbation entspricht, als das Gleichgewichtstraining auf instabilen Unterlagen, könnte dies der Grund für die unterschiedlich hohen Anpassungen sein. Das Slacklinetraining erfordert eine schnelle Reaktion auf unerwartete seitliche Störreize. Das Training auf instabilen Unterlagen verlangt eine Anpassung an eher langsamer eintretenden Standstörungen und es bleibt mehr Zeit darauf zu reagieren. Die Art des Trainings könnte also für die unterschiedlich prozentualen Anpassungen des Schwankweges im Test mit und ohne Perturbation verantwortlich sein.

Das nicht dominante Bein verzeichnete ohne Perturbation (-56%) sowohl eine signifikantere wie auch prozentual grössere Abnahme des Schwankweges als mit Perturbation (-21%). Ein Transfer der Gleichgewichtsfähigkeit hat also stattgefunden, wirkte sich bei den beiden Testbedingungen aber unterschiedlich hoch aus. Die Gleichgewichtsverbesserung im DL (56%) und im nDL (56%) entspricht einem kompletten Transfer. Bei der Testbedingung mit Perturbation ergab sich ein asymmetrischer Transfer vom DL (36%) auf das nDL (21%). Da es keine vergleichbaren Gleichgewichtsstudien zu Cross Education gibt, fällt eine Einordnung des Transfereffekts schwer. Laufer (2008) erzielten nach einem 3-tägigen einbeinigen Gleichgewichtstraining mit dem nicht dominanten Bein eine Reduktion der COP Verschiebung von 12.5% ($p = 0.01$). Auch das dominante untrainierte Bein verbesserte sich um 10% ($p = 0.04$). Sie fanden keinen Leistungsunterschied zwischen dem nDL und DL, was aber auch als einen beinahe kompletten Transfer der Gleichgewichtsfähigkeit erachtet werden kann. Diese Aussagen unterstützen die Annahmen von Carroll et al. (2006) wonach ein asymmetrischer Transfer vom trainierten auf das untrainierte Bein stattfindet, wenn mit dem dominanten Bein trainiert wird. Auch die Resultate von Lee et al., (2010) und Carroll et al. (2008) zum Transfer der ballistischen Abduktion des Zeigefingers zeigten nach dem Training mit der dominanten Seite einen asymmetrischen Transfer auf die untrainierten Seite (Verbesserung 54-82%). Damit ist nicht geklärt, weshalb in den beiden Testbedingungen ein unterschiedliches Transferverhalten stattgefunden hat. Auffallend ist, dass beim Eintrittstest ohne Perturbation der Schwankweg beim nDL ($M = 30.63$) ein Drittel höher war als beim DL ($M = 20.96$). Im Austrittstest lagen die Schwankwege der beiden Beine näher beieinander (nDL: $M = 13.52$, DL: $M = 9.18$).

Da mit dem DL im Eintrittstest bereits ein relativ kleiner Schwankweg zurückgelegt wurde, war der Verbesserungsspielraum nach unten im Vergleich zum nDL wesentlich kleiner. Demnach sind die deutlich unterschiedlich grossen Schwankwege im Eintrittstest eine mögliche Erklärung für die gleich grosse prozentuale Verbesserung des nDL und DL im Test ohne Perturbation.

Die Auswahl des Trainingsbeins hat möglicherweise dazu beigetragen, dass die prozentuale Anpassung im DL und nDL im Test ohne Perturbation sehr ähnlich ausfiel. Die Probanden bestimmten nach eigenem Erfahrungs- und Einschätzungswert ihr standstabileres Bein, welches in Folge als Trainingsbein genutzt wurde. 11 Probanden wählten das rechte Bein und 4 Probanden entschieden sich für das linke Bein. Bei Untersuchungen zum Cross Education Effekt wäre es, wie bereits erwähnt, wichtig mit dem dominanten Bein zu trainieren, da ein grösserer Transfereffekt auf das untrainierte Bein erwartet wird. Wie sich bei der Auswertung der Daten zeigte (siehe Tabelle 2), lagen nicht alle Probanden richtig mit ihrer Selbsteinschätzung. Drei Probanden (Nr. 1, 14 und 22) haben sich für das falsche Bein entschieden. Dies war sowohl im Eintrittstest mit und ohne Perturbation zu sehen.

Tabelle 2: *Vergleich der Schwankwege und Explosivkraft im dominanten und nicht dominanten Bein (rot = nicht dominantes Bein erzielte besseren Wert)*

	Proband	ohne Perturbation		mit Perturbation		Explosivkraft	
		Eintritt	Austritt	Eintritt	Austritt	Eintritt	Austritt
rechts	2	11.5617	6.0607	1.0667	2.41	-687.19	210.64
	4	10.1017	4.0077	-18.2807	-5.93	254.03	-735.21
	5	0.8807	10.7015	-32.9750	21.83	598.72	1355.69
	7	7.8203	3.9100	22.3118	14.43	-1794.22	-717.90
	8	28.9670	-0.7167	-33.0400	12.51	2604.19	849.60
	11	22.3523	-0.5213	5.7353	8.28	335.33	544.56
	14	-0.1957	4.7213	-17.2190	1.14	1518.25	1510.83
	17	43.8580	33.5287	3.3393	44.31	-810.35	182.42
	20	2.7047	-7.1647	37.2080	17.01	-311.51	232.18
	28	18.6970	13.0007	10.1663	7.59	1906.04	-712.00
	30	48.3223	8.3413	8.4393	-0.18	2291.44	726.94
links	1	-3.0307	3.3233	-22.5820	-9.06	2318.46	-1609.80
	3	13.0317	-7.8527	10.5083	-23.13	33.96	1428.27
	19	-30.9550	-3.2790	24.6007	-1.34	-1783.94	178.87
	22	-29.1070	-2.9977	-16.5593	9.51	609.09	1324.66

Bei fünf weiteren Probanden deutete jeweils nur ein Test die falsche Wahl des Trainingsbeines an. Insgesamt kann nur 4 Probanden (Nrn. 2, 7, 17, 28) die eindeutig richtige Wahl des Trainingsbeins zugeschrieben werden. Bei den Probanden Nrn. 5, 11, 20, 30 deutet sich die richtige Wahl (nur ein negativer Wert) zumindest an und bei den Nr. 4, 8, 3 und 19 lässt sich keine Tendenz auf eine Seite feststellen. Anhand dieser Beobachtungen ist eine Definierung des standstabileren Beines und damit des dominanten Beines eher schwierig. In den meisten anderen Gleichgewichtsstudien, wie bspw. Gruber et al.(2007), trainierten alle Probanden mit dem rechten Bein. Da in diesen Studien das Interesse nicht dem Cross Education Effekt galt, sondern lediglich der Verbesserung des Trainingsbeins, war es weniger massgebend, ob mit dem dominanten oder nicht dominanten Bein trainiert wird.

Bei anderen Aufgaben scheint eine Zuordnung des dominanten Beines einfacher. Die Studien von Stöckel et al. (2007) und Vogel (2010) zur Treff- und Präzisionsicherheit im Basketball und Faustball mit Rechtshändern ergaben, dass Aufgaben mit hohen Anforderungen an die Orientierung, Koordination und Präzision zuerst mit der nicht dominanten Seite geübt werden sollten, da sie von der nicht dominanten linken Seite auf die dominante rechte Seite einen höheren Transfereffekt feststellten. Morris (2008) machte eine Untersuchung zum Effekt von Cross Education beim motorischen Training der unteren Extremität. Dabei galt es durch Plantarflexion und Dorsalextension sowie Inversion und Eversion mit dem Fussgelenk den Cursor auf einem Monitor zu steuern. Personen, welche mit dem linken Fuss trainiert hatten, erzielten einen Cross Education Effekt. Ihre Ergebnisse begründen sie damit, dass die rechte Hemisphäre, welche die linke Körperseite steuert, für die Verarbeitung und Steuerung räumlicher Anordnungen verantwortlich ist und damit bei solchen Aufgaben die dominante Rolle einnimmt. In Studien zu Krafttraining wird meistens die rechte Seite für das Training genutzt (Farthing et al., 2009, Hortobágyi et al., 2003, Fimland et al., 2009). Shima et al. (2002) wählten das Trainingsbein für das Krafttraining der Plantarflexion zufällig aus, dabei trainierten 5 mit dem rechten und 4 mit dem linken Bein. Auch sie erzielte einen Cross Education Effekt auf das untrainierte Bein. Da mehrere Probanden in vorliegender Studie die falsche Wahl des Trainingsbeins trafen, entspricht dies eher dem Auswahlverfahren von Shima et al. (2002).

Bei Betrachtung der erzielten Werte in den Gleichgewichtstesten und der Explosivkraftmessung in Tabelle 1 kann eine weitere interessante Beobachtung gemacht werden. Drei Probanden (Nr. 2, 7, 17), welche mit der Wahl ihres Trainingsbeines richtig lagen, zeigten im Eintrittstest der Explosivkraft einen negativen Wert. Dadurch kann vermutet werden, dass ihr standstabileres Bein nicht unbedingt ihr stärkeres (Kraft) Bein ist. Auch Proband Nr. 22 zeigte dieses Verhalten. Er lag bei der Wahl seines Trainingsbeines falsch, aber erzielte bei der Explosivkraftmessung positive Werte.

Für die verbesserten Gleichgewichtsfähigkeit sind wahrscheinlich Veränderungen in subkortikalen und/ oder kortikalen Zentren verantwortlich. Die spinale Reflexaktivität scheint nicht dafür verantwortlich zu sein (weiter siehe Kapitel 6.3). Auf Grund fehlender Messung kortikaler Aktivität können keine Aussagen über die Vorgänge der Cross Education gemacht werden. Da die H-Reflexmessung keine veränderte spinale Aktivität feststellen konnte und das EMG eine unveränderte Muskelaktivität zeigte, sind Vorgänge in kortikalen und subkortikalen Zentren denkbar. Mit Hilfe von TMS Messungen könnte die kortikale Aktivität geprüft werden und Aussagen über deren Beteiligung bei der Cross Education der Gleichgewichtsfähigkeit gemacht werden.

Klar ist, dass ein Gleichgewichtstraining eine präventive und rehabilitative Wirkung haben kann. Die Mechanismen zur Verletzungsprävention sind weitgehend ungeklärt. Für Taube (2012) ist ein Feed- forward- Mechanismus die wahrscheinlichste Erklärung. Er nimmt an, „dass sich postural trainierte Personen durch eine generell optimierte Bewegungsausführung auszeichnen, die von vornherein verhindert, dass kritische, d. h. risikoreiche Gelenkpositionen eingenommen werden.“ Auch kann, wie nachfolgend erläutert, durch ein Gleichgewichtstraining eine verbesserte Explosivkraft erzielt werden, was auch der Verletzungsprophylaxe dient.

6.2 Cross Education Explosivkraft

Die Explosivkraft(RFD_{max}) hat sich sowohl im dominanten Bein ($p = 0.05$) wie im nicht dominanten Bein signifikant verbessert ($p = 0.04$). Der Vergleich zwischen dem DL (23%) und dem nDL (29%) zeigt zudem eine grössere prozentuale Steigerung der Explosivkraft im nDL. Bei Gruber et al. (2007) wurde bei maximaler isometrischer Plantarflexion im Trainingsbein eine Zunahme der RFD_{max} von 5% erreicht. Auch in den Beinextensoren stellte Markus Gruber & Gollhofer (2004) eine signifikante Zunahme der RFD_{max} fest. Sie fanden einen Anstieg der RFD_{max} zu Beginn der muskulären Aktivität (0-30ms und 0-50ms nach Beginn der EMG Messung). In der durchgeführten Studie erfolgte bei der Auswertung der Kraft-Zeit-Kurven keine Unterteilung nach Zeitintervallen. Daher kann keine Aussage darüber gemacht werden, in welchem Zeitintervall die RFD_{max} angestiegen ist.

Die EMG Messung von Gruber et al. (2007) zeigte eine erhöhte Aktivität von SOL und GAS zu Beginn der Kontraktion. Für den Kraftanstieg vermuten sie neurale Anpassungen auf dem Level der einzelnen Motoneurone, wie bspw. eine frühere Rekrutierung der motorischen Einheiten, eine höhere Feuerungsfrequenz der Motoneurone oder eine bessere Synchronisation der motorischen Einheiten. Die Auswertung der EMG Daten der gegenwärtigen Studie hat während der Gleichgewichtsmessung auf dem Posturomed keine veränderte Muskelaktivität von SOL, GAS und TIB aufdeckt. Daher wird eine veränderte Muskelaktivität auch bei der Explosivkraftmessung eher ausgeschlossen, womit über die Annahmen von Gruber et al. (2007) nur spekuliert werden können. Bei den Eingangs- und Ausgangsmessungen die EMG Oberflächenelektroden zwar auf dieselben Muskelbäuche platziert wurden, besteht keine Sicherheit, dass jeweils in beiden Messungen die Muskelaktivität desselben Sets an motorischen Einheiten gemessen hat. Sogar bei gleicher Platzierung der Elektrode ändert sich das gemessene Set der motorischen Einheiten konstant (Konrad, 2005). So ist es gut möglich, dass ähnliche Anpassungen wie bei Gruber et al. (2007) stattgefunden haben, diese aber nicht aufgedeckt wurden.

Die Ursache für die gesteigerte Explosivkraft nach Gleichgewichtstraining könnte eine verbesserte kortikale Ansteuerung der Muskulatur sein. Taube et al. (2008) glauben, „dass die während des Gleichgewichtstrainings angesprochenen synaptischen Nervenbahnen zur fußgelenksumgreifenden Muskulatur im Training

gestärkt werden und diese Trainingsanpassung anschließend auch in willkürlichen Kontraktionen ausgenutzt werden kann.“

Im Vergleich zu vorliegenden Resultaten fanden Taube et al. (2007b) nach einem 6-wöchigen einbeinigen Gleichgewichtstraining keine Verbesserung der Explosivkraft der Beinextensoren. Sie wählten für ihre Studie sportliche junge Elite Athleten aus, welche sich in einem sehr guten Trainingszustand befanden. In vorliegender Studie entsprach die Probandenauswahl dem Kriterium „nicht zu sportlich“. Zwar stellte sich während der Test- und Trainingsphase heraus, dass mehr als die Hälfte der Probanden regelmässig Sport treibt und andere sich kaum sportlich betätigen. Dennoch konnte die maximale Explosivkraft verbessert werden, was für die Auswahl „nicht zu sportlicher“ Probanden spricht.

Wie zuvor erwähnt, hat die Explosivkraft im nDL um 29% zugenommen, womit ein Cross Education Effekt erzielt wurde. In mehreren Studien zu Cross Education und unilateralem Krafttraining wurde im untrainierten Bein ein Kraftgewinn von rund 8% festgestellt. (Carroll et al., 2006, Farthing et al., 2009, Munn, Herbert, & Gandevia, 2004). Shima et al. (2002) erreichte nach einem 6-wöchigen Krafttraining der Plantarflexion eine Zunahme von 6.6% im trainierten Bein und 8.9% im untrainierten Bein (isometrische maximale Kontraktion). Der erzielte Wert in vorliegender Studie scheint damit eher hoch ausgefallen zu sein. Ausserdem hat ein asymmetrischer Transfer vom nDL auf das nDL stattgefunden, was gegen die meisten der bisherigen Beobachtungen spricht, wobei Shima et al. (2002) eine Ausnahme darstellen. Munn et al. (2004) machte die Kraftzunahme auf der kontralateralen, untrainierten Seite abhängig vom Kraftzuwachs auf der trainierten, ipsilateralen Seite, was nicht bestätigt werden kann. Eindeutige Ursachen für die grössere Kraftzunahme auf der untrainierten Seite können an dieser Stelle nicht genannt werden. Eine bessere Definierung und anschliessendes Training mit dem kraftdominanteren Bein hätten womöglich andere Resultate ergeben. Da das dominante Bein aber anhand der Gleichgewichtsfähigkeit bestimmt wurde, war dies nicht möglich.

Auch im Falle des Transfers der Explosivkraft können keine Aussagen über die Vorgänge der Cross Education Mechanismen getroffen werden. Dazu wären weitere Untersuchungen zur kortikalen Aktivität erforderlich.

Die Verbesserung der Explosivkraft kann sowohl zur Leistungsverbesserung von sportlichen Aktivitäten beitragen wie auch das Sturzrisiko, insbesondere bei älteren Leuten, verringern (Granacher et al., 2010).

6.3 H-Reflex

In vorliegender Studie wurden keine veränderte H/M ratios gemessen. Die verbesserte Gleichgewichtsfähigkeit ist demnach nicht Folge einer reduzierten spinalen Reflexaktivität. Die Ursache könnte in einer verminderten kortikalen Erregbarkeit liegen (Beck et al., 2007). Dabei erhöhen die subkortikalen Strukturen, wie Kleinhirn und Basalganglien ihren Beitrag zur Bewegungskontrolle womit eine zunehmende Automatisierung der Gleichgewichtskontrolle erreicht wird (Taube et al., 2008). Im Falle vorliegender Studien fehlen Messdaten zur kortikalen Aktivität, weshalb diese Aussagen nur vermutet werden können. Da aber die spinale Reflexaktivität unverändert war, müssen in den anderen Strukturen Anpassungen stattgefunden haben. Bisher sprechen nur indirekte Nachweise für eine subkortikale Plastizität und die zunehmende Bedeutung von Kleinhirn und Basalganglien bei der Automatisierung von Bewegungen (Taube et al., 2007b). Laufer (2008) konnte bei einem Gleichgewichtstraining und gleichzeitigem Lösen schwieriger, kognitiver Aufgaben eine verbesserte Standstabilität feststellen. Er führt dies auf die zunehmende Fokussierung auf die kognitive Aufgabe und eine zunehmende Automatisierung der Gleichgewichtsaufgabe zurück.

Eine Beeinflussung der H/M ratios in den Eintrittsmessungen durch den teils hohen Nervositätspegel der Probanden kann nicht ganz ausgeschlossen werden.

Viele der 30 Probanden waren vor Beginn der peripheren Nervenstimulation sehr nervös. Sie fühlten sie unwohl und kamen leicht ins Schwitzen. So musste vor allem bei der Suche nach N. tibialis teilweise eine Pause eingelegt werden. Bei drei Versuchspersonen war es gar unmöglich eine H-Reflexmessung durchzuführen, weil sie über Schwindel oder gar Übelkeit klagten. Diese Symptome zeigten die Probanden nur im Eintrittstest. Im Austrittstest waren die Probanden viel entspannter, da sie wussten, wie sich die Nervenstimulation anfühlt. Es traten keine der zuvor genannten Symptome mehr auf. Die aufgetretene Nervosität der Probanden im Eintrittstest könnte die spinale Reflexaktivität und damit die gemessenen H/M ratios beeinflusst haben. Sibley et al. (2007) konnte beim Stehen auf einer hohen Plattform

eine reduzierte H-Reflex Amplitude im M. soleus feststellen. Als Ursache sahen sie den Stand am Rand der Plattform, welche zu einer erhöhten Haltungsängstlichkeit führte. Eine veränderte reziproke Hemmung wurde ausgeschlossen, dafür wurde eine kortikal gesteuerte Einflussnahme der präsynaptischen Hemmung auf die spinale Kontrolle vermutet. Es bleibt ungeklärt, ob der Nervositätszustand der Probanden ähnliche Auswirkungen auf die gemessenen H/M ratios hatte, kann aber nicht ausgeschlossen werden. Eine H-Reflexstimulation im Vorfeld der Eintrittsteste hätte sicherlich zu einer Entspannung in der Testsituation beigetragen und derartige Einflüsse minimieren können.

7. Zusammenfassung und Ausblick

Der Transfer der einseitig trainierten Gleichgewichtsfähigkeit auf die untrainierte Seite konnte in dieser Studie erstmals aufgezeigt werden. Ebenso die beidseits vergrößerte Explosivkraft, welche durch das einseitige Gleichgewichtstraining herbeigeführt wurde. Dabei bleibt ungeklärt welche neuronalen Anpassungen zu diesen Verbesserungen im dominanten Bein geführt haben. Die spinale Reflexaktivität war unverändert, weshalb Anpassungen in supraspinalen und kortikalen Zentren anzunehmen sind. Auch bleibt ungewiss welche Vorgänge zum Cross Education Effekt beigetragen haben.

Die positiven Resultate unterstützen den vielfach belegten, präventiven und rehabilitativen Charakter eines Gleichgewichtstrainings. Die gewonnene Erkenntnis, dass ein Gleichgewichtstraining nicht nur auf der trainierten sondern auch auf der untrainierten Seite eine bessere Gleichgewichtskontrolle und Explosivkraft erzielen kann, könnte in vielen sportlichen und rehabilitativen Institutionen eine sinnvolle Trainingsintervention darstellen. Um den tatsächlichen Effekt eines einseitigen Gleichgewichtstrainings auf die verletzte oder gar immobilisierte Seite aufzudecken, sind weiterführende Studien erforderlich. Dazu wäre ein Probandenkollektiv mit einem identischen oder sehr ähnlichen Verletzungsbild nötig. Nur so könnten effektive Aussagen darüber gemacht werden, ob trotz verletzten Strukturen ein Cross Education Effekt stattfindet. Idealerweise käme es sogar zu einem schnelleren Heilungsverlauf, da dank Cross Education ein geringeres muskuläres und funktionelles Defizit auf der verletzten Seite auftreten würde.

8. Literaturverzeichnis

- Aagaard, P., Simonsen, E., Andersen, J., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *Journal of applied physiology*, 92(6), 2309–18.
- Bawa, P. (1981). Neural development in children: a neurophysiological study. Electroencephalography. *Clinical Neurophysiology*, 52 (4), 249-256
- Beck, S., Taube, W., Gruber, M., Amtage, F., Gollhofer, a, & Schubert, M. (2007). Task-specific changes in motor evoked potentials of lower limb muscles after different training interventions. *Brain research*, 1179, 51–60.
- Bickel, H., Claus, R., Frank R., Gropengiesser, H., Haala, G., Knauer, B., Kronberg, I., Lichtner, H.-D., Loth, U., Schweizer, J., Sommermann, U., Ströhla, G., Tischer, w., Wichert, G. (2001). *Natura*. 2. Auflage. Zug: Klett und Balmer
- Bloem, BR., Valkenburg, VV., Slabbekoorn, M., et al. (2001). The multiple tasks test. Strategies in Parkinson's disease. *Experimental Brain Research*, 137 (3-4), 478-86
- Bove, M., Trompetto, C., Abbruzzese, G. & Schieppati, M.(2006). The posture-related interaction between Ia-afferent and descending input on the spinal reflex excitability in humans. *Neuroscience Letters*, 397, 301–306
- Burleigh, A., Horak, F. (1996). Influence of instruction, prediction, and afferent sensory information on the postural organization of step initiation. *Journal of Neurophysiology*, 75, 1619–1628
- Caraffa, A., Cerulli, G., Proietti, M., Aisa, G. (1996). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 4, 19-21.
- Carroll, T., Herbert, R., Munn, J., Lee, M., & Gandevia, S. C. (2006). Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. *Journal of applied physiology*, 101(5), 1514–22.
- Carroll, T., Lee, M., Hsu, M., & Sayde, J. (2008). Unilateral practice of a ballistic movement causes bilateral increases in performance and corticospinal excitability. *Journal of applied physiology*, 104(6), 1656–64.
- Deetjen, P. Speckmann, E.-J. & Hescheler, J. (2004). *Physiologie*, 4. Auflage ed. München: Urban und Fischer
- Dettmers, C., Fink, GR., Lemon, RN. et al. (1995). Relation between cerebral activity and force in the motor areas of the human brain. *Journal of Neurophysiology*, 74 (2), 802 15
- Dietz, V., Horstmann, G., Berger, W. (1988) Involvement of different receptors in the regulation of human posture. *Neuroscience Letters*, 94, 82-87
- Diener, HC., Dichgans, J., Guschlbauer, B., Mau, H. (1984). The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain Research*; 296, 103–9.

- Diener, HC., Ackermann, H., Dichgans, J., Guschlbauer, B. (1985). Medium- and long latency responses to displacements of the ankle joint in patients with spinal and central lesions. *Electroencephalography Clinical Neurophysiology*, 60, 407–416
- Diener, HC., Dichgans, J., Guschlbauer, B., Bacher, M. & Langenbach, P. (1989). Disturbances of motor preparation in basal ganglia and cerebellar disorders. *Progress Brain Research*, 80, 481–8.
- Earles DR., Koceja, DM. & Shively, CW. (2000). Environmental changes in soleus H-reflex excitability in young and elderly subjects. *International Journal Neuroscience* 105: 1–13
- Farthing, J., Krentz, J., & Magnus, C. (2009). Strength training the free limb attenuates strength loss during unilateral immobilization. *Journal of applied physiology*, 106(3), 830–6.
- Fimland, M., Helgerud, J., Solstad, G., Iversen, V. M., Leivseth, G., & Hoff, J. (2009). Neural adaptations underlying cross-education after unilateral strength training. *European journal of applied physiology*, 107(6), 723–30.
- Foudriat, B.A., Di Fabio, R.P. & Anderson, J.H. (1993). Sensory organization of balance responses in children 3-6 years of age: a normative study with diagnostic implications. *International Journal Pediatric Otorhinolaryngology*, 27 (3), 255-271
- Freeman, M., Dean, M., & Hanham, I. (1965). The etiology and prevention of functional instability an the foot. *The Journal of bone and joint surgery*, 678–685.
- Gisler-Hofmann, T. (2008). Plastizität und Training der sensomotorischen Systeme. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 56 (4), 137–149.
- Gordon, J. (1991). Spinal mechanisms of motor coordination. In Kandel, E.R, Schwartz, J.H. & Jessel, T.M (eds.). *Principles of Neural Science*, 581-595. London
- Granacher, U., Gollhofer, A. & Strass, D (2006). Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Journal of Gait and Posture*, 24, 459–466.
- Granacher, U., Gruber, M., Strass, D. & Gollhofer, A. (2007). The impact of sensorimotor training in elderly men on maximal and explosive force production capacity. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 58(12), 446–451.
- Granacher, U.; Strass, D. & Gollhofer, A. (2008). Effect of aging on power output and functional reflex activity. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 40(5), 87–88
- Granacher, U., Gollhofer A., Zahner L. (2010). Kraft und posturale Kontrolle im Alter: Auswirkungen von Training, in: Zahner, L., Steiner, R. (Hg.): Kräftig altern: Fachhandbuch „Die positiven Effekte von Muskeltraining in der 3. Lebensphase, 1. Auflage, Karlsruhe, 7-30.
- Granacher, U. (2012). Effects of balance training and resistance training in children, adolescents and seniors. *Sportwissenschaft*, 42(1), 17-29

- Griffin, L., Agel, J., Albohm, MJ., Arendt, EA., Dick, RW., Garrett, WE., Garrick, JG., Hewett, TE., Huston, L., Ireland, ML., Johnson, RJ., Kibler, WB., Lephart, S., Lewis, JL., Lindenfeld, TN., Mandelbaum, BR., Marchak, P., Teitz, CC., Wojtys, EM. (2000) Non- contact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *Journal of American Academy Orthopaedic Surgery* ,8,141–150
- 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.
- Gruber, M., Taube, W., Gollhofer, A., Beck, S., Amtage, F. & Schubert, M. (2007). Training-specific adaptations of H- and stretch reflexes in human soleus muscle. *Journal of motor behavior*, 39(1), 68–78.
- Gruber, M., Gruber B.H., S., Taube, W., Schubert, M., Beck, S. & Gollhofer, A. (2007). Differential Effects of ballistic versus seonsorimotor training on rate of force. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(1), 274–282.
- Hegner, J. (2007). *Training fundiert erklärt. Handbuch der Trainingslehre*. 2. Auflage. BASPO: Ingold
- Heitkamp, H., Horstmann, T., Mayer, F., Weller, J. & Dickhuth, H. H. (2001). Gain in strength and muscular balance after balance training. *International journal of sports medicine*.
- Hendy, A., Spittle, M., & Kidgell, D. (2012). Cross education and immobilisation: mechanisms and implications for injury rehabilitation. *Journal of science and medicine in sport*, 15(2), 94–101.
- Hewett, TE., Lindenfeld, TN., Riccobene, JV., Noyes, FR. (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 27, 699-706.
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements : adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 1369–1381.
- Horak, F.B., Diener, H.C. & Nashner, L.M. (1989). Influence of central set on human postural responses. *Journal of Neurophysiology* 62, 841–853.
- Hortobágyi, T., Dempsey, L., Fraser, D., Zheng, D., Hamilton, G., Lambert, J., & Dohm, L. (2000). Changes in muscle strength, muscle fibre size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans. *The Journal of physiology*, 524 (1), 293–304.
- Hortobágyi, T., Taylor, J., Petersen, N., Russell, G., & Gandevia, S. C. (2003). Changes in segmental and motor cortical output with contralateral muscle contractions and altered sensory inputs in humans. *Journal of neurophysiology*, 90(4), 2451–9.
- Hu, M.H.; Woollacott, M.H. (1994). Multisensory training of standing balance in older adults: II. Kinematic and electromyographic postural responses. *Journal of Gerontology*, 49(2), M62-M71

- Hüfner, K., Binetti, C., Hamilton, D.A., Stephan, T., Flanagan, V.L., Linn, J., Labudda, K., Markowitsch, H., Glasauer, S., Jahn, K., Strupp, M. & Brandt, T. (2011). Structural and functional plasticity of the hippocampal formation in professional dancers and slackliners. *Hippocampus*, 21, 855-865
- Hyndman, D., Ashburn, A. (2003). People with stroke living in the community: Attention deficits, balance, ADL ability and falls. *Disability and Rehabilitation Journal*, 25, 817-822.
- Jacobs, J., & Horak, F. (2007). Cortical control of postural responses. *Journal of neural transmission*, 114(10), 1339-48.
- Janssen, K., Van Mechelen, W., & Verhagen, E. (2011). Ankles back in randomized controlled trial (ABrCt): braces versus neuromuscular exercises for the secondary prevention of ankle sprains. Design of a randomised controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 12(1), 210.
- Katz, R., Meunier, S., Pierrot-Deseilligny, E. (1988). Changes in presynaptic inhibition of Ia fibres in man while standing. *Brain Research Journal*, 111, 417-37
- Keller, M., Pfusterschmied, J., Buchecker, M., Müller, E., & Taube, W. (2012). Improved postural control after slackline training is accompanied by reduced H-reflexes. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 22(4), 471-7.
- Konrad, P. (2005). *EMG-FIBEL. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesologische Elektromyographie*. Köln
- Lagerquist, O., Zehr, E. P., & Docherty, D. (2006). Increased spinal reflex excitability is not associated with neural plasticity underlying the cross-education effect. *Journal of applied physiology*, 100(1), 83-90.
- Laube, W., Anders, C., Angleitner, C., Blümel, G., Kannenberg, A., Schaible, H.-G., Schlumberger, A. & Weiss, T. (2009). *Sensomotorisches System. Physiologisches Detailwissen für Physiotherapeuten*. Stuttgart: Thieme
- Laufer, Y. (2008). Effect of cognitive demand during training on acquisition, retention and transfer of a postural skill. *Human movement science*, 27(1), 126-41.
- Lee, M., & Carroll, T. J. (2007). Cross education: possible mechanisms for the contralateral effects of unilateral resistance training. *Sports medicine*, 37(1), 1-14.
- Lee, M., Hinder, M. R., Gandevia, S. C., & Carroll, T. J. (2010). The ipsilateral motor cortex contributes to cross-limb transfer of performance gains after ballistic motor practice. *The Journal of physiology*, 588(1), 201-12.
- Lephart, S.M., Fu, F.H. (2000). *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability. Champaign-Urbana, Ill: Human Kinetics Inc.*
- 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, 22-28
- Magnus, R. (1926). Physiology of posture. *Lancet neurology*, 11, 531-585

- McKeon, P. O., & Hertel, J. (2008). Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part II: is balance training clinically effective? *Journal of athletic training*, 43(3), 305–15.
- Morris, T., Newby, N.A., Wininger, M. & Craelius, W. (2008). Inter-limb transfer of learned ankle movements. *Experimental Brain Research*, 192(1), 33–42
- Muellbacher, W., Facchini, S., Boroojerdi, B. & Hallett, M. (2000). Changes in motor cortex excitability during ipsilateral hand muscle activation in humans. *Clinical Neurophysiology*, 111 (2): 344-9
- Mueller, O., Gunther, M., Krauss, I. & Horstmann, T. (2004). Physical characterization of the therapeutic device Postur- omed as a measuring device – presentation of a procedure to characterize balancing ability. *Biomedical Technician*, 49, 56–60.
- Munn, J., Herbert, R. D., & Gandevia, S. C. (2004). Contralateral effects of unilateral resistance training: a meta-analysis. *Journal of applied physiology*, 96(5), 1861–6.
- Myklebust, G., Engebretsen, L., Braekken, I.H., Skjølberg, A., Olsen, O.E., Bahr, R. (2003). Prevention of ACL injuries in female team handball players, a prospective intervention study over three seasons. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 13, 71-8.
- Mynark, R. & Koceja, D. (2001). Effects of age on the spinal stretch reflex. *Journal of Applied Biomechanics*, 17, 188–203.
- Mynark, R., & Koceja, D. (2002). Down training of the elderly soleus H reflex with the use of a spinally induced balance perturbation. *Journal of applied physiology*, 93(1), 127–33.
- Nair, P., Hornby ,G., & Behrman, A. (2012). Minimal Detectable Change for Spatial and Temporal Measurements of Gait After Incomplete Spinal Cord Injury. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 18(3), 273–281.
- Nashner, L.M. (1976). Adapting Reflexes Controlling the Human Posture. *Experimental Brain Research*, 26, 59-72
- Nielsen, J., Crone, C., Hultborn, H. (1993). H-reflexes are smaller in dancers from The Royal Danish Ballet than in well-trained athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 66,116–121
- Nielsen, J. & Kagamihara, Y. (1993). The regulation of presynaptic inhibition during co contraction of antagonistic muscles in man. *Journal of Physiology*, 464, 575-593
- Norrie, R.G., Maki, B.E., Staines, W.R., McIlroy, W.E. (2002). The time course of attention shifts following perturbation of upright stance. *Journal of Experimental Brain Research* 146, 315–321
- Ouchi, Y., Okada, H., Yoshikawa, E., Nobezawa, S., & Futatsubashi, M. (1999). Brain activation during maintenance of standing postures in humans. *Brain : a journal of neurology*, 122 (2), 329–38.
- Palmieri, R., Ingersoll, C., & Hoffman, M. (2004). The Hoffmann Reflex : Methodologic, considerations and applications for use in Sports Medicine an Athletic Training. *Journal of athletic training*, 39(3), 268–277.

- Peters, JW., Trevino, SG. & Renstrom, PA. (1991). Chronic lateral ankle instability. *Foot Ankle*, 12, 182–191
- Petersen, W., Braun, C., Bock, W., Schmidt, K., Weimann, A., Drescher, W., Eiling, E., Stange, R., Fuchs, T., Hedderich, J. & Zantop, T. (2005). A controlled prospective case control study of a prevention training program in female team handball players: the German experience. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 125(9), 614–21.
- Petersen, W., Liebau, C., Brüggemann, G.-P., Ellermann, A., Best, R., Koppenburg, A., Rembitzki, I.V. (2010). Phasenadaptierte Therapie akuter Bandverletzungen des Sprunggelenks beim Sportler. *Sportorthopädie - Sporttraumatologie*, 26 (4), 254-260
- Puttemans, V., Wenderoth, N., & Swinnen, S. (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), 4270–8.
- Reichert, H. (2000). *Neurobiologie*. 2., neubearbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart: Thieme
- Rosenbaum, D. (2004). Therapie bei chronischer Instabilität der lateralen Kollateralbänder. In: Jerosch J., Heisel J., Imhoff A.B. (2004). *Fortbildung Orthopädie, Traumatologie* 9. Darmstadt: Steinkopff Verlag.
- Schieppati, M. (1987). The Hoffmann Reflex: A means of assessing spinal reflex excitability and its descending control in man. *Progress in Neurobiology*, 56 (4) 345–376
- Schmidt, R., Lang, F. & Heckmann, M. (2010). *Physiologie des Menschen, mit Pathophysiologie*. 31., überarbeitete und aktualisierte Auflage. Heidelberg: Springer.
- Schmidt, F., Schaible, H.G. (2006). *Neuro- und Sinnesphysiologie*. 5. Auflage. Heidelberg: Springer
- Schneider, C., & Capaday, C. (2003). Progressive adaptation of the soleus H-reflex with daily training at walking backward. *Journal of neurophysiology*, 89(2), 648–56.
- Schubert, M., Curt, A., Colombo, G., Berger, W. & Dietz, V. (1999). Voluntary control of human gait: conditioning of magnetically evoked motor responses in a precision stepping task. *Journal of Experimental Brain Research*, 126, 583–588
- Sherrington CS. (1910). Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. *Journal of Physiology*, 40, 28–121
- Shima, N., Ishida, K., Katayama, K., Morotome, Y., Sato, Y., & Miyamura, M. (2002). Cross education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining. *European Journal of Applied Physiology*, 86(4), 287–294.
- Silbernagel, S. & Despopoulos, A. (2003). *Taschenatlas der Physiologie*. 6., korrigierte Auflage. Stuttgart: Thieme
- Sibley, K., Carpenter, M., Perry, J., & Frank, J. (2007). Effects of postural anxiety on the soleus H-reflex. *Human movement science*, 26(1), 103–12.

- Silverthorn D.U. (2009). *Physiologie*. 4., aktualisierte Auflage. Pearson Education. Deutschland
- Smithson, F., Morris, M., & Iansek, R. (1998). Performance on Clinical Tests of Balance in Parkinson's Disease. *Physical therapy*, 78, 577–592.
- Solopova, IA., Kazennikov, OV., Deniskina, NB., Levik, YS., Ivanenko, YP. (2003). Postural instability enhances motor responses to transcranial magnetic stimulation in humans. *Journal of Neuroscience Letters*, 337, 25-28
- Stedman, A., Davey, NJ., Ellaway, PH. (1998). Facilitation of human first dorsal interosseous muscle responses to transcranial magnetic stimulation during voluntary contraction of the contralateral homonymous muscle. *Journal Muscle and Nerve*, 21, 1033–1039
- Stöckel, T., Hartmann, C., Weigelt, M. (2007). Reihenfolgeeffekte für das Erlernen komplexer sportmotorischer Fertigkeiten auf beiden Körperseiten. Eine Basketballuntersuchung bei Schulkindern. *Zeitschrift für Sportpsychologie*, 4 (3), 130-135. Göttingen: Hogrefe
- Strens, L., Fogelson, N., Shanahan, P., Rothwell, J. C., & Brown, P. (2003). The Ipsilateral Human Motor Cortex Can Functionally Compensate for Acute Contralateral Motor Cortex Dysfunction, 13, 1201–1205.
- 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), 420–9.
- Taube, W., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., Gollhofer, A., & Schubert, M. (2007a). Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiologica*, 189(4), 347–358.
- Taube, W., Kullmann, N., Leukel, C., Kurz, O., Amtage, F., & Gollhofer, A. (2007b). Differential reflex adaptations following sensorimotor and strength training in young elite athletes. *International journal of sports medicine*, 28(12), 999–1005.
- Taube, W., Gruber, M., & Gollhofer A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta physiologica*, 193(2), 101–16.
- Taube, W., Bracht, D., Besemer, C., & Gollhofer, A. (2010). Einfluss eines Inline-Trainings auf die Gleichgewichtsfähigkeit älterer Personen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 61 (2), 45–51.
- Taube, W. (2012). Neuronale Mechanismen der posturalen Kontrolle und der Einfluss von Gleichgewichtstraining, 13, 1–9.
- Teitz, C. (2000). Video analysis of ACL injuries. In: Griffin LY (ed) Prevention of noncontact ACL injuries. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Rosemont, USA
- Topp, H., Askling, C. (1988). Effects of ankle disk training on muscular strength and postural control. *Clinical Biomechanics*, 3, 88–91
- Verhagen, E., van der Beek, A., Twisk, J., Bouter, L., Bahr, R., Van Mechelen, W. (2004). The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: a prospective controlled trial. *American Journal of Sports Medicine*, 32, 1385–1393

Visser, J., & Bloem, B. (2005). Role of the basal ganglia in balance control. *Neural plasticity*, 12(2-3), 161–74

Vogel, S. (2010). Eine Studie zur Untersuchung von Reihenfolge- und Transfereffekten bei der Aneignung eines präzisen Faustballangriffsschlags. Universität Leipzig, Sportwissenschaftliche Fakultät, Institut für allgemeine Bewegungs- und Trainingswissenschaft.

Wedderkopp, N., Kaltoft, M., Lundgaard, B., Rosendahl, M., Froberg, K. (1999). Prevention of injuries in young female players in European team handball. A prospective intervention study. *Scandinavian Journal of Medicine Science Sports*, 9, 41-7.

Zehr, E. (2002). Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *European journal of applied physiology*, 86(6), 455–68.

9. Danksagung

Bei der Erstellung dieser Arbeit wurde ich von vielen lieben Menschen unterstützt, für deren Hilfsbereitschaft, Motivation und Interesse ich sehr dankbar bin.

Als Erstes möchte ich Jan Stähli, meinem Studienkollegen, danken. Gemeinsam verbrachten wir viele Stunden im Labor, durchliefen Hochs und Tiefs, teilten Freud und Leid und trieben uns zu Höchstleistungen an.

Auch Martin Keller gebührt selben Dank. Er war immer zur Stelle, wenn wir Hilfe brauchten, bot Unterstützung an allen Ecken und Enden, hielt die Motivation hoch und sorgte für eine gute Stimmung. Grosser Dank kommt auch Prof. Dr. Wolfgang Taube zu. Ohne seine Ideengebung und Offenheit wäre diese Arbeit nicht realisierbar gewesen. Einen sehr wichtigen und essentiellen Beitrag trugen unsere 30 Probanden zum Gelingen der Arbeit bei. Ihr Engagement und ihre Zuverlässigkeit waren sehr gewinnbringend für die Arbeit. Abschliessend möchte ich meiner Familie danken, die mich während dem Studium jeder Zeit unterstützte und mir bei der Realisierung meiner Ziele stets eine Hilfe ist.

Persönliche Erklärung

„Ich versichere, dass ich die Arbeit selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt habe. Alle Stellen, die wörtlich oder sinngemäss aus Veröffentlichungen oder aus anderweitigen fremden Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht.“

Ort, Datum

Unterschrift

Urheberrechtserklärung

„Die Unterzeichnende anerkennt, dass die vorliegende Arbeit ein Bestandteil der Ausbildung, Einheit Bewegungs- und Sportwissenschaften der Universität Freiburg ist. Sie überträgt deshalb sämtliche Urhebernutzungsrechte (dies beinhaltet insbesondere das Recht zur Veröffentlichung oder zu anderer kommerzieller unentgeltlicher Nutzung) an die Universität Freiburg.“

Die Universität darf dieses Recht nur im Einverständnis der Unterzeichnenden auf Dritte übertragen.

Finanzielle Ansprüche der Unterzeichnenden entstehen aus dieser Regelung keine.

Ort, Datum

Unterschrift