

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 Freiburg

Stähli Jan

Referent: Prof. Dr. Taube Wolfgang

Ko - Referent: Keller Martin

Juni 2013

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	2
Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	4
Abkürzungsverzeichnis	5
Zusammenfassung	6
1. Einleitung	7
1.1 Organisation des Gleichgewichts	9
1.1.1 Motorische Zentren.....	10
1.1.2 Spinale Reflexmechanismen.....	14
1.1.3 Der Hoffmann-Reflex (H-Reflex)	22
1.2 Auswirkungen von Gleichgewichtstraining	25
1.2.1 Spinale und supraspinale Anpassungen an Gleichgewichtstraining .	26
1.2.2 Auswirkung von Gleichgewichtstraining auf die Explosivkraft.....	28
1.3 Cross-Education.....	32
1.4 Hypothesen	36
2. Methoden	37
2.1 Probanden	37
2.2 Untersuchungsdesign	38
2.3 Messmethoden	39
2.3.1 Muskelaktivitätsmessung / Elektromyographie	39
2.3.2 Periphere Nervenstimulation	39
2.3.3 Gleichgewichtsmessungen	40
2.3.4 Isometrische Explosivkraft.....	41

2.4 Untersuchungsablauf	42
2.5 Datenanalyse und Statistik.....	44
2.5.1 Gleichgewichts- und Explosivkrafttest	44
2.5.2 H-Reflex Messung.....	44
2.5.3 Messung der Muskelaktivität	45
3. Resultate	46
3.1 Gleichgewicht	46
3.1.1 Posturomed	46
3.1.2 Kraftmessplatte.....	48
3.2 Explosivkraft	49
3.3 H-Reflex- und Muskelaktivität.....	50
4. Diskussion und Schlussfolgerung	52
Literaturverzeichnis	59
Danksagung	63
Persönliche Erklärung	64
Urheberrechtserklärung	65

Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildung 1: Die motorischen Systeme (Schmidt et al. 2010, S.161).....	10
Abbildung 2: Reflexbogen.....	14
Abbildung 3: Muskeldehnungsreflex (Markworth 2006, S.104)	15
Abbildung 4: Bahnung und Hemmung spinaler Reflexe (Schmidt et al. 2010, S. 137).....	18
Abbildung 5 : Präsynaptische Hemmung (Schmidt et al. 2010, S. 85)	20
Abbildung 6: Auslösung und Rekrutierungskurve des H-Reflex (Schmidt et al. 2010, S. 133).....	23
Abbildung 7: „Vereinfachte Darstellung neuronale Anpassungsreaktionen nach Gleichgewichtstraining.“ (Taube 2012 S.6)	27
Abbildung 8: Die drei Hauptformen der Kraft (Weineck 2007, S.372)	29
Abbildung 9: Kraft-Zeit Kurve mit ihren charakteristischen Kernwerten bei maximaler isometrischer Kontraktion (Weineck 2007, S.374)	30
Abbildung 10: Vereinfachte Darstellung Erklärung für cross-education.	34
Abbildung 11: Das einbeinige SMT (Taube 2012, S. 1)	38
Abbildung 12: Posturomed	40
Abbildung 13: Schwankweg Posturomed ohne Perturbation.....	45
Abbildung 14: Schwankweg Posturomed mit Perturbation.....	46
Abbildung 15: COP Verschiebung auf Kraftmessplatte.....	47
Abbildung 16 : Maximale isometrische Explosivkraft der Plantarflexion.....	48
Abbildung 17: H/M-ratios auf den drei verschiedenen Standbedingungen.....	49
Tabelle 1: Probandenkollektiv	37

Abkürzungsverzeichnis

SMT	Sensomotorisches Training
ZNS	Zentralnervensystem
M.	Muskel
H-Reflex	Hoffmann-Reflex
COP	Centre of pressure
EMG	Elektromyogramm
EPSP	Exzitatorische postsynaptisches Potential
TG	Trainingsgruppe
CG	Kontrollgruppe
DL	Dominantes Bein
nDL	Nicht dominantes Bein
POST	Nachher
PRE	Vorher
SD	Standartabweichung

Zusammenfassung

Der Vorteil von Gleichgewichtstraining sowie dessen Auswirkungen sind vielfältig. Einerseits kann man das Training ohne grossen materiellen Aufwand und in jedem Alterssegment durchführen. Andererseits sind neben der verbesserten postularen Kontrolle noch andere positive Auswirkungen bekannt, wie die Leistungssteigerung der Explosiv- und Sprungkraft oder die Sturzprävention. Es konnte zwar eine spinale Hemmung der Reflexe nachgewiesen werden; wie die motorische Kontrolle angepasst wird und wie die neurologischen Veränderungen genau aussehen - diese Forschungsfragen sind weitgehend noch ungeklärt. Die vorliegende Arbeit geht der Frage nach, ob nach einem einseitigen Gleichgewichtstraining des stärkeren Beines eine Anpassung bei beiden Beinen festzustellen ist. Die spinale Erregbarkeit wurde durch die Messung des H-Reflexes untersucht und die Gleichgewichtsfähigkeit auf dem Posturomed gemessen. Durch einseitiges Training wird der Effekt von cross-education auch untersucht. Die Studie umfasst eine Trainingsgruppe (n=15), welche vier Wochen an jeweils drei bis vier Einheiten trainierte, sowie eine Kontrollgruppe derselben Grösse. Bei den Studenten der Trainingsgruppe konnte nach dem vierwöchigen sensomotorischen Gleichgewichtstraining eine verbesserte Gleichgewichtsfähigkeit festgestellt werden. Aus den Messungen im Bereich der Explosivkraft können keine eindeutigen Schlüsse gezogen werden, da eine Steigerung bei der Trainings-, wie auch der Kontrollgruppe verzeichnet wurde. Keine Adaption ging aus den Messungen des H-Reflexes hervor. Da signifikante Veränderung bei der Gleichgewichtsfähigkeit gemessen werden konnten, geht aus dieser Studie hervor, dass sich das sensomotorische Gleichgewichtstraining zur Verbesserung von Bewegungsabläufen eignet. Entscheidend für das Ausfallen der Resultate der Explosivkraft und des H/M Ratios könnten die Testbedingungen sein. Die Wahl des stärkeren Beines durch die Probanden stellte sich als suboptimal heraus. -Die Bedingungen zur peripheren Nervenstimulation müssten standardisiert werden.

1. Einleitung

Sensomotorisches Training ist ein Training zur Verbesserung von Bewegungsabläufen. Gemeint sind damit Kräftigungsübungen unter Verwendung von instabilen Unterlagen. Effekte werden vermutlich dadurch erzielt, dass mit zusätzlichen Informationen und Reizen die Koordination zwischen unterschiedlichen Muskeln verbessert wird. Dieses Zusammenspiel der Muskeln oder intermuskuläre Koordination bedeutet, dass Kontraktionen und Endspannungsphasen der Muskeln zeitlich besser abgestimmt oder aneinander angepasst werden, so dass insgesamt eine bessere Leistung möglich wird.

In einigen Studien wurde gezeigt, dass physische Bewegungen einen Effekt auf die Reflex-Erregbarkeit haben. Bei sensomotorischem wie auch bei ballistischem Training konnten Änderungen in der Erregbarkeit des H-Reflexes gemessen werden (Gruber et al. 2007, Taube et al. 2007). So konnten Taube et al. 2007 zeigen, dass eine verbesserte Gleichgewichtsfähigkeit mit verminderten spinalen Reflexen einhergeht.

Dieses Training kann auch einen positiven Einfluss auf die Sprung- und Explosivkraft haben. Gleichgewichtstraining, welches eine Form des sensomotorischen Trainings ist, kann im Gegensatz zu anderen Trainingsinterventionen in jedem Alter eingesetzt werden.

Taube et al. 2006 schreibt in seiner Studie, dass das sensomotorische Training nicht nur für die Leistungssteigerung von Bedeutung ist, sondern auch im Bereich der Rehabilitation angewendet wird, da der Trainingseffekt den Rehabilitationsprozess fördern kann. Studien zeigen, dass schon eine kurze Zeit der Immobilisation eine Kraftabnahme zur Folge hat (Hendy et al. 2007).

Ein vor allem für die Therapie interessanter Effekt ist in der Cross-education zu finden. Daten dazu liegen vornehmlich von den oberen Extremitäten vor. Durch unilaterales Training der nicht verletzten Seite könnte dem

Funktionsverlust und der Kraftabnahme der verletzten Seite entgegengewirkt werden. Die Erkenntnisse des Cross-education Effekts aus dem Krafttraining zeigen, dass ein einseitiges Training nicht nur eine Leistungssteigerung der entsprechend trainierten Seite hervorrufen kann, sondern auch auf der nicht trainierten Seite eine Verbesserung der Leistung erzielt werden kann. Diese Erkenntnisse können jedoch nicht ohne Einschränkungen auf das Gleichgewichtstraining übertragen werden (Carroll et al. 2006).

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist, ein vierwöchiges einseitiges Gleichgewichtstraining durchzuführen und dessen Auswirkung auf die kontralaterale, sprich nicht trainierte Körperhälfte, zu untersuchen. Der Frage, ob durch das unilaterale Training des stärkeren Beines Anpassungen beim schwächeren Bein festzustellen sind, wird nachgegangen. Die Studie umfasst dreißig Probanden, welche in eine Untersuchungs- und eine Kontrollgruppe aufgeteilt werden. Die Untersuchungsgruppe wird viermal wöchentlich zu einem einbeinigen Gleichgewichtstraining auf unterschiedlichen Unterlagen geladen. Vor und nach der Trainingsphase werden alle Probanden einem Eintritts- und abschliessend einem Austrittstest unterzogen. Mittels verschiedener Messmethoden werden die funktionellen Anpassungen wie Gleichgewichtsfähigkeit und Explosivkraft getestet. Zudem werden anhand einer elektrophysiologischen Methode (periphere Nervenstimulation) zu Grunde liegende Anpassungen des Nervensystems untersucht.

1.1 Organisation des Gleichgewichts

Unser Körper hat mehrere Wahrnehmungssysteme, deren Informationen im Gehirn und Rückenmark zusammenlaufen und die Grundlage der Gleichgewichtsfähigkeit darstellen.

Das Nervensystem ermöglicht es uns, durch die Verarbeitung sensorischer Informationen die Aussenwelt zu erkennen und die Innenwelt an die wechselnden Umweltbedingungen anzupassen. Zur Erfüllung seiner Aufgaben besitzt das Nervensystem mit den Sinnesorganen spezielle Empfangsstationen (Rezeptoren). Sie dienen der Aufnahme von Reizen aus der Umwelt in optischer, taktiler oder vestibulärer Form und nehmen auch propriozeptive Reize aus dem Körper auf.

„Ein Kind balanciert über eine Mauer, der Boden kommt immer näher und gerade kann es noch das Gleichgewicht wieder finden, bevor es runter fällt.“

Die Wahrnehmung des Ungleichgewichts über die Augen, also ein optischer Reiz, führt dazu, dass die Muskelaktivierung angepasst wird und somit das Gleichgewicht wieder erlangt werden kann.

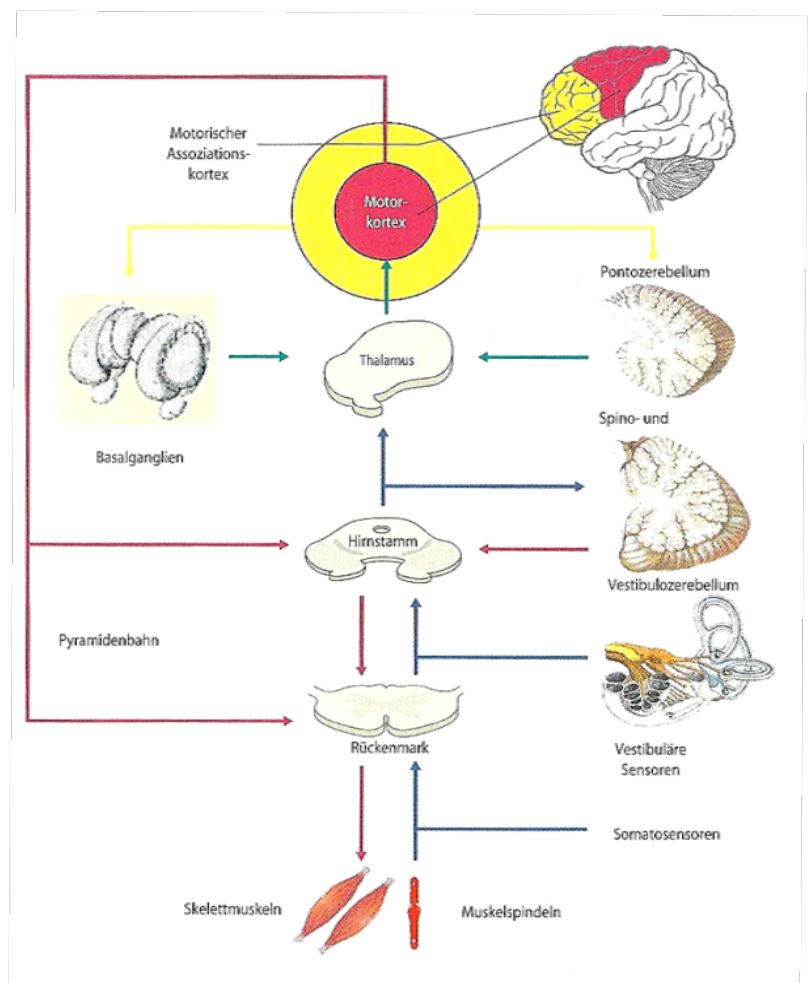
Die zuführenden Nervenfasern (Afferenten) leiten die Informationen von den Rezeptoren an die Zentren des Nervensystems im Gehirn oder Rückenmark weiter. Nach der Speicherung und Verarbeitung der Informationen werden über wegführende Nervenfasern (Efferenten) Befehle an die Muskeln gesendet und somit Muskelreaktionen ausgelöst.

1.1.1 Motorische Zentren

Die untenstehende Abbildung 1 verdeutlicht die hierarchische Anordnung des motorischen Systems. Wie oben erklärt, geht den Bewegungen eine Sinnesmeldung voraus. Daraufhin werden die Bewegungen von Motorkortex, Kleinhirn, Basalganglien und motorischem Thalamus geplant. Dann erarbeitet der Motorkortex in Abstimmung mit dem Hirnstamm und dem Rückenmark die Programmierung. Schlussendlich werden die Bewegungen von der Skelettmuskulatur ausgeführt. Die Darstellung zeigt in vereinfachter Weise diese wichtigsten Schaltstationen. Beachtung muss dem Kleinhirn geschenkt werden; ihm wird in der postularen Kontrolle grosse Bedeutung zugeschrieben. Die einzelnen Zentren werden in der Folge kurz beschrieben (Schmidt et al. 2011).

Abbildung 1: Die motorischen Systeme (Schmidt et al. 2010, S.161).

Die Planung ist gelb gekennzeichnet, die Programmierung grün, die Durchführung rot. Alle motorischen Leistungen brauchen erst eine Sinnesmeldung, diese sensorischen Meldungen sind blau gefärbt. Die zusätzlichen Funktionen des Kleinhirns (rot), sind mit den Informationen aus der Umgebung (blau) gezeichnet und bestehen in der Kontrolle des Gleichgewichts und der Stützmotorik.



Rückenmark

Neben der Leitung einiger Millionen sensorisch und motorisch afferenter Fasern besteht die Hauptaufgabe des Rückenmarks in der Steuerung der Ausführung einfacher Haltungs- und Bewegungsmuster. Im Vorderhorn des schmetterlingsförmigen Inneren des Rückenmarks (graue Substanz) befinden sich vor allem Zellkörper der Efferenzen, wie die Alpha-Motoneuronen. Jedes Motoneuron ist mit seinem Axon einer Muskelgruppe zugeordnet. Im Hinterhorn sind hauptsächlich Zellkörper der Schaltneuronen - die Interneuronen. Im Spinalganglion ausserhalb des Rückenmarks sind die Zellkörper der afferenten Fasern lokalisiert. In der weissen Substanz des Rückenmarks sind überwiegend die Fortsätze der Axonen der afferenten und efferenten Bahnen (Markworth 2006).

Motorkortex

Der motorische Kortex setzt sich aus einer Vielzahl von Nervenzellen zusammen, die miteinander über eine unendlich grosse Anzahl synaptischer Verbindungen verknüpft sind. Markworth nennt den Motorkortex auch „letzte Relaisstation von Bewegungsprogrammen“ (Markworth, 2006, S.113). Von verschiedenen Gehirnnarealen werden Informationen verarbeitet, dann folgt die Befehlsübertragung an Hirnstamm und Rückenmark. Die direkte Verbindung zwischen dem Motorkortex und den motorischen Vorderhornzellen des Rückenmarks nennt man Pyramidenbahn. Man geht davon aus, dass diese Pyramidenbahn aus über einer Million efferenter Fasern besteht, wobei 20% in direkter Verbindung mit dem Rückenmark stehen und die restlichen ihre Informationen über Zwischenneuronen liefern. Taube und Mitarbeiter (Taube et al. 2006) haben in einer Studie gezeigt, dass der Motorkortex an Gleichgewichtsreaktionen beteiligt ist und die postulare Kontrolle unter Mitwirkung des Motorkortex organisiert wird.

Basalganglien

Basalganglien sind mit verschiedenen motorischen wie auch nicht- motorischen Hirnstrukturen verbunden; sie sind dem Motorkortex vorgeschaltet. Eingehende Informationen erhalten sie von der gesamten Grosshirnrinde und geben sie über den Thalamus im Zwischenhirn an den Motorkortex weiter. Die Basalganglien sind beträchtlich an der Steuerung und der Verarbeitung von Bewegungsprogrammen beteiligt. Ihre Aufgaben sind unter anderem die Kontrolle langsamer Zielbewegungen, die Anpassung der Bewegungen durch Erfahrung, die Selbstinitiierung von Bewegungen und unbewusst ablaufende Verhaltensmuster (Mimik, Gestik). Störungen der Basalganglien haben Bewegungsstörungen zur Folge. Diese Defizite der Bewegungskontrolle sind die unter anderen Krankheiten, z.B. typische Symptome der Parkinson Krankheit (Schmidt et al. 2010). Anhand der Parkinson Krankheit kann die Wichtigkeit der Basalganglien für die postulare Kontrolle aufgezeigt werden. Parkinsonpatienten haben schlechtere Gleichgewichtsfähigkeiten: anhand von Patientendaten kann man sagen, dass die Basalganglien wichtig für die Standkontrolle sind (Horak et al. 2005).

Hirnstamm

Die Abb. 1 zeigt sehr deutlich, dass der Hirnstamm Informationen von allen motorischen Zentren bekommt. Der Hirnstamm besteht aus vielen ein Netzwerk bildenden Zellen. Im Hirnstamm kommen sensorische Informationen zusammen; die Koordination der Halte- und Stützfunktion des Körpers, die motorischen Kontrolle also, findet hier statt.

Kleinhirn

Das Kleinhirn hat besonders wichtige Funktionen: die Stütz- und Zielmotorik. Bezüglich der motorischen Funktionen ist das Kleinhirn (Zerebellum) in der Hierarchie des Hirns ganz oben anzusiedeln. Es ist das Koordinationszentrum und für das Erlernen von Bewegungen besonders wichtig. Das Zerebellum ist parallel zu den Basalganglien geschaltet. Der Kontrolle des Gleichgewichts dienen afferente und efferente Nervenbahnen des Nervensystems: das Kleinhirn bekommt sensorische Signale aus der Muskulatur sowie Informationen aus den motorischen Programmen des Kortex. Die Informationen werden verarbeitet und über den Thalamus zurück zu den kortikalen motorischen Zentren geführt. Die efferenten Nervenbahnen aus dem Kleinhirn führen allesamt über die Pyramidenbahn und andere Wege wieder in die motorischen Vorderhornzellen des Rückenmarks (Markworth 2006).

Abb. 1 zeigt die drei funktionell unterschiedlichen Strukturen des Kleinhirns - hier sind ihre Aufgaben aufgeführt (Schmidt et al. 2010 S.142):

- Das Vestibulozerebellum erhält Informationen aus dem Gleichgewichtssystem und dem visuellen System (Kontrolle der Augenbewegung) und es regelt die Halte- und Stützmotorik.
- Die Aufgabe des Spinozerebellums ist die Koordination der Ziel- und Stützmotorik.
- Das Pontozerebellum ist für das Planen und Programmieren von Bewegungsprogrammen für die schnelle Zielmotorik zuständig.

Bei Schädigungen des Kleinhirnareals Vestibulozerebellum gehören Schwindel, Gleichgewichtsstörungen und Standataxie zu den möglichen Symptomen. Die Ataxie, eine Gleichgewichts- oder Koordinationsstörung, ist eine häufige

Kleinhirnschädigung und unterstreicht dessen Wichtigkeit für die postulare Kontrolle (Schmidt et al. 2010).

1.1.2 Spinale Reflexmechanismen

Ein Reflex ist eine Reaktion, die entgegen der allgemeinen Annahme veränderlich ist, da er einer Vielzahl von Einflüssen unterliegt.

Die Reaktion zwischen Sinnesorgan, Zentralnervensystem (ZNS) und Erfolgsorgan wird über vorgegebene Bahnen - den Reflexbogen - gesteuert. Der Reflexbogen ist für das Verständnis des Nervensystems grundlegend, weshalb er unten in einer Abbildung dargestellt wird. Er beschreibt den Ablauf des Reflexes von der Erregung beim Rezeptor, über die Nerven zum ZNS, wo als Reflexzentrum das Rückenmark dient, über die Efferenten bis zum Effektor, dem Erfolgsorgan.

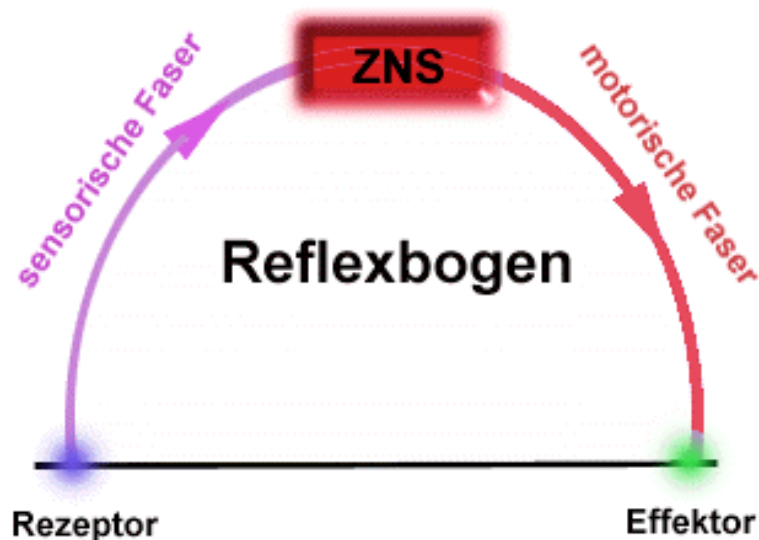


Abbildung 2: Reflexbogen

Bildquelle: <http://www.biokurs.de/skripten/12/bs12-40.htm>

Die Reflexe werden nach der Anzahl Synapsen, sogenannten Zwischenneuronen, in den betroffenen Verschaltungen unterschieden. Bei der einfachsten Verschaltung spricht man von einem monosynaptischen Reflex, auch als Eigenreflex bekannt.

Wenn mehrere Synapsen zwischengeschaltet sind, ist die Rede von einem polysynaptischen Reflex oder einem Fremdreflex.

Monosynaptische Reflexe

Bei einem Eigenreflex liegen der Rezeptor und der Effektor im selben Organ, man versteht darunter einen Muskeldehnungsreflex. Für die Spinalmotorik ist der monosynaptische Dehnungsreflex der wichtigste. Am Beispiel des künstlich ausgelösten Patellarsehnenreflexes wird der monosynaptische Reflexbogen erklärt.

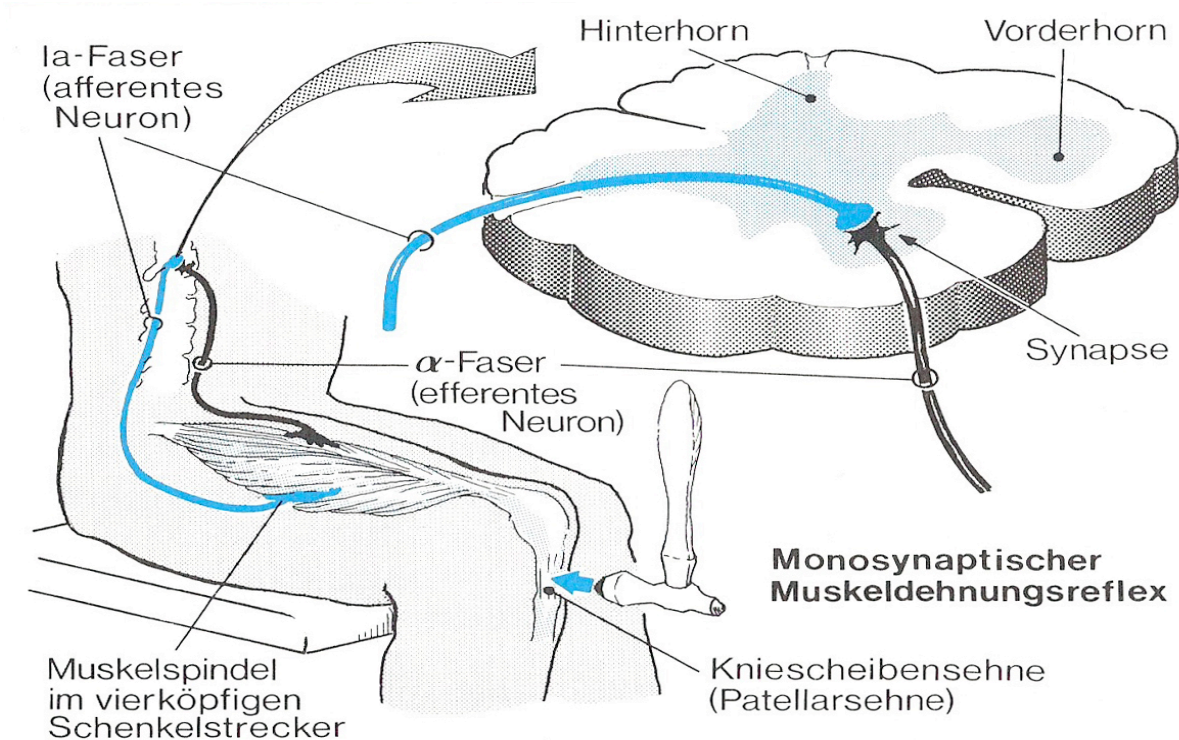


Abbildung 3: Muskeldehnungsreflex (Markworth 2006, S.104)

Das Klopfen auf die Patellarsehne unterhalb der Kniescheibe dient als Reiz. Ein Muskeldehnungsreflex wird provoziert, der musculus quadrizept femoris kontrahiert und der Unterschenkel wird reflexartig gestreckt. Die Dehnung des Muskels (Veränderung im Muskel) wird von den Muskelspindeln erkannt. Die sensiblen Ia-Fasern (Afferenzen) werden im Rückenmark liegenden Hinterhorn unmittelbar auf die motorischen Vorderhornzellen umgeschaltet. Der efferente Schenkel des Reflexbogens setzt sich aus den α -Motoneuronen mit ihren efferenten Axonen und den zugehörigen Muskelfasern zusammen. Die Aktionspotentiale, die über efferente Bahnen zum Muskel laufen, versorgen die extrafusale Muskelspindel, wodurch ein monosynaptischer Dehnungsreflex als Reaktion auf eine Dehnung ausgelöst werden kann. Bei der Umschaltung ist nur eine Synapse beteiligt (Markworth 2006).

Die Reflexzeit von monosynaptischen Dehnungsreflexen ist bei gleich grossen Personen in der Regel einheitlich, da nur eine Synapse an der Reflexantwort beteiligt ist. Jedoch kann die Stärke der Reflexantwort durch verschiedene Mechanismen verändert werden. Dazu gehören nach Schmidt et al. 2010 (S.151):

- Die Reizstärke auf den Rezeptor und damit die Anzahl der aktivierten Muskelspindeln und die Frequenz der Entladungen aus den einzelnen Spindeln.
- Die Aktivität der γ -Motoneurone auf intrafusale Muskelfasern.
- Die Hemmung der α -Motoneurone (durch Golgi-Sehnenorgane).
- Absteigende Bahnen von supraspinalen Zentren im Rückenmark übermittelte hemmende und bahnende supraspinale Einflüsse auf α - und γ -Motoneurone.

- Die Vordehnung des Muskels, die für die Aktivität der Spindelafferenzen und somit für die Reflexantwort bedeutsam ist.
- Die Stärke der Vorinnervation.

Polysynaptische Reflexe

Bei den polysynaptischen Reflexen liegen Sensor und Effektor räumlich getrennt, also nicht im gleichen Organ. Sie sind dadurch charakterisiert, dass mehrere zentrale Neuronen hintereinander geschaltet werden und so mit den motorischen Einheiten verknüpft sind (Schmidt et al. 2010). Je nach Zahl der Interneuronen zwischen Afferenz und Efferenz ist von di-, oligo- oder polysynaptischen Reflexen die Rede (Schmidt et al. 2010). Die Fremdreflexe sind für die motorischen Funktionen der Menschen von grosser Wichtigkeit. Der Reiz wird zum Beispiel beim Barfuss gehen von Rezeptoren in der Haut ausgelöst. Man tritt auf eine Scherbe, reflexartig wird das Bein gebeugt, die Strecker werden gehemmt, wir ziehen das Bein zurück, um diesem unangenehmen Reiz auszuweichen. Die Reflexantwort erfolgt im Muskel und zwar noch bevor der Schmerz bewusst wird. Fremdreflexe können im Unterschied zu den Eigenreflexen in der Latenzzeit der Reflexantwort und der Reflexdauer variieren. Bei den polysynaptischen Reflexen hängt sie von der Reizintensität und der Anzahl der zwischengeschalteten Synapsen ab. Eine bessere Anpassung der Reflexe kann bei den Fremdreflexen durch die höhere Beteiligungszahl der Interneuronen erfolgen (Markworth 2006).

Hemmende Mechanismen

In den untenstehenden Grafiken aus Schmidt et al. 2010 sieht man, dass es auf einem Motoneuron viele hemmende Bahnen und nur wenige erregende Bahnen gibt. Hemmende Neuronen scheinen also eine wichtige Rolle für eine koordinierte Bewegung zu spielen.

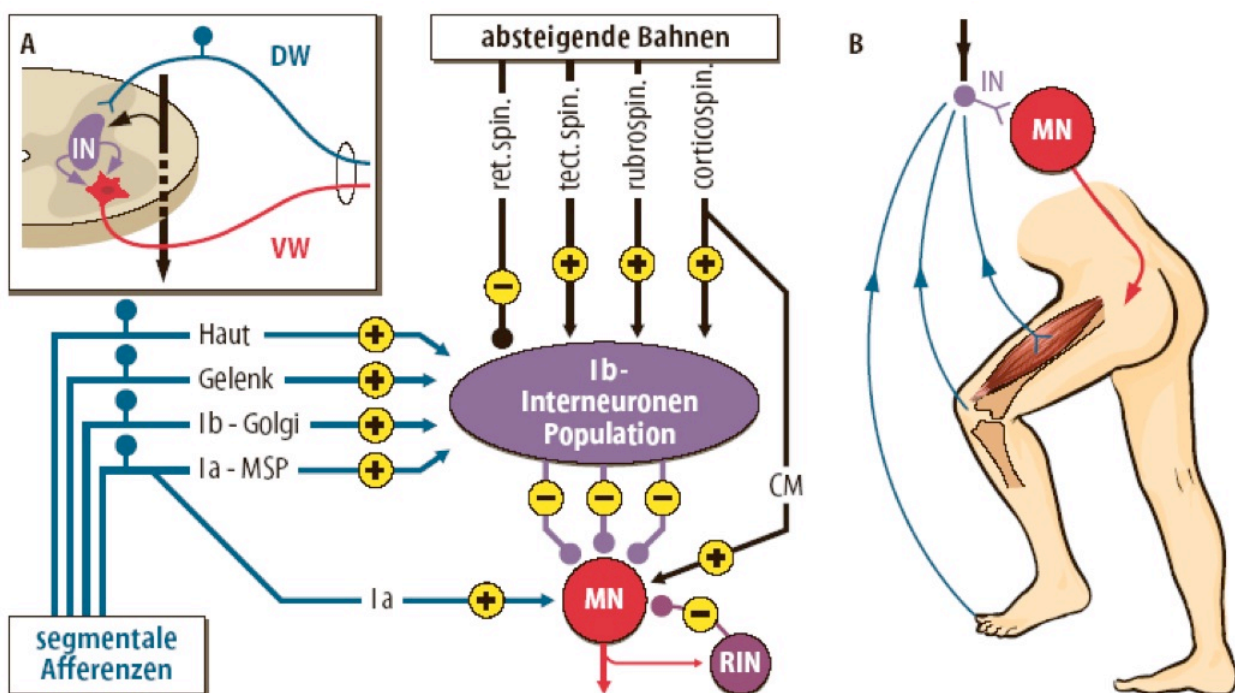


Abbildung 4: Bahnung und Hemmung spinaler Reflexe (Schmidt et al. 2010, S. 137)

Allen hemmenden (inhibitorischen) Mechanismen im Zentralnervensystem haben denselben Ablauf der Informationsübertragung. Diese findet an den Kontaktstellen der Nervenzellen, den Synapsen, statt. Die inhibitorischen Neuronen setzen an den synaptischen Endköpfen einen Überträgerstoff frei. Dadurch wird, vereinfacht gesagt, die Erregbarkeit der Zelle herabgesetzt. Das Weitergeben von Informationen von einem Neuron auf ein zweites, respektive

auf eine oder mehrere Effektorzellen, ist die Aufgabe einer Synapse. Es können aber erregende sowie hemmende Überträgerstoffe zugleich an einer Zelle andocken, wobei die Anzahl der erregenden und hemmenden Wirkungen entscheidet, ob ein postsynaptisches Aktionspotential entsteht. Im Nervensystem werden Informationen als Serien von Aktionspotentialen weitergegeben. Hemmende und erregende Neuronen sind gleichermassen von Bedeutung für das Nervensystem. Im Rückenmark sind viele inhibitorische Neuronen und sie sind wichtig für die Abläufe von Muskelreflexen (Markworth 2006).

Unter den hemmenden Mechanismen wird vorallem zwischen den postsynaptischen und den präsynaptischen Hemmungen unterschieden. „Beide Hemmungen behindern Erregungen, die präsynaptische Hemmung behindert auch die Ausschüttung von Überträgerstoffen “ (Schmidt et al. 2010, S.84).

Eine der Interaktionen an den Synapsen der Nervenzellen ist die postsynaptische Hemmung: dabei wird ein Kurzschluss von erregenden synaptische Aktionspotentialen ausgelöst. Über den synaptischen Spalt werden Informationen anhand von Neurotransmittern auf die postsynaptische Zelle weitergeleitet. Innerhalb einer Zelle werden Informationen elektrisch übermittelt und zwischen den Zellen läuft eine chemisch Weiterleitung (Neurotransmitter an Synapse). Wenn der Neurotransmitter ausgeschüttet wird, wird die postsynaptische Membran - je nach Neurotransmitter - depolarisiert oder hyperpolarisiert. Bei der Depolarisation wird der Weg zur Erregungsschwelle behindert.

Unter dem Namen des Erstentdeckers, dem englischen Neurophysiologen Birdsey Renshaw, kennt man eine Form der postsynaptischen Hemmung: die Renshaw-Hemmung. Die Renshaw-Zellen üben eine rückläufige (reccurente)

Hemmung auf α -Motoneuronen aus, eine negative Rückkoppelung entsteht. Das heisst, dass die durch einen Muskeldehnungsreflex initiierte Muskelkontraktion begrenzt wird. In diesem Fall ist also die Kontrolle der Muskelkraft von den Renshaw-Zellen abhängig.

Die präsynaptische Hemmung ist ein Kontrollmechanismus der Motorik des Rückenmarks. Bei dieser komplexen Form der Hemmung handelt es sich um den direkten Kontakt einer erregenden Synapse und einer hemmenden Synapse (vgl. Abb. 5). Bei der präsynaptischen Hemmung wird, wie aus dem Namen ersichtlich, das Neuron vor der Synapse gehemmt (Schmidt et al. 2010, S.85).

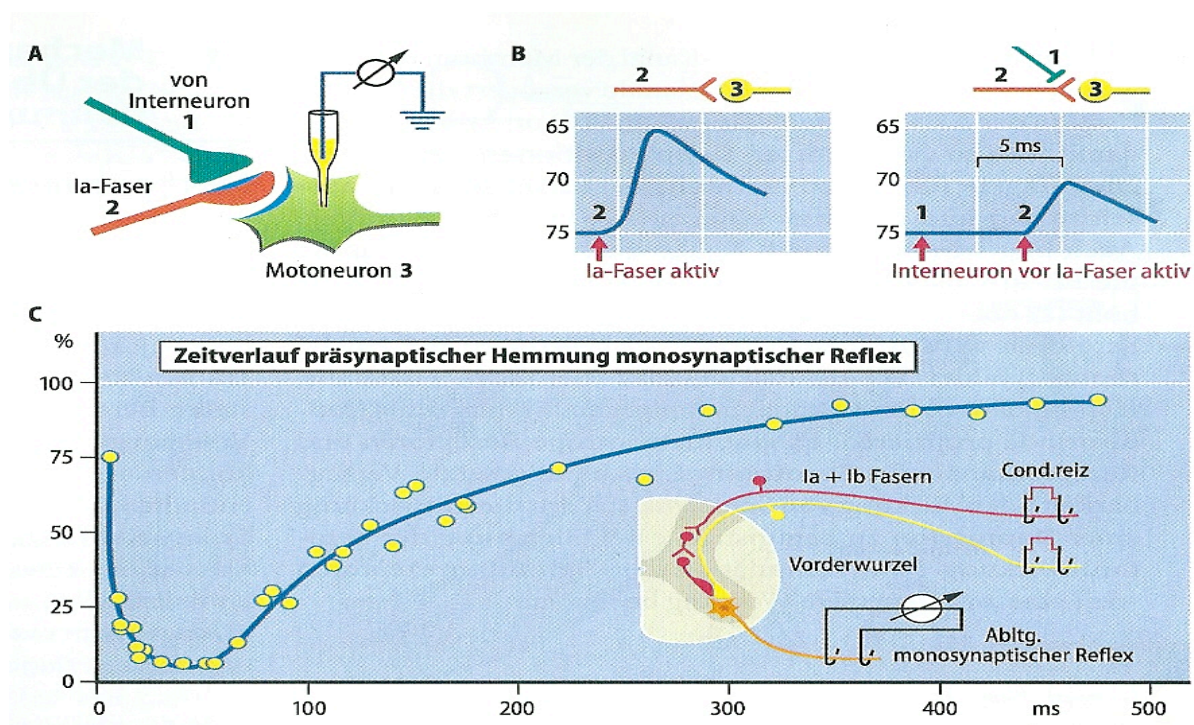


Abbildung 5: Präsynaptische Hemmung (Schmidt et al. 2010, S. 85)

A=Versuchsanordnung zum Nachweis präsynaptischer Hemmung eines monosynaptischen EPSP (Exzitatorische (erregende) postsynaptische Potential) eines Motoneurons. B=EPSP nach Reizung der homonymen Ia Fasern ohne (links) und mit vorhergehenden Aktivierung präsynaptisch hemmender Interneurone. C=Zeitverlauf präsynaptischer Hemmung monosynaptischer Reflex. Zeigt Versuchsaufbau und Reflexweg der präsynaptischen Hemmung.

Der Vorteil von diesem Mechanismus des ZNS ist, dass aufgrund des regen Informationsflusses zum Motoneuron einzelne synaptische Eingänge gehemmt werden können, ohne auf die Gesamterregbarkeit der Motoneurone der Nervenzellen Einfluss zu nehmen. Eine Unterdrückung von Informationen ist möglich, bevor die Nervenzellen erreicht sind.

1.1.3 Der Hoffmann-Reflex (H-Reflex)

Durch die Messung des H-Reflexes kann man die Antworten des ZNS auf Training und Muskularbeit bewerten. Da die Untersuchung der Veränderung des H-Reflexes einen wichtigen Teil dieser Arbeit darstellt, wird er in diesem Kapitel erläutert.

Der Physiologe Paul Hoffmann entwickelte 1918 eine geeignete Methode zur elektrischen Reflexauslösung im Soleusmuskel. Mittels elektrischer Reizung des Nervus tibialis in der Kniekehle kann der Erregungsablauf eines Muskeldehnungsreflexes nachgeahmt werden. Der primäre Unterschied zwischen dem H-Reflex und dem Dehnungsreflex des Muskels ist, dass der H-Reflex die Muskelspindel umgeht und deshalb ein wertvolles Hilfsmittel zur Bewertung der Modulation der Reflextätigkeit im Rückenmark ist (Palmieri et al. 2004, Schieppati 1987).

Durch diese Methode kann man das Maß an Erregbarkeit des Motoneuronenpools im Zielmuskel ermessen. Mit den Werten der Messung des Hoffmann Reflexes lassen sich neurologische Umstände wie Schmerz, Training, Muskelverletzung und Muskularbeit beurteilen (Palmieri et al. 2004, Zehr 2002).

Nicht alle Muskeln eignen sich zum Hervorrufen eines H-Reflexes. Bei der Reizung des nervus tibialis liegt die Quote nach Zehr 2001 bei über 70 %, was zur Folge hat, dass dieser Muskel der unteren Extremität am häufigsten untersucht wird. Zum Reizen des nervus tibialis wird der elektrische Reiz auf Höhe der Kniekehle angesetzt.

Im gemischten nervus tibialis verlaufen sowohl sensorische Axone der Ia Afferenzen wie auch motorische Axone der Efferenzen. Durch die elektrische Stimulation kommt es zu einer Reflexaktivierung der Ia Fasern, welche eine niedrigere Reizschwelle haben als motorische Fasern. Werden die motorischen

Fasern aktiviert, folgt eine Reizantwort mit kurzer Latenz, welche direkte Muskelantwort (M-Antwort) genannt wird.

Unten in Abb. 6 B ist zu sehen, dass bei zunehmender Reizstärke zuerst Ia-Afferenzen erregt werden, wodurch ein H-Reflex ausgelöst wird. Die Amplitude der H-Wellen steigt so lange an, bis die Reizstärke stark genug ist, um auch die Motoaxone zu erregen. Dann nimmt die Amplitude des H-Reflexes ab, während die Amplitude der M-Welle mit der Reizstärke zunimmt. Die abnehmende Grösse des H-Reflexes ist dadurch zu erklären, dass orthodrom verlaufende Aktionspotentiale in den Motoaxonen mit den antidrom verlaufenden Aktionspotentialen in den Motoaxonen kollidieren und sich gegenseitig minimieren/auslöschen (Schieppati 1987). Die Grafik C der Abb. 6 zeigt eine schematische Abbildung der H- und M-Antwort bei zunehmender Reizstärke. Die Amplitude des H-Reflexes steigt stetig an, bis das Maximum erreicht ist (H_{\max}) und nimmt dann, auch wenn die Reizintensität erhöht wird, wieder ab. Mit der M-Welle wird die direkte Reizung des motorischen Nervs aufgezeichnet, bis die maximale individuelle Muskelantwort erreicht ist (M_{\max}). Das H_{\max}/M_{\max} -Ratio wird aus dem Verhältnis von H_{\max} und M_{\max} errechnet und gibt Aufschluss über die spinale Erregbarkeit (Palmieri et al. 2004).

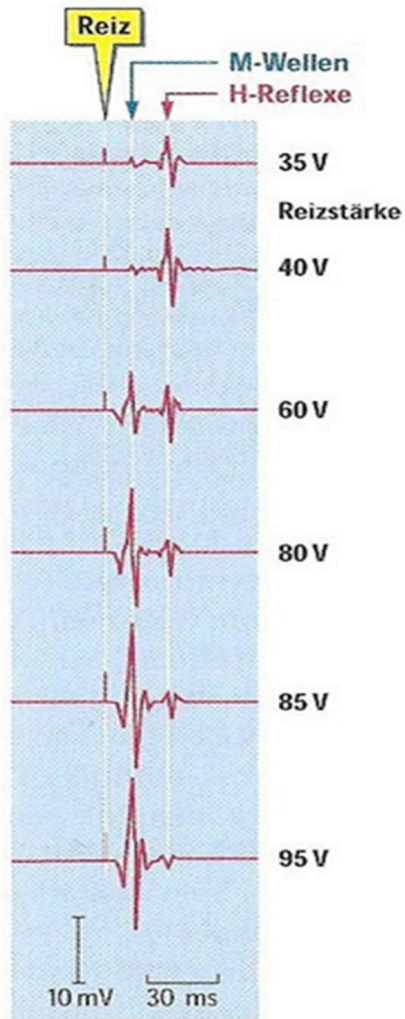
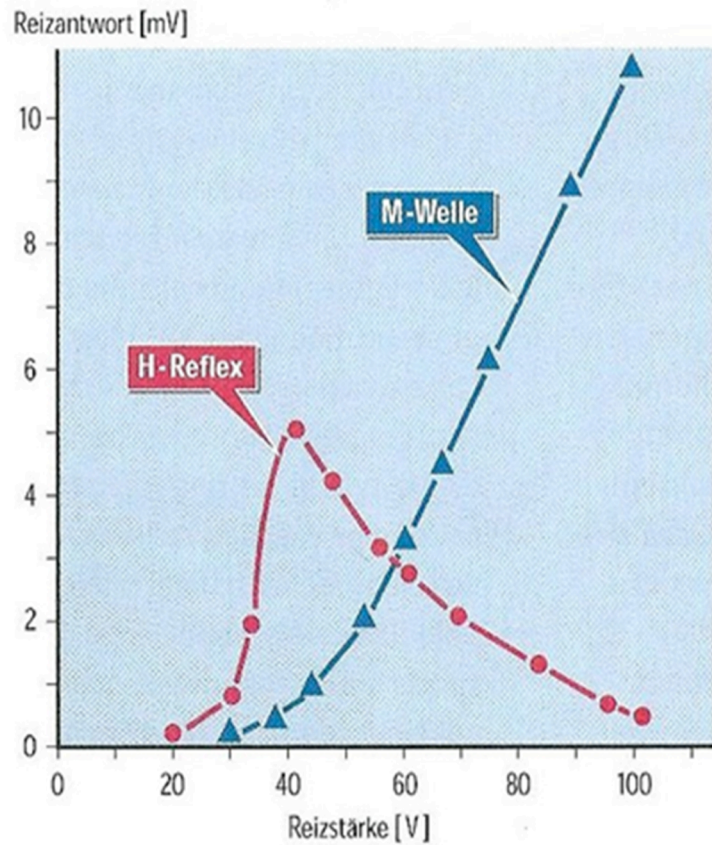
B**C**

Abbildung 6: Auslösung und Rekrutierungskurve des H-Reflex (Schmidt et al. 2010, S. 133) (B= H-und M-Antworten bei zunehmender Reizstärke C= Ampiltuden der H-und M-Antworten in Abhängigkeit von der Reizstärke bei gesunder Versuchsperson)

1.2 Auswirkungen von Gleichgewichtstraining

Unsere Gleichgewichtsfähigkeit wandelt sich im Laufe des Lebens. Im Alter nimmt diese Fähigkeit dann wieder ab; sie ist aber in jedem Alter trainierbar - dies zeigen auch die Studien von Granacher et al. (2006, 2007). Im Bereich des neuromuskulären Systems von Senioren wurde in den letzten Jahren viel geforscht. Bei älteren Menschen hat die biologische Alterung Folgen, eine auffallende Zunahme von Stürzen wird bei ihnen verzeichnet. Rund ein Drittel der 65-Jährigen stürzen einmal pro Jahr, ab 75 Jahren liegt die Prozentzahl noch höher bei etwa 30-40%. Stürze können verschiedene Ursachen haben, eine erhebliche Rolle wird jedoch den Defiziten in der posturalen Kontrolle zugeschrieben (Granacher et al. 2007). Es wird nach präventiven Massnahmen gesucht, um die Haltungskontrolle im Alter zu verbessern und dem neuromuskulären System entgegen arbeiten zu können. Granacher, Gruber und Gollhofer sehen im sensomotorische Training eine Chance dazu. In einer Studie untersuchten sie 2007 die Auswirkungen von Gleichgewichtstraining auf die posturale Kontrolle von gesunden Männern im Alter von 60-80 Jahren. Die Hälfte der 40 Probanden trainierte zwölf Wochen ihr Gleichgewicht auf Airex-Matten, Kippbrettern und Therapiekreiseln. Neben anderen klinischen und biomechanischen Tests wurde die posturale Kontrolle mittels Posturomed gemessen. Die Tests wurden bei der Interventions- und der Kontrollgruppe gleichermassen durchgeführt. Die Studie konnte eine Verbesserung der statischen und dynamischen posturalen Kontrolle der Probanden durch das Gleichgewichtstraining aufzeigen. In einer früheren Studien zeigten Granacher et. al (2006), dass sich wiederum bei 60-80 jährigen Männern während einer Gleichgewichtstrainingszeit von 12 Wochen die Fähigkeit zur reflektorischen Kompensation von Störreizen während des Gehens auf dem Laufband signifikant verbesserte. Beide Studien deuten darauf hin, dass das sensomotorische Training bei Senioren möglicherweise sturzpräventiv wirken kann.

Taube et al. 2010 schreiben, dass bei jungen Probanden und Probanden mittleren Alters die Erkenntnis erlangt wurde, dass durch Gleichgewichtstraining nicht nur spinale Strukturen sich anpassen, sondern auch kortikale Strukturen. Wobei die Vermutung ausgesprochen wurde, dass die supraspinalen Anpassungsreaktionen wichtig sind bei der Verbesserung des Gleichgewichts.

1.2.1 Spinale und supraspinale Anpassungen an Gleichgewichtstraining

Das motorische System besteht aus einem spinalen Teil, welcher die Rückenmarksebene beschreibt und verantwortlich für die Reflexe ist, und einem supraspinalen Teil, der oberhalb des Rückenmarks liegt und die gesamte restliche Motorik steuert. Je komplexer eine Bewegung ist, umso grösser ist der Einfluss der supraspinalen Zentren.

Im Rahmen von Untersuchungen zu Anpassungen an Gleichgewichtstraining bei jungen Menschen kann vermutet werden, dass spinale und vorallem supraspinale Mechanismen die Veränderungen in der Haltungskontrolle verursachen (Granacher et al. 2006). In diesem Zusammenhang fanden Taube et al. (2007) mit Hilfe von transkranieller Magnet- und H-Reflex-Stimulation bei jungen Probanden heraus, dass die kortikale Erregbarkeit bei Applikation eines Störreizes während des Stehens auf einem Laufband vor einem vierwöchigen Gleichgewichtstraining hoch war und sich nach dem Training reduzierte. Dieselben Autoren vermuten, dass infolge von Gleichgewichtstraining eine Verlagerung der posturalen Kontrollmechanismen von kortikalen (Motorkortex) zu subkortikalen Arealen (z.B. Basalganglien und Kleinhirn) stattfinden könnte.

Die motorische Kontrolle kann durch das sensomotorische Training auf eine hierarchisch tiefere Kontrollebene umgesiedelt werden. Ebenso fasst Gollhofer et al. (2006) zusammen, dass durch Gleichgewichtstraining nicht nur spinale Reflexantworten gehemmt werden, sondern die von den supraspinalen Zentren gesteuerte motorische Kontrolle der Stütz- und Zielmotorik verbessert wird.

Ob die Reflexmechanismen gehemmt (Gleichgewichtstraining) oder gebahnt (Krafttraining) werden, ist von der gewählten Trainingsform abhängig (Taube 2012).

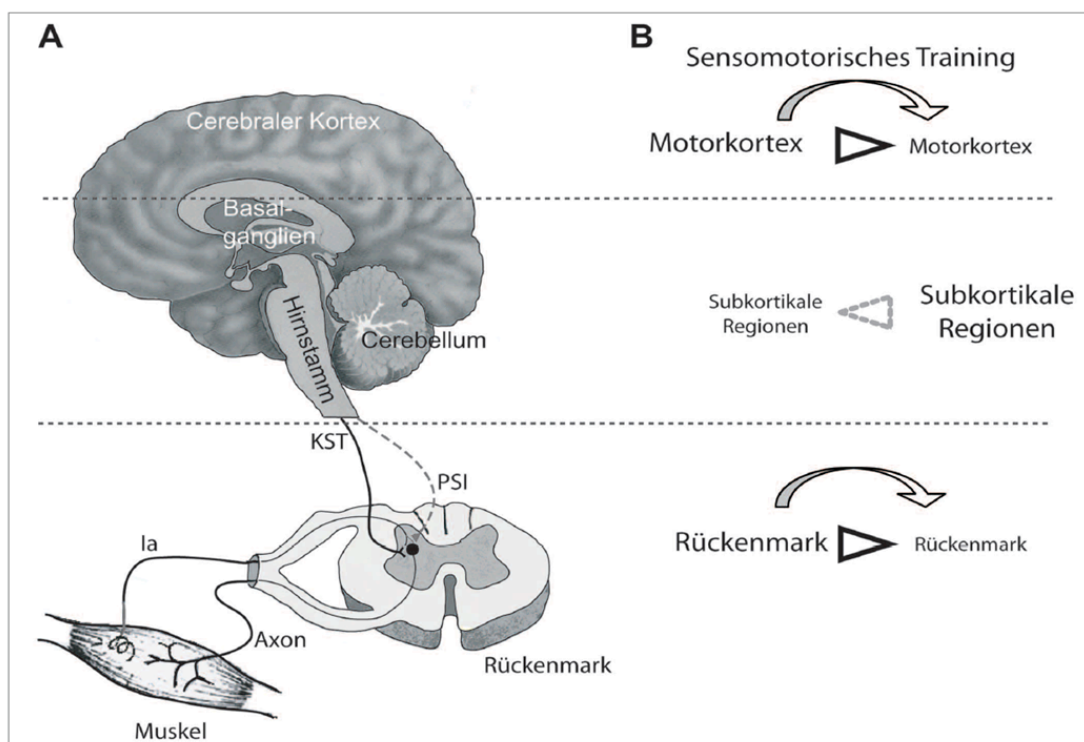


Abbildung 7: „Vereinfachte Darstellung neuronale Anpassungsreaktionen nach Gleichgewichtstraining.“ (Taube 2012 S.6)

Die Abbildung zeigt die Anpassungen auf spinaler Ebene und im Motorkortex während der posturalen Kontrolle. Die Grafik **A** zeigt die drei Ebenen, welche

einen Einfluss auf die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts haben: das Rückenmark, die subkortikalen Zentren (Basalganglien, Kleinhirn, Hirnstamm) und der Motorkortex. **B** Zeigt die Anpassungen an Gleichgewichtsübungen auf jeder dieser Ebenen. Das Rückenmark und die supraspinalen Zentren erzeugen keine kompensatorischen Reaktionen bei Störungen des Gleichgewichts. Auf der untersten Ebene ist die Hemmung der spinalen Erregbarkeit, welche durch Gleichgewichtstraining herabgesetzt werden kann, mit einem Pfeil dargestellt. Die kortikale Erregbarkeit, welche auch gehemmt wird, wird auf der obersten Ebene gezeigt. Die mittlere Ebene symbolisiert die Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit nach Gleichgewichtstraining durch verbesserte subkortikale Strukturen (Taube et al. 2012).

1.2.2 Auswirkung von Gleichgewichtstraining auf die Explosivkraft

Der nächste Abschnitt dieser Arbeit beschäftigt sich in einem ersten Teil mit einer genaueren Erklärung des Kraftbegriffs. Im Weiteren wird auf die intra- und intermuskuläre Anpassung eingegangen und am Ende dieses Kapitels wird der Zusammenhang mit dem Gleichgewicht gesucht.

Weineck (2007) unterscheidet zwischen einer allgemeinen und einer speziellen Kraft, wobei die allgemeine Kraft sportartunspezifisch ist und alle Muskelgruppen betrifft. Spezielle Kraft ist dagegen eine sportabhängige und auf bestimmte Muskelgruppen beschränkte Kraft. Derselbe Autor unterteilt die spezielle Kraft in drei Hauptformen: die Maximalkraft, die Schnellkraft und die Kraftausdauer (vgl. Abb. 8).

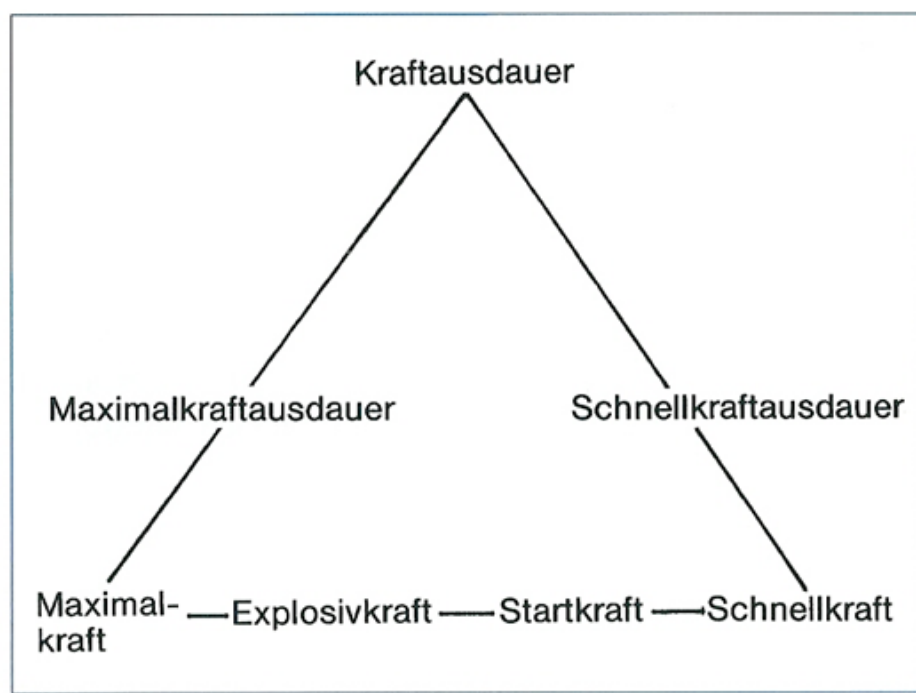


Abbildung 8: Die drei Hauptformen der Kraft (Weineck 2007, S.372)

Weineck (2007, S. 376) versteht unter Explosivkraft „die Fähigkeit, einen möglichst steilen Kraftanstiegsverlauf zu realisieren: der Kraftzuwachs pro Zeiteinheit steht im Vordergrund. Die Explosivkraft ist abhängig von der Kontraktionsgeschwindigkeit der motorischen Einheiten der FT-Fasern, der Zahl der kontrahierten motorischen Einheiten und der Kontraktionskraft der rekrutierten Fasern.“

Somit gilt, dass bei niedrigen Widerständen die Startkraft dominiert; bei zunehmender Last die Explosivkraft und schliesslich bei sehr hohem Widerstand, die Maximalkraft (Weineck, 2007).

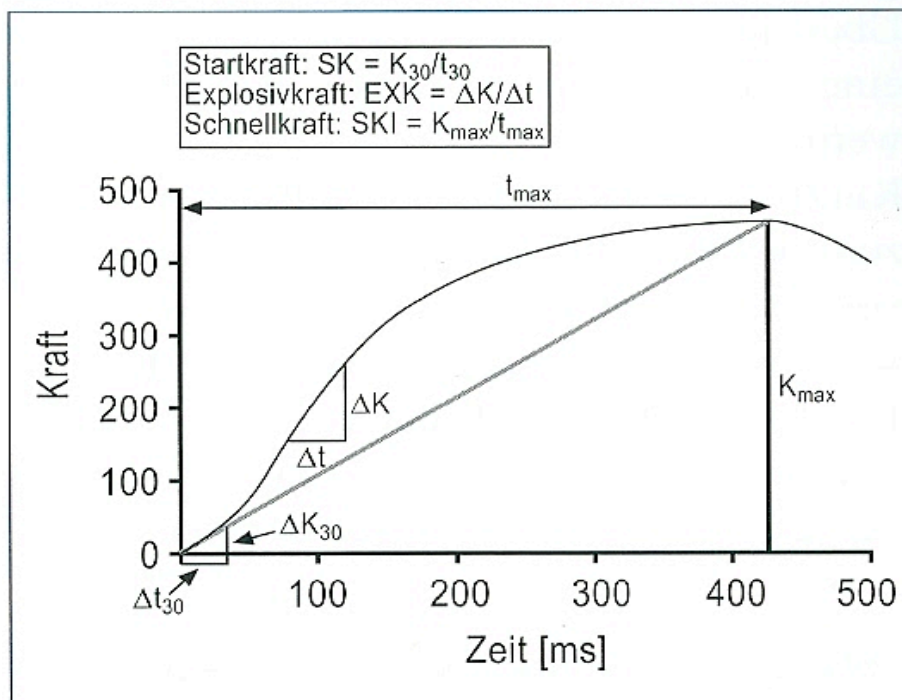


Abbildung 9: Kraft-Zeit Kurve mit ihren charakteristischen Kernwerten bei maximaler isometrischer Kontraktion (Weineck 2007, S.374)

Die Kraftkurve kennzeichnet den Kraftanstieg zu Beginn der Kraftentfaltung (Startkraft). Die Explosivkraft ist im steilsten Anstieg der Kraft-Zeit-Kurve zu erkennen. Bis zum Erreichen des Kraftmaximums herrscht die Schnellkraft.

Wie zu Beginn dieses Kapitels bereits erwähnt, wird nun kurz auf die intra- und intermuskuläre Anpassung an koordinative Leistungsanforderungen eingegangen.

Bei der koordinativen Anpassung kommt es laut Weineck (2007) auf muskulärer Ebene zu einer Verbesserung des intra- und intermuskulären Zusammenspiels. Die intramuskuläre Funktionsanpassung findet innerhalb eines einzelnen Muskels statt. Der Muskel erwirbt die Fähigkeit, eine grössere

Anzahl motorischer Einheiten gleichzeitig zu aktivieren um damit die Kraft des Muskels erhöhen zu können. Bei der intermuskulären Leistungsverbesserung wird die Zusammenarbeit verschiedener Muskeln verbessert. „Das Zusammenspiel von Agonisten und Antagonisten wird optimiert, unnötige Mitbewegungen werden auf ein Minimum reduziert und die Reflexmechanismen zunehmend eingeschliffen“ (Weineck 2007, S. 166).

Durch die Ergebnisse ihrer Studien kommen Gruber & Gollhofer im Jahr 2004 zu dem Schluss, dass Gleichgewichtstraining die Explosivkraft steigern kann. Diverse Studien setzten sich mit den Effekten von Gleichgewichtstraining auf die postulare Kontrolle sowie die Kraft der unteren Extremitäten auseinander, primär bei älteren Menschen (Granacher et al. 2006). Eine Studie (vgl. Kapitel 1.2) einer Forschungsgruppe (Granacher et al.) konnte 2007 nach einem zwölfwöchigen Gleichgewichtstraining mit Senioren eine signifikant erhöhte Maximal- und Explosivkraft der Beinstrecker messen. So postulierten Granacher et al. (2007), dass Gleichgewichtstraining neben den positiven Auswirkungen auf die Gleichgewichtskontrolle selber auch einen Zuwachs der Maximalkraft und der Explosivkraft mit sich führen kann. Es muss jedoch darauf hingewiesen werden, dass Zuwächse der Maximalkraft bisher nur bei älteren Menschen gefunden wurden. Hingegen wurde Leistungsverbesserung der Explosivkraft in einer Vielzahl von Studien und sogar bei sprungetrainierten Elitesportlern gefunden (Taube et al. 2006).

Für das gesteigerte Kraftniveau sehen Gruber et al. (2004, 2007) die Hauptverantwortung vorallem in neuronalen Mechanismen, bezogen auf die verbesserte intra- und intermuskuläre Koordination. Auch Granacher et al. (2007) postulieren, dass eine verbesserte intermuskuläre Koordination Einfluss auf eine schnelle Kraftentwicklung nach sensomotorischem Training von Senioren hat.

1.3 Cross-Education

Einseitiges (unilaterales) Training kann nicht nur auf der trainierten Seite zu einer Verbesserung der Leistung führen, sondern auch auf der untrainierten kontralateralen Seite. Die cross-education ist in der Literatur unter verschiedenen Begriffen zu finden. Lee et al. (2010) verweist die Bezeichnung „cross-education“ in ältere Literatur und benutzt Bezeichnungen wie interalateral transfer (Zwischenseitlicher Transfer) oder „cross-limb transfer“ (Schenkel überquerender Transfer). In vorliegender Arbeit wird die Bezeichnung „cross-education“ verwendet. Die cross-education beschäftigt die Forschung schon lange. Dies zeigen erste Untersuchungen, welche über ein Jahrhundert alt sind. Dabei konnte nach knapp zweiwöchigem Training eine kontralaterale Verbesserung der Greifkraft der Hand einer Probandin gemessen werden (Scripture et al. 1894).

Das Phänomen dieses Leistungstransfers von der trainierten zur untrainierten Seite wurde sowohl für Krafttraining als auch das Training von motorischen Fertigkeiten beobachtet (Zhou, 2000). Es ist jedoch noch ungeklärt, welche Mechanismen für diesen Effekt verantwortlich sind.

Die meisten Studien, welche mit verschiedenen Trainingsformen bei verschiedenen Muskelgruppen Untersuchungen vorgenommen haben, konnten nach einem einseitigen Training eine Verbesserung der Kraft auf der untrainierten Seite messen (Carroll et al., 2006). Es hat sich auch herausgestellt, dass mit zunehmender Dauer des unilateralen Trainings der Effekt ein wenig zunimmt (Zhou, 2000).

Solche Erkenntnisse können somit auch für die Rehabilitation von grosser Bedeutung sein. In einigen Studien wird die Problematik aufgezeigt, dass eine Kraftabnahme in kurzer Zeit in Folge einer Immobilisation einen signifikanten Funktionsverlust im betroffenen Bereich zur Folge hat. Diesbezüglich ist das Ziel des cross-education Effekts, den Rehabilitationsprozess der Patienten, welche aufgrund der Immobilisation einer Gliedmasse, beispielsweise nach

einer Operation, mit einer Körperseite nicht trainieren können, zu minimieren (Hendy et al., 2011; Hortobagyi, 2005).

Es wurden auch im Bereich des motorischen Trainings Effekte von cross-education beobachtet (Lee et al. 2010; Zhou 2000). Ein Transfer von verschiedenen unilateral trainierten motorischen Fertigkeiten auf die untrainierte Seite konnte festgestellt werden. Dieser Transfer scheint jedoch in Abhängigkeit vom Alter, den Lernumständen und der trainierten Fertigkeit zu sein (Lee et al. 2010).

Bezüglich Anpassungen des H-Reflexes bei cross-education schreiben Lee et al. (2007) in ihrer Studie, dass nach einem fünf wöchigen unilateralen Krafttraining im Sprunggelenk, Veränderungen von H-Reflex Amplituden auf der trainierten Seite gemessen werden konnten, auf der untrainierten Seite sich jedoch keine Anpassungen zeigten.

Lee et al. (2010) betont in der Einleitung zu seiner Studie, dass schon lange bekannt ist, dass ein einseitiges motorisches Training oder eine einseitig erlernte motorische Tätigkeit sich auf die gegenüberliegende Seite auswirken kann. Die genauen Mechanismen sind nicht bekannt und zur Erklärung des „cross-limb transfers“ sieht der Autor zwei mögliche Hypothesen.

In oben erwähneter Studie wurde mittels ballistischen Fingerübungen untersucht, ob Anpassungen im ipsilateralen motorischen Kortex zur Transferleistung, also der Verbesserung der Leistung in der nicht trainierten Hand, beitragen. Bei der Studie führten einundzwanzig Probanden mit der rechten Hand Schnellkraftfingerübungen durch. Die kortikospinale Erregbarkeit wurde in zwei Handmuskeln an der rechten und der linken Hand gemessen. Acht Probanden dienten als Kontrollgruppe- diese trainierten nicht. Bei einem Drittel der Probanden wurde nach dem Training durch Transkranielle Magnetstimulation eine kurze Störung (virtual lesion) der linken Seite des

Motorkortex, bei einem anderen Drittel die rechte Seite des Motorkortex, beigegeführt. Die Studie konnte eine Verbesserung der Leistung in der trainierten Hand (durchschnittlich 93%) und der untrainierten linken Hand (durchschnittlich 62%) aufzeigen. Auch eine Erhöhung der kortikospinalen Erregbarkeit konnte auf beiden Seiten mit der Transkraniellen Magnetstimulation gemessen werden, jedoch nur bei der Versuchsgruppe, aber nicht bei der Kontrollgruppe. Weiter wurde festgestellt, dass (angenommen die rechte Hand wurde trainiert), wenn eine virtual lesion auf der linken Seite des Motorkortex ausgelöst wurde, eine verminderte Trainingsleistung der trainierten Hand resultierte. Hat die Störung auf der rechten untrainierten Seite des Motorkortex stattgefunden, wurde auch eine reduzierte Leistung in der linken Hand verzeichnet. Die Studienleiter begründen diese kortikalen Prozesse der untrainierten Hirnhemisphäre ipsilateral auf die trainierte Seite mit früher gespeicherten ballistischen Leistungen (early retention) (Lee et al. 2010).

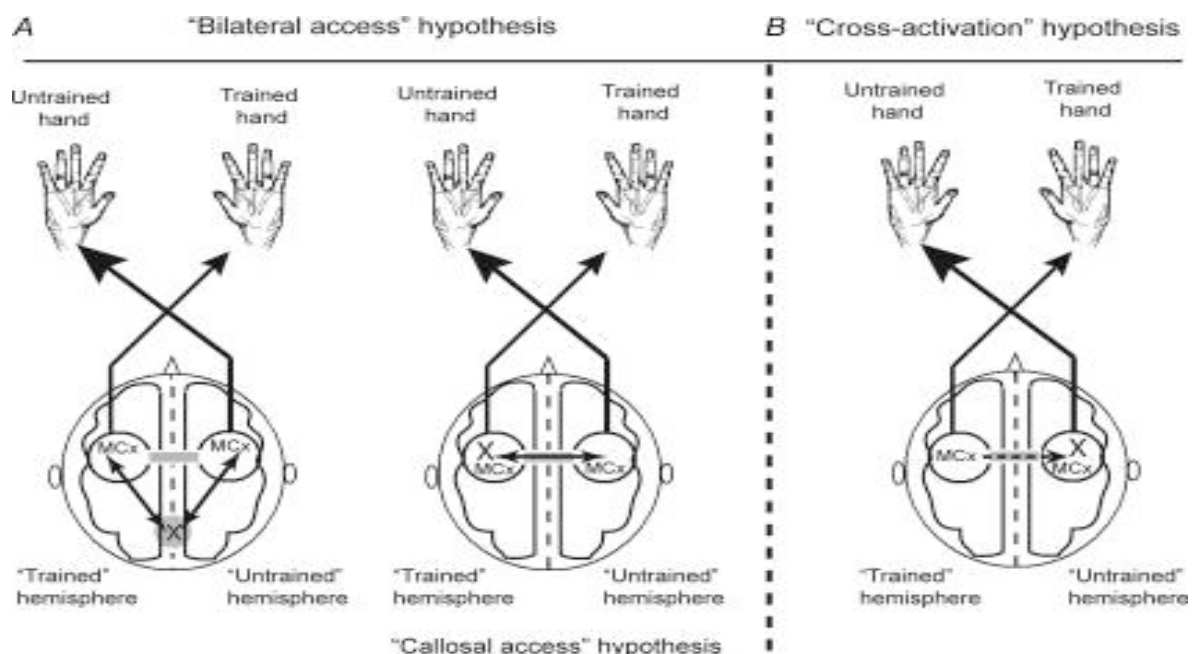


Abbildung 10: Vereinfachte Darstellung Erklärung für cross-education.

Das „X“ stellt den Standort der Anpassung dar, welcher zur verbesserten Leistung der ungeschulten Hand beiträgt. A zeigt zwei Versionen der Hypothese „des bilateralen Zugangs“. B veranschaulicht die „Queraktivierungs“ Hypothese (Lee et al. 2010, S.202).

In der Abbildung 10 sind die zwei Modelle von Annahmen des cross-education Effekts zu sehen. Entsprechend der Hypothese in A treten neuronale Veränderungen an einem Ort auf, wo die Anpassungen in den Bewegungsbereichen für die trainierte Hand und auch für die untrainierte Seite zugänglich sind; beide Körperseiten haben Zugang.

Im Modell B wird die „cross-activation“ veranschaulicht. Es zeigt, dass einseitiges Training zu unabhängigen neuronalen Veränderungen in der linken sowie der rechten Hemisphäre führen. Den ipsilateralen Anpassungen wird der Effekt der cross-education auf der untrainierten Körperhälfte zugeschrieben. Durch seine Studien nimmt Lee et al. (2010) an, dass die Adaption auf die gegensätzliche Seite - eine spinale Anpassung - durch ballistisches Training mit dem cross-activation Modell erklärt werden kann. Bei durch sensomotorisches Training ausgelösten Transferleistungen sieht er die Hauptverantwortung eher im bilateral access. Für die Ursachen von der cross-education sind mehrere Modelle denkbar und scheinen sich nicht gegenseitig auszuschliessen (Lee et al. 2010, Carroll et al. 2006).

1.4 Hypothesen

1. Die Gleichgewichtsfähigkeit verbessert sich sowohl im trainierten wie im untrainierten Bein, wobei im untrainierten Bein die Verbesserung geringer ausfallen wird.
2. Die isometrische Explosivkraft verbessert sich sowohl im trainierten wie im untrainierten Bein, wobei die Kraftzunahme auf der untrainierten Seite geringer ausfallen wird.
3. Die H/M-Ratio nimmt im trainierten Bein wie im untrainierten Bein ab.

2. Methoden

2.1 Probanden

An der Studie haben dreissig Probanden ohne neurologische und orthopädische Verletzungen oder Schwächen teilgenommen.

Probandenkollektiv n=30 (22w, 8m)	Minimum-Maximum	Mittelwert	Standartabweichung
Alter (Jahre)	19-37	22,3	3,3
Grösse (cm)	165 – 189	174,4	8,1
Körpergewicht (kg)	51 - 93	65,4	9,8

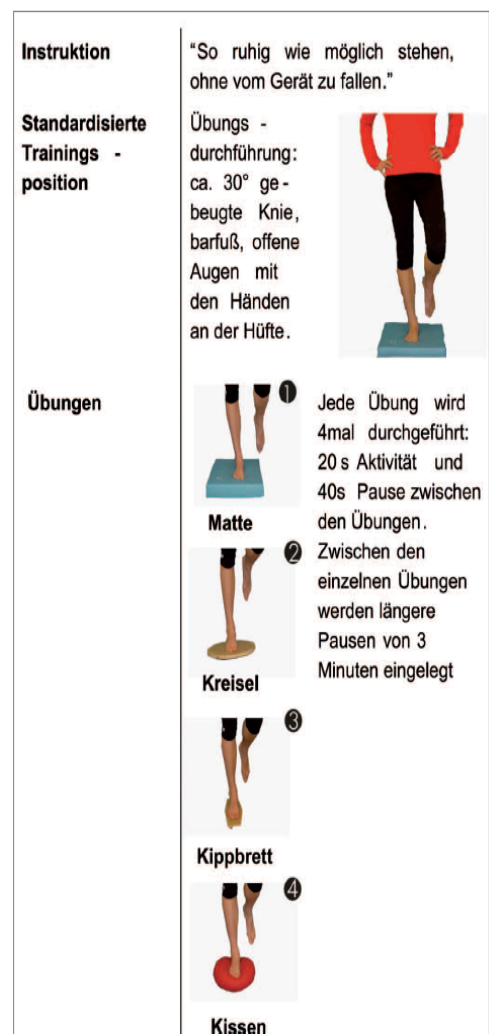
Tabelle 1: Probandenkollektiv

Alle waren zum Zeitpunkt der Messung Studierende der Psychologie der Universität Freiburg oder Technikstudenten an der Hochschule in Freiburg. Die Probanden wurden über das Ziel und den Ablauf der Studie informiert und haben vor Testbeginn eine Einverständniserklärung unterschrieben.

2.2 Untersuchungsdesign

Die Probanden konnten sich für die Trainings- oder die Kontrollgruppe anmelden. In beiden Gruppen waren somit 15 Personen und alle durchliefen gleichermassen den Eintritts- und Austrittstest. Die Trainingsgruppe absolvierte während 4 Wochen 16 Trainingseinheiten an dreissig Minuten. Wochentags wurden über diesen Zeitraum täglich 1-2 Trainings angeboten, welche von den Testleitern oder Assistenten der Abteilung für Bewegungswissenschaften der Universität Freiburg geleitet wurden. Die Probanden mussten sich für 3-4 Trainings pro Woche einschreiben. Die Probanden der Kontrollgruppe absolvierten keine Trainings, sie behielten ihre normalen Alltagsaktivitäten bei. Das einbeinige sensomotorische Training führten die Probanden mit ihrem selbst bestimmten stärkeren Bein durch. Es wurde auf vier unterschiedlichen Unterlagen in 4 Serien an 20-30 Sekunden trainiert. Während den Serienpausen und den Unterlagswechseln zwischen Airexmatte, Kippkreisel, Kippbrett und Luftkissen gab es kurze Erholungsphasen von 40 Sekunden. Die zu beachtenden Kriterien waren vorallem den Blick gerade aus und die Hände in den Hüften zu halten. Nach Ablauf der ersten zwei Trainingswochen wurde die Intensität der Übungen gesteigert. Die Zeit der 4 Serien wurde auf 45 Sekunden erhöht, fortgeschrittene Probanden wurden zusätzlich angewiesen, die Übungen mit geschlossenen Augen durchzuführen.

Abbildung 11: Das einbeinige SMT (Taube 2012, S. 1)



2.3 Messmethoden

2.3.1 Muskelaktivitätsmessung / Elektromyographie

Als Messmethode der Muskelaktivität wurde die Elektromyographie (EMG) gewählt; sie gewährleistete die Mobilität des Probanden, bedingte aber eine gute Vorbereitung. Die Untersuchungsmethode beeinträchtigte die Bewegungsfreiheit des Probanden nur minimal; mit einem Gürtel wurden die Kabel kompakt zusammengehalten. Die gute Anbringung der Elektroden und Kabel war sehr wichtig und wurde durch folgende Vorbereitungsschritte sichergestellt. Damit die Elektroden auf der Haut gut klebten und Störungen vermieden werden konnten, wurden die Hautpartien des Unterschenkels in einem ersten Schritt rasiert. Dann zur Verbesserung der Ableitungsqualität mit Schleifpapier präpariert und in einem dritten Schritt mit Desinfektionsmittel gereinigt. Die vier Muskelpartien: M. rectus femoris (RF), M. soleus (SOL), M. tibialis anterior (TA) und M. gastrocnemius medialis (GAS) mussten dann eruiert werden. Der Proband wurde angewiesen, mit dem beispielsweise rechten Fussgelenk die Positionen der Extension, der Flexion, der Pronation und der Supination einzunehmen; dabei kamen die Muskelstellen zum Vorschein und die Elektroden konnten genau platziert werden. Damit die Daten störungsfrei gewonnen werden konnten, mussten alle Elektroden und Kabel zusätzlich gut kontrolliert werden.

2.3.2 Periphere Nervenstimulation

Zum Bestimmen des H-Reflexes wurde die Methode der peripheren Nervenstimulation gewählt. Der Proband wurde in der Kniekehle mit einem elektrischen Impuls angeregt, um somit den nervus tibialis zu reizen und einen Reflex auszulösen. Eine Anode wurde vorne am Knie an die Patellasehne mit Klebstreifen fixiert. Das Gegenstück, die Katode, wurde nicht angeklebt, sondern in der Kniekehle platziert, damit durch Verschiebung der Nerv gesucht

werden konnte. Die Stelle wurde mit der grössten Reflexantwort des Beines bestätigt und konnte markiert werden. Zur Stimulation des H-Reflexes wurde diese Stelle mit einer Elektrode versehen. Unter beiden angeklebten Elektroden wurde, zur besseren Leitfähigkeit des elektrischen Impulses, Elektrodengel gegeben.

2.3.3 Gleichgewichtsmessungen

Für die Messung des Gleichgewichts der Probanden stand der Untersuchung ein Posturomed zur Verfügung, welches in Rehabilitationseinrichtungen weit verbreitet ist. Das Posturomed ist ein Trainingsgerät mit einer instabilen Plattform, kombiniert mit einem Wegaufnahmesystem, welches als Messgerät zum Bestimmen des Gleichgewichts eingesetzt wird. Auf dem Computer wurden die Wege der Plattform in der horizontalen-frontalen (X-Achse) und der horizontalen-sagittalen (Y-Achse) Ebene erfasst und gespeichert.



Abbildung 12: Posturomed

Quellenangabe: http://www.its-sport.de/images/product_images/popup_images/948_0.jpg

2.3.4 Isometrische Explosivkraft

Die Messung dient dazu, die durch bestimmte Muskelgruppen erzeugte Kraft objektiv zu messen. Bei der isometrischen Kraftmessung drückten die Probanden in einer vorher festgelegten Fussgelenkstellung, 90 Grad im Knie und Sprunggelenk, mit maximaler Anspannung gegen einen unbeweglichen Hebelarm. In dem angeschlossenen Computer wurde die dabei aufgewendete Kraft ermittelt.

2.4 Untersuchungsablauf

Örtlichkeit der Eintritts- und Austrittsteste war das Labor im Physikgebäude der Universität Freiburg. Der Proband wurde in den 90-minütigen Eintrittstest eingeführt, Risiken und offene Fragen konnten geklärt werden. Sobald die Testpersonen eine Einverständniserklärung unterzeichnet hatten, konnte die Testphase beginnen. Gestartet wurde mit der in Kapitel 2.3.1 erklärten Vorbereitung der Probanden für die EMG Messungen. Ein wichtiger Punkt: alle Messungen fanden ohne Schuhwerk statt. Die EMG Messung wurde einbeinig auf verschiedenen Unterlagen durchgeführt. Das beginnende Standbein durfte der Proband selber wählen. Die Messdauer war individuell, jedoch immer so lange, bis die optimale Reflexantwort der H/M Kurve festgehalten werden konnte. Die Stärke der elektrischen Stimulation wurde durch die Testleiter variiert und war vom Proband abhängig. Die Messungen auf den verschiedenen Unterlagen, gingen folgendermassen von statten. Erste Unterlage war der Boden, als zweite Unterlage wurde das Posturomed gewählt, wobei ohne Auslenkung der Plattform gemessen wurde. Als dritte Messunterlage diente der Kippkreisel. Während diesen drei Messungen wurden jeweils immer H-Reflexe appliziert. Grösstenteils empfanden die Probanden diese Messungen als unangenehm und waren froh, als Anode und Katode entfernt wurden.

In der zweiten Untersuchungsphase wurde das Gleichgewicht mittels Posturomed gemessen. Zunächst befand sich die Posturomed Plattform in Ruhe und wurde durch den Proband bewegt. Dieser bekam von den Testleitern die Anweisung, so ruhig wie möglich im Einbeinstand auf dem Gerät zu stehen. Als zweite Messung auf dem Posturomed, wurde die Platte seitlich arretiert und wiederum vom Testleiter auf Knopfdruck ausgelöst. Der Proband musste somit die schwingende Plattform so rasch wie möglich in eine ruhige Position bringen. Beim Absetzen des Fusses musste die Messung wiederholt werden.

Die dritte Untersuchungsphase bezog sich auf die Kraftmessung, welche mit der Kraftmessplatte, einem Instrument um die Kraftverteilung unter den

Füssen zu erfassen, durchgeführt wurde. Die Probanden wurden angewiesen, einbeinig, so ruhig als möglich auf der Kraftmessplatte zu stehen. Die Messdauer betrug 10 -15 Sekunden. In der vierten Untersuchungsphase wurde die Explosivkraft im Sprunggelenk gemessen. Der Proband sass auf einem Tisch, das getestete Bein rechtwinklig angehoben, gemessen wurde drei Mal auf das Kommando der Testleiter. Nach Abschluss des gewählten Startbeines wurden alle Messungen in der- selben Reihenfolge mit dem anderen Bein durchlaufen.

2.5 Datenanalyse und Statistik

2.5.1 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 [$2 \text{ (Gruppe)} * 2 \text{ (Zeit)} * 2 \text{ (Bein)}$] 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.

2.5.2 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) [$\text{Gruppe (2)} * \text{Zeit (2)} * \text{Bein (2)} * \text{Bedingung (3)}$] analysiert.

2.5.3 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.

3. Resultate

3.1 Gleichgewicht

3.1.1 Posturomed

Abbildung 13 zeigt, dass es bei beiden Gruppen eine sehr ähnliche Anpassung über die Zeit gab, wenn die Probanden auf dem Posturomed ohne Perturbation getestet wurden. Dies führte dazu, dass keine signifikant unterschiedliche Anpassung zwischen den Gruppen über die Zeit beobachtet werden konnte (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: $F_{1;25} = 0.119$; $p = 0.733$).

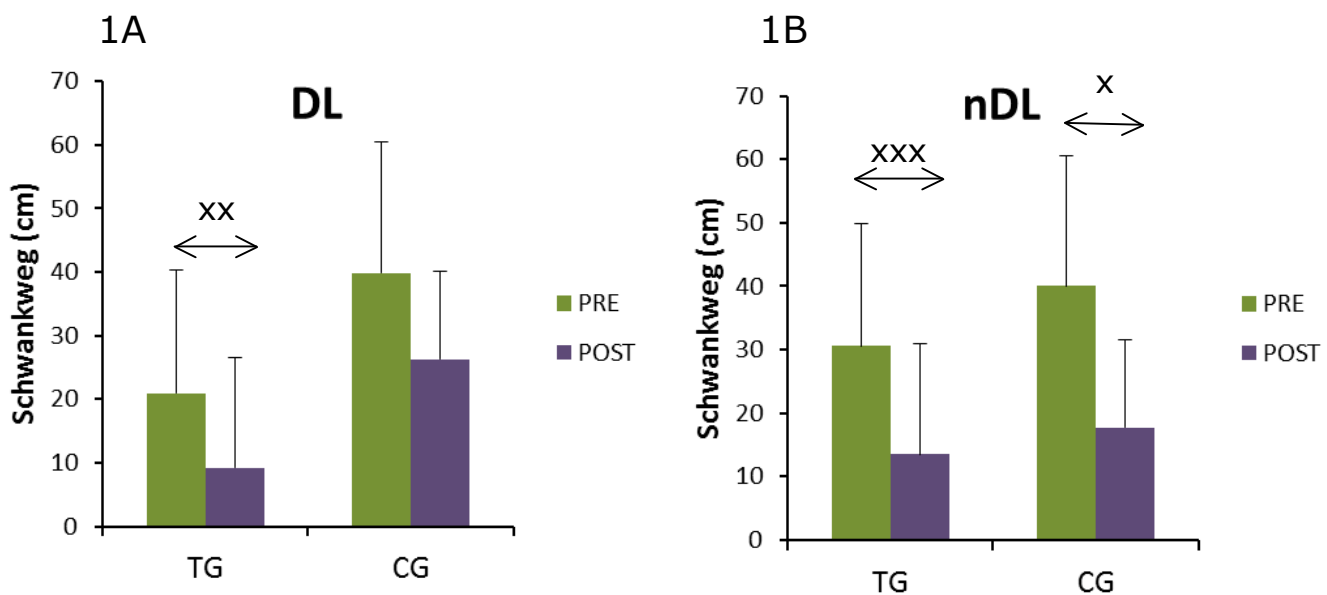


Abbildung 13: Schwankweg Posturomed ohne Perturbation

(TG= Trainingsgruppe; CG=Kontrollgruppe, **1A** zeigt den Unterschied des Schwankwegs der Posturomedplatte des dominanten Beines (DL) mit Standardabweichung vor dem Training und nachher, xx= hoch signifikant **1B** zeigt den Schwankweg des nicht dominanten Beines, xxx= höchst signifikant, x= signifikant).

Wenn die Probanden auf dem Posturomed mit Perturbation getestet wurden, gab es zwischen den beiden Gruppen eine starke Tendenz zu einer unterschiedlichen Anpassung über die Zeit (siehe Abbildung 14: Zeit * Gruppe Effekt: $F_{1;25} = 4.01$; $p = 0.056$). Die Kontrollgruppe zeigte in der vorliegenden Studie starke Anpassungen des nDL im Gleichgewicht und keine signifikanten Anpassungen des DL, wohingegen die Trainingsgruppe in beiden Beinen signifikante Anpassungen erzielte. Durch diese unterschiedlichen Anpassungen konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen über die Zeit zwischen den Beinen beobachtet werden (Zeit * Gruppe * Bein Effekt: $F_{1;25} = 5.38$; $p = 0.029$).

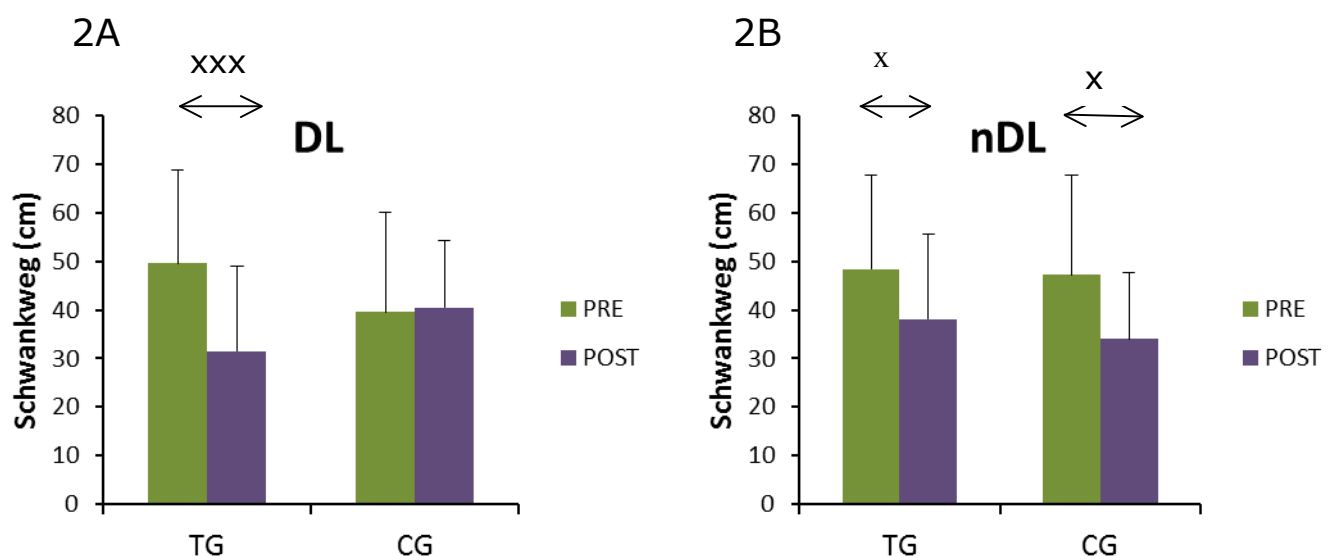


Abbildung 14: Schwankweg Posturomed mit Perturbation

(TG= Trainingsgruppe; CG=Kontrollgruppe, **2A** zeigt den Unterschied des Schwankwegs der Posturomedplatte des dominanten Beines (DL) mit Standardabweichung vor dem Training und nachher, xxx= höchst signifikant **2B** zeigt den Schwankweg des nicht dominanten Beines, x= signifikant).

3.1.2 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) von Eingangs- zu Ausgangstest beobachtet werden. Dadurch bedingt war kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen über die Zeit zwischen den Beinen festzustellen (Zeit * Gruppe * Bein Effekt: $F_{2;26} = 0.216$; $p = 0.807$).

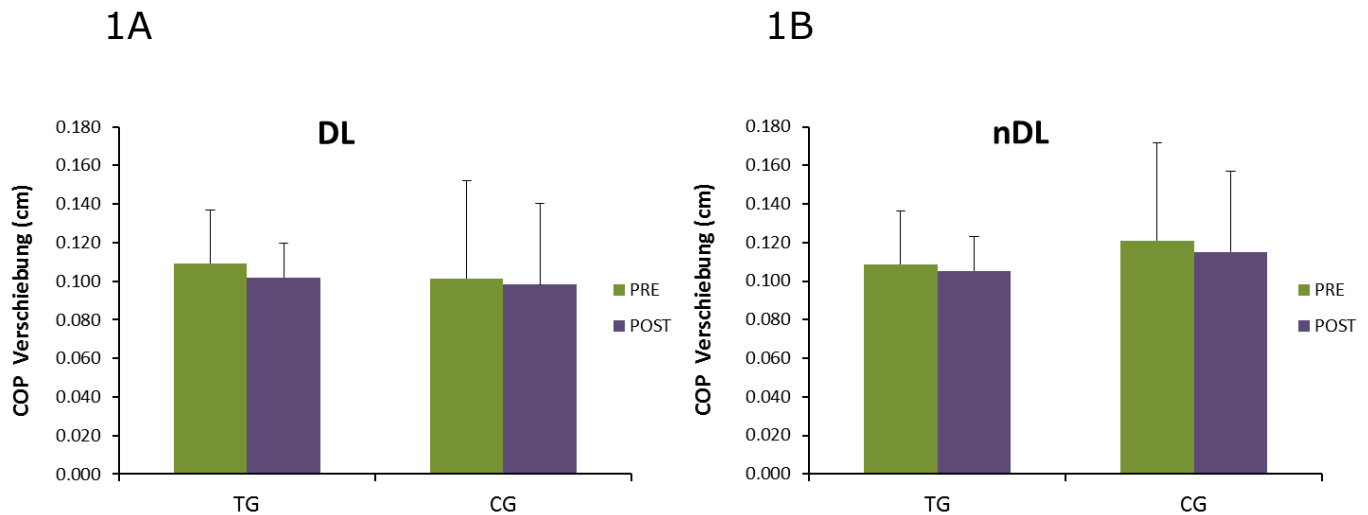


Abbildung 15: COP Verschiebung auf Kraftmessplatte

(TG= Trainingsgruppe; CG=Kontrollgruppe, **1A** zeigt den Unterschied der Verschiebung auf der Kraftmessplatte des dominanten Beines (DL) mit Standardabweichung vor dem Training und nachher, **1B** zeigt den Unterschied der Verschiebung auf der Kraftmessplatte des nicht dominanten Beines).

3.2 Explosivkraft

Abbildung 16 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, da auch die Kontrollgruppe im DL eine signifikante Anpassung erzielte (Zeit * Gruppe * Bein Effekt: $F_{1;25} = 1.042$; $p = 0.317$).

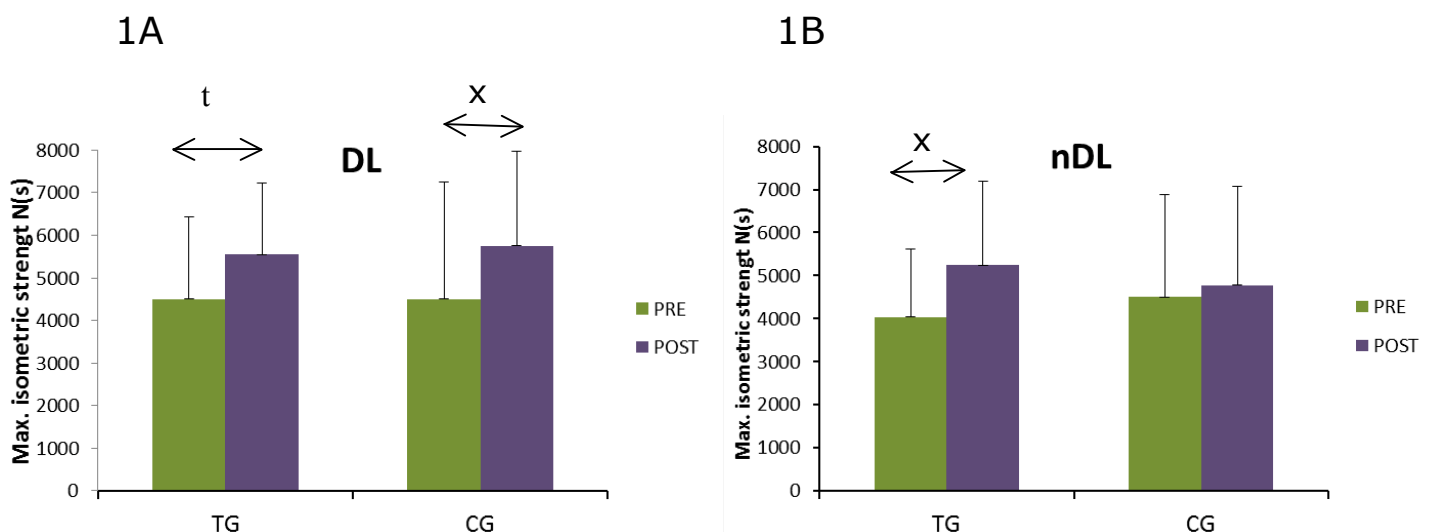


Abbildung 16 : Maximale isometrische Explosivkraft der Plantarflexion

(TG= Trainingsgruppe; CG=Kontrollgruppe, **1A** zeigt die Maximale Explosivkraft des dominanten Beines (DL) mit Standartabweichung vor dem Training und nachher , t= Tendenz zur Signifikanz **1B** zeigt die Maximale Explosivkraft des nicht dominanten Beines, x= signifikant).

3.3 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 nicht signifikante 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: $F_{2;54} = 0.74$; $p = .482$)).

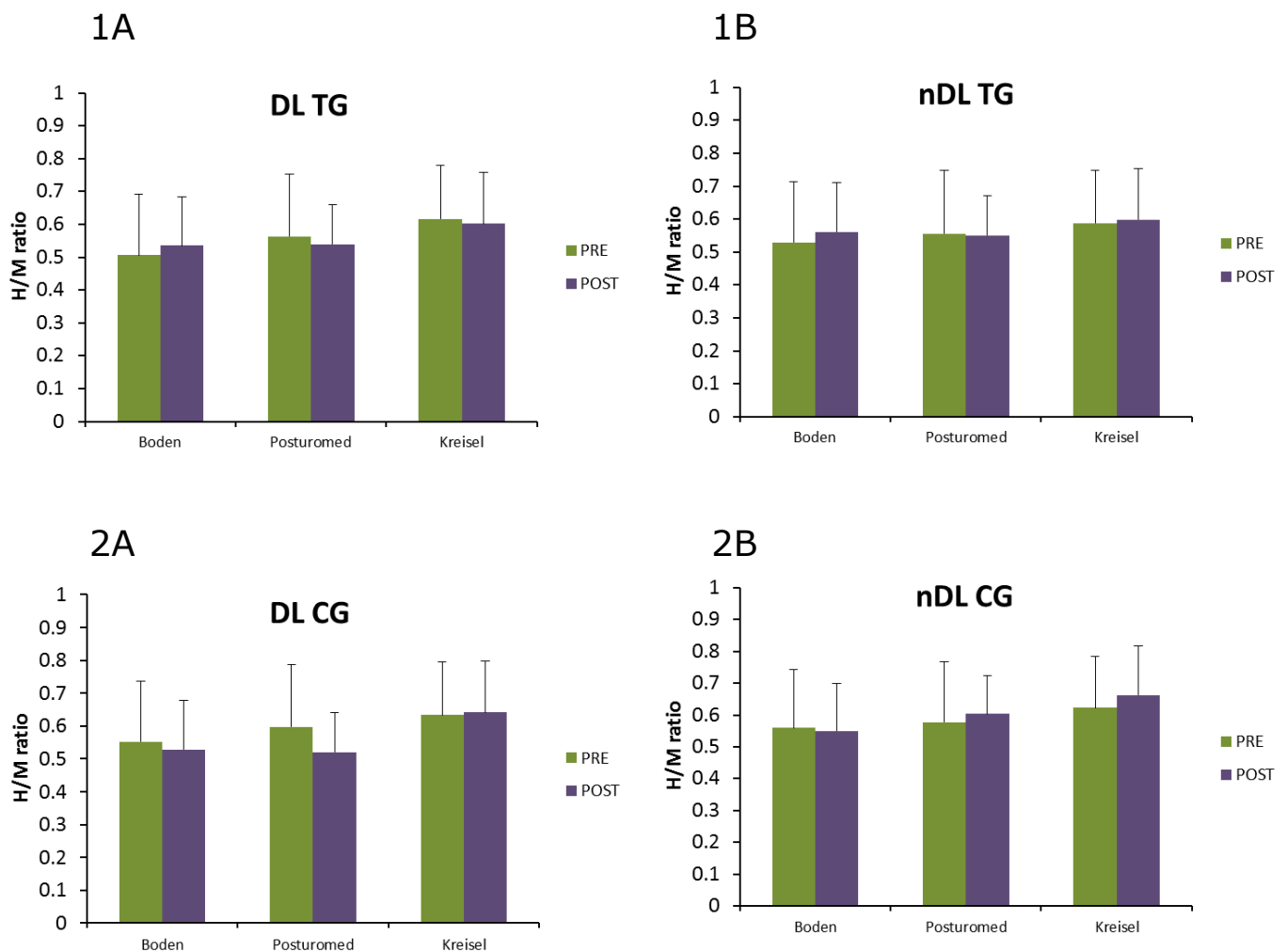


Abbildung 17: H/M ratios auf den drei verschiedenen Standbedingungen

(**1A** zeigt den H/M ratio des dominanten Beines (DL) der Trainingsgruppe (TG) auf dem Boden=Einbeinstand, auf dem Posturomed und dem Kreisel, mit Standardabweichung vor dem Training und nachher **1B** zeigt den H/M ratio des nicht dominanten Beines (nDL) der Trainingsgruppe (TG) auf dem Boden=Einbeinstand, auf dem Posturomed und dem Kreisel. **2A** zeigt den H/M ratio des dominanten Beines (DL) der Kontrollgruppe (CG) auf dem Boden=Einbeinstand, auf dem Posturomed und dem Kreisel. **2B** zeigt den H/M ratio des nicht dominanten Beines (nDL) der Kontrollgruppe (CG) auf dem Boden=Einbeinstand, auf dem Posturomed und dem Kreisel).

4. Diskussion und Schlussfolgerung

Das vierwöchige sensomotorische Gleichgewichtstraining führte bei der Trainingsgruppe zu einer verbesserten Gleichgewichtsfähigkeit. Die grösste Leistungssteigerung konnte dabei bei den schwierigeren Gleichgewichtstests beobachtet werden. Im Bereich der Explosivkraft ergaben sich bei der Trainingsgruppe erhöhte Werte; da jedoch auch bei der Kontrollgruppe eine Steigerung der Explosivkraft hervorging, ist der Trainingseffekt nicht eindeutig zu benennen. Keine Adaption nach der Trainingsphase ist hingegen bei den H-Reflexmessungen zu verzeichnen.

Gleichgewicht

Die Hypothese, dass sich die Gleichgewichtsfähigkeit nach dem 4 wöchigen sensomotorischen Training im trainierten Bein sowie im untrainierten Bein verbessern wird, konnte bestätigt werden. Die Trainingsgruppe verzeichnete eine signifikante Zunahme der Gleichgewichtsfähigkeit. Interessanterweise wurde bei den Probanden im untrainierten Bein eine grössere Veränderung festgestellt als beim trainierten Bein. Das heisst, der Schwankweg der Posturomedplatte konnte bei Messungen ohne Auslenkung durch das Training verkürzt werden.

Die Länge des Schwankweges auf dem Posturomed mit Perturbation zeigte beim stärkeren Bein eine höchst signifikante Verbesserung ($DL=xxx$). Beim schwächeren Bein wurde bei derselben Messung ein signifikantes Ergebnis verzeichnet ($nDL=x$). Durch das Training ist eine Steigerung der Gleichgewichtsfähigkeit zu erkennen. Die Ergebnisse des Schwankweges auf dem Posturomed mit Auslenkung zeigen, dass das trainierte Bein einen klar positiveren Trainingseffekt aufweist. Die Tatsache, dass beim untrainierten Bein zwar eine Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit resultierte, diese

aber geringer ausfällt als beim trainierten Bein, weist auf die cross-education hin. In einer Studie von Lee und Mitarbeitern (Lee et al. 2010) gehen Resultate hervor, welche postulieren, dass sich das einseitige motorische Training auch auf die gegenüberliegende Seite auszuwirken vermag. Die Annahme, dass dieser hervorgerufene Effekt der cross-education in dieser Studie stattgefunden hat, liegt nahe. Lee hat die Untersuchungen mit den oberen Extremitäten (der Hand) durchgeführt, es kann jedoch davon ausgegangen werden, dass diese Theorie auch auf die unteren Extremitäten ausgeweitet werden kann. Als Modell zur Erklärung könnte die Hypothese des „Bilateral access“ (Abb.10) in Kapitel 1.3 herbeigezogen werden. Dies würde bedeuten, dass neuronale Anpassungen stattgefunden haben. Zugang zu diesen Anpassungen hätten dann sowohl das trainierte als auch das nicht trainierte Bein. Messungen bezüglich der neuronalen Anpassung, die diese Hypothese untermauern würden, wurden in dieser Studie nicht gemacht.

Es fällt auf, dass nach einem vierwöchigen Gleichgewichtstraining die Ergebnisse der beiden Gleichgewichtsmessungen auf dem Posturomed - einmal mit, einmal ohne Perturbation - unterschiedlich ausgefallen sind. Man könnte davon ausgehen, dass die einfachere Übung auf dem Posturomed ohne Auslenkung nach trainierter Gleichgewichtsfähigkeit mit mehr Erfolg durchgeführt werden sollte. Eine Rolle könnte die Art der Gleichgewichtsübungen gespielt haben. Die Trainingsunterlagen waren horizontal und vertikal instabil und der Spielraum des Fusses grösser als auf dem Posturomed. Der Test umfasste lediglich die horizontale Ebene. Durch die Übungen des sensomotorischen Trainings besteht die Möglichkeit einer Gleichgewichtsverbesserung in vertikaler Ebene, welche beim Ein- und Austrittstest jedoch nicht geprüft wurde. Die Verbesserung der Trainingsgruppe mit dem trainierten Bein fiel bei der schwierigeren Posturomed Messung mit Perturbation grösser aus als ohne Perturbation. Dies lässt vermuten, dass die einfacheren Testbedingungen den Gleichgewichtseffekt nicht optimal veranschaulichten. Aus einer anderen Studie (Taube et al. 2010) ging hervor, dass das Ausmass der Trainingsanpassung bei einfacheren

Testbedingungen weniger geeignet zu sein scheint, um den Gleichgewichtserfolg zu messen.

Vergleicht man die Werte des Eintrittstests der Testgruppe und der Kontrollgruppe bei der Gleichgewichtsmessung ohne Perturbation, fällt der grosse Unterschied im Schwankweg auf. Die Testbedingungen beim Eintrittstest waren für alle Probanden gleich. Trotzdem ist der Wert der Kontrollgruppe im Mittel doppelt so gross wie der der Testgruppe (TG= 20cm, CG=40cm). Die Testgruppe verfügt somit bei Testeintritt über ganz klar bessere Gleichgewichtsfähigkeiten. Verschiedene Faktoren könnten Einfluss haben wie: die Tagesform, die Nervosität oder die vorgängige, als unangenehm empfundene Nervenstimulation. Denkbar ist auch, dass sich per Zufall unter den Teilnehmern der Testgruppe mehrere Hobbysportler befunden haben. Die Probanden wurden willkürlich in die Test- und Kontrollgruppe aufgeteilt. Der Wunsch nach unsportlichen Personen müsste bei der Probandensuche klar ausgesprochen werden, und, damit eine heterogene Aufteilung garantiert wäre, sollte die Testbatterie von den Studienleitern organisiert werden.

Genauer in Betracht ziehen muss man auch die signifikante Verbesserung des Schwankweges der Kontrollgruppe bei derem nicht dominantem Bein. Ein Lerneffekt dieses einfacheren Tests könnte der Grund dafür sein. Die Werte des Eintrittstests der Kontrollgruppe sind auf einem bescheidenen Niveau. Womit der Erfahrungswert sowie die Tagesform des Probanden eine Verbesserung beim Austrittstest als naheliegend erscheinen lassen. In einer Folgestudie müsste man sich etwas überlegen, um diese Möglichkeit des Lerneffekts zu umgehen: zum Beispiel verschiedene vergleichbare Tests zu machen, jedoch nie zweimal denselben.

Aus dem Test der Kraftmessplatte konnten keine brauchbaren Daten gewonnen werden. Der Grund könnte darin liegen, dass die Mess- und Standbedingungen zu einfach waren.

Eine Schwäche dieser Studie liegt in der Selbstwahl des dominanten Beines (DL). Im Verfahren wurden die Probanden lediglich gefragt, welches Bein sie als ihr dominantes bezeichnen. Getestet wurde dies jedoch nicht. Im Bezug auf Gleichgewichtsfähigkeit könnte der Trainingseffekt beeinflusst worden sein, was die Ergebnisse verfälscht hätte. In einer nächsten Studie müsste eine Methode zur Bestimmung des stärkeren Beins zum Konzept gehören.

Explosivkraft

Die Hypothese, dass ein vierwöchiges Gleichgewichtstraining sich auf die isometrische Explosivkraft des trainierten Beines wie auch des untrainierten Beines positiv auswirkt und dabei die Kraftzunahme auf der untrainierten Seite geringer ausfällt, kann nur teilweise bestätigt werden. Bei der Trainingsgruppe kann eine Tendenz zur Signifikanz festgestellt werden. Bei beiden Beinen wurden bei den Explosivkraftmessungen im Austrittstest bessere Leistungen erzielt. Jedoch ist die Kraftzunahme im untrainierten Bein nicht geringer, wie in der Hypothese angenommen, sondern leicht höher. Auch die Kontrollgruppe hat sich verbessert. Im Vergleich der beiden Gruppen ist kein signifikanter Unterschied auszumachen. Bei der Betrachtung der Ergebnisse fällt auf, dass die Verbesserung der Kontrollgruppe beim stärkeren Bein grösser ist als die Leistungszunahme der Trainingsgruppe.

Als Ursache der Ergebnisse der Kontrollgruppe könnte man die Tagesform sehen. Die Werte der Trainingsgruppe beim Eintrittstest waren auf einem ähnlichen Anfangsniveau wie bei der Kontrollgruppe. Beim Austrittstest wurde eine tiefere Kraftzunahme gemessen als bei den Probanden, welche in dem Monat nicht spezifisch trainiert haben. Die Annahme liegt nahe, dass die Testprobanden durch das häufige Training bei dem Austrittstest Ermüdungserscheinungen zeigten. Auch ein Faktor, welcher mit der Tagesform einhergeht. Erwähnte Studien, welche eine Zunahme der Explosivkraft durch sensomotorisches Training postulierten (Granacher et al.

2006a, 2007, Gruber und Gollhofer 2004), stützen sich auf Ergebnisse von hauptsächlich älteren Menschen. Bezüglich jüngeren Probanden sind wenig Forschungsberichte zu finden; lediglich (nur diese sind dem Autor dieser Arbeit bekannt) Granacher und Mitarbeiter (Grancher et al. 2006b) untersuchten die Auswirkung von Gleichgewichtstraining bei jüngeren Probanden. Resultiert hat auch da eine Verbesserung der Explosivkraft.

Die Ursache für die verbesserte Explosivkraft im untrainierten Bein der Testgruppe lässt die Vermutung zu, dass ihr stärkeres Bein für die Gleichgewichtsfähigkeit nicht gleichbedeutend das stärkere Bein für die Explosivkrafttests sein muss.

Auch bei diesem Test der Explosivkraft muss der Umstand berücksichtigt werden, dass die Probanden ihr dominantes Bein selbst ausgewählt haben. Neben der Tagesform ein Faktor, welcher die Ergebnisse massgebend beeinflusst haben könnte.

H-Reflex

Die Messwerte des H/M-Ratio unterschieden sich nicht zum Zeitpunkt des Eintritts- und Austrittstests. Das vierwöchige Training scheint somit keine Adaptationen im spinalen Reflexmechanismus ausgelöst zu haben. Die Hypothese, dass die H/M-Ratio im trainierten wie im untrainierten Bein abnimmt, kann somit nicht bestätigt werden.

Will man einen H-Reflex applizieren, muss beachtet werden, dass dieser sehr verschiedenen Einflüssen unterliegt. Der SOL, wo der H-Reflex gemessen wird, ist je nach Gelenkposition, genauer gesagt dem Gelenkwinkel, anders positioniert (kontrahiert, gehemmt). Die Elektroden können in Folge von dynamischen Bewegungen verrutschen und die Stimulation stören. Die Haltung während der Stimulation ist wichtig; diese sollte statisch sein, da bei

dynamischen Bewegungen die antagonistische Hemmung (Schienbeinmuskel) den Reiz verfälschen kann. Beste Voraussetzung für eine Messung wäre der liegende Zustand oder der ruhige Stand; die Beine sollten leicht angewickelt sein. Zehr (2002, S.462) schreibt folgenden Satz dazu: „... despite the above caution, there are scenarios in which changes in H-reflex excitability could reflect alphanotoneuron excitability. For example, if a subject maintained the same postural orientation, the same intent, the same level of muscle activation, and was not moving..“

Aus den Ergebnissen lässt sich ableiten, dass die oben genannten Testbedingungen zu wenig genau berücksichtigt wurden. Die Resultate lassen keinerlei Schlussfolgerungen zu. Sie scheinen willkürlich herausgekommen zu sein. Grund dafür sind sehr wahrscheinlich die stetig veränderten Testbedingungen. Der H-Reflex wurde den Probanden während sie im Einbeinstand auf dem Kreisel, Posturomed oder am Boden waren, appliziert. Zudem war der Zeitpunkt der Stimulation nicht klar definiert, was bedeutet, dass die Testbedingungen nicht standardisiert waren.

Anpassungen an das Gleichgewichtstraining könnten auf der Ebene des motorischen Kortex passiert sein; Messungen wie die transkranielle Magnetstimulation sind in dieser Studie nicht gemacht worden. Taube und Mitarbeiter (Taube et al. 2007) stellten Vermutungen an, dass infolge von Gleichgewichtstraining sich die posturalen Kontrollmechanismen vom Motorkortex zu subkortikalen Arealen verlagern.

Schlussbetrachtung

Zum Ende bleibt festzuhalten, dass zur Verbesserung von Bewegungsabläufen sich die Trainingsmethode des sensomotorischen Trainings auch in dieser Studie bewährt hat. Die Anpassungen der Gleichgewichtsfähigkeit lassen sich am besten an erschwerten Testbedingungen (Posturomed mit Perturbation) messen.

Dass dieses Training auch einen Einfluss auf die Explosivkraft haben kann, hat die vorliegende Studie anhand der Daten der Testgruppe gezeigt. Diese Resultate müssen jedoch in Anbetracht der Resultate der Kontrollgruppe relativiert werden. Daraus lässt sich die Schlussfolgerung ziehen, dass es weiterer Studien benötigt, um Daten zu gewinnen. Dabei sollte bei der Probandensuche und der Einteilung der Test- und Kontrollgruppe mehr darauf geachtet werden, dass diese Gruppen ausgeglichen sind. Ein Punkt, welchem mehr Beachtung geschenkt werden müsste, ist die Bestimmung des stärkeren Beines. Dazu wäre es sinnvoll, dies per Test sicher zu stellen. „Leider“ lässt sich nichts aus den Daten der H/M-Ratio gewinnen. Die Testbedingungen müssten in einer nächsten Untersuchung standardisiert werden.

Literaturverzeichnis

- Carroll, T.J., Herbert, R.D., Munn, J., Lee, M. & Gandevia, S.C. (2006). Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. *Journal of Applied Physiology*, 101, 1514–1522.
- Granacher U., Gollhofer A., Strass D. (2006): Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait Posture* 24: 459–466.
- Granacher, U., Gruber, M., Strass, D., Gollhofer, A. (2007). Auswirkungen von sensomotorischem Training im Alter auf die Maximal- und Explosivkraft. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 58(12), 446-451.
- Gruber M. & Gollhofer A. (2004): Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *Eur. J. Appl. Physiol.* 92: 98– 105.
- Gruber, M., Taube, W., Gollhofer, A., Beck, S., Amtage, F., Schubert, M. (2007a). Training – specific adaptations of H- Reflex and S-Reflex in human soleus. *Journal of motor behavior.*, 39, 68-78.

- Gruber, M., Taube, W., Schubert, M., Beck, S., Gollhofer A. (2007b). Differential Effects of Ballistic Versus sensorimotor Training on rate of force development and neural Activation in humans. *Journal of Strength and Conditioning Research.*, 21, 274-282.
- Hendy, A.M. , Spittle, M. , Kidgell, D.J.(2011). Cross education and immobilisation: Mechanisms and implications for injury rehabilitation. *Sports Medicine Australia.*, 15(2):94-101.
- Horak FB, Dimitrova D, Nutt JG (2005) Direction-specific postural instability in subjects with Parkinson's disease. *Exp. Neural* 193(2): 504-21
- Hortobágyi, T. (2005). Cross Education and the Human Central Nervous System. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22–28.
- 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), 201–212.

Markworth P. (2006). *Sport Medizin*. Rowohlt Taschenbuch Verlag, Hamburg, (20.Auflage).

Nashner LM. Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp Brain Res* 1976; 26: 59–72.

Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D. und Hoffman, M. A. (2004). The Hoffmann Reflex: Methodologic Considerations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research. *J Athl Train* 39(3): 268

Schieppati, M. (1987). The Hoffmann reflex: a means of assessing spinal reflex excitability and its descending control in man. *Prog.Neurobiol.* 28, 345-376.

Schmidt, Robert F.; Lang, Florian; Heckmann, Manfred (Hrsg.)(2010) "Motorische Systeme" in: *Physiologie des Menschen*, 31. Aufl. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokio

Scripture, E.W., Smith, T.L. & Brown, E.M. (1894). On the education of muscular control and power. *Studies from the Yale Psychological Laboratory*, 2, 114–119.

Taube, W. , Kullmann,N., Leukel,C. , Kurz,O. , Amtage, F., Gollhofer, A. (2006). Differential Reflex Adaptations following Sensomotor and strength Training in young elite athletes. *Sports Med.*, 28, 999-1005.

- Taube, W., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., Gollhofer, A., Schubert, M. (2007). Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiol.*, 347–358.
- Taube, W., Bracht, D., Besemer, C., Gollhofer, A. (2010). Einfluss eines Inline-Tainings auf die Gleichgewichtsfähigkeit älterer Personen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. 61 (2), 45-51.
- Taube, W. (2012). Neural Control of Posture and the Influence of Balance Training. *J Neurol Neurochir Psychiatr* 2012;12 (Pre-Publishing Online), 1-9
- Zehr, P. E. (2002). Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *Eur.J.Appl.Physiol* 86, 455-468.
- Zhou, S. (2000). Chronic Neural Adaptations to Unilateral Exercise: Mechanisms of Cross Education. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 28(4), 177–184.
- Zhou, S., Oakman, A. & Davie, A.J. (2002). Effects of unilateral voluntary and electromyostimulation training on muscular strength on the contralateral limb. *Hong Kong Journal of Sports Medicine and Sports Science*, 14, 1–11.

Danksagung

Mein Dank gilt allen, die mich beim Erstellen der vorliegenden Arbeit unterstützt haben.

Den Probanden, die sich Zeit für unsere Studie genommen haben.

Meinen Betreuern Prof. Dr. Wolfgang Taube und Martin Keller für das sehr angenehme Arbeitsklima. Vorallem danken möchte ich Martin für seine stete Hilfsbereitschaft.

Linsey für die Zusammenarbeit bei den Untersuchungen und Unterstützung während des Verfassens der Arbeit.

Meiner Freundin für das Interesse und ihren Support während der ganzen Masterarbeit.

Persönliche Erklärung

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

Bern, 6. Juni 2013

Jan Stähli

Urheberrechtserklärung

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

Die Universität darf dieses Recht nur im Einverständnis des Unterzeichnenden auf Dritte übertragen. Finanzielle Ansprüche des Unterzeichnenden entstehen aus dieser Regelung keine.

Bern, 6. Juni 2013

Jan Stähli