

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

# **Der Einfluss eines Kurzzeittrainings auf die Erregbarkeit direkter und indirekter kortikospinaler Bahnen**

Autor: Oliver Grimm



*November 2012*

Referent: Prof. Dr. Wolfgang Taube

Korreferent: Diplomassistent / Doktorkandidat Martin Keller

---

# Inhaltsverzeichnis

<b>ZUSAMMENFASSUNG.....</b>	<b>3</b>
<b>1 EINLEITUNG .....</b>	<b>4</b>
1.1 EINFÜHRUNG IN DAS THEMA .....	4
1.1.1 <i>Lerntheorien</i> .....	4
1.1.2 <i>Trainierbarkeit des Kortikospinaltrakts</i> .....	13
1.1.3 <i>Trainingsanpassungen spezifisch für das Schnelligkeitstraining</i> .....	17
1.2 HINTERGRUND UND AUSGANGSLAGE .....	19
1.2.1 <i>H-Reflex und deren Einsatz</i> .....	19
1.2.2 <i>Nutzen transkranieller Magnetstimulation (TMS)</i> .....	23
1.2.3 <i>Beschreibung der H-Reflex-Konditionierungen</i> .....	25
1.3 STAND DES WISSENS .....	27
1.3.1 <i>Kurzzeittraining – TMS verglichen mit CMS</i> .....	27
1.3.2 <i>H-Reflex-Konditionierung zu TMS</i> .....	34
1.3.3 <i>ISI-Kuven unter verschiedenen Bedingungen</i> .....	40
1.3.4 <i>CMS-Konditionierung</i> .....	46
1.4 ZIEL UND KONKRETE FRAGESTELLUNG .....	49
<b>2 MATERIAL UND METHODEN .....</b>	<b>50</b>
2.1 TESTPERSONEN .....	50
2.2 PRÄSENTATION DER ANGEWANDTEN INSTRUMENTE.....	50
2.2.1 <i>Elektromyogramm (EMG)</i> .....	50
2.2.2 <i>Hoffmann-Reflex (H-Reflex)</i> .....	52
2.2.3 <i>Transkranielle Magnetstimulation (TMS)</i> .....	53
2.2.4 <i>H-Reflex als Kontrollreflex</i> .....	54
2.2.5 <i>MI-Konditionierung auf den SOL H-Reflex</i> .....	55
2.3 STUDIENABLAUF UND MOTORISCHE AUFGABE.....	57
2.4 DATENANALYSE UND STATISTIK.....	59
<b>3 DARSTELLUNG DER RESULTATE.....</b>	<b>60</b>
3.1 TRAININGSENTWICKLUNG DER PLANTARFLEXION.....	60
3.2 KONDITIONIERTER H-REFLEX (ISI-KURVE) .....	62
3.3 BEZIEHUNG ZWISCHEN FRÜHER FÖRDERUNG UND TRAININGSVERBESSERUNG PRÄ/POST ...	67
3.4 KORRELATION DER SPÄTEN FÖRDERUNG UND TRAININGSANPASSUNG .....	69
3.5 MESSSTABILITÄT (ROUTE MEAN SQUARE) .....	71

---

<b>4</b>	<b>DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNG.....</b>	<b>72</b>
4.1	GRÜNDE FÜR TRAININGSFortschritte.....	72
4.2	Stabilität des Messverfahrens.....	73
4.3	Unverändert konditionierter H-Reflex .....	75
4.3.1	<i>Absenz der frühen Förderung nach dem Training.....</i>	<i>75</i>
4.3.2	<i>Was erklärt die Entwicklung der späten Förderung?.....</i>	<i>77</i>
4.4	Vergleiche zu Trainingsstudien .....	79
4.5	Streuung der Trainingsverbesserung .....	81
4.6	Offene Fragen und Schlussfolgerung.....	83
	<b>ANHANG .....</b>	<b>84</b>
I.	LITERATURVERZEICHNIS .....	84
II.	Abkürzungsverzeichnis .....	88
III.	Abbildungsverzeichnis.....	89
IV.	Tabellenverzeichnis.....	90
V.	Persönliche Erklärung .....	91
VI.	Urheberrechtserklärung.....	91
VII.	Danksagung.....	92

---

## Zusammenfassung

In der Vergangenheit wurden anhand von Trainingsinterventionen durch Einsatz periphere Nervenstimulation (PNS) und transkranieller Magnetstimulation (TMS) wichtige Erkenntnis über spinale, subkortikale und kortikale Anpassungen gezeigt. So zeigte ballistisches Training schnellere, neural bedingte Muskelkontraktion (Van Cutsem, et al., 1998). Zudem zeigte Rogasch et al. (2009) kortikospinale und Giesebrecht et al. (2012) spinale Anpassungen. Beide Studien massen jedoch nur „Summenpotentiale“ (MEP und CMEP) und konnten somit nicht auf Anpassungen einzelner Bahnen des Nervensystems rückschliessen, weshalb keine Differenzierung zwischen direkten und indirekten Bahnen möglich war. Nielsen et al. (1993) untersuchten als erste die einzelnen Anteile des Summenpotentials. Dabei liessen die Autoren auf Rückenmarksebene TMS Potentiale auf H-Reflexe bewusst, also konditioniert, zeitlich versetzt, als Interstimulus-Interval (ISI), kollidieren. Dadurch konnte gezeigt werden, dass der Kortikospinaltrakt schnelle, direkte (ev. monosynaptische) und langsame, indirekte (eher polysynaptische) Bahnen besitzt, welche je nach Aufgabenstellung, durch verschiedene Schwellenwerte gehemmt oder gefördert werden (Nielsen & Petersen, 1995a, 1995b; Petersen et al., 1998). Das Ziel der vorliegenden Studie war folglich, die Anpassungen einzelner kortikospinaler Bahnen mit Hilfe der konditionierten H-Reflexe nach einem ballistischen Training zu untersuchen. Elf Probanden wurden vor, direkt nach und 10 Min. nach Abschluss der 100 ballistischen Plantarflexionen auf ihre Nervenbahnaktivität im Rückenmark getestet. Als Hypothese wurde eine Verbesserung der Plantarflexionsschnelligkeit, eine stärkere Aktivität der direkten Bahnen und eine Hemmung der indirekten Bahnen (+10 ms) vermutet und 10 Min. nach der Messung würden alle Werte wieder zurück gehen. Es wurde eine höchst signifikante Trainingsverbesserung aber keine signifikante Nervenbahnanpassung gefunden. Das Testverfahren erwies sich als stabil. Die Bewegungsausführung beeinflusst das Ergebnis weniger als eventuell Sportarten, welche explosive Bewegung im Musculus soleus (SOL) verlangen. Ebenfalls ist es möglich, dass es nicht ausreichend ist ein einzelnes ISI zu untersuchen, denn die Selektivität der vorliegenden Studie könnte ein Grund dafür sein, dass keine Trainingsanpassungen der beobachteten konditionierten H-Reflexe gefunden wurden. Eventuell kann die Bahnung durch eine höhere, junge Probandenzahl, welche noch zwingendere und ungewohntere ballistische Bewegungen durchführt, gemessen werden.

---

# 1 Einleitung

Jeden Tag lernt der Mensch etwas Neues. Es bestehen verschiedene Theorien, wie wir Menschen Bewegungen lernen, berechnen, steuern und kontrollieren. Es ist bekannt, dass kortikale und subkortikale Regionen für die Bewegungsinitiierung und -Kontrollen verantwortlich sind (Schäffler, 2000, S. 156–172). Auf spinaler Ebene finden Reflexförderung und Hemmungen statt (Gruber et al., 2007).

Der folgende Abschnitt vergleicht Lerntheorien und Strategien, um Bewegungen zu kontrollieren und zeigt auf, wie unser Gehirn gewisse gespeicherte Informationen favorisiert. In der ganzen Arbeit wird nur die männliche Form verwendet. Alle Abkürzungen wurden in englischer Version belassen.

## 1.1 Einführung in das Thema

Im Folgenden wird genauer auf das Thema eingegangen, wobei Lerntheorien, Trainierbarkeit des Kortikospinaltrakts und spezifische Trainingsanpassungen für das Schnelligkeitstraining besprochen werden.

### 1.1.1 Lerntheorien

Adams (1971) versuchte, Lernen über Spuren, welche im Gehirn hinterlassen werden, zu beschreiben. Dafür stellte er die „closed-loop-Theorie“ (geschlossener Kreislauf) auf. Die closed-loop-Theorie beinhaltet alle Bewegungen, bei denen ein sensorisches Feedback möglich ist. Das sind Bewegungen über 100 ms, z. B. zyklische Bewegungen wie Gehen, Schwimmen oder Schreiben u.v.m. Die Verzögerung von ca. 80 bis 100 ms für die sensorische Rückmeldung aus den kortikalen und subkortikalen Regionen setzt sich aus 40 bis 50 ms Rezeptoraufnahme (kurzlatenzartige Dehnreflexe), dem Afferenzweg, einer ungefähr 10 ms langen Verarbeitung im motorischen Kortex, und einer 30 bis 35 ms langen Reafferenz zu den Effektoren zusammen (Taube, 2012, S. 5). Die closed-loop-Theorie wird in eine Gedächtnis- und Wahrnehmungsspur eingeteilt. Der initiale Auslöser einer Bewegung ist in einer Art Anfangsprogramm, also der Gedächtnisspur, enthalten. Dieses einfache motorische Programm legt eine Bewegung fest und steuert deren ersten Teil. Da am Anfang noch kein Bewegungsgefühl bekannt ist, wird in der nächsten Phase die sensorische Rückmeldungen genutzt, um die Wahrnehmungsspur zu bilden. Über sogenannte Reafferenzen werden Bewegungsausführungen im Gedächtnis (Wahrnehmungsspur) gespeichert. Die

---

Wahrnehmungsspur wird verinnerlicht, je öfter geübt wird. Später wird die Gedächtnisspur vorwiegend von der Wahrnehmungsspur übernommen. Somit teilt sich die Adams-Theorie in eine verbal-motorische und motorische Phase auf. Die erste Phase ist einfach erklärt: Wenn wir uns vorstellen, was passiert, wenn wir auf rutschigem Untergrund normal über den Fersenaufsatz gehen, erhalten wir eine Ergebnissrückmeldung (Unstabilität oder sogar Fall). Diese Rückmeldung entspricht nicht der Wahrnehmung, die man gerne hätte. Das Verhältnis zwischen Ergebnissrückmeldung und Wahrnehmungsspur ist wichtig, um denselben Fehler nicht nochmals zu machen. Durch weiteres Üben verringert sich dieses Verhältnis und in der zweiten Phase (motorischen Phase) entspricht die Wahrnehmungsspur weitgehend der korrekten Bewegungsausführung. Die Ergebnissrückmeldung wird für gekonnte Bewegungen immer weniger benötigt (Adams, 1971).

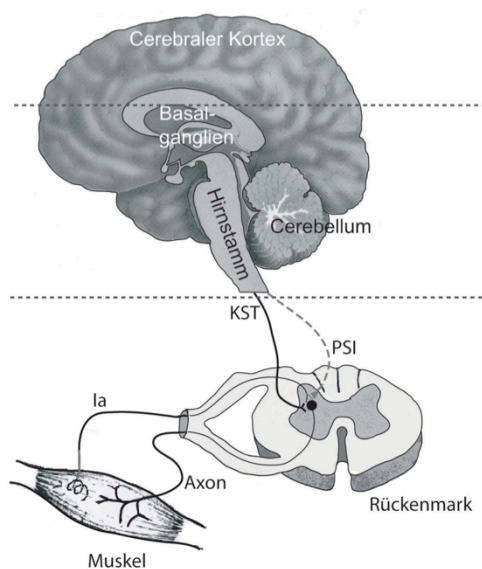
Das Problem der open-loop-Theorie besteht im Geltungsbereich, da auch Bewegungen unter 100 ms möglich sind. Ein weiteres Problem ist die Speicherung der sogenannten Spuren, welche aus sensorischer Rückmeldung und motorischem Impuls der 600 Muskeln ( $600^2$ ) zu viele Optionen mit sich bringt.

Schmidt (1975) entwickelte daraus die „Schema-Theorie“, welche auch zuständig ist für open-loop-Bewegungen unter 100 ms, wo die sensorische Rückmeldung kortikaler Regionen für die Bewegungskontrolle zu spät kommt. Ein Beispiel wäre ein Billardstoss. Im Moment des Stosses kann kein Einfluss mehr auf die Laufbahn der Kugel genommen werden. Mit der Schema-Theorie versuchte Schmidt, die Lerntheorie von Adams (1971), welche durch Spuren beschrieben wurden, mit Programmen (Schemata) abzulösen, welche weniger Speicher benötigen.

Wenn wir versuchen, einen Dartpfeil ins Schwarze einer Dartscheibe zu werfen, werden wir uns verbessern, je länger wir üben (Schmidt, 1988). In der Schema-Theorie beschreibt Schmidt (1975) Bewegungen durch ein generalisiertes motorisches Programm (GMP) und dem motorischen Reaktionsschema. Das Reaktionsschema beinhaltet ein Erinnerungsschema ohne sensorisches Feedback (open loop) und Wiedererkennungsschema mit sensorischem Feedback (closed loop). Für open-loop-Bewegungen wie dem Dartwurf wird zuerst das GMP „werfen“ abgerufen und dann das Erinnerungsschema, welches Rückschlüsse auf den Kraftaufwand, Einsatz bestimmter Muskeln, Haltung usw. Auskunft gibt. Hier besteht eine Regression zwischen z. B. Krafteinsatz und Wurfweite (Schmidt, 1988).

Aber auch die Schema-Theorie hat ihre Grenzen, denn es fehlt die Erklärung, wie sich ein Programm entwickelt oder dieses automatisch richtig ausgewählt wird. Somit müssten schon vor der Bewegungsausführung Informationen vorhanden sein und bei gekonnten Bewegungen käme es zu einem Verlust von kinematischen Informationen.

Kuhtz-Buschbeck (2006, S. 94–130) geht davon aus, dass Bewegung aus den Grundkomponenten der Motorik – Greifen, Stehen, Laufen – bestehen. Diese Bewegungen werden geplant, organisiert und aufgebaut, in einem räumlich verteilten motorischen System, welches auf verschiedenen Stufen im Zentralnervensystem lokalisiert ist. Diese verschiedenen Stufen des räumlich motorischen Systems sind über das Rückenmark, subkortikal und kortikal verteilt. Bewegungen werden im zentralen Nervensystem (ZNS) berechnet.



**Abb. 1) Verschiedene Ebenen des räumlich verteilten motorischen Systems**

Die Rezeptoren, hier Muskelspindeln, nehmen Dehngeschwindigkeit und Längenveränderungen auf und leiten diese bei schnellen Reflexbeiträgen über die dicken 1a-Afferenzen zum Rückenmark. Von da aus zum Hirnstamm und Cerebellum (Kleinhirn) für den SOLL-IST Vergleich. Im Kortex findet die Planung und Initiierung der Bewegung statt. Im subkortikalen Bereich der Basalganglien werden Informationen gefiltert. Nun geht es über das Cerebellum wieder in den kortikalen Bereich wo die Information im Rückenmark ( $\alpha$ -Motoneuron) schlussendlich berechnet und durchgeführt wird und an die Effektoren im Muskel weitergeleitet werden (modifiziert aus Taube, 2012, S. 6).

Über absteigende Nervenbahnen werden Impulse für eine Bewegungsinitiierung zum Hirnstamm und Rückenmark gesendet, wo die Bewegungsplanung stattfindet. Sozusagen ist hier das Zentrum, wo das Bewegungsbild berechnet wird, im räumlichen, zeitlichen und kraftmässigen Zusammenspiel aller beteiligten Muskeln. Dabei wird das Modell in drei Phasen eingeteilt, den Handlungsantrieb, die Entscheidung und die Programmierung. Der Handlungsantrieb ist die erste Phase und wird bewusst (frontaler

---

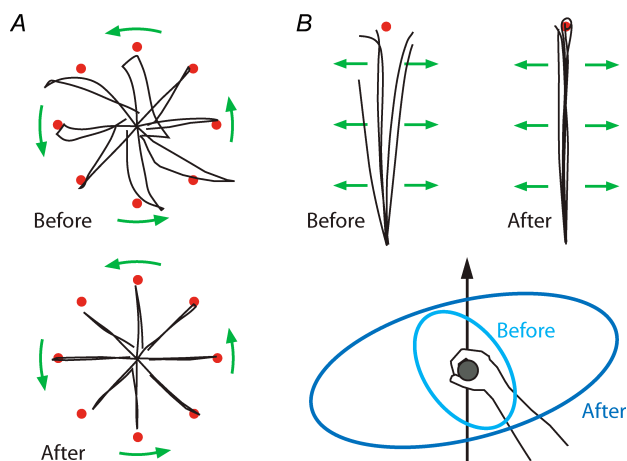
Kortex und limbisches System) oder unbewusst (subkortikal) ausgelöst. Dieses Signal setzt sequenziell ineinandergreifende und parallel ablaufende, neuronale Prozesse in Gang. Bei intaktem ZNS wird das Signal aus dem Handlungsantrieb realisiert, welches in der zweiten, sogenannten Entscheidungsphase im ZNS strategisch entwickelt und durchgeführt wird. Die dritte Phase ist die Programmierungsphase, welche die Strategie im sensomotorischen Kortex und den Basalganglien über das Kleinhirn in Bewegung umsetzt. Die Effektoren reflektieren die neuronale Repräsentation der geplanten Bewegung, welche über die  $\alpha$ -Motoneurone und Interneurone weitergeleitet wird. Die Bewegungsdurchführung wird in der vierten Phase über die Sensorik kontrolliert. Dabei gelangen Rezeptor-Informationen über die Reafferenzen zum Rückenmark und Kleinhirn. Im Kleinhirn findet der SOLL-IST-Vergleich statt und die Bewegungskorrektur wird wiederum im ZNS berechnet. Aufgaben wie z. B. das „Herausklauben“ einer bestimmten Münze aus der Hosentasche ist hochgradig von der Reafferenz abhängig, da man sich völlig auf die Propriozeption (Tiefenwahrnehmung), also die Sensorik, verlassen muss.

In Situationen, wo wir z. B. eine Bohrmaschine halten oder versuchen eine Linie auf einem Blatt Papier in einem fahrenden Fahrzeug zeichnen, welches eine Kurve macht, werden so viele sensorische Rückmeldungen für den SOLL-IST Vergleich an das Kleinhirn geliefert, dass die Erklärung von Kuhtz-Buschbeck (2006) nicht genügt.

Bays & Wolpert (2007) untersuchen wie sensorische Informationen berechnet werden. Dabei stellten die Autoren mehrere Möglichkeiten auf. Eine davon ist die „Impedanzkontrolle“, welche zuerst an zwei Beispielen erklärt wird. Wer schon einmal einen Tanzkurs besucht hat, weiss, dass zu Beginn mitgezählt wird und vorallem der Mann hoch angespannt den nächsten Einsatz vorbereitet. Wer nie einen Tanzkurs besucht hat, erinnert sich vielleicht noch an die ersten Fahrradversuche. Die Bewegungen sind wackelig, ruckartig und roboterhaft, weil diese im Hirnstamm und dem ZNS noch nicht gespeichert sind und zuerst gebahnt werden müssen. Der Kortex hochaktiv und kann nicht alle gewollten Befehle durchführen und koordinieren, damit eine Bewegung so dynamisch wie gewollt ausgeführt wird. Eine mögliche Strategie des Zentralnervensystems ist, neue sensorische Informationen, die häufig unerwartet eintreffen, mit einer Art erhöhter Anspannung „Stiffness“ zu verarbeiten, um von der gewünschten, noch unbekannten Bewegung, so wenig wie möglich abzuweichen (Bays & Wolpert, 2007, S. 393–394). Diese Kontrollstrategie wurde mit zwei Experimenten untermauert. Unter Abb. 2 A, siehe S. 8, sassen Probanden in einem Karussell und



verbunden auf einem Blatt Papier die Punkte über das Zentrum des Pentagramms. In Abbildung 2 B musste eine rotierender Stift so genau und gerade wie möglich von Punkt zu Punkt geführt werden. In beiden Aufgaben ist ersichtlich, dass sich eine Trainingverbesserung eingestellt hat. Bei Abbildung A versuchen die Probanden durch motorische Adaptation die Rotation auf dem Karussell in die Bewegung miteinzukalkulieren und bei Abbildung B führt eine erhöhte Steifigkeit zur Bewegungskontrolle, welche impedanz Kontrolle genannt wird.

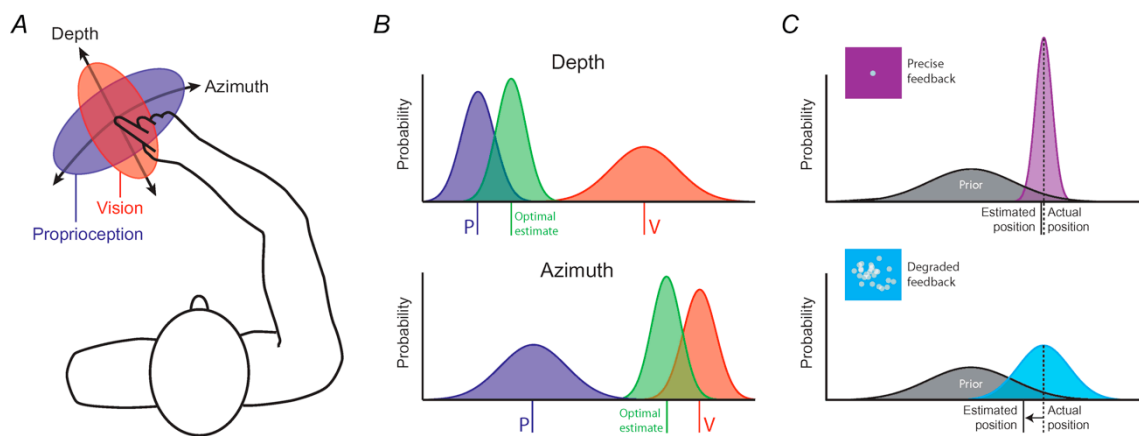


**Abb. 2) Motorische Anpassungen und Impedanzkontrolle**  
Bewegungskontrolle in Rotation (A) oder von rotierenden Gegenständen (B) durch erhöhte Steifigkeit. (aus Bays & Wolpert, 2007, S. 393)

Bays & Wolpert (2007, S. 389–391) versuchen zu verstehen, wie das ZNS möglicherweise mit sensorischen Informationen umgeht und berechnet.

Hingegen versuchen Lerntheorien, wie die dynamische Handlungstheorie von Atkinson & Birch, (1970, 1978), die Organisation des Lernens zu verstehen. Die dynamische Handlungstheorie basiert auf dem Prinzip der Selbstorganisation. Dabei steht die Frage im Zentrum, wie sich einzelne untergeordnete Teile zu einem grossen, gut funktionierenden Ganzen verbinden und wie sich ein solches System über die Zeit verändert. Dabei wird angenommen, dass sich der „behavioral state“ z. B. beim Pferd, vom Gehen, zum Trott, dann Galopp selber weiterorganisiert, um die Geschwindigkeit zu erhöhen. Bewegungs- oder Verhaltensmuster graben sich nach häufiger Repetition ins Gedächtnis ein und können nur schwer umgelernt werden. Intentionen wollen von uns realisiert werden, aber anfänglich wird nur eine Bewegung zu einem bestimmten Zeitpunkt ausgeführt. Somit kann nicht wie gewollt alles auf einmal, sondern nur eine Information durchgeführt werden. Diese Information festigt und bahnt sich, wie ein

Fluss der sich in die Landschaft gräbt. Wenn diese Spur gesichert ist, können weitere dazukommen. Schlussendlich sehen schwierigste Bewegungen sehr einfach aus und der Körper kann sich je nach Bedingung auf die situationsbedingt beste sensorische Rückmeldung verlassen. Bays & Wolpert (2007, S. 387–389) zeigten, wie sensorische Rückmeldungen favorisiert werden, bei gezielten Fingerverschiebungen auf einem Tisch. Seitliche Fingerbewegungen werden besser sensorisch repräsentiert durch die visuelle Sensorik und Tiefenbewegungen durch die Propriozeption.



**Abb. 3)**

#### **Optimale Integration**

Die beste sensorische Rückmeldung wird genutzt, um Bewegungen optimal zu kontrollieren. Der enge Bereich der Ellipsen in A meint wenig Abweichung. In B wird dies in einer Gaußschen Verteilung dargestellt und in C wird verdeutlicht, dass wir mit genauerem Feedback uns mit höchster Wahrscheinlichkeit näher an der erwarteten Position befinden. (aus Bays & Wolpert, 2007, S. 388)

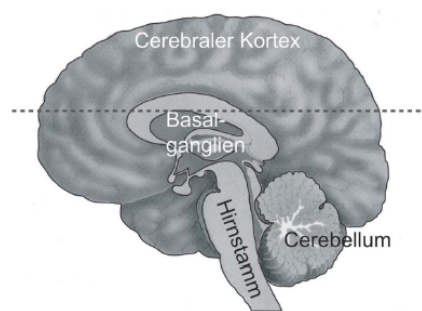
Das ZNS ist also in der Lage sensorische Informationen optimal zu nutzen. Dabei ist erstaunlich, wie exakt und rasch Elite-Basketballer bei einem Freiwurf den Ball im oder ausserhalb des Korbes sehen, selbst wenn der Ball noch in den Händen des Spielers ist. Novizen und Trainer konnten erst annähernd gute Prognosen über Erfolg oder Misserfolg abgeben, als der Ball in der Flugphase war. Wenn man die Muskelaktivität im rechten Abductor digiti minimi (ADM) und Flexor carpi ulnaris (FCU) vergleicht, stellt man fest, dass bei allen drei Gruppen das motorisch evozierte Potenzial (MEP) erhöht ist, nachdem sie einen Freiwurf oder ein Standbild eines Basketballspielers gesehen haben, selbst auch, wenn sie einen Fussballer beobachten, welcher einen Penalty schoss. Das erhöhte MEP ist aber erst in der Flugphase des Balles beobachtbar. Lediglich bei Elitespielern ist das MEP bei OUT-Würfen signifikant höher. Diese Tatsache widerlegt, dass Emotionen im Spiel sind, denn sonst müssten IN-Würfe ebenso ein erhöhtes MEP auslösen, was nicht der Fall war. Bemerkenswert ist, dass die

---

Fingermuskulatur signifikant erhöht war, was darauf schliessen lässt, dass die Finger zuletzt am Ball waren, um den Ball mitzusteuern. Der Unterarm der Experten wies aber kein signifikant erhöhtes MEP auf. Diese Ergebnisse führen zur Erkenntnis, dass es nicht genügt, Bewegungen nur zu beobachten. Man muss die Bewegungen selber verinnerlichen, um genaue Hervorsagen zu treffen. Elitespieler verwenden zur Prognose die Körperposition des Spielers, während Novicen und Trainer die Flugbahn des Balls beobachten. Aus dieser Erkenntnis lässt sich schliessen, dass die motorische Expertise relevanter ist als die Expertise im Beobachten, um die fronto-parietalen Spiegelneurone zu aktivieren (Aglioti et al., 2008, S. 1114).

Lehnt man diese Studie von Aglioti et al. (2008) an die Lerntheorie von Atkinson & Birch (1970, 1978) an, könnte abgeleitet werden, dass sich die hinterlassene Spur (Bahnung) beim Trainer weniger im sensorischen Kortex geschliffen hat als bei Athleten, welche eine stärkere sensomotorische Repräsentation im Kortex haben.

Lernen ist ein lebenslanger Prozess. Über qualitative Forschung ist beobachtbar, dass durch Üben einer Sache sich kurz- und/oder sogar langfristig eine qualitative oder quantitative Verbesserung einstellt.



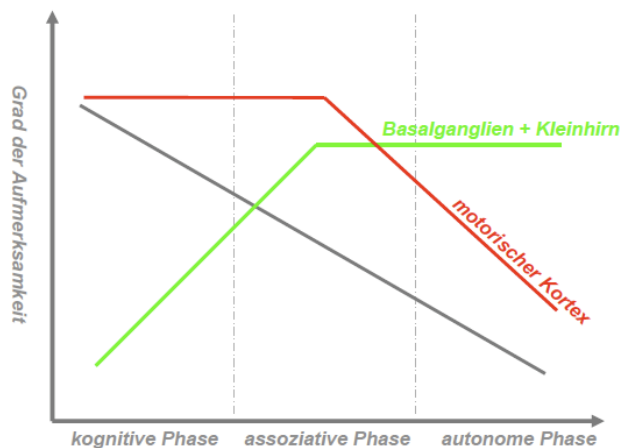
**Abb. 4)      Sagittalschnitt des menschlichen Gehirns**

Grosshirn (Cerebraler Kortex) beinhaltet den motorischen Kortex: plant und initiiert Bewegungen. Sitz kognitiver Fähigkeiten, von Bewusstsein, Gedächtnis, Wille, Intelligenz u. Lernfunktion. Das Grosshirn ist eingeteilt in eine rechte Hemisphäre (Kreativität) u. linke Hemisphäre (Logik) / Kleinhirn: Zentrum der Körpermotorik / Basalganglien: zuständig für die Dopaminausschüttung (Plastizität) und motorische Feinabstimmung/ Hirnstamm: lebenswichtige Abläufe wie Atmung, Stoffwechsel u. Herzschlag zusammen mit den Reflexen wie Schlucken, Husten, Tränenfluss, Erbrechen (mod. aus Taube, 2012, S. 6).

Lernen wir eine Bewegung vom ersten Versuch bis zur Perfektion, durchlaufen wir nach Fitts & Posner (1967) die kognitive, assoziative und autonome Phase. In der kognitiven Phase ist der motorische Kortex sehr aktiv und nimmt in der autonomen Phase an Aktivität ab, wobei sich die Basalganglien und das Kleinhirn von der kognitiven über die

assoziative Phase entwickeln, um in der autonomen Phase den Hauptanteil der Bewegungskontrolle zu übernehmen.

Somit laufen viele gelernte Bewegungen in den subkortikalen Zentren (unterhalb des Grosshirns) ab, um den motorischen Kortex zu entlasten. Der Grad der Aufmerksamkeit bei der Bewegungsausführung nimmt, je mehr man übt, stetig ab und man kann sich während der Bewegungsausführung anderen Aufgaben widmen, wie z. B. etwas Trinken beim Fahrradfahren oder sprechen beim Tanzen.



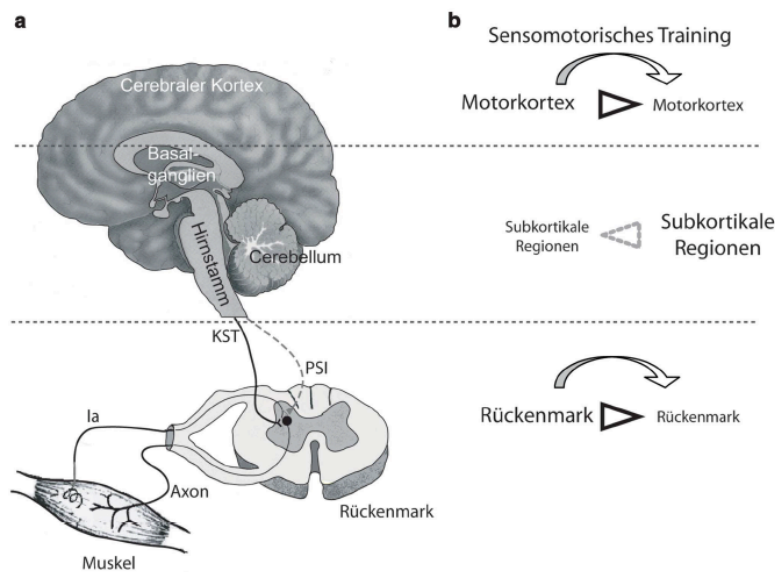
**Abb. 5) 3-Phasen-Lernmodell**

Grad der Aufmerksamkeit des motorischen Kortexes nimmt in der autonomen Phase ab und subkortikale Regionen (Basalganglien und Kleinhirn) übernehmen die Kontrolle (modifiziert aus VL nach Fitts & Posner, 1967).

Das 3-Phasen-Lernmodell von Fitts & Posner (1967) hat heute noch seine Gültigkeit. In Abb. 6 wurden bei Probanden die Reflexbeiträge nach einem Gleichgewichtsstraining untersucht (Taube et al., 2006). Es trat eine Hemmung (siehe abnehmendem Pfeil beim Rückenmark) der frühen Reflexbeiträge (SLR um 40–50 ms) nach einer Trainingsperiode ein. Diese verbesserte die Gleichgewichtsfähigkeit. Zusätzlich werden auch die späten Reflexbeiträge (LLR ab 100 ms) immer mehr gehemmt (siehe in Abb. 6: abnehmenden Pfeil bei Motorkortex) und die subkortikalen Regionen übernehmen allem anscheinend die posturale Kontrolle. Da die subkortikalen Regionen unbewusst ablaufen, ist der Grad der Aufmerksamkeit deutlich niedriger und die Theorie von Fitts & Posner (1967) konnte anhand des Beispiels der posturalen Kontrolle (Gleichgewicht der aufrechten Haltung) unter anderem durch Taube et al. (2006) bewiesen werden.

Es ist jedoch anzumerken, dass nach mehrwöchigem sensomotorischen Training (Skifahren) älterer Probanden, welches das Gleichgewicht verbesserte, durch H-

Reflexmessungen erhöhte Reflexbeiträge auf spinaler Ebene festgestellt wurden (Taube, 2011c).

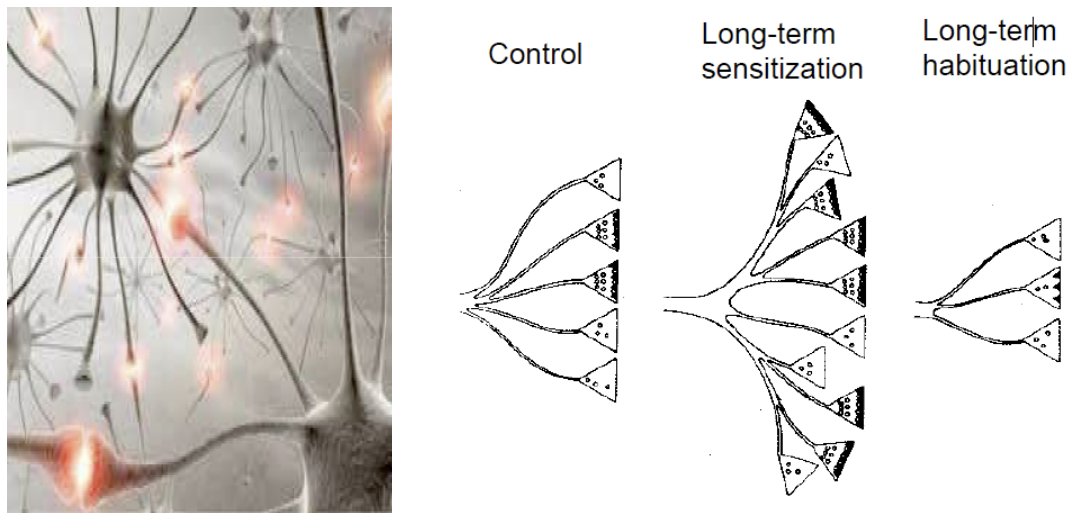


**Abb. 6) Gleichgewichtsverbesserung resultiert aus sensomotorischem Training**  
 Sensomotorisches Training vermindert den Reflexbeitrag (Rückenmark) und ergibt eine Abnahme der Motorkortexaktivität (aus Taube, 2012, S. 6).

Es scheint, dass all die Theorien und Modelle von Fitts & Posner (1967); Atkinson & Birch, (1970, 1978); Adams (1971); Schmidt (1975); Kuhtz-Buschbeck (2006) bzgl. des motorischen Lernens und der Bewegungskontrolle schließen lassen, dass Verbesserungen durch Anpassungen im kortikospinalen Trakt erzielt werden können. Bays & Wolpert (2007) erforschten, wie das ZNS sensorische Informationen präferiert und mit Störungen und Unsicherheiten umgeht und berechnet. Aglioti (2008) verdeutlichte in seiner Beobachtungsstudie von patzierten und erfolgreichen Korbwürfen, dass die Verinnerlichung von Bewegungen relevanter für die in- oder out-Vorhersage von Basketballwürfen ist als theoretisches Expertenwissen. Somit passen sich beim Bewegungslernen im ZNS (Spinal), in subkortikalen und kortikalen Regionen gewisse Strukturen an (Plastizität). Die Abnahme der Aufmerksamkeit entwickelt sich durch die Zunahme des Bewegungsgefühls. Da ein verbessertes Bewegungsgefühl eine verbesserte Berechnung (sensorische Integration) im ZNS zur Folge hat, ist es wahrscheinlich, dass auch die Nervenbahnen zum ganzen Lernprozess ihren Beitrag leisten durch eine schnellere Abhandlung von Informationen. Diese Informationen werden über den Kortikospinaltrakt zu den  $\alpha$ -Motoneuronen gesendet.

### 1.1.2 Trainierbarkeit des Kortikospinaltrakts

Der Mensch besteht aus einem gigantischen Netzwerk von ca. 100 Mrd. Neuronen, die für die Informationsübermittlung zuständig sind. Die Grosshirnrinde alleine besteht aus ca. 23. Mrd Neuronen (bei Frauen etwas weniger). Pro Neuron bestehen bis zu 50000 Synapsen, welche Verbindungen bei synchroner Aktivität eingehen. Somit sind Billionen von kortikalen Netzwerken möglich. Elektrochemische Signale feuern Impulse von einer Geschwindigkeit von 120 m/s.



**Abb. 7) Neuronennetzwerke**

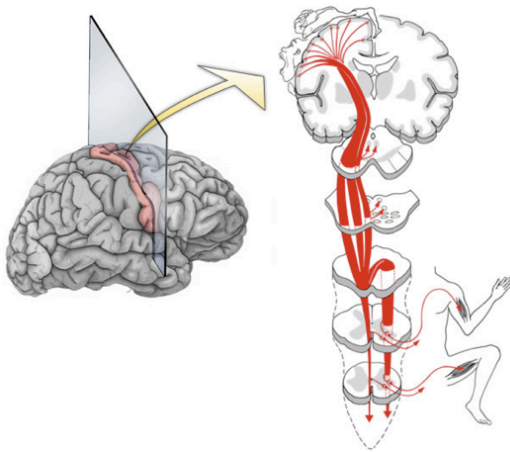
Die Habituation durchläuft die Kontrollphase, welche nach wiederholtem Üben eine Langzeitsensibilisierung mit einer besseren Verflächung im Kortex ergibt. Schlussendlich werden bei der Langzeitgewohnheit einer Aufgabe, durch die Verarbeitungstiefe kortikal schwächere Verbindungen abgebaut (aus Matthews, 2000).

Signale für die Willkürbewegung werden im Kortex geplant und durchgeführt (Willkürmotorik). Seine Zielmotorik umfasst hauptsächlich die distale Muskulatur, die für die Feinbewegungen verantwortlich ist.

Bewegung wird im motorischen Kortex (M1) geplant, welcher Impulse über die Pyramidenbahnen zu den Motoneuronen für die Bewegungsinitiierung übermittelt. Informationen gehen vom oberen Motoneuron zum unteren Motoneuron, welches  $\alpha$ -Motoneuron heisst, und zu den motorischen Endplatten, welche den Arbeitsmuskel innervieren lassen. Dabei werden die oberen Motoneurone durch die Basalganglien und das Kleinhirn beeinflusst; die unteren Motoneurone hingegen von sensiblen afferenten Bahnen (Propriozeptoren) sowie von absteigenden Verbindungen des sog. extrapyramidal-motorischen Systems.

---

Das Pyramidensystem stellt die direkte Verbindung zwischen den oberen Motoneuronen und den unteren Motoneuronen her. Die oberen Motoneurone befinden sich im primären Motorkortex (M1) und die unteren Motoneurone im Hirnstamm und dem Rückenmark. Diese Bahnverbindungen nennt man auch kortikospinale Bahnen, welche mono-, oligo- und polysynaptisch verschaltet sein können (Mai, 2011).



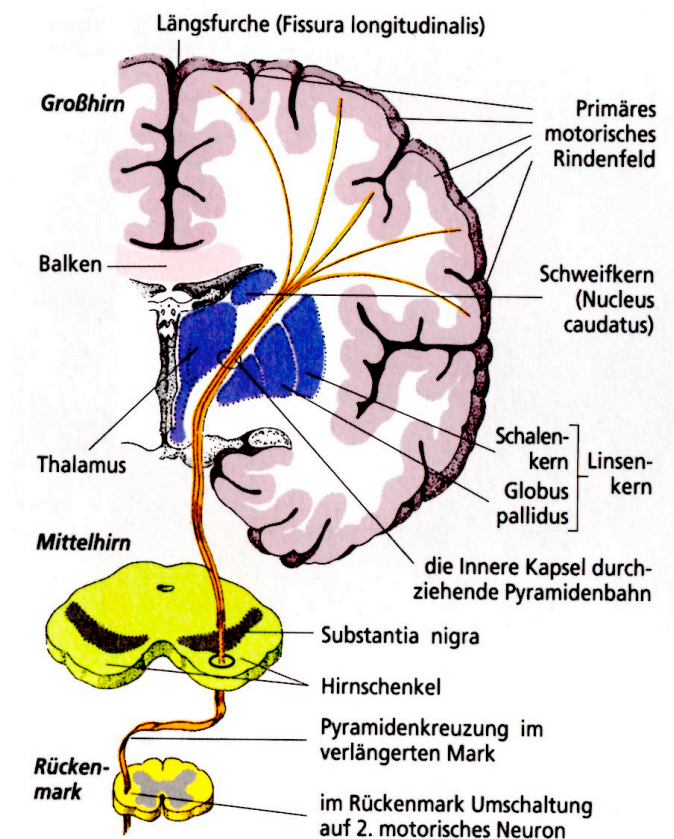
**Abb. 8)      Verlauf der Pyramidenbahnen**

Linker Motorkortex (obere Motoneurone) und dessen Repräsentation der Grosshirnrinde, welche über das Pyramidensystem durch die Medulla oblongata und die Pyramidenbahnkreuzung zu den unteren Motoneuronen, welche die obere oder untere Extremität repräsentiert (aus Mai, 2011).

Beim Lernen werden die Verbindungen verstärkt. Die Benutzung der Netzwerke hinterlässt eine Art Schneespuren (Atkinson, 1971). Diese äussert sich in Erfahrung oder einer besseren Abhandlung von Informationen (Unterstützung). Die synaptische Plastizität (aktivitätsabhängige Änderung der Stärke der synaptischen Übertragung) überdauert Kurzzeiteffekte von ms bis Min. und Langzeitanpassungen von Stunden bis lebenslänglich. Plastizität kann morphologische (Änderung der Gestalt der Zellen) oder physiologische (Vorgänge in den Zellen) Änderungen zur Folge haben.

Die Verstärkung der Synapsen wird Potentiation genannt und wurde unter anderem mit der klassischen Konditionierung an Hunden getestet. So wurde versucht, den unkonditionierten (z. B. das Riechen von Futter) mit einem neutralen Stimulus (z. B. Öffnen einer Türe) zu verbinden, welcher gleichzeitig oder kurz vor dem unkonditionierten Stimulus auftrat. Der Hund wurde so konditioniert, dass beim öffnen einer Türe die unkonditionierte Antwort mit Speichelproduktion ausgelöst wurde (Pavlov, 1902).





**Abb. 9) Frontalschnitt durch das menschliche Gehirn**

Verbindung zwischen den Neuronen des Rindenfeldes (Gyrus präcentralis) und den motorischen Kernen der Hirnnerven (= Fibræ corticonuclearis) und dem RM (= Fibræ corticospinalis) / Capsula interna im Bereich der Basalganglien und des Zwischenhirns / anschließend Verlauf durch die Abschnitte des Hirnstamms / Medulla oblongata (unterer Hirnstammbereich): 80% der Fasern kreuzen zur Gegenseite (=Tractus corticusspinalis lateralis) und verlaufen dann direkt zu Motoneuronen des RM / die übrigen 20% der Fasern bleiben zunächst ungekreuzt (=Tractus corticospinalis anterior), sie kreuzen erst auf RM ebene zur Gegenseite / über Radix anterior zum Spinalnerv, Übergang auf peripheren Nerv, über motorische Endplatte ( $\alpha$ -Motoneurone) Erregungsübertragung auf den entsprechenden Muskel. (aus Schäffler, 2000, S. 160)

Matthews (2000) stellte eine Konsolidierung der Netzwerke nur nach häufiger Nutzung fest. So könnte gesagt werden; „Neurone die zusammen feuern, verbinden sich auch zusammen“. Durch Training kann dies mit hohen Wiederholungszahlen und durch ein deliberates Praxistraining erreicht werden (Ericsson, 2008). Die Netzwerke lernen durch Interpolation, die ein variantenreiches Training, ähnlicher Bewegungserfahrungen liefert (Berry, Abernethy & Côté, 2008; Schöllhorn & Paschke, 2008). Dabei begründete Kelso (2001), dass Fehler und Zufälle wichtig für den Lernerfolg sind und sich dadurch das dynamische Neuronen-Netzwerkssystem selbst organisiert. Als Trainingskonsequenz beschrieben Mann et al. (2007) das Guided Discovery-Training. Eine starke Dopaminausschüttung ist bei unerwartetem Erfolg für die Verarbeitungstiefe zuständig und kann



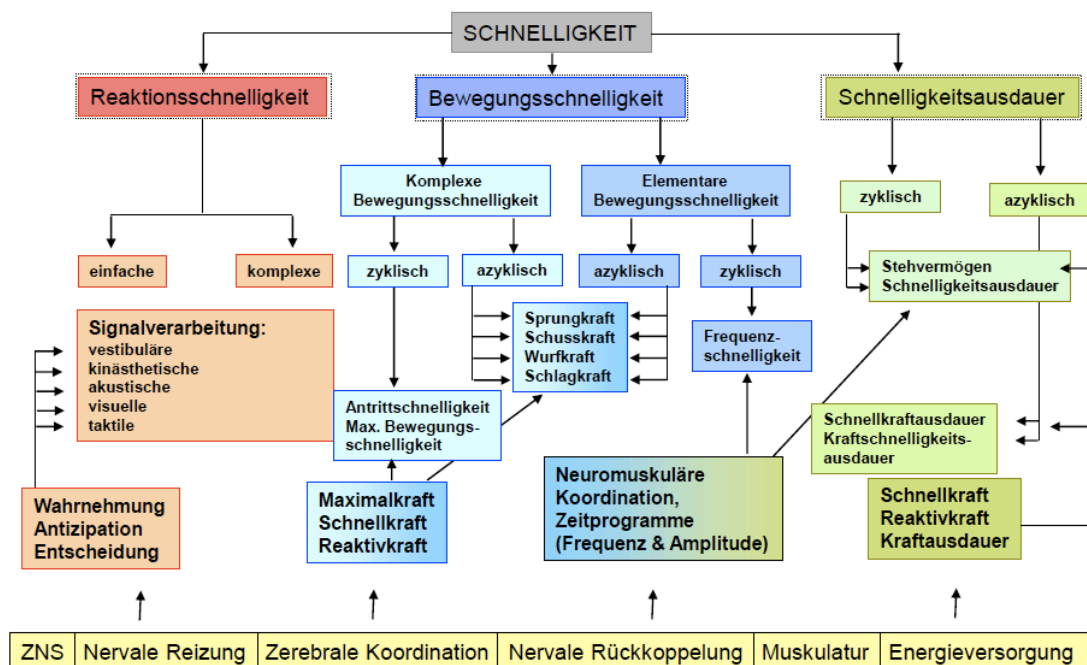
---

mit Bewegungsaufgaben, die eine Fifty-fifty-Chance haben, erreicht werden (Olivier, 2003). Für umso komplexere Bewegungsabläufe wurde erwiesen, dass implizites Lernen bessere und stabilere Effekte erzielt als explizites Lernen (Masters, 2000). Das Gegenteil einer guten Verarbeitungstiefe ist das Pruning, bei dem die Neuronen abgekappt werden, wenn etwas vergessen, sprich nicht benutzt wird (Verwahrlosung). Diese Adaptation der Synapsen kann im ganzen Neuronen-Netzwerk geschehen.

Durch Training geschehen also Anpassungen zwischen den Neuronen. Ein Teil des ganzen Nervenbahngeflechts ist der Kortikospinaltrakt, welcher wiederum ein Teil der Pyramidenbahn ist. In Abb. 9, siehe S.15, ist zu sehen, wie von der äusseren dunkelgrauen Schicht, welche aus Nervenzellen besteht, die Axone (gelb-bräunlich) entspringen und durch die subkortikalen Regionen (Thalamus, Putamen, Mittelhirn) laufen und auf das Rückenmark projiziert werden. Der Informationsfluss findet häufig simultan statt. Es wird angenommen, dass dringende Informationen über monosynaptische (einfachverschaltete) und weniger dringende über polysynaptische (mehrfachverschaltete) Bahnen geleitet werden.

### 1.1.3 Trainingsanpassungen spezifisch für das Schnelligkeitstraining

Anhand des Beispiels Schnelligkeit soll aufgezeigt werden, welche kortikospinalen Regionen sich durch Training ansprechen lassen. Somit spielt das ZNS für die neuronale Reizung, zerebrale Koordination und neuronale Rückkoppelung eine wichtige Rolle. Die neuronale Reizung wird für einfache und komplexe Reaktionsschnelligkeiten gebraucht. Hingegen ist die zerebrale Koordination für komplexe Bewegungsschnelligkeiten und die neuronale Rückkoppelung für elementare Bewegungsschnelligkeiten zuständig. Die Schnelligkeitsausdauer bedient sich primär für die Energieversorgung von der Muskulatur (Energiestoffwechsel: ATP-Resynthese). Somit ist eine einfache, einmalig, maximal zu beschleunigende Plantarflexion gegen geringen Widerstand eine elementare, azyklische Bewegungsschnelligkeit, mit der unter anderem die zerebrale Koordination angesprochen wird und verbessert werden kann (Steinhöfer, 2008, S. 182).



**Abb. 10) Strukturmodell der Schnelligkeit**

Die Schnelligkeit wird in Reaktions-, Bewegungs- und Schnelligkeitsausdauer gegliedert. Diese rufen primäre Adaptationen im ZNS oder der Muskulatur hervor (mod. aus Steinhöfer, 2008, S. 182).

Für die Schnelligkeitsentwicklung spielen erstens anlage- und entwicklungsbedingte Faktoren wie Alter, Geschlecht, Anthropometrie, Konstitution, Alter und Sozialisierung eine wichtige Rolle, zweitens motorische-, sensorische- und kognitive Einflussfaktoren,

---

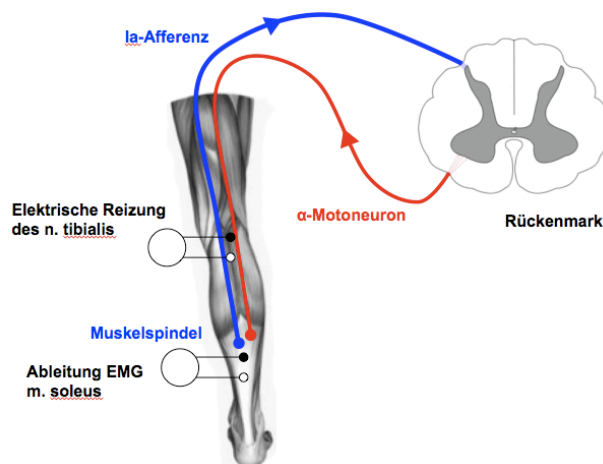
wie Bewegungstechnik, motorische Fähigkeit, motorische Lernfähigkeit (Informationsaufnahme, -verarbeitung, Steuerung und Regelung), Koordination, Antizipation, Wissen, Wahrnehmung. Im Weiteren sind psychische-, kognitive Einflussfaktoren, Konzentration, Aufmerksamkeit, Motivation, Wille Anstrengungsbereitschaft, psychische Regulationsfähigkeit, und mentale Stärke von Bedeutung. Zudem spielen neurophysiologische und neuronale Einflussfaktoren, wie Reizverarbeitungsgeschwindigkeit, intramuskuläre Koordination (Rekrutierung und Frequenzierung motorischer Einheiten) und intermuskuläre Koordination (Erregungs- und Hemmwechsel im ZNS), Reflexaktivität, Stoffwechsel und Energieflussrate eine wichtige Rolle. Und letztlich sind anatomisch, biomechanische Einflussfaktoren und tendomuskuläre Einflussgrößen, wie Muskelfasertypenverteilung, Muskelquerschnitt, Kontraktionsgeschwindigkeit, Skeletthebellängen, Muskel-Sehnen-Elastizität, Muskellänge, Gewebeeigenschaften, Gelenkeigenschaften, muskuläre Balance und Energiebereitstellung mitunter massgebend für die Schnelligkeitsentwicklung (Kaser, 2005). Eine Agility-Studie (komplexe Reaktionsschnelligkeit und zyklische Bewegungsschnelligkeit), welche ab einem Startsignal die Schnelligkeit unter Richtungswechsel untersuchte, konnte keinen Trainingstransfer für gerade Sprints (zyklische Koplex-Bewegungsschnelligkeit) (Young et al. 2001) erzielen.

Es werden also durch Training verschiedene Regionen im Kortikospinaltrakt angesprochen. Ein Transfer von spezifischem Schnelligkeitstraining auf eine andere Schnelligkeitsfähigkeit ist schwer möglich. Somit ist es für Untersuchungen wichtig, das richtige Training anzuwenden, um Nervenbahnen zu testen, da sich sonst Nerven unterschiedlich bahnen könnten.

## 1.2 Hintergrund und Ausgangslage

### 1.2.1 H-Reflex und deren Einsatz

Der Hoffmann-Reflex (H-Reflex) ist ein künstlich, direkt an den Nervenbahnen erzeugter Reflex, welcher monosynaptisch über die 1a-Afferenzen auf das  $\alpha$ -Motoneuron trifft und dort über efferente Bahnen eine Muskelantwort hervorruft. Die Entdeckung von Hoffmann (1918) wurde von Magladery & McDougal (1950) bestätigt und weiter untersucht. Ab da wurde die H-Reflex-Technik verbreitet genutzt, um die Erregbarkeit der Motoneuronen unter verschiedenen Bedingungen, bei gesunden und kranken Menschen, zu untersuchen. Der Reflex wird an oberflächigen Nerven evoziert, z. B. am Nervus tibialis oder dem Nervus ulnaris. Mit dem Nervus tibialis wird meist der SOL und mit dem Nervus ulnaris der Musculus flexor carpi radialis untersucht.

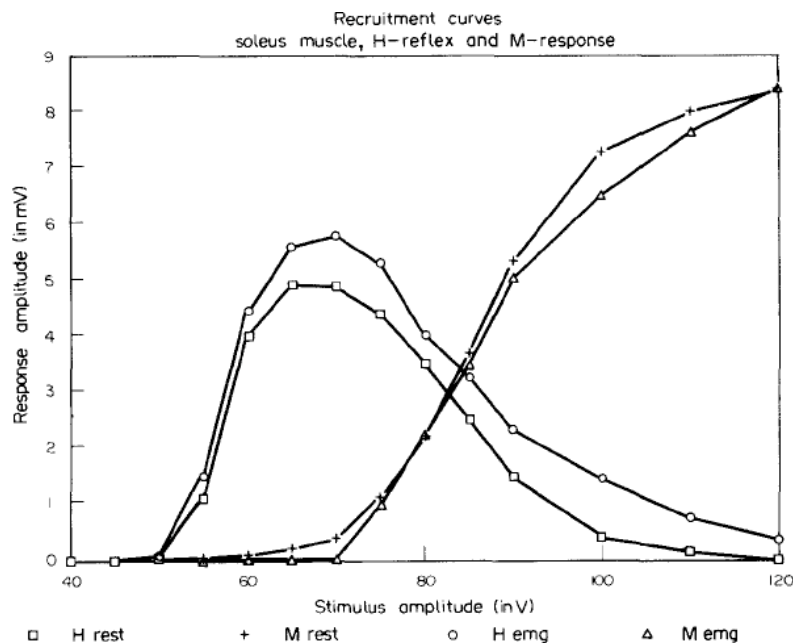


**Abb. 11) Schematische Darstellung des H-Reflexes**

Durch elektrische Reizung des Nervus tibialis wird über die afferenten Nervenbahnen ein Beitrag zum Rückenmark geleitet. Über die  $\alpha$ -Motoneurone wird ein Reflex ausgelöst, welcher den Muskel soleus aktiviert (aus Vorlesung {VL} Wälchli & Ruffieux, 2012).

Über die periphere Nervenstimulation (PNS) wird z. B. der N. tibialis gereizt. Ist der Stimulus genügend tief, geht ein Impuls ohne Verschaltung (monosynaptisch) zuerst über die dicksten Nervenfasern (1a-Afferenzen) zum Rückenmark. Der Stimulus, welcher z. B. 0.5 ms lang auf den N. tibialis wirkt, kommt, da monosynaptisch, ebenfalls mit ca. 0.5 ms im Rückenmark an. Das  $\alpha$ -Motoneuron sendet über die dünneren efferenten Bahnen diesen Impuls zu den Effektoren (Muskeln). Vom Stimulus bis zur Muskelantwort dauert es ca. 35 ms und der Muskel kontrahiert über ca. 10 ms. Ein Nervenstrang besteht aus efferenten und afferenten Bahnen. Wird demzufolge die

Stimulation erhöht, gehen Impulse nicht nur durch die leichter zugänglichen, dicken afferenten-, sondern auch durch dünnere efferente Bahnen. Jetzt gibt es keine Verschaltung im Rückenmark mehr und der Muskel wird direkt stimuliert. Diese Muskelantwort nennt man M-Welle. Sie tritt ca. 5 ms nach der Stimulation im N. tibialis auf. Die Muskelkontraktion dauert ca. 10 ms.

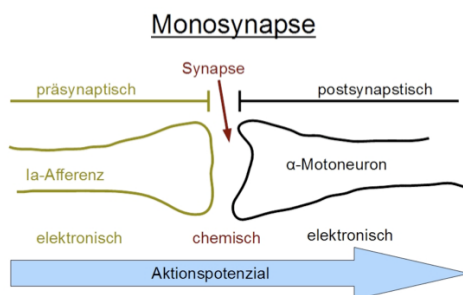


**Abb. 12) H-Reflex und M-Welle in Ruhe (rest) und bei leichter Aktivität des M. soleus**  
(EMG), zeigt bei zunehmendem Stimulus in V (Abszisse) einen zunehmenden H-Reflex (1a-Afferenzen), welcher folglich in die M-Welle (Efferenzen) übergeht, welche in mV auf der Ordinate ausgedrückt werden (aus Schieppati, 1987, S. 346),

Der maximale H-Reflex ( $H_{\max}$ ) ist der grösste Ausschlag, gemessen in mV, der durch PNS möglich ist, bei ca. 35 ms Verzögerung nach der Reizung des N. Tibialis. Tritt eine frühere Welle, ca. nach 5 ms danach auf, ist es die M-Welle. Diese kann durch stetige Erhöhung der Stimulationstärke eine maximale Muskelantwort ( $M_{\max}$ ) erzeugen.  $M_{\max}$  ist dann erreicht, wenn die Stimulation alle Motoneurone aktiviert und somit keine höheren EMG-Aufzeichnungen mehr möglich sind.

$H_{\max}$  wird z. B. verwendet, um eine Person vor der Saison und unmittelbar nach einer Verletzung zu testen. Ist  $H_{\max}$  nach der Verletzung kleiner, ist der Muskel betroffen. Zum Schutz des Muskels wurde auf Rückenmarksebene der Reflexbeitrag gehemmt. Somit fällt der H-Reflex kleiner aus (Wälchli & Ruffieux, 2012). Dieser Vorgang nennt sich präsynaptische Hemmung.

Gruber et al. (2007) untersuchten dazu die spinale und kortikale Erregbarkeit vor und nach einem sensomotorischen Training. Nach dem vierwöchigen Training reduzierten sich die Schwankungen auf der Wackelunterlage signifikant. Zurückzuführen ist dies auf einen reduzierten Reflexbeitrag. Die Erklärung liegt im 19 % verminderten H-Reflex auf spinaler Ebene zum Zeitpunkt der späten Latenz (ca. 120 ms nach Reizung). Es wird vermutet, dass eine präsynaptische Hemmung für die Reflexminderung verantwortlich gemacht werden kann.



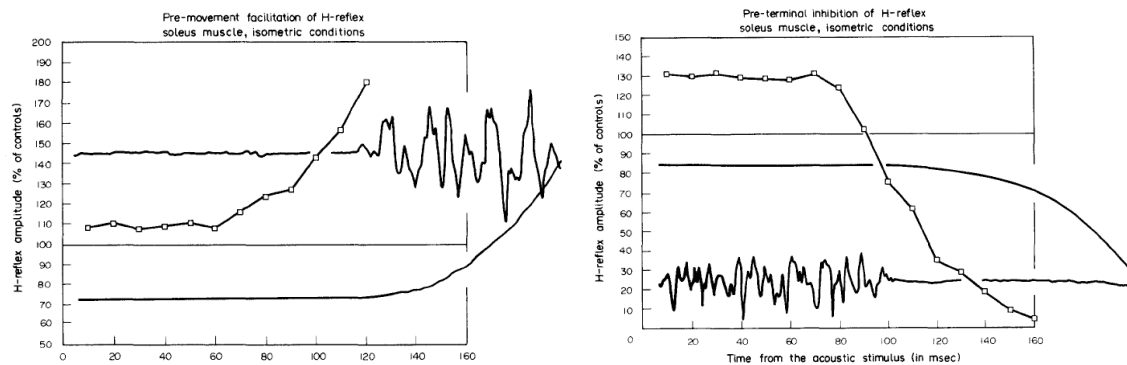
**Abb. 13) Schematische Darstellung aus Prä- und Postsynapse**

Im synaptischen Spalt wird chemisch ein elektrisches Signal weitergeleitet. Dieses kann durch Neurotransmitter gefördert oder auch gehemmt werden (aus VL Wälchli & Ruffieux, 2012).

„Bei der präsynaptischen Hemmung wird die Transmitterausschüttung in den synaptischen Spalt gehemmt. Die Erregung der Ia-Afferenzen wird im Falle der Inhibition spinaler Reflexe bei anspruchsvollen Gleichgewichtsaufgaben demnach nicht im gleichen Masse auf das postsynaptische Neuron (also in diesem Fall auf das  $\alpha$ -Motoneuron) weitergeleitet, sondern abgeschwächt. Diese Art der Hemmung der afferenten Beiträge besitzt den Vorteil, dass das postsynaptische Neuron ( $\alpha$ -Motoneuron) in seiner Erregungsbereitschaft unbeeinflusst bleibt und bereit ist (geöffnet) für andere Zuströme, beispielsweise von supraspinalen Strukturen, was Taube (2012, S. 6) am Bsp. Gleichgewichtstraining beschreibt. Die Nervenbahnen können Informationen, obwohl diese gesendet wurden, zum Schutz und zur Kontrolle des Körpers hemmen.

Schieppati (1987) untersuchte die spinale Reflexerregbarkeit und absteigende Kontrolle bei Männern mit Hilfe des H-Reflexes. Dabei entdeckte der Autor, dass bei gewollter Muskelaktivität (EMG) ansteigt und auch der H-Reflex deutlich erhöht wurde. Somit kommt spinal mehr Aktivität durch und wird gefördert. Umgekehrt verhielt sich diese Erkenntnis bei der Entspannungsphase. Das EMG fällt in der Entspannungsphase

zusammen, die Kraftkurve geht folglich zurück und der H-Reflex fällt von einer Förderung in eine Hemmung.



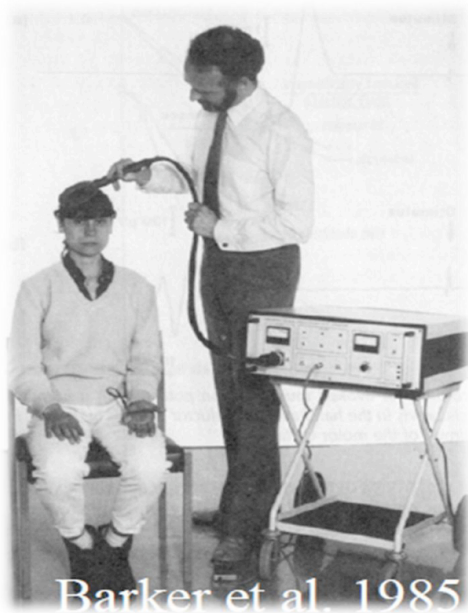
**Abb. 14) Zeitliche Beziehung zwischen der Förderung vor (links) und Hemmung nach (rechts) der schnellen, gewollten Muskelkontraktion oder Relaxation auf den SOL H-Reflex.**  
 Jeder Punkt zeigt den durchschnittlichen H-Reflex von fünf Probanden. Die Gerade zeigt den Kontroll-H-Reflex mit dem Wert von 100 %. Das EMG-Signal zeigt den Muskelaktivitätsverlauf verglichen mit der Kraftkurve (aus Schieppati, 1987, S. 364).

Es wurde spekuliert, ob dies der Grund für Spastiken sei, denn Szumski et al. (1974), zitiert nach Schieppati (1987, S. 364–365), zeigten, dass Patienten mit Spastiken keinen gehemmten H-Reflex aufwiesen. Wenn demzufolge in entspanntem Zustand die Muskelsteuerung nicht gehemmt ist, treten ungewollte Bewegungen und Zuckungen auf.

---

### 1.2.2 Nutzen transkranieller Magnetstimulation (TMS)

Die transkranielle Magnetstimulation (TMS) ist eine nicht invasive Technik. Mit ihr werden im Motorkortex (M1) künstlich kortikale Motoneurone depolarisiert, welche eine Bewegung peripherer Muskeln auslösen. Bei kräftigeren Signalstärken werden grössere Bewegungsausschläge generiert. Man kann mit dieser Technik zwar nicht die Hirnaktivität messen, dafür können die kurze intrakortikale Förderung oder Hemmung, eine mögliche Veränderung der Plastizität, Vergleiche mit Elektroenzephalografie (EEG), Magnetoenzephalographie (MEG) und funktioneller bildgebender Techniken sowie in Verbindung mit konditionierten H-Reflexen unterschiedliche Nervenbahnen auf Rückenmarksebene untersucht werden. Eine der Hauptmöglichkeiten durch transkranielle Magnetstimulation (TMS) ist, die synaptische Verbindungsstärke positiv zu verändern. Die Anwendung dieser Techniken mit TMS wird in der Forschung gebraucht, um Heilungsprozesse zu dokumentieren bei multiple Sklerose, Schlaganfällen, Parkinson, Dystonien und teilweise auch Epilepsie (Hallett, 2007, S. 193–196).

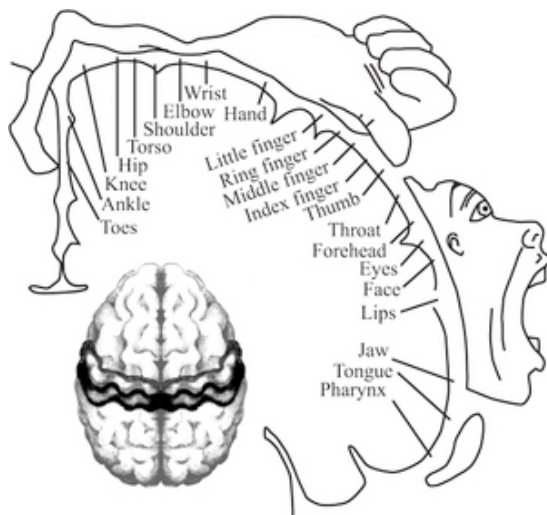


**Abb. 15)** TMS nach dem Erfinder der ersten funktionierenden Magnetspule, welche deutlich kleiner und handlicher als ihre Vorgänger waren.  
Die Gehirnaktivität wird kurzzeitig gestört und beeinflusst ohne Unannehmlichkeiten zu erleiden (aus Baker et al., 1985, S. 1007).

Aufgrund der zu ca. 80 % überkreuzten Motoneurone im Kortikospinaltrakt der Pyramidenbahn in der Medulla oblongata, muss das TMS kontralateral für distale



Muskeln vorgenommen werden. Bis zum heutigen Zeitpunkt kann mittels TMS nur der primäre Motorkortex (M1) aktiviert werden. Dieser repräsentiert verschiedene Körperregionen. Durch verschieben der Spule vom Scheitel zur Seite können die Glieder angesprochen werden.



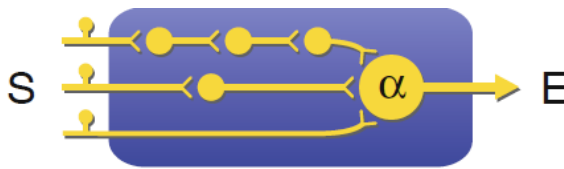
**Abb. 16) Darstellung des Motorkortex als Homunkulus**

Der Motorkortex und dessen Zentren der Grosshirnrinde repräsentieren verschiedene Körperregionen. Diese werden als Homunkulus dargestellt. Umso grösser die Zeichnung, desto stärker ist dieser Bereich im Kortex repräsentiert. Die Darstellung, angepasst von Kate Harrison, wurde erstmalig in der Neuroanatomie von Greenfield & Rasmussen (1950) benutzt (aus Kate Harrison, 2012).

Ein motorisch evoziertes Potenzial (MEP) wird bei einem genügend starken TMS ausgelöst. Somit ist die motorische Schwelle (MT) überwunden. Erkennt man das MEP durch das Elektromyogramm (EMG). Zwei auf den entsprechenden Muskelbauch, ca. 2 cm auseinander angebrachte Empfänger senden Spannungsänderungen im Muskel über das Oszilloskop an den Bildschirm. Ein TMS, welches kein MEP auslöst, wird unterschwelliges TMS (subTMS) genannt. Wird ein MEP im ruhenden Muskel gerade ausgelöst, nennt man das die ruhende motorische Schwelle (RMT). Ist hingegen der Muskel angespannt, zu z. B. 10 % der maximalen Kontraktionsfähigkeit und ein MEP wird auf dieses vorhandene EMG-Signal gesetzt, nennt man das die aktive motorische Schwelle (AMT). Nielsen et al. (1993, S. 229) erkannten, dass die TMS-Methode genutzt werden kann, in Kombination mit der H-Reflex-Methode, um die Nervenbahnimpulse genauer zu untersuchen.

### 1.2.3 Beschreibung der H-Reflex-Konditionierungen

Es konnte mit der kombinierten Messmethode von Hoffmann-Reflexen (H-Reflexe) zu transkranieller Magnetstimulation (TMS) über dem M1-Kortex festgestellt werden, dass Impulse über verschiedene Bahnen zum  $\alpha$ -Motoneuron gelangen (Nielsen & Peterson, 1995b, S. 780–782). Es gibt schnellere, vermutlich monosynaptische und langsamere, eher polysynaptische Bahnen. Die Latenz zwischen dem ersten Eintreffen eines Informationsanteils bis zum Letzten, beträgt im  $\alpha$ -Motoneuron ungefähr 25 ms. So lange ist circa die Antwort auf einen TMS-Impuls von 200  $\mu$ s.



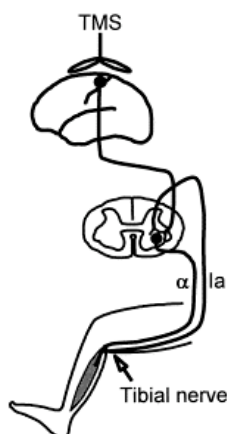
**Abb. 17) Darstellung verschiedener Bahnen**

Der M1-Kortex sendet ein Signal (S) von z. B. 200  $\mu$ s, vom oberen Motoneuronen, welches über verschiedenen schnelle Bahnen (mono-, dis- oder polysynaptisch) aufgeteilt wird zum unteren Motoneuron ( $\alpha$ -Motoneuron). Dieses leitet die verzögert, eintreffenden Signale (innerhalb ca. 25 ms) zu den Effektoren (E) weiter. Das zentrale Verarbeitungssystem (blau) besteht aus Interneuronen (aus Kuitz-Buschbeck, 2006).

Je nachdem, wie gut vernetzt eine Information im M1-Kortex vertreten ist, wird die eine Information mit dem grösseren Anteil über die schnelleren Bahnen gesendet und nur ein kleinerer Anteil über die langsameren Bahnen. Es kann sogar sein, dass die eine oder andere Bahn für gewisse Informationen gehemmt wird (Nielsen & Peterson, 1995b, S. 780–782).

Die periphere Nervenstimulation (PNS) dauert 0.5 ms und ist so eingestellt, dass der Reflex über die 1a-Afferenten verläuft. Dieser Stimulus prallt ebenso mit 0.5 ms auf das  $\alpha$ -Motoneuron, da die 1a-Afferenzen monosynaptisch verschaltet sind. Diesen durch PNS ausgelöste Reflex nennt man H-Reflex. Der Kontroll-H-Reflex beträgt um die 20 % der maximalen muskulären Aktivität ( $M_{\max}$ ), ausgedrückt im EMG, welche durch eine hohe PNS erreicht wird (Crone et al., 1990, zitiert nach Petersen et al., 1998, S. 600). Um  $M_{\max}$  zu erhalten, stimuliert der PNS-Impuls direkt, über absteigende Nervenbahnen (Efferenzen) den Muskel, im Unterschied zum H-Reflex, welcher durch die tiefe PNS-Stimulation über die dicken 1a-Afferenzen zum Rückenmark gelangt. Dieser Kontroll-H-Reflex (100 %) wird bei jeder konditionierten H-Reflex-Messung als Vergleichswert herangezogen. Konditioniert bedeutet, dass der H-Reflex absichtlich, zeitlich

unterschiedlich, mit der TMS, welche ein motorisch evoziertes Potenzial (MEP) im Zielmuskel auslöst, kombiniert wird. Da das eintreffende Signal evoziert durch TMS immer 25 ms benötigt und der H-Reflex immer die gleichen 0.5 ms auf Rückenmarksebene beträgt, kann nun der H-Reflex zum TMS verschieden kombiniert werden (Nielsen et al., 1993, S. 225–237). Somit kann man den H-Reflex auf die ersten, im  $\alpha$ -Motoneuron eintreffenden TMS-evozierten Signale schießen oder auf die, die später eintreffenden. Da das schnellste TMS-Signal aber ca. 3.5 ms (je nach Konstitution) früher als der H-Reflex beim  $\alpha$ -Motoneuron eintrifft, muss der H-Reflex um 3.5 ms früher abgefeuert werden, um die frühen Bahnen untersuchen zu können. Diese Kombination von PNS und TMS erzeugt einen konditionierten H-Reflex. Gebraucht wird der konditionierte H-Reflex, um schnellere oder langsamere Nervenbahnen zu testen. Somit werden alle H-Reflex-Konditionierungen (Kombination) zum TMS, die zeitlich früher abgefeuert wurden, für die Messung der schnellen Bahnen und die zeitlich später abgefeuert wurden, für die langsamen Bahnen gebraucht. Der konditionierte H-Reflex steht immer im Verhältnis zum Kontroll-H-Reflex (100 %) und seine Veränderung wird in Prozent angegeben.



**Abb. 18) Kombiniertes Gebrauch von TMS und H-Reflexen**

Durch PNS wird der N. tibialis so (schwach) stimuliert, dass über die Ia-Afferenzen Reize im Rückenmark gezielt auf Signal von TMS über dem Kortex prallen. TMS wird so platziert, dass ein bestimmter Muskel angeregt wird. Diesen Muskelantwort auf den TMS Stimulus nennt man motorisch evoziertes Potenzial (MEP) (aus Moritaa et al., 2002).

Mit der kombinierten Methode von H-Reflexen, welche auf ein TMS geschossen werden, können Bahnungen im Kortikospinaltrakt untersucht werden. Seit 1990 wird diese Methode für die Rehabilitation und die Wissenschaft genutzt. Im nächsten

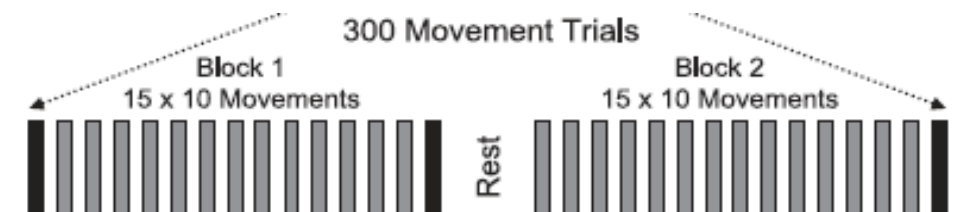
---

Abschnitt wird zuerst auf die Verwendung von TMS und zervikomedullar-magnetisch Stimulation (CMS) und danach auf die H-Reflex-Konditionierungen eingegangen.

## 1.3 Stand des Wissens

### 1.3.1 Kurzzeittraining – TMS verglichen mit CMS

Auf die Frage, was unter Kurzzeittraining verstanden wird, habe ich keine befriedigende Antwort gefunden. Für einen Triathleten ist ein Kurzzeittraining möglicherweise ein einstündiges Radtraining, während für jemanden, der im Rehabilitations- oder Präventionsbereich trainiert, vielleicht eine Übung im Kraftausdauerbereich mit 3 Serien zu 15–30 Wiederholungen ein Kurzzeittraining bedeutet. Dieser zweite Ansatz beschreibt am ehesten, was in Studien mit Kurzzeittraining gemeint ist, denn eine wissenschaftliche Definition gibt es bis dato nicht. Rogasch et al. (2009, S. 1880) beschrieben, dass ein Kurzzeittraining weniger als 30 Min. dauern sollte. Sie untersuchten zwei Mal 150 ballistische Daumenabduktionen. Die 150 Abduktionen wurden in 15 Serien à zehn Wiederholungen durchgeführt. Zwischen jeder Serie wurde 30 Sekunden und zwischen den beiden Blocks 5 Min. gewartet. Über einen Goniometer wurden die Resultate digitalisiert und über den Bildschirm direkt rückgemeldet. Ermutigungen und Motivationsrufe wurden gegeben, um die Leistung zu verbessern.



**Abb. 19)** Eine Möglichkeit eines Kurzzeittrainings von 15 x 10 ballistischen Bewegungen mit 30 s Pause zwischen den Serien und 5 Min. Pause zwischen den beiden Blöcken (aus Rogasch, et al., 2009, S. 1875)

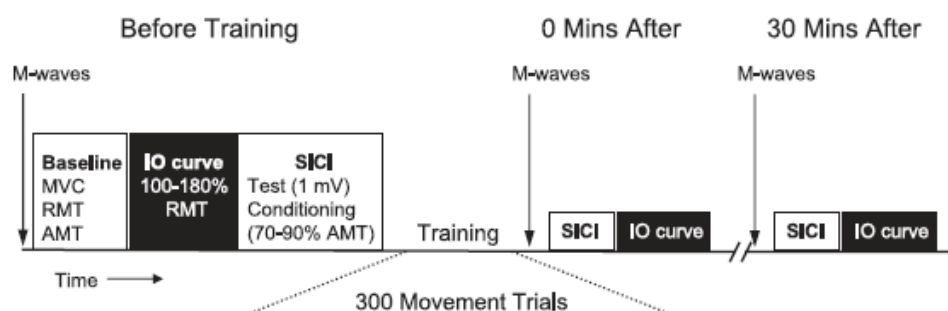
Giesebrecht et al. (2012, S. 3–4) haben zwei Arten von Kurzzeittrainings untersucht. Das erste war, eine ballistische Zeigefinger-Abduktion, mit dem gleichen Aufbau wie in der Studien von Rogasch, et al. (2009, S. 1876), welche die Beschleunigung, die sog. Rate of force development (RFD), über zwei Mal 150 Wiederholungen verbessern sollte. Bei der anderen Aufgabe musste auf dem Bildschirm zwischen zwei Linien so genau wie möglich Kurs gehalten werden (Tracking-Aufgabe). Mit einer blauen Linie wurde die eigene Position dargestellt.

In der vorliegenden Studie ist das Kurzzeittraining von zwei Mal 50 Plantarflexionen vom Ablauf her viel kürzer, hat aber dieselbe Absicht, nämlich sich in einer nicht alltäglichen Bewegungsaufgabe zu verbessern.

So würde ich das Kurzzeittraining wie folgt beschreiben; Eine einfach auszuführende Trainingsform, die in kurzer Zeit z. B. 300 Wiederholungen innerhalb maximal 30 Min. zu absolvieren ist. Dies kann eine physiologische, morphologische, neurologische, metabolische oder psychologische Veränderung zur Folge haben.

Der Begriff „ballistisch“ beschreibt Bewegungen, welche unter geringem Widerstand max. beschleunigt werden sollen. Diese Trainingsform hat den Vorteil, siehe Kap. 2.1.3, S. 17–18), dass das ZNS, speziell die zerebrale Koordination, angesprochen wird. Somit ist eine gute Ausgangslage geschaffen, um neurologische Anpassungen zu untersuchen.

Rogasch et al. (2009) untersuchten mit erwähntem Kurzzeittraining, ob die Kortikomotor M1-Plastizität und Lernen einer ballistischen Bewegung bei älteren gegenüber jüngeren Probanden abgeschwächt sind. Dazu verglichen sie zwei Gruppen aus je 14 Personen verschiedenen Alters – Gruppe 1 mit 18–24 Jährigen und Gruppe 2 mit 61–82-Jährigen. Als Grundlage mussten die Teilnehmer maximal (MVC) während 3 s isometrisch gegen einen Kraftwandler drücken. Mit dem TMS wurde im APB in Ruhe ein MEP ausgelöst. Das ist die ruhende, motorische Schwelle (RMT). Ebenso wurde die aktive, motorische Schwelle (AMT) ermittelt. Zudem wurde mit der PNS überprüft, ob sich die maximale Muskelkontraktion ( $M_{\max}$ ) vor, nach und 30 Min. nach dem Testablauf verändert hat.

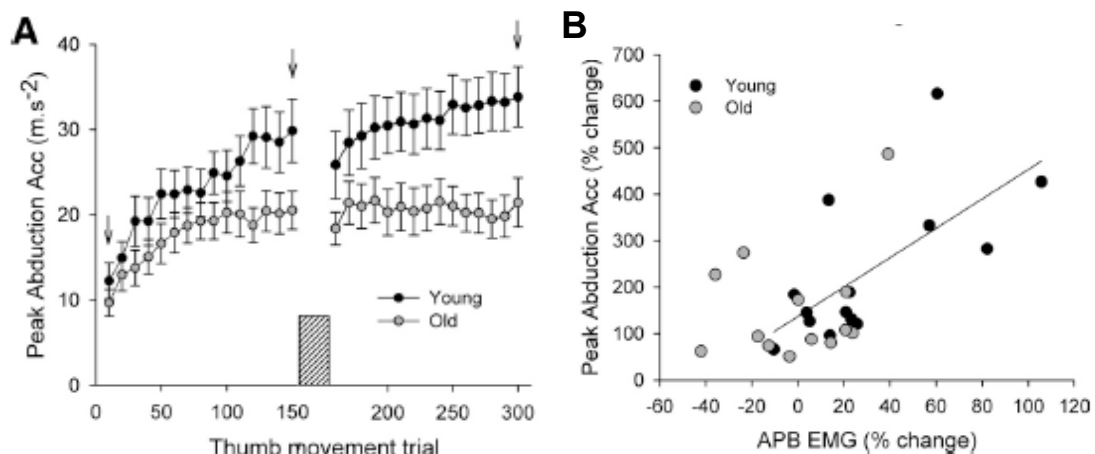


**Abb. 20) Testverlauf des Kurzzeittrainings von Rogasch et al. (2009)**

Die M-Wellen dienen zur Überprüfung einer stabilen maximalen Muskelkontraktion. Die Grundlagen (Baseline) dienen als Vergleich der Eingabe-Ausgabe-Kurve (IO) und der kurzzeitigen, intrakortikalen Hemmung (SICI) Werte. Vor, 0 Min. nach und 30 Min. nach dem Training wurden Messungen durchgeführt (aus Rogasch et al., 2009, S. 1875).

Durch das Training haben sich alle Probanden signifikant verbessert. Dabei verbesserten beide Testgruppen während 300 Daumen-Abduktionen ihre Beschleunigung. Junge

Probanden verbesserten sich aber signifikant besser als ältere nach dem Training. Es konnte ein Bezug zwischen der erhöhten APB-EMG-Aktivität und der verbesserten Leistung bei jungen Probanden, nicht aber bei älteren festgestellt werden. Dieses Resultat lässt vermuten, dass die Typ-2-Muskelfasern den Hauptanteil zur EMG-Aktivität beisteuern. Im Alter ist bekannt, dass die schnellzuckenden Fasern, wie auch die Dopaminproduktion, nachlassen (Rogasch et al., 2009, S. 1881).



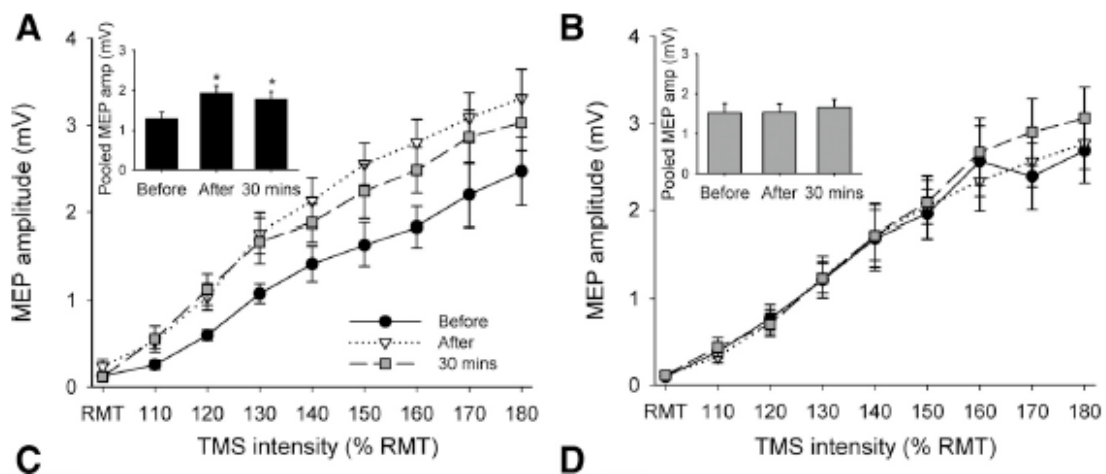
**Abb. 21) Durchschnittliche Daumenbeschleunigung und Korrelation zum EMG**

Die durchschnittliche Daumenbeschleunigung wird in A dargestellt. In B wird die prozentuale Veränderung des APB-EMG mit der prozentualen Verbesserung der einzelnen Probanden in Korrelation gebracht (aus Rogasch et al., 2009, S. 1878).

Die Eingabe-Ausgabe Kurve (IO-Kurve) vergleicht das MEP vor, nach und 30 min. nach dem Training, ausgehend von der TMS-Stärke, welche ein RMT (100 %) auslöst. Vom RMT wird in 10 % Schritten bis 180 % getestet. Die Kurve sagt aus, ob und mit welchem Ausmass der Stimulationsstärke sich das MEP verändert. Daraus wird gefolgert, dass sich kortikospinale Anpassungen ergeben haben könnten. In Grafik 22 A (S. 30) ist zu erkennen, dass sich bei jungen Probanden eine Veränderung des MEPs und somit des Kortikospinaltrakts ergab. In der Post-Messung haben sich diese Probanden um 50 % ( $P = 0.001$ ) verbessert, dann ging die Verbesserung 30 min. nach der Messung ein wenig zurück, war aber immernoch um 38 % ( $P = 0.004$ ) grösser als die Prä-Messung. Hingegen hat sich das MEP bei der älteren Probandengruppe in Grafik 22 B kaum verändert, was auf eine reduzierte gebrauchtsabhängige Plastizität in fortgeschrittenem Alter schliessen lässt. Grund dafür könnte die geringere Produktion des Neurotransmitters Dopamin sein, welcher für die synaptische Plastizität wichtig ist und für eine Abnahme der Gamma-Aminobutansäure (kurz GABA) verantwortlich zu

sein scheint. GABA ist der wichtigste inhibitorische (hemmende) Neurotransmitter im ZNS und Kortex. Die Entwicklung und Funktion des menschlichen Gehirns hängt wesentlich von der Verfügbarkeit von GABA ab. Die gleichbleibenden MEP-Werte trotz Trainingsverbesserung älterer Probanden lassen auf eine Hemmung durch den Neurotransmitter GABA schliessen. Durch die Methode der kurz-intrakortikalen Hemmung (SICI), bei der das erste TMS unterschwellig erfolgt und das zweite TMS 3 ms später überschwellig – bei verschiedenen überschwelligen Messstärken (70 %, 80 %, 90 % des AMT) und Zeitpunkten (Prä, Post & 30 Min. Post) – kann eine kortikale Hemmung festgestellt werden. Da sich die gepaarten TMS-Messungen von Prä, Post zu 30 min. Post bei Jung und Alt nicht verändert haben, konnten GABA nicht verantwortlich gemacht werden (Rogasch, et al., 2009, S. 1882). Ein tieferer SICI-Wert hätte auf eine GABA-verursachte intrakortikale Hemmung schliessen lassen.

Auf die SICI-Messung und GABA gehe ich nicht weiter ein, da die Aussagen von SICI-Testaufgabe möglicherweise zu spezifisch sind (Rogasch et al., S. 1881).



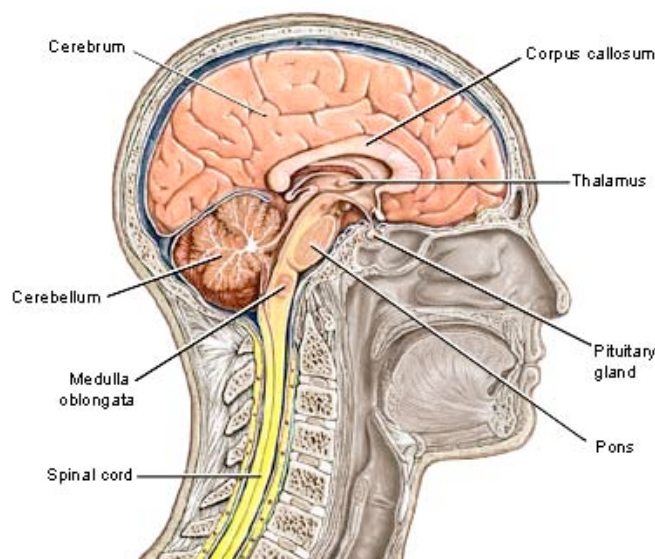
**Abb. 22) Eingangs-Ausgangs-Kurve (IO-Kurve) von Jung (schwarz) und Alt (grau)**

Die Abszissen beschreiben die prozentualen TMS-Steigerungen, ausgehend vom RMT und den dazu entstehenden MEP-Amplituden (Ordinate) zu den Prä, Post- und 30 min. Post-Messungen (aus Rogasch, et al., 2009, S. 1880).

Rogasch et al. (2009, 1880) behaupten, dass die erhöhten MEP-Werte bei jungen Probanden auf kortikale Plastizität zurückschliessen lassen, da durch TMS, aber nicht durch TES erhöhte MEP-Werte nach dem ballistischen Training gemessen wurden. Die Methode der Studie erweist sich aber als mangelhaft, da nicht mit Bestimmtheit ausgesagt werden kann, dass nur kortikale Anpassungen geschehen, denn die durch das TMS ausgelösten MEPs könnten sich auch auf spinaler Ebene moduliert haben.



Giesebrecht et al. (2012) untersuchten im Gegensatz zu Rogasch et al. (2009) nur die Veränderungen der subkortikalen Regionen. Dafür wurde eine doppelkonische Magnetspule am Hinterkopf so platziert, dass die Nervenbahnen des ZNS, welche sich in der Medulla oblongata zu 80 % kreuzen, direkt stimuliert werden können. Nach zwei motorischen Kurzzeittrainings, einem ballistischen und einem visuomotorischen, sind nun klarere Aussagen über einen definierteren Abschnitt des Kortikospinaltrakts möglich im Gegensatz zur Studie von Rogasch et al. (2009). Die Magnet-Stimulation wurde nur nicht über den Kortex (TMS), sondern zervikomedullar (CMS) ausgeführt. Dies führte zu einem MEP, aber zervikomedullar evoziert (CMEP). Insgesamt zehn CMEPs des rechten Zeigefingers, first dorsal interosseus (FDI), wurden vor, mitten, nach und 10 Min. nach dem Training erhoben. Zudem noch zwei PNS, welche die  $M_{\max}$ -Stabilität überprüften.



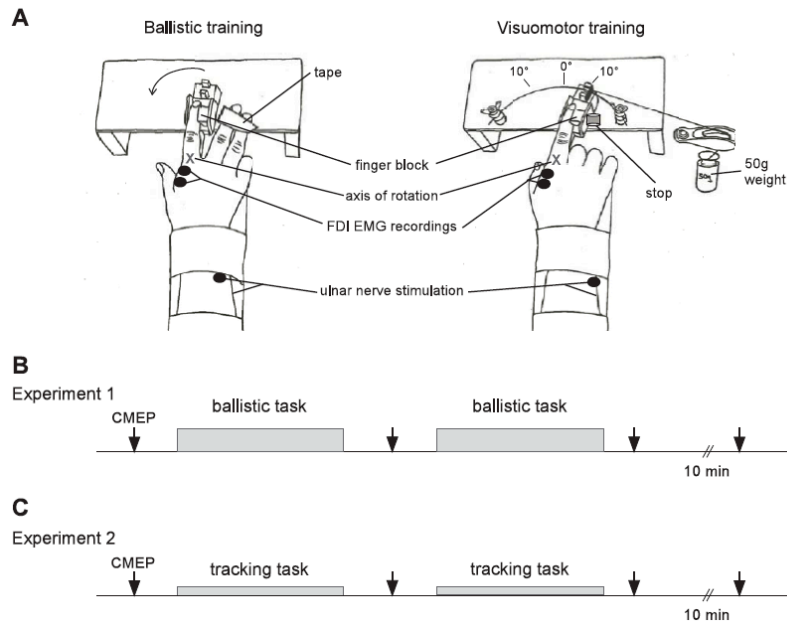
**Abb. 23) Medulla oblongata (verlängertes Mark)**

Dies ist der hinterste Gehirnteil und gehört zum Hirnstamm und somit zum ZNS. Sie ist zuständig für die Atmung, den Blutkreislauf sowie viele Reflexe, wie Nies-, Husten-, Brech-, Schluck- und Saugreflex (aus Ablett et al. 2012).

Nur bei neun von 27 Probanden konnten CMEPs im FDI ausgelöst werden. Von diesen neun Probanden gab es schlussendlich nur sieben brauchbare Datensätze der Kurzzeittrainings eins und zwei. Alle anderen, bei denen kein CMEP ausgelöst werden konnte, waren in der zweiten Gruppe und haben die beiden Trainings ohne CMS durchgeführt. Das erste Kurzzeittraining beinhaltete ein ballistisches Training von zwei Mal 150 FDI-Abduktionen und das zweite war ein visuomotorisches Training, bei dem mit dem Zeigefinger innerhalb einer auf dem Bildschirm dargestellten Spur navigiert



werden musste, mit einem Radius von je 10 Grad Abduktion und Adduktion. Damit aber nur der FDI kontrahiert, wurde ein Gegengewicht von 50 g an den Zeigefinger angehängt.



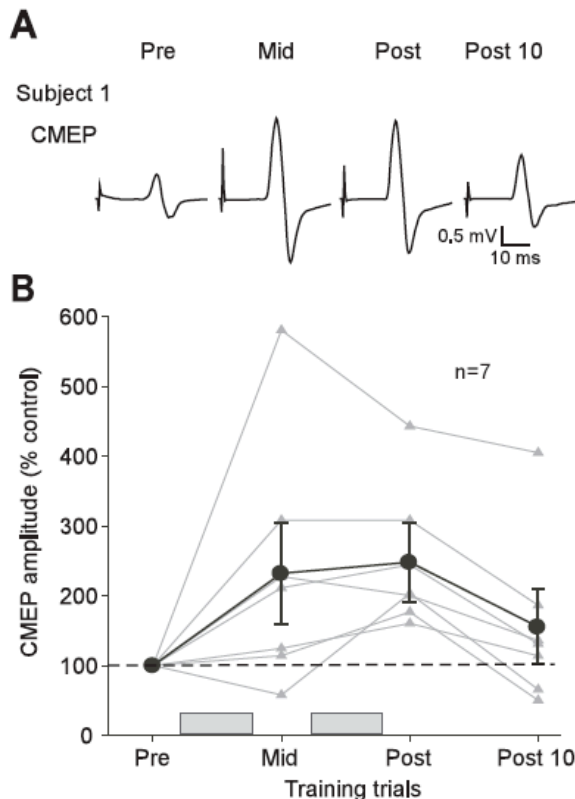
**Abb. 24) Ballistisches und visuomotorisches Kurzzeittraining**

A stellt das ballistische und visuomotorische Training dar. Im ulnaren Nerv wurde der FDI stimuliert. Über das EMG vom FDI wurde  $M_{\max}$  ermittelt. In B und C ist eine schematische Darstellung des Testablaufs und des Trainings. Die schwarzen Pfeile markieren immer 10 CMEP und 2  $M_{\max}$ -Messungen (aus Giesebrecht et al., 2012, S. 23).

In den beiden Kurzzeittrainings verbesserten sich alle Probanden beider Gruppen mit oder ohne CMS signifikant. Nach ballistischem Training wurden erhöhte CMEPs registriert (siehe auch Abb. 25, S. 33). CMEPs korrelierten positiv nach dem ersten Trainingsblock der ballistischen Abduktionen mit der verbesserten Beschleunigung ( $r = 0.913$ ;  $p = 0.0041$ ). Weitere Korrelationen konnten nicht festgestellt werden. Zehn Min. nach dem Training kehrte die CMEPs Werte wieder auf den Ausgangswert zurück. Das visuomotorische Kurzzeittraining führte zu keiner signifikanten CMEP-Anpassung bzw. zu einer verbesserten Tracking-Leistung ( $p = 0.443$ ). Es konnten keine signifikanten Korrelationen zwischen CMEPs und visuomotorischer Leistung festgestellt werden (Giesebrecht et al., 2012, S. 8).

Für die ballistische Bewegung wird angenommen, dass das erhöhte CMEP durch Anpassung auf spinaler Ebene verantwortlich ist. Möglich wäre eine höhere Erregbarkeit der Motoneuronen oder eine Erhöhung der kortikospinalen, synaptischen Effizienz. Es

gibt Beweise, dass die visuomotorische Aufgabe auf eine präsynaptische Hemmung durch Depolarisation auf die 1a-Afferenzen die verbesserte Bewegungskontrolle zur Folge hat (Perez et al. 2005; 2006, zitiert nach Giesebrecht et al., 2012, S.11–12). Somit ist anzunehmen, dass sich ballistische Bewegungen auf spinaler Ebene anpassen.



**Abb. 25) CMEPs zu verschiedenen Messzeitpunkten**

Bei einer Person werden in A verschiedene Messzeitpunkte dargestellt. In B ist hellgrau jeder der sieben Probanden dargestellt und schwarz der Durchschnitt mit den Standardabweichungen. Die gestrichelte Linie indiziert den durchschnittlichen CMEP-Ausgangswert vor dem Training (aus Giesebrecht et al., 2012, S. 25).

Kortikale Anpassungen sind für ballistische und visuomotorische Aufgaben möglich, aber noch nicht erhärtet. Um ein Kurzzeittraining weiter zu untersuchen, hilft die H-Reflex-Konditionierung. Anhand dieser Technik kann im Rückenmark die Bahnung getestet werden, ob ein ballistisches Kurzzeittraining über schnelle, direkte Bahnen (eher monosynaptisch) oder langsame, indirekte Bahnen (eher polysynaptisch) des Kortikospinaltrakts abgehandelt wird.

---

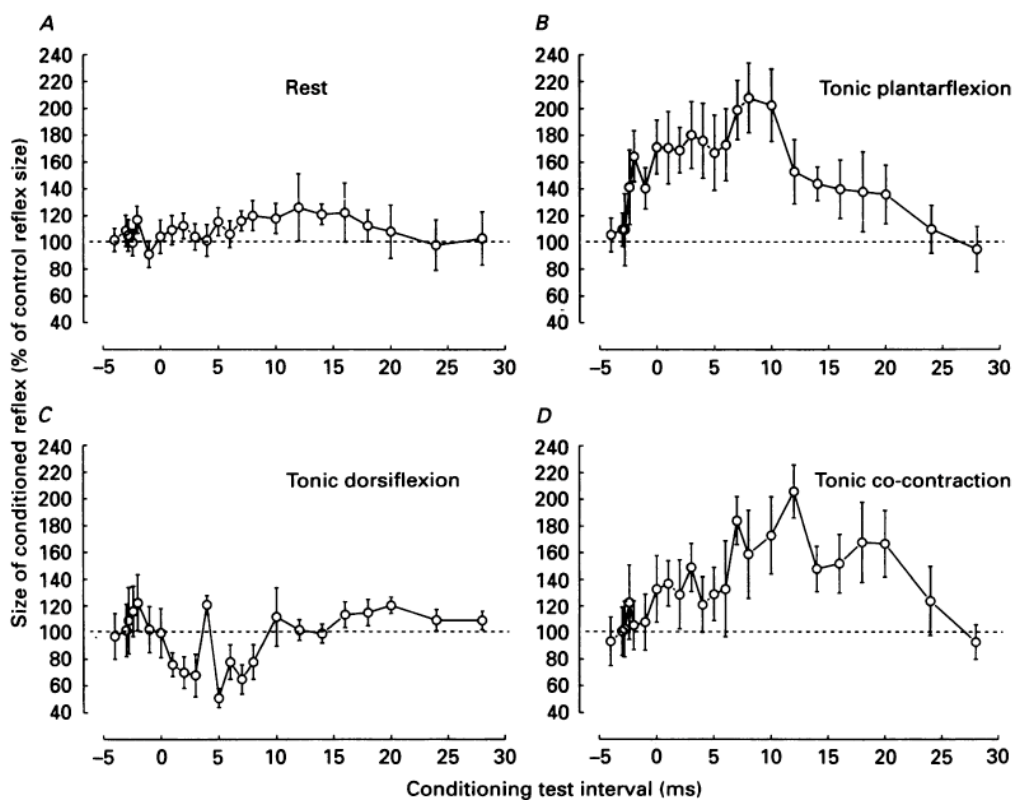
### 1.3.2 H-Reflex-Konditionierung zu TMS

1993 untersuchten Nielsen et al. als Erste die H-Reflex-Konditionierung. Für die Methodenstudie testeten die Autoren zehn männliche Probanden, von denen sieben gültige Resultate ausgewertet werden konnten. Es wurden in drei Muskeln (SOL, TIB & M. flexor carpi radialis [FCR]) vier aufgabenbezogene Veränderungen durch den Effekt von TMS auf spinale Neuronen genauer untersucht. Die Messungen fanden in Ruhe, tonischer Plantarflexion, tonischer Dorsiflexion und tonischer Ko-Kontraktion statt. Für die tonische Ko-Kontraktion musste der Agonist zwischen 5–10 % der MVC angespannt werden und mit der antagonistischen Muskulatur wieder in Ausgangsstellung gebracht werden. Einzelne Probanden führten die vier Aufgaben zweimal durch, um die Reproduktion zu überprüfen. Über den Drehmomentmesser (Goniometer) und die Elektromyographie (EMG) wurden Aufzeichnungen über einen Bildschirm (Resultatrückmeldung) dargestellt. Die EMG-Aufzeichnungen wurden bipolar von Peak-to-Peak über das Oszilloskop digitalisiert und in mV dargestellt. Die PNS wurde monopolar am N. tibialis und bipolar für den N. peroneal und den N. ulnaris durchgeführt. Der unkonditionierte H-Reflex lag in allen Situationen immer zwischen 15–25 % von  $M_{\max}$ . Die TMS, welche die Neurone depolarisiert, evoziert kontralaterale Muskelpotenziale (MEPs). MEPs wurden prozentual zu  $M_{\max}$  dargestellt. Als Methodenvergleich testeten Nielsen et al. (1993); Nielsen & Petersen (1995a, 1995b); Petersen et al. (1998) auch transkranielle Elektrostimulation (TES), welche direkt die Axone reizen. Unterschiedliche Platzierungen der beiden Stimulationen waren nötig, um die beiden Extremitäten zu evozieren. Das TES und TMS wurden so eingestellt, dass es für den Testablauf keinen oder nur geringen Effekt auf den tonisch angespannten Muskel und somit den H-Reflex hatte.

Die hauptsächliche Erkenntnis der Methodenstudie war, dass während aller vier Aufgaben (in Ruhe, bei tonisch-agonistischer, tonisch-antagonistischer und tonischer simultaner Kontraktion), in drei verschiedenen Muskeln, mit schwachem TMS, verschiedene Effekte auf die motoneurale Erregbarkeit ausgelöst wurden (Nielsen et al., 1993, S. 226).

In Ruhe konnte mit genügend tiefer TMS, welche keinen Effekt auf den H-Reflex in Ruhe ausübte, beim FCR und dem TIB eine frühe Förderung im H-Reflex in allen Motoneuralpools von 1–5 ms immer erkannt werden, ausser im SOL, in welchem fünf Probanden keine frühe Förderung aufwiesen. Die frühe Förderung wurde mit einer Hemmung, welche 3–4 ms dauerte, unterbrochen. Als Folge daraus wurde das TMS

unterschwellig (ohne Effekt) auf den H-Reflex in Ruhe eingestellt. Nach einer gewollten tonischen Agonist-Kontraktion wurde eine frühe Förderung mit einer Dauer von 20–25 ms in allen drei Muskeln beobachtet (Nielsen et al., 1993, S. 226). Hingegen wurde nach gewollter antagonistischer Kontraktion eine Hemmung im TMS auf SOL konditionierten H-Reflex, 1–3 ms nach der frühen Förderung festgestellt. Interpretiert wurden die Messungen durch TMS-verursachte Erregbarkeit der Neurone im Kortikospinaltrakt auf bestimmte motorische Aufgaben (Nielsen et al., 1993, S. 240).



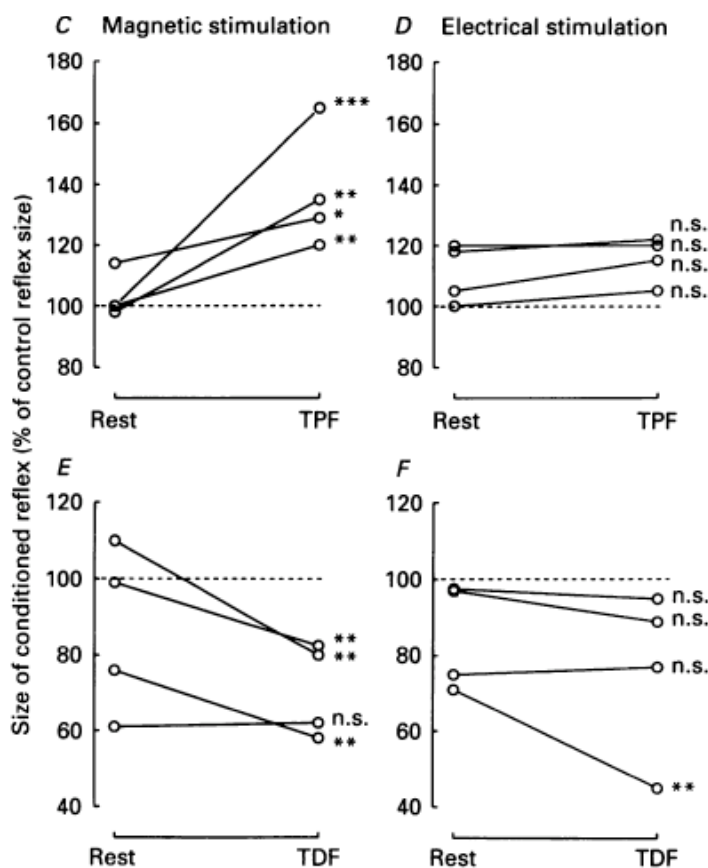
**Abb. 26) Konditionierter H-Reflex im SOL**

In vier verschiedenen Aufgaben (A–D) werden mit einem Intervall von 2 ms die H-Reflexe zum TMS konditioniert. Die Abszisse stellt den Zeitpunkt der Auslösung der PNS dar. Die Kurve sind die konditionierten H-Reflexe mit dem TMS, prozentual ausgedrückt in der Ordinate zum unkonditionierten H-Reflex von 100 %. Über der gestrichelten Linie sind Förderungen und unterhalb Hemmungen im Kortikospinaltrakt zu sehen (aus Nielsen et al., 1993, S. 227).

Aus diesen Erkenntnissen stellten sich die Autoren zwei Fragen: „Welche Bahnen sind für die beobachteten Effekte verantwortlich und was verursacht die aufgabenbezogenen Veränderungen vom Effekt der TMS aus?“

Nielsen et al. (1993, S. 238) vermuten, dass die frühe Förderung während der agonistischen Kontraktion über monosynaptische Bahnen, wie schon bei Affen gezeigt, abgehandelt wird. Bei Affen zeigte segmentale Förderung über disynaptische Bahnen,

dass nicht-monosynaptische Bahnen nicht mehr ausgeschlossen werden können 0.5–1.0 ms nach Beginn der frühen Förderung. Aus ihrer Annahme, dass nur die ersten 0.5–1.0 ms von monosynaptischen Bahnen abhängen, bestimmten Nielsen et al. (1993, S. 238), den Beginn der frühen Förderung in Schritten von 0.1 oder 0.2 ms zu messen. Dadurch wird angenommen, dass bei agonistischer Kontraktion, die ersten Millisekunden nach der frühen Förderung durch Aktivierung der kortikomotoneuronalen Zellen (monosynaptisch) verursacht sind. Im Weiteren wird vermutet, dass der Unterschied in Dauer und Grösse der frühen und späten Förderung durch verschiedene Bahnen (monosynaptisch und nicht-monosynaptisch) aktiviert worden ist. Werden hingegen die Antagonisten kontrahiert, aktivieren sie, so vermuten die Autoren, die Motoneurone im Antagonisten und die 1a-hemmenden Interneurone des Agonisten (Nielsen et al., 1993, S. 241).



**Abb. 27) Vergleich von Ruhe zu tonischer Plantarflexion und Dorsiflexion**

C zeigt die frühe Förderung im SOL bei Ruhe und bei tonischer Plantarflexion, evoziert durch TMS. In D sind TES Messungen dargestellt. E vergleicht die Hemmung des tonisch angespannten Dorsiflexors, evoziert durch TMS mit TES, was in F verdeutlicht wird. \* = signifikant ( $> 0.05$ ), \*\* = hochsignifikant ( $> 0.001$ ) und n.s. bedeutet nicht signifikant (aus Nielsen et al., 1993, S. 232).

---

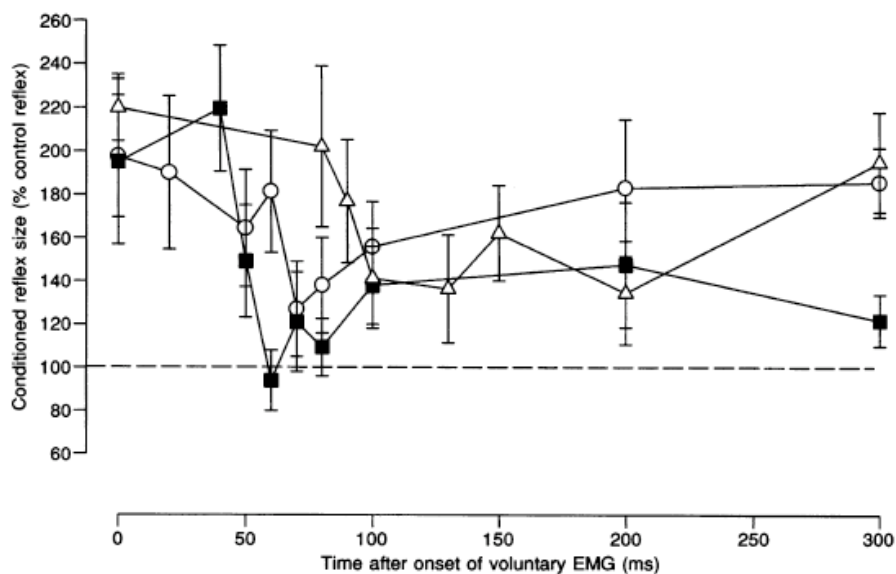
Da der unkonditionierte H-Reflex immer wieder neu auf die vier Aufgaben in den drei Muskeln entsprechend eingestellt und mit dem konditionierten verglichen wurde, konnten die drei Muskeln und Aufgaben miteinander verglichen werden, um Zufallsresultate auszuschliessen. Im direkten Vergleich von TMS zu TES konnten Erkenntnisse über die beiden Methoden in Kombination zu konditionierten H-Reflexen gesammelt werden. Es wurde festgestellt, dass H-Reflexe kombiniert mit TMS, Veränderungen in den Aufgaben zu verschiedenen Messzeitpunkten ergaben (Nielsen et al., 1993, S. 226–230).

Nielsen et al. (1993) erkannten, dass konditionierte H-Reflexe gebraucht werden können, um die Nervenbahnen auf Rückenmarksebene zu messen. Dafür scheint ein unterschwelliges TMS, bezogen auf die jeweilige Aufgabe, am besten für Tests geeignet zu sein.

1995a untersuchten Nielsen & Petersen nicht nur tonische, sondern auch dynamische Bewegungen. Sie gingen der Frage nach, ob bei dynamischer Plantarflexion des SOL Veränderungen im konditionierten H-Reflex durch TMS hervorgerufen werden können. Die Autoren stellten die Hypothese auf, dass die schnellen (ev. monosynaptischen), kortikospinalen Bahnen involviert sind bei der Projektion auf die spinalen Motoneurone zu Beginn einer gewollten Bewegung. Dafür wurden ein früher, –3 ms konditionierter H-Reflex zu verschiedenen Zeitpunkten während der Bewegungsausführung durchgeführt. Zusätzlich wurde auch TES mit TMS verglichen, um weitere Erkenntnisse zu den beiden transkranialen Stimulationen zu erhalten (Nielsen & Petersen, 1995a).

Die SOL Plantarflexion testeten die Autoren an 17 Probanden unter variierenden isometrischen Kontraktionsgeschwindigkeiten von 300 bis 1600 ms, bis 10 Nm Druck auf das Fusspedal erreicht wurden. Zudem wurden einzelne Probanden gebeten maximal zu kontrahieren. Die Kontraktion begann 400 ms nach dem Signalton und alle Drehmoment–Kurven wurden über einen Bildschirm dargestellt. Zu Beginn jedes Experiments wurde der H-Reflex in Ruhe und während einer tonischen Plantarflexion gemessen. Der Effekt von TMS (eingestellt auf 90 % der RMT) wurde vor und während den Tests untersucht. Allgemein wurde die TMS so eingestellt, dass es keinen Effekt auf den H-Reflex hatte. Der unkonditionierte Kontroll-H-Reflex wurde aufgabenspezifisch immer wieder neu justiert, um die M1-Konditionierung durch TMS vergleichen zu können. Dieses Vorgehen erwies sich als nötig, weil angenommen wurde, dass über die 1a-Afferenzen PNS-Impulse unterschiedlich auf das Rückenmark treffen könnten. Somit wurden nicht justierte, unkonditionierte H-Reflexe, welche noch eine kleine M-Welle

produzierten, getestet. Diese wiesen ebenso eine Varianz auf. Als Schlussfolgerung wurde die aufgabenspezifische Veränderung der Klebepads der PNS zum Nerv und der EMG zum Muskel verantwortlich gemacht. Die 1a-Afferenzen werden demzufolge immer gleich aktiviert und müssen aufgabenspezifisch leicht justiert werden (Nielsen & Petersen, 1995a, S. 778).



**Abb. 28) Grösse der frühen Förderung (konditioniert bei –3 ms) zu verschiedenen Messzeitpunkten einer Beschleunigung über 300 ms eines Probanden.**

Die Probanden wurden gebeten, isometrisch zu beschleunigen, bis 10 Nm innerhalb 150 ms (schwarzes Viereck), 300 ms (Kreis) und 600 ms (Dreieck) erreicht wurden. Die Abszisse stellt den Zeitverlauf nach Beginn des EMG (Muskelaktivität) dar. Die Ordinate zeigt das Verhältnis zum Kontroll-H-Reflex (gestrichelte Linie) (aus Nielsen & Petersen, 1995a, S. 781).

Nielsen & Peterson (1995a, S. 778) untersuchten frühe Förderungen (Peak bei ca. –3 ms), welches direkte, schnelle Bahnen sind, zu verschiedene Messzeitpunkten verschiedener Beschleunigungsgeschwindigkeiten (Maximale Beschleunigung bis +1600 ms). Somit wurden konditionierte H-Reflexe (–3 ms) zu verschiedenen Zeitpunkten untersucht, welche nach Betätigung der Plantarflexion ausgelöst wurden. Dieses Vorgehen wurde aufgabenspezifisch, das heisst zu verschiedenen Beschleunigungen angewendet. In Abb. 28 wird eine Beschleunigung über 300 ms eines Probanden dargestellt. Über direkte, schnelle Bahnen war die Förderung (–3 ms) zu Beginn der Kontraktion im SOL der vier gewollten Beschleunigungen (Maximal, 300 ms, 600 ms, 1600 ms) am grössten und fiel nach 100 ms bei allen Probanden abrupt ab, bei maximaler Kontraktion sogar bei 50 ms und bei 300 ms langer Kontraktion bei 80 ms (Nielsen & Peterson, 1995a, S. 781). Je schneller die Bewegung ausgeführt

---

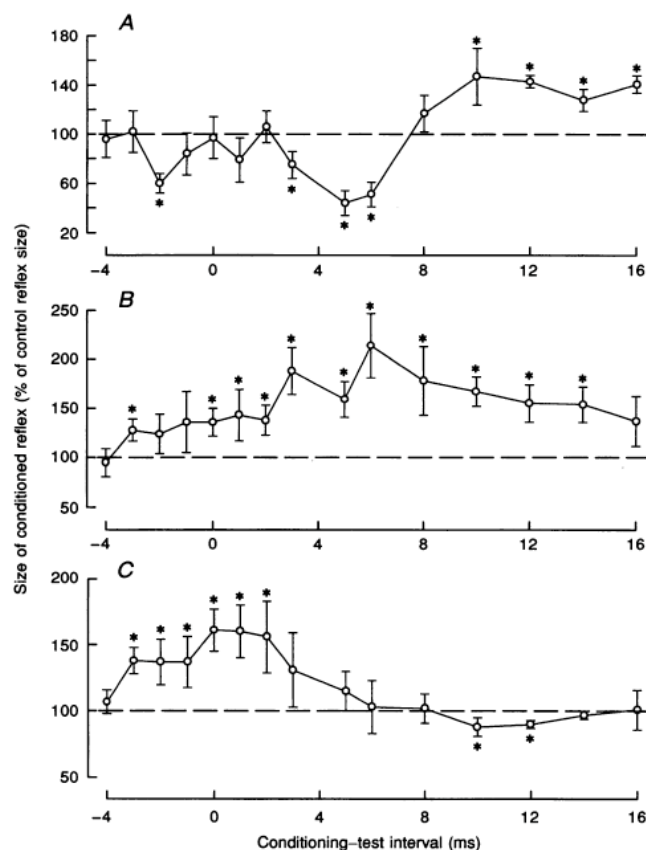
wurde, desto grösser war der durchschnittlich konditionierte H-Reflex und demzufolge die Bahnung des kortikospinalen Trakts. Es wurde ebenfalls gezeigt, dass je schneller die gewollte Bewegung war, das EMG und MEP dazu positiv korrelierten. Das heisst, in Ruhe braucht es eine höhere TMS-Stimulation um ein MEP auszulösen, als bei tonischer Aktivität oder gewollter immer schnellerer Bewegung (Nielsen & Peterson 1995a, S. 783–784).

Die frühe Förderung war durch TES 1–2 ms früher als mit TMS. Zudem zeigten sich zwischen H-Reflex Konditionierungen zu TES keine signifikanten Veränderungen zwischen Ruhe und tonischer Kontraktion. Grund dafür sei die direkte Stimulation durch TES der Axone der Zellen im Kortikospinaltrakt, welche sich wahrscheinlich nicht bewegungsspezifisch reizen bzw. fördern lassen (Nielsen & Peterson 1995a, S. 786). Hingegen widerspiegelt die signifikante Steigerung der frühen Förderung des H-Reflexes zu TMS hauptsächlich Veränderungen der Erregbarkeit oberer Motoneurone. Diese Annahme wurde getroffen, da sich immer innerhalb von 0.5–1.0 ms nach Beginn der TMS eine frühe Förderung zeigte. Es wird angenommen, dass diese Zeitspanne zu kurz ist für nicht-monosynaptische Bahnen (Nielsen & Petersen, 1993, S. 238). Im Weiteren wurde für die Abschwächung der frühen Förderung zwischen 50 ms–100 ms, eine präsynaptische Hemmung im unteren Motoneuron für unwahrscheinlich erklärt, laut Forschungen in Katzen und Menschen (Eide, Jurna & Lundberg, 1968; Rudomin, Nunez & Madrid, 1975; Berardelli, Day, Marsden & Rothwell, 1987; Nielsen & Petersen, 1994, zitiert nach Nielsen & Petersen, 1995a, S. 787). Da Nielsen & Petersen (1995a, S. 787) nun Hinweise auf mögliche monosynaptische Bahnen haben, aber diese immer noch nicht ganz geklärt sind, interessiert, wie sich die frühe und späte Förderung in verschiedenen Bewegungen verhält. Es ist anzunehmen, dass aus den Ergebnissen auf verschiedene Bahnen geschlossen werden kann.



### 1.3.3 ISI-Kurven unter verschiedenen Bedingungen

Nielsen & Petersen (1995b) untersuchten, ob die Förderung des konditionierten H-Reflexes, welche auch zu späteren Messzeitpunkten auftrat (Nielsen et al., 1993, S. 227–229), von den schnellen, eher monosynaptischen Bahnen oder den langsameren, polysynaptischen Bahnen abhängt. In sitzender Position wurden von 14 Probanden H-Reflexe zu TMS konditioniert, während drei verschiedener Bedingungen. Diese waren ruhig sitzend, eine tonische Plantarflexion bei welcher ein eingestelltes Drehmoment von 10 Nm gehalten und eine Beschleunigung auf 10 Nm maximal, innert 300, 600 und 1500 ms welche 1–2 s lang gehalten werden musste. Über das Oszilloskop wurde ein Punkt dargestellt, welcher bei der Beschleunigung nachgefahren werden musste. Alle Geräteeinstellungen entsprachen vorherigen Studien (siehe 2.3.2, S. 37). Die Interstimulus-Intervall-Kurve (ISI) stellt konditionierte H-Reflexe dar. Der H-Reflex muss 3 ms früher auf das TMS abgefeuert werden, da dieser schneller beim Rückenmark ankommt.

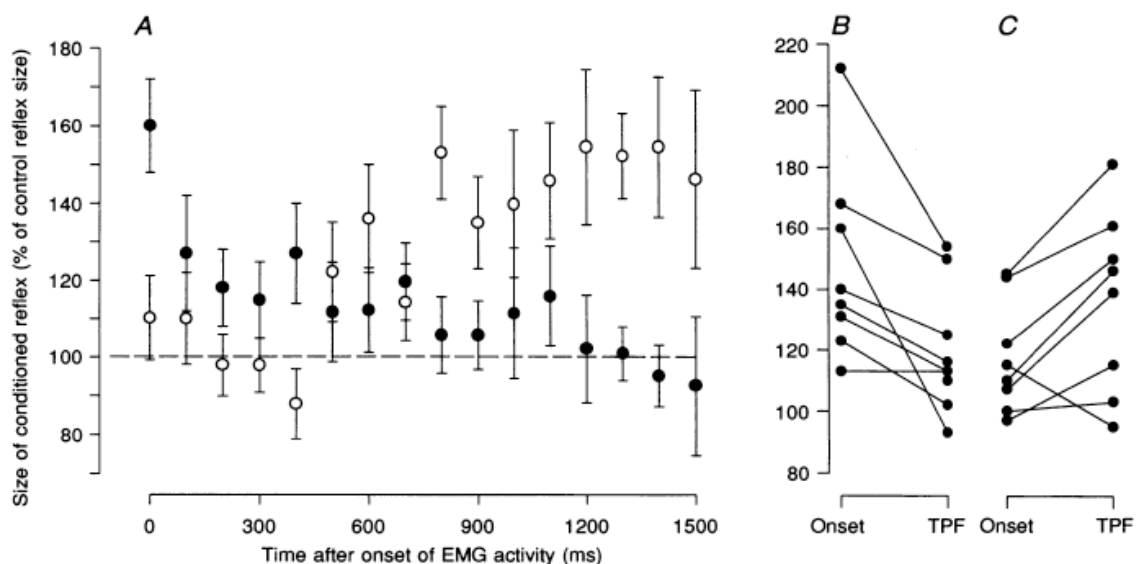


**Abb. 29) ISI-Kurven zu verschiedenen Bedingungen**

In Ruhe (A), bei tonischer Kontraktion (B) und Beschleunigung zum Halten (C) im SOL bei gleichbleibender TMS Intensität (Nielsen & Petersen, 1995b, S. 781)

Die ISI-Kurve zeigt deutlich, dass unterschwelliges TMS in einem ruhig sitzenden Probanden eine Hemmung der schnellen Bahnen (Mean:  $-2$  ms bis  $+1$  ms) und Förderung der langsamen Bahnen (Mean:  $+10$  ms) hervorruft dies im Gegensatz zur ISI-Kurve, welche von ruhenden Probanden von Nielsen et al. (1993, S. 227) gezeigt wurden. Bei dieser Studie hatten alle Probanden zwischen  $-1$  bis  $-5$  ms eine frühe Förderung, gefolgt von einer kurzen Hemmung (Nielsen & Petersen, 1995b, S. 781). Es ist anzunehmen, dass die TMS höher eingestellt war, welche an oder leicht über der motorischen Schwelle stimulierte. Dies konnten Nielsen & Petersen (1995b, S. 782) bestätigen, als sie mit verschiedenen TMS-Intensitätsstufen in Ruhe, tonischer und dynamischer Kontraktion Messungen durchführten.

Während tonischer Plantarflexion waren die direkten, schnellen und indirekten, langsamen Nervenfasern gebahnt. Hingegen trat bei einer dynamischen Kontraktion eine Förderung der direkten Bahnen auf. Diese war umso grösser, je schneller die Plantarflexion durchgeführt wurde. Zudem wurden die indirekten Bahnen umso stärker gehemmt, je schneller die Plantarflexion durchgeführt wurde. Die stärkste Hemmung wurde um  $+10$  ms gemessen (Nielsen & Petersen 1995b, S. 780–781).



**Abb. 30) Die Grösse der frühen (schwarz:  $-3$  ms) und späten (weiss:  $+10$  ms)**  
Förderung zu verschiedenen Zeitpunkten bei gewollter Beschleunigung zum Halten (A). In B ist der Vergleich der frühen Förderung ( $-3$  ms) zwischen Beginn einer dynamischen Kontraktion und einer tonischen Kontraktion dargestellt. Dasselbe in C zum Zeitpunkt der späten Förderung bei  $+10$  ms. (Nielsen & Petersen, 1995b, S. 783).

Wird die H-Reflexkonditionierung zu verschiedenen Zeitpunkten (siehe Abb. 30) für die schnellen Bahnen ( $-3$  ms) und die langsamen Bahnen ( $+10$  ms) gemessen, kann

---

festgestellt werden, dass die schnellen Bahnen zu Beginn einer Bewegung gefördert sind und zu späteren Zeitpunkten abnehmen. Umgekehrt verhalten sich die langsamen Bahnen (+10 ms). Jedenfalls ist die Förderung über schnelle Bahnen nach 100 ms bei allen acht Probanden markant zurückgegangen (Nielsen & Petersen, 1995b, S. 783). Die frühe Förderung (-3 ms) ist im Vergleich von dynamischer zur tonischer Plantarflexion signifikant höher. Umgekehrt verhält sich die späte Förderung der langsamen Bahnen (+10 ms), welche zu Beginn einer dynamischen Flexion gehemmt ist (Nielsen & Petersen, 1995b, S. 783).

Eine Erregung im Muskel (MEP) durch TMS hängt von der Bewegung ab. Bei explosiveren Bewegungsausführungen werden geringere TMS benötigt, um die Erregung der schnellen Bahnen zu fördern. Die frühe und späte Förderung ist während verschiedenen Bewegungen unterschiedlich organisiert. Nielsen & Petersen (1995b, S. 787) vermuten, dass verschiedene absteigende Bahnen dafür zuständig sind.

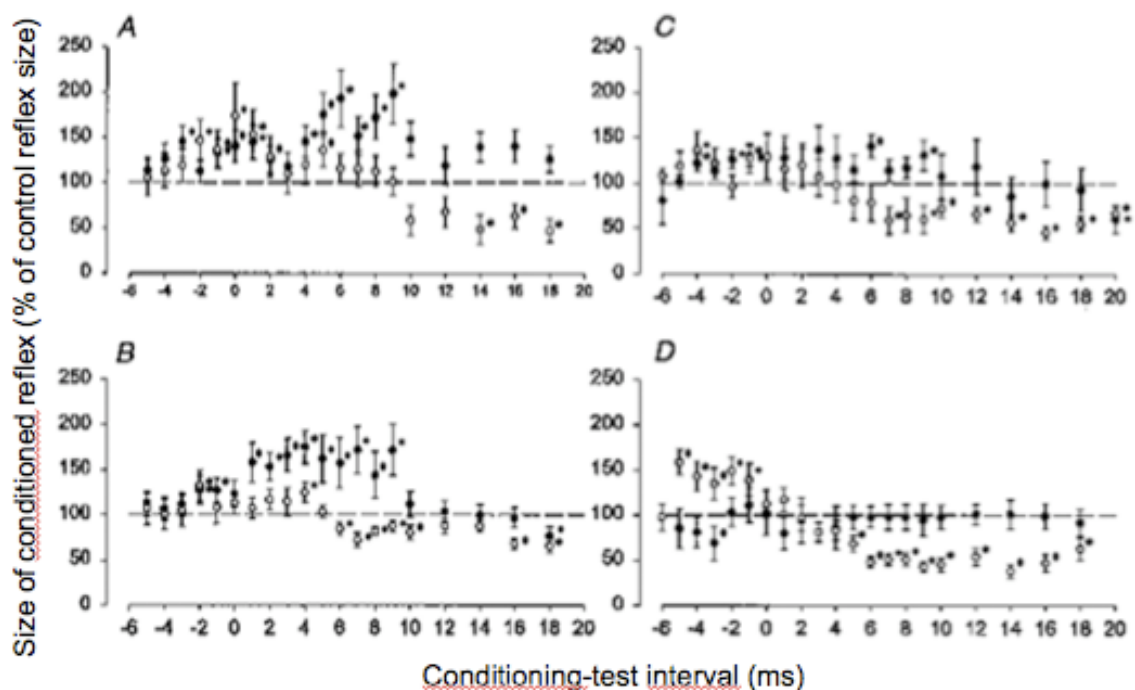
Um die kortikospinale Funktion während menschlicher Lokomotion zu untersuchen, wurde TMS auf den SOL verwendet, um konditionierte H-Reflexe zu erzeugen und zu vergleichen (Schubert et al., 1997, zitiert nach Petersen et al. 1998, S. 601). Das liess die Schlussfolgerung zu, dass die Transmission durch den Kortikospinaltrakt während tonischer Kontraktion und während des Gehens auf die gleichen Muskeln ähnliche konditionierte H-Reflexe durch TMS erzeugen liess. Aus diesen Erkenntnissen untersuchten Petersen et al. (1998) veränderte Effekte durch unter-schwelliges TMS (95 % RMT) im SOL während bei 17 Probanden während des Gehens.

Der Effekt von TMS auf den SOL H-Reflex wurde während ruhigem Stehen mit der Standphase beim Gehen, tonischer und dynamischer Plantarflexion verglichen. In der ruhigen Standphase hielten sich die Probanden an einer Stange, um keine EMG-Aktivität im TA und SOL zu haben. Die Standphase während des Gehens bei 4 km/h wurde auf einem Laufband gemessen. Am Schuh der 17 Probanden war ein Auslöser angebracht, welcher dem Computer jeden Fersenaufsatz meldete.

Damit alle Bewegungen verglichen werden können, musste die EMG-Aktivität auf gleichem Niveau sein. Dreissig Schritte ohne Stimulation wurden zu einem EMG-Durchschnittswert zusammengefügt, den man über das Oszilloskop darstellte (Petersen et al., 1998, S. 600). Für die tonische Kontraktion mussten die Probanden ihr EMG auf das gleiche Niveau bringen wie bei der auf dem Bildschirm dargestellten EMG-Aktivität der dreissig durchschnittlichen Messungen beim Gehen. In der dynamischen

Plantarflexion musste ihr dargestelltes EMG auf das Niveau der Standphase gebracht werden.

TMS auf den SOL konditionierten H-Reflex wurde von einem Programm zeitlich koordiniert. Beim Gehen konnte eine grosse frühe Förderung (–5 bis –1 ms) ausgelöst werden, gefolgt von einer langanhaltenden Hemmung (3 bis 16 ms), welche auch eine dynamische Plantarflexion aufwies (Petersen et al., 1998, S. 601–602). Die Autoren kommentierten ihre Resultate so, dass nach der Untersuchung der frühen Förderung (ev. monosynaptische Bahnen) erst Rückschlüsse auf weitere nicht-monosynaptische Bahnen gezogen werden können. Somit konnte die langanhaltende späte Förderung während der Standphase und während der tonischen Plantarflexion festgestellt werden, welche bei 3 ms einsetzte und 17 ms lang dauerte (siehe Abb. 31).

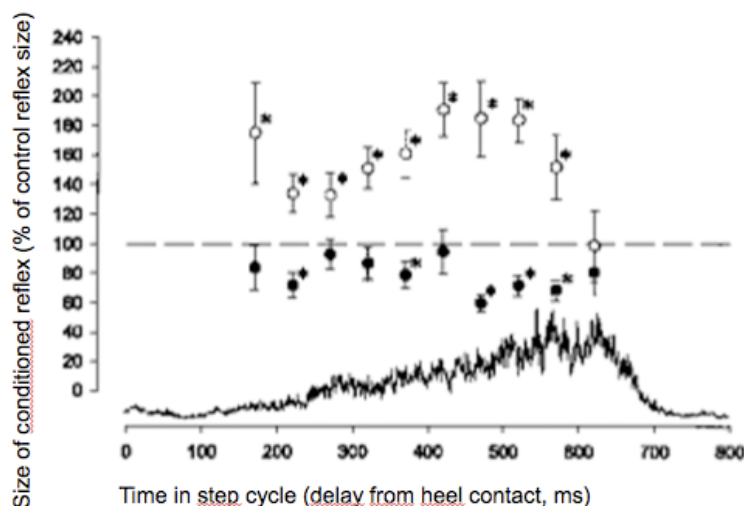


**Abb. 31)** ISI-Kurve während tonischer Plantarflexion (schwarz) und mittleren Standphase beim Gehen (weiss)

Die Daten stammen von vier Probanden. Die TMS Stärke wurde so eingestellt, dass es 95 % der AMT in jeder Situation entsprach. Der Test-H-Reflex wurde auf 20 % von  $M_{\max}$  eingestellt. Die Abszisse stellt den Interstimulus-Intervall und die Ordinate die Grösse des konditionierten H-Reflex (aus Petersen et al., 1998, S. 603).

Die Autoren vermuten, dass die späte Hemmung bei dynamischen Aufgaben den gleichen Ursprung haben könnte (siehe Abb. 32, S. 44), wie die späte Förderung, welche von Nielsen & Petersen (1995, S. 781) bei tonischer Kontraktion gezeigt wurde. Dadurch kann aber keine reziproke Hemmung erklärt werden, da diese nur in der Standphase

beim Gehen auftritt und nicht in nicht-lokomotorischen Aufgaben. Deshalb vermuten Petersen et al. (1998, S. 609), dass Renshaw-Neurone und Interneurone eine präsynaptische Hemmung der 1a-Afferenzen verursachen, da Iles, (1996); Meunier & Pierrot-Deseilligny (1998), zitiert nach Petersen et al. (1998, S. 609) zeigte, dass eine Abschwächung in Ruhe, im Sitzen und während Plantarflexion existiert. Petersen et al. (1998, S. 609) erklären dynamische Aufgaben durch verschiedene Effekte, welche TMS auf die präsynaptische Hemmung auslösen kann. Bei Renshaw Neuronen handelt es sich um inhibitorische Interneurone mit dem Transmitter Glycin in den Vorderhörnern der grauen Substanz des Rückenmarks. Sie werden erregend von Abzweigungen der Axone von  $\alpha$ -Motoneuronen innerviert, sowie von Neuronen, die vom Gehirn aus in das Rückenmark absteigen (projizieren). Ihrerseits üben die Renshaw-Zellen einen hemmenden Einfluss auf das sie innervierende  $\alpha$ -Motoneuron aus. Sie üben somit eine negative Rückkopplung aus. Die sogenannte Ausgangshemmung dient der Feinkoordination distaler Extremitäten und als Selbstschutzes des Muskels.



**Abb. 32) Frühe (weiss: -2.5 ms) Förderung und späte Hemmung (schwarz: +12 ms) beim Gehen**  
Messungen zu verschiedenen Zeitpunkten, nach 300 ms des Fersenkontaktes im SOL gemessen. Das EMG repräsentiert die Muskelaktivität (aus Petersen et al., 1998, S. 605).

Jedoch schlossen die Autoren die Wahrscheinlichkeit aus, dass die Hemmung kortikal ausgelöst werden könnte, obwohl Ziemann et al. (1996, zitiert nach Petersen et al., 1998, S. 609) erkannten, dass TMS-evozierte Aktivität die beiden Hemisphären durchläuft und eine Hemmung hervorrufen kann. Wäre das der Fall, würden bei dynamischen und zyklischen Aufgaben solche intrakortikalen Bahnen eher gereizt sein. Dadurch könnten mögliche Hemmungen der späten Bahnen bei dynamischen Aufgaben erklärt werden.

---

Petersen et al. (2003, S. 13–14) weisen darauf hin, dass parallele Untersuchungen hilfreich sein könnten, um die Komplexität kortikaler Aktivität weiter zu untersuchen. Dazu empfehlen die Autoren TMS mit bildgebenden Verfahren wie die Positronenemissionstomographie (PET) oder funktionelle Magnetresonanztomographie (fMRT) zu verbinden.

Petersen et al. (1998, S. 606) wurde TES zur TMS-Methode verglichen. Durch TES konnte keine frühe Förderung beim Gehen, verglichen zum Stand, festgestellt werden, obwohl TES direkt die tiefer liegenden Axone in der weissen Substanz anspricht. Daher wurde vermutet, dass die tiefe Schwelle durch TMS beim Gehen die kortikalen Zellen erregt, welche die direkten, eher monosynaptischen Bahnen ansteuern, was die frühe Förderung erklärt.

Zusammengefasst bedeutet dies, dass die langsamen, indirekten Bahnen für die späte Förderung im Gehen und bei dynamischer Plantarflexion gehemmt sind, während sie im Stehen und bei tonischen Aufgaben gefördert werden. Umgekehrt verhält es sich bei der frühen Förderung direkter Bahnen. Jedoch ist immer noch die Bedeutung der unterschiedlichen späten Hemmungen und Förderungen während verschiedenen Aufgaben unklar (Petersen et al., 1998, S. 609). Das nächste Kapitel zeigt, dass kortikal zumindest Hemmungen der indirekten, langsamen Bahnen bei dynamischen Plantarflexionen initiiert werden (Taube et al., 2011a, S. 3–5).

---

### 1.3.4 CMS-Konditionierung

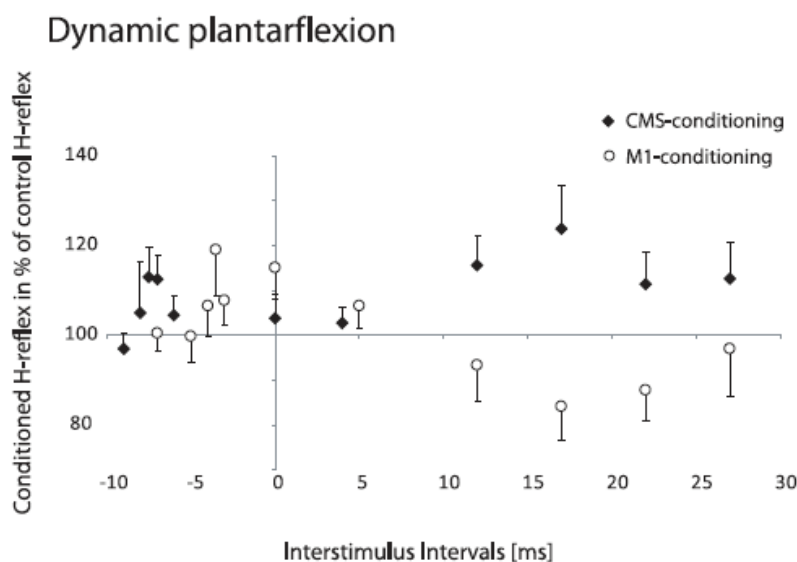
Die CMS-Konditionierung hat den Vorteil, dass direkt die Nervenbahnen, ohne Einfluss von Basalganglien und Kleinhirn, stimuliert werden. Somit können spezifische Anpassungen der Bahnung auf spinaler Ebene mit der CMS-Konditionierung gemessen werden und allenfalls mit H-Reflexen, welche mit TMS konditioniert werden, verglichen werden. Taube et al. (2011a, S. 3–5) nutzten diese Möglichkeit, um zu beweisen, dass nach einem kortikalen Kommando für die Initiierung von dynamischen Plantarflexionen auf eine Aktivierung eine Hemmung der oberen Motoneurone folgt. Die Autoren nutzten unter anderem die Grundlagen von Nielsen et al. (1993); Nielsen & Petersen (1995a; 1995b), die feststellten, dass bei der dynamischen Ramp-and-Hold-Aufgabe (Beschleunigung zu halten) eine frühe Förderung, wahrscheinlich ausgelöst durch monosynaptische Bahnen, gefolgt von einer späten Hemmung, vermutlich verursacht durch spinale, 1a-hemmende Interneurone, festgestellt werden kann. Abschliessend ist festzustellen, dass die späte Förderung indirekte, oglio- oder polysynaptische Bahnen verwendet. Nielsen et al. (1993); Nielsen & Petersen (1995a; 1995b); Petersen et al. (1998) konnten allerdings ihre Vermutungen nicht belegen. Deshalb untersuchen Taube et al. (2011a), ob die späte Hemmung des konditionierten SOL H-Reflexes zu Beginn einer dynamischen Bewegung unterschiedliche kortikale Neurone aktiviert. Ihre Hypothese, dass die späte Hemmung der M1-Konditionierung spinalen Ursprungs sei lässt vermuten, dass die CMS-Konditionierung die gleiche Hemmung aufweist. Wäre hingegen die späte Hemmung kortikalen Ursprungs, wäre durch CMS eine späte Förderung erkennbar.

Es wurde eine dynamische und tonische Plantarflexion durchgeführt. Für beide Aufgaben sassen die Probanden in einem Schallensitz. Für die dynamische Plantarflexion drückten die Probanden ein Pedal so schnell es ging durch und mussten die Kontraktion stoppen, wenn ein Ton hörbar wurde. Das motorisch betriebene Pedal induziert die Bewegung und wurde so programmiert, dass nach 400 ms Beschleunigungszeit, 20–30 % des max. Drehmoments erreicht werden mussten. Dieser Kraftaufwand von 20–30 % des max. Drehmoments wurde durch einen Ton signalisiert und musste für eine weitere Sekunde gehalten werden. Es war kein Feedback über den Bildschirm möglich.

Taube et al. (2011a, S. 3) entdeckten, dass nach der M1- und CMS-Konditionierung eine frühe Förderung stattgefunden hat. Mit einem Signalton wussten die Probanden, dass sie die 20–30 % kontrahiert haben und diese Anspannung noch eine Sekunde halten müssen. Keine weiteren Resultatrückmeldungen wurden gegeben. Die Aktivierung der gewollten

dynamischen Kontraktion begann ca. 190 ms, nachdem das Pedal in Bewegung war (durchschnittlicher Beginn der gewollten Kontraktion:  $192 \pm 23$  ms). Die Stimulation begann sofort, nachdem das Fusspedal die Plantarflexion ausgelöst hatte.

Die tonische Bewegung hielten die Probanden bei ca. 20 % ihres max. Drehmoment über mehrere Min. stabil mit Pausen von einer bis zwei Minuten, um eine Ermüdung zu vermeiden. Die jeweiligen Stimulationen der M1- und CMS-Konditionierungen wurden randomisiert angewendet. Die tonische Kontraktion musste über längere Zeit, ein bis zwei Min. bei 20 % des MVC, gehalten werden.



**Abb. 33) ISI-Kurve nach einer dynamischen Plantarflexion im SOL**

Die durchschnittlichen Werte sind als weisse Punkte (M1-konditioniert) oder als schwarze Rauten (CMS-konditioniert) mit den entsprechenden Standardabweichungen dargestellt (aus Taube et al., 2011a, S. 5).

Nach M1- und CMS-Konditionierung einer dynamischen Plantarflexion konnten frühe Förderungen festgestellt werden. Der Unterschied war, dass die frühe Förderung bei M1-Konditionierung bei  $ISI -3.69 \pm 0.65$  ms und bei CMS-Konditionierung bei  $ISI -7.19 \pm 0.59$  ms auftrat, was auf die unterschiedlichen Nervenbahnlängen zurückgeschlossen wurde. Zudem konnten bei drei von sechs Probanden eine signifikante Hemmung von +12 bis +22 ms durch M1-Konditionierung festgestellt werden. Bei den anderen drei Probanden war eine nicht signifikante, abfallende Förderung zu erkennen. Hingegen zeigten sechs von acht Probanden eine signifikante frühe und späte Förderung nach der CMS-Konditionierung. Die späte Förderung durch



---

CMS-Konditionierung ist wahrscheinlich mit langsam verarbeitenden oder indirekten Bahnen zu begründen.

M1-Konditionierung bei dynamischen Bewegungen erzeuge eine Abschwächung oder sogar Absenz einer späten Förderung, welche durch eine Einschränkung auf direkte, schnelle, ev. monosynaptische Bahnen schliessen lässt. Hingegen seien Kortikomotoneurone verantwortlich für die Hemmung der langsamen Bahnen, welche indirekt auch den Kortikospinaltrakt (CMS) hemmen (Taube et al., 2011a, S. 2). Im Gegensatz schlossen Petersen et al. (1998, S. 609) die späte Hemmung auf Renshaw-Neurone und Interneuronen zurück. Diese regulieren die Hemmung präsynaptische der 1a-Afferenzen. Bei tonischer Aufgabe, gab es keine signifikanten Veränderungen zwischen M1- und CMS-Konditionierung. Die Aussagekraft ist aufgrund der drei brauchbaren Datensätze eingeschränkt. Jedoch zeigten alle drei eine signifikante frühe und späte Förderung. Da sich M1- und CMS-Konditionierung bei der späten Förderung unterscheiden (Hemmung/Förderung), kann ein Gating-Effekt ausgeschlossen werden, da dieser Effekt bei tonischen wie dynamischen Bewegungen nachgewiesen werden müsste (Morita et al., 1998, zitiert nach Taube et al. 2011a, S. 6). Ebenso käme die S1-Information (z. B. Hemmung) vor dem motorischen Kommando, welches auf eine Reafferenz schliessen würde, welche aber nicht da ist zu Beginn einer Bewegung (bis 50 ms im sensorischen Kortex). Ebenso ist unklar, ob der S1-Kortex selektiv einzelne Bahnen im M1-Kortex ansteuern kann. Somit wurde von einem Gating-Effekt eher abgesehen.

Weitere Untersuchungen sind nötig, um die funktionelle Bedeutung der kortikalen Einschränkung auf schnelle, möglicherweise monosynaptische kortikospinale Bahnen zu verstehen, welche bei dynamischen Bewegungen auftraten.

---

## 1.4 Ziel und konkrete Fragestellung

Trainingsstudien zeigten, dass Anpassungen bei dynamischen Kontraktionen nicht nur kortikal, sondern auch spinal stattfinden (Giesebrecht et al. 2012, S. 8–9). Im Weiteren wurde erkannt, dass verschiedene Bahnen des Kortikospinaltrats vorhanden sein müssen (Nielsen & Petersen, 1995b, S. 780). Es fehlen jedoch die Beweise, dass mono-, poly- oder oligosynaptische Bahnen dafür zuständig sind. Die späte Hemmung begründeten Nielsen et al. (1993) aufgrund spinaler, hemmender Interneuronen. Taube et al. (2011a, S. 3–5) entdeckten, dass für dynamische Bewegungen der Kortex für die Minderung oder Hemmung der späten Förderung (langsame Bahnen) zuständig ist. Von dieser Grundlage aus soll eine Trainingsstudie durchgeführt werden, da die Anpassungsfähigkeit der einzelnen Bahnen noch nie untersucht wurde.

Es soll ein Kurzzeittraining durchgeführt werden, welches 100 ballistische dynamische Plantarflexionen umfasst, das die Erregbarkeit verschiedener Bahnen mit der H-Reflex-Konditionierung zum M1-Kortex untersucht. Eine Prä-, Post- und Retention-Messung soll die Entwicklung der Bahnen dokumentieren. Dabei wird angenommen, dass sich die Probanden in ihrer Trainingsleistung verbessern, was auch schon in anderen Trainingsstudien nachgewiesen wurde (Rogasch et al., 2009, S. 1877; Giesebrecht et al., 2012, S. 8). Zudem wird vermutet, dass die Bahnung nach ballistischem Training stark von spinaler Plastizität abhängt (Giesebrecht et al. 2012, S. 10). Nielsen et al. (1995a, S. 781–782) haben festgestellt, dass sich bei zunehmender Kontraktionsgeschwindigkeit die frühe Förderung erhöht. Aus diesen beiden Gründen wurde die Hypothese gestellt, dass sich die frühe Förderung der direkten, schnellen (ev. monosynaptischen) Bahnen verstärkt im Prä/Post-Vergleich und sich dann abschwächt im Retentiontest, die Werte aber immer noch höher sind als im Prä-Test. So wird vermutet, dass die Erhöhung der frühen Förderung mit der Trainingsverbesserung korreliert.

Ballistische Bewegungen sind Willkürbewegungen, welche kortikal initiiert und gesteuert werden. Taube et al. (2011a) zeigten, dass der Kortex langsame Bahnen bei dynamischen Bewegungen hemmt. Aus diesem Grund nehme ich an, dass keine späte Förderung der indirekten langsamen (polysynaptischen) Bahnen in irgendeinem Testablauf, zu sehen ist. Da Taube et al. (2011a, S. 3–5) für späte Bahnen eine Hemmung auf kortikaler Ebene und Giesebrecht et al. (2012, S. 8) eine Förderung bei ballistischen Bewegungen auf spinaler Ebene nachwiesen, nehme ich an, dass die schnellen Bahnen spinal gefördert werden.

---

## 2 Material und Methoden

Das Labor und die Einrichtung wurde von der Universität Freiburg/CH zur Verfügung gestellt. Aus diesem Grund war die Wahl der Instrumente gegeben und eine Auswahl nicht notwendig, weil die Einrichtung auf dem modernsten Stand ist.

Mit Unterstützung des Doktoranden, welcher auch die Datensicherung übernahm, konnten die Testabläufe durchgeführt werden.

### 2.1 Testpersonen

Es wurden elf gesunde Personen getestet, darunter neun männliche und zwei weibliche. Zur Vereinfachung der Testbeschreibungen wird in der Arbeit nur die männliche Form verwendet. Die Testpersonen waren um die  $29.1 \pm 3.9$  Jahre alt und sind  $175 \pm 6.2$  cm gross. Im Durchschnitt wogen die Testpersonen 72.5 kg mit einer Standardabweichung (StA) von  $\pm 7.7$  kg. Keiner der Probanden hatte neurologische oder orthopädische Disfunktionen. Keine Probandin war schwanger und niemand hatte Implantate.

Vor den Testings wurden alle Teilnehmenden über den Ablauf des Experiments informiert. Der experimentelle Ablauf wurde in Übereinstimmung mit der Kantonalen Ethikkommission Freiburg/CH durchgeführt. Die Nummer des Ethikbescheids lautet: 014-CER-FR.

### 2.2 Präsentation der angewandten Instrumente

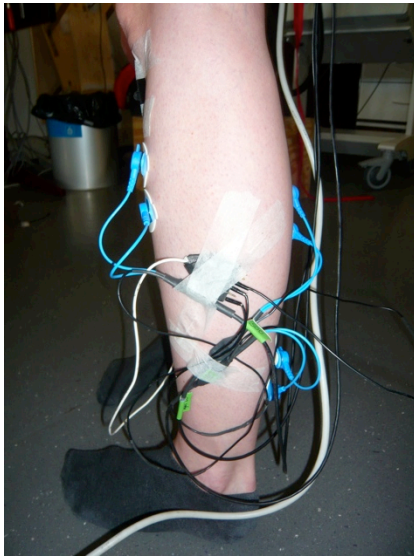
Der folgende Abschnitt beschreibt ausführlich die verwendeten Instrumente bezüglich ihrer Funktionen und ihres Einsatzes.

#### 2.2.1 Elektromyogramm (EMG)

Die registrierten Werte des Elektromyogramms (EMG) wurden alle vom linken Bein der Testpersonen genommen. Die EMG misst die elektrische Aktivität eines Muskels. Die Aufzeichnungen stellen die Spannungsdifferenz eines elektrisch eintreffenden Signals der Motoneurone über deren Axone zu den motorischen Endplatten dar, welches von aufklebbaren Oberflächenelektroden empfangen wird. Der elektrische Impuls breitet sich im Muskel in proximal-distaler Richtung aus. Dabei wurden der TA, M. gastrocnemius medialis (GM) und der SOL überwacht. Nach der Vorbereitung des Beins, welches partiell rasiert und desinfiziert wurde, konnten die bipolaren Oberflächenelektroden

---

(Blue sensor N, Amub<sup>®</sup>, Bad Nauheim, Deutschland) angebracht werden. Dabei war der Inter-Elektrodenabstand von 2 cm einzuhalten.



**Abb. 34) EMG-Befestigungen**

Die Oberflächenelektroden (blau) wurden am TA, GM und SOL aufgeklebt (Grimm, 2012)

Die Elektroden wurden longitudinal auf dem Muskelbauch befestigt und durften keine anderen Muskelaktivitäten mitmessen. Dies war besonders beim SOL zu beachten, welcher je nach Testperson nur knapp unter dem GM zum Vorschein kommt. Die Referenzelektrode wurde auf dem Tibiaplateau befestigt und filterte das Netzbrummen um 50 Hz direkt von den Messwerten ab. Alle EMG Signale wurden um das 1000fache vergrößert. Der Bandpass-Filter wurde von 10–1000 Hz eingerichtet. Sein maximaler Abtastbereich lag bei 4 kHz.

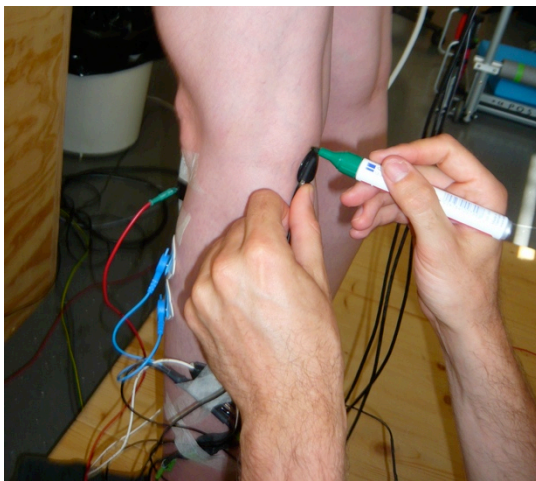
Alle EMG-Signale wurden für die Offline-Analyse in einer eigens angefertigten Software (LabView<sup>®</sup> based, National Instruments<sup>®</sup>, Austin, Texas) aufgezeichnet und gespeichert. Alle Aufzeichnungen vom GM und dem TA wurden in dieser Arbeit nicht dargestellt und dienten ausschliesslich zur Absicherung, dass die periphere Nervenstimulation sich nicht auf diese Muskeln auswirkte. Der Fokus lag auf dem SOL. Für die optimale Position der TMS wird das MEP beobachtet. Dazu eignet sich bei ruhende Unterschenkel der TA am besten. Grund dafür ist seine, zumindest bei den meisten Personen, tiefe Reizschwelle (Nielsen et al., 1993, S. 239). Der TA wurde nicht nur am Anfang der Messung für die beste Positionierung des TMS benutzt, sondern auch zwischen den Messungen, um die Position der TMS-Spule zu überprüfen. Die TMS-

---

Intensität wurde anhand des MEP-Ausschlags ermittelt, welche über den TA eingefangen und auf dem Bildschirm dargestellt wurde. Konsequenterweise lieferte das MEP die Kontrolle der Stimulationseffizienz.

### 2.2.2 Hoffmann-Reflex (H-Reflex)

Für die periphere Nervenstimulation wurde am posterioren Nervus tibialis in der Popliteal Fossa angesetzt, um den H-Reflex im SOL auszulösen. Die elektrische Stimulation wurde mit einem Gleichstrom-Stimulator (AS100, Alea Solutions®, Zürich, Schweiz) durchgeführt. Das Rechtecksignal dauerte 1 ms. Die Gummi-Anode, welche 5 • 5 cm gross ist, wurde direkt unterhalb der Patella mit Klebestreifen angebracht. Für eine bessere Leitfähigkeit der Anode und Kathode wurde Elektrodengel verwendet. Die Kathode wurde in der Popliteal Fossa schrittweise versetzt, bis der posteriore Nervus tibialis gefunden wurde. Im TA ist durch PNS der H-Reflex am einfachsten erkennbar. Somit wurde die beste Position für den H-Reflex durch einen möglichst grossen Ausschlag im EMG des TA, bei gleichbleibender PNS, ermittelt. Dieser Ort wurde mit einem Filzstift eingezeichnet.



**Abb. 35) Ermittlung der optimale Position für die periphere Nervenstimulation**  
Durch Verschieben der Kathode wird die geeignete Stelle ermittelt und mit einem Filzstift gekennzeichnet (Grimm, 2012).

Eine Oberflächen-elektrode (Blue sensor N, Amub®, Bad Nauheim, Deutschland) wurde in der Folge auf die markierte Stelle geklebt. Es wurde sichergestellt, dass die Stimulation keine Muskelantwort im TA auslöst. Nachdem Kathode und Anode am optimalen Platz befestigt waren, wurde die  $M_{\max}$  ermittelt. Die H-Reflex-Rekrutierungs-

kurve wurde in Ruhe und in sitzender Position ermittelt. Mit einem ISI von 4 s wurden die Probanden stufenweise stärker stimuliert, bis schlussendlich keine grössere Muskelantwort im SOL ausgelöst werden konnte. Von  $M_{\max}$  wurde der Referenzwert auf 20 % eingestellt (Crone et al., 1990, zitiert nach Petersen et al., 1998, S. 600). Unter Punkt 3.2.4. auf S. 54 wird die H-Reflex-Konditionierung zum M1-Kortex beschrieben.

### 2.2.3 Transkranielle Magnetstimulation (TMS)

Die TMS wird als Hilfsmittel für wissenschaftliche Untersuchungen und Therapien genutzt. Bei einer Spule, die elektrisch geladen wird, tritt das Kraftfeld in parallelen Schlaufen zur Ebene auf. Für die Testabläufe wurde das TMS-Gerät, Magstim Rapid (Magstim, Whitland, UK) verwendet, um mit einem magnetischen Impuls zu stimulieren. Der Magstim Rapid weist eine maximale Spannung von 1.8 Tesla auf. Die Dauer des Impulses beträgt 250  $\mu$ s bei einer Peak-to-Peak-Amplitude. Die Form der Spule ist achtförmig und hat je einen Durchmesser von 90 mm.



**Abb. 36) TMS Positionierung**

Suche und Markierung der optimalen Position für die TMS (Grimm, 2012).

Hallett (2007, S. 188) beschrieb, dass die Spule tangential auf den Kopf gelegt werden soll. Das Kraftfeld einer einfachen Spule nimmt gegen das Zentrum der Spule an Wirkung ab. Ganz im Zentrum der Spule ist kein Kraftfeld. Deshalb wurden verschiedene Spulentypen hergestellt. Die achtgeformte Spule wurde in den Testings eingesetzt und erlaubt an der Intersektion der beiden runden Komponenten, ein Hirnareal am genauesten und fokusiertesten anzusteuern, wobei die normale runde Spule ein grosses kraftvolles Feld abdeckt. Es gibt noch weitere Spulentypen wie die H-Spule mit komplexen Windungen, welche einen langsameren Intensitätsabfall des Magnetfelds

---

erlaubt (Zangen et al., 2005, zitiert nach Hallett, 2007, S. 187). Eine Spule mit Windungen um eine Eisenstange erlaubt eine fokussierte und grössere Stärke der Magnetfeldeinwirkung.

Das MEP im SOL wurde auf der gegenlateralen Seite des Kortex (i.e. rechte Hemisphäre) durch TMS ausgelöst. Das TMS stimuliert die oberen Motoneurone, welche das Beinareals repräsentieren. Auf der frontaler Ebene, sinister-dexter des Kopfes, wurde vom Scheitel das Zentrum der achtförmigen Spule bei allen Testpersonen ca. 0.5 cm nach rechts platziert. Der Griff der Spule zeigte nach hinten und konnte so zu einem späteren Zeitpunkt gut am Sessel fixiert werden. Die endgültige Position der Spule wurde durch leichte anteriore-posteriore und medial-laterale Verschiebung auf der rechten Seite des Scheitels ermittelt (Schubert & Curt, 1997, zitiert nach Petersen et al., 1998, S. 601). Das MEP des SOL konnte auf dem Bildschirm abgelesen werden. Die Intensität der Spule wurde so eingestellt, dass bei möglichst geringer Intensität eine MEP noch erkennbar war. Die optimale Position der Spule wird mit einem Filzstift auf der Kopfhaut markiert, um dieselbe Positionierung der Spule überprüfen zu können (Lavoie et al., 1995, zitiert nach Petersen et al., 1998, S. 601). Für die Testabläufe wurde die Spule mechanisch fixiert. In Ruhe wurde die motorische Schwelle (RMT) als 100 % definiert, wenn die Spulenintensität gerade ein MEP auslöste. In allen Testabläufen wurde die TMS-Intensität so eingestellt, dass sie leicht unter oder gerade an der RMT war. Bei allen Probanden wurde das unterschwellige TMS (subTMS) mit einer Spulenintensität von 50–60 % der maximalen Ausgangsleistung erhalten. Ebenfalls wurde bei allen Probanden die subTMS alleine, randomisiert im Prä-, Post- und Retention-Test gemessen, um die Stabilität des Messverfahrens zu garantieren. Der H-Reflex wurde über alle drei Serien zum subTMS konditioniert.

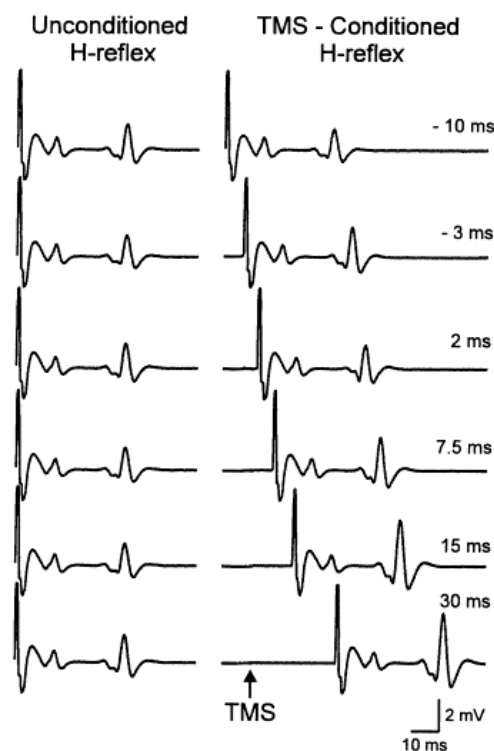
#### 2.2.4 H-Reflex als Kontrollreflex

Die Grösse des H-Reflexes wurde Peak-to-Peak in mV auf dem Bildschirm dargestellt. Für den Kontrollreflex wurde diese mV-Angabe so über die Stromstärke reguliert, dass sie 20 % von derjenigen mV-Angabe von  $M_{\max}$  entspricht. Somit ist dieser Wert von 20 % von  $M_{\max}$  der Kontroll-H-Reflex. Es ist demonstriert worden, dass die Anfälligkeit des H-Reflexes zur Konditionierung von der Grösse des Steuerreflexes abhängt (Crone et al., 1990, zitiert nach Petersen et al., 1998, S. 600–601). Das heisst, dass für den Kontroll-H-Reflex 20 % ein guter Wert ist, um die durch TMS ausgelöste Schwankung zur Förderung und Hemmung zu ermöglichen. Im Weiteren wurde darauf geachtet, dass

die Rekrutierungskurve auf dem aufsteigenden Abschnitt des H-Reflexes (Welle über EMG ersichtlich) liegt, weil sonst die Förderung durch ein zu spätes Eintreffen des Reflexes einen nicht zu interpretierenden konditionierten Wert ergäbe. Die Empfindlichkeit des konditionierten H-Reflexes ist also immer eine Funktion des Kontroll-H-Reflexes. Als Folge musste der Kontroll-H-Reflex bei jeder Serie überprüft und auf die gleiche Grösse eingestellt werden. Dies wurde erreicht, indem die Stromstärke (Ampere) so eingestellt wurde, dass die gemessene Spannung ausgedrückt in mV immer ungefähr den 20 % von  $M_{\max}$  entsprach.

### 2.2.5 M1-Konditionierung auf den SOL H-Reflex

Eine selbstgebaute Software erlaubt es, die PNS und das TMS auszulösen sowie einen Trigger zu setzen. Ein Trigger ist ein gewollter Ausschlag im EMG, welcher erlaubt, Aufzeichnungen verschiedener Muskeln zum selben Zeitpunkt miteinander zu vergleichen. Die ISI-Kurve beginnt ab -5 ms bis 10 ms. Randomisiert werden zwölf Intervalle im Prä-Test drei Mal und im Post- und Retention-Test zwei Mal getestet.



**Abb. 37) Unkonditionierte und TMSkonditionierte H-Reflexe**

Die konditionierten H-Reflexe sind deshalb grösser, weil auf das vorhandene unkonditionierte Signal noch das TMS-Signal draufgesetzt wird. (aus Alexeeva & Broton, 1998)



---

Die zehn ISI sind  $-5$ ,  $-4.5$ ,  $-4$ ,  $-3.5$ ,  $-3$ ,  $-2.5$ ,  $-2$ ,  $-1.5$ ,  $-1$  und  $+10$  ms und dazu kommen der Kontroll-H-Reflex und das alleinige TMS. Die Latenz der TMS ist abhängig von der Unterstützung oder Hemmung der leitenden Bahn (Interneurone), der Entfernung des Reiz- und Messorts, Medikamenten, Alkohol sowie der Nervenleitgeschwindigkeit und der Synapsen. Das TMS-Signal wird mit einer Impulsdauer von der achtförmigen 1.8 Tesla-fähigen Spule über  $250\text{ }\mu\text{s}$  über dem M1 Kortex abgefeuert und die MEP-Amplitude erstreckt sich über ungefähr 35 ms im Zielmuskel (SOL), weil sich das Signal über verschiedene Wege mit unterschiedlichen Verschaltungen ausbreitet und somit zeitlich versetzt im Muskel eintrifft. Der schnellste Weg (monosynaptisch) trifft je nach Person nach ungefähr 32 ms vom M1-Kortex im SOL ein.

Der H-Reflex benötigt vom posterioren Nervus tibialis in der Popliteal Fossa über die 1a-Afferenzen und  $\alpha$ -Motoneuron zum SOL 35 ms, also ungefähr 3 ms länger als das TMS-Signal. Deshalb beginnt die Messung der ISI-Kurve mit zeitlich negativen Werten. Da der H-Reflex, ausgelöst über einen 0.5 ms langen Impuls im posterioren Nervus tibialis in der Popliteal Fossa, monosynaptisch verschaltet ist, kommt auch ein 0.5 ms langes Signal auf Rückenmarksebene an. Schiesst man den H-Reflex zeitlich versetzt in Intervallen von 2.5 ms, ausgehend von  $-5$  ms auf die TMS, kann in der ISI-Kurve abgelesen werden, ob das TMS-Signal monosynaptisch (direkt) oder mehrfach (indirekt) verschaltet wurde. Dies wird erkennbar, wenn die Muskelantwort, ausgedrückt durch ein MEP und verglichen zum Kontrollreflex, einen höheren oder tieferen Ausschlag aufweist. Dieser Ausschlag wird in Zahlen auf dem Bildschirm verdeutlicht. Der unkonditionierte H-Reflex hat eine grössere, markantere Amplitude, als das MEP und dauert um die 10 ms.

---

## 2.3 Studienablauf und motorische Aufgabe

Ende Mai bis Ende August 2012 wurde TMS auf SOL konditionierte H-Reflexe getestet. Prä-, Post- und Retention-Messungen (10 Min. nach Post-Messung) sollen Auskunft über die Veränderungen früher und später Förderung der kortikospinalen Bahnen geben nach einem Kurzzeittraining geben. Das ballistische Kurzzeittraining umfasste zwei Mal 50 Plantarflexionen des linken Fusses. Diese Plantarflexionen mussten auf ein repetierendes akustisches Signal so schnell wie möglich, in vollem Bewegungsumfang durchgeführt werden. Dabei sollte nur das Fussgelenk arbeiten und das Kniegelenk gestreckt bleiben. Die Muskelaktivität wurde mittels EGM erfasst und die Winkelbeschleunigung per Goniometer gemessen, welcher die Daten an den Computer übermittelte.



**Abb. 38) Einrichtung des Testverfahrens der 100 Plantarflexionen**

Der Schalensitz wurde zusätzlich mit Schaumstoffen gepolstert und eine Airex Matte unterstützte das linke Bein. Ein Gummizug führt das Fusspedal wieder in die Endposition. Bandagen hielten den Kopf in stabiler Position (Grimm, 2012).

Die Testpersonen haben sich im Auto-Schalensitz die angenehmste Sitzposition gesucht, Gesäss und Nacken wurden zusätzlich mit Schaumstoff gepolstert. Der Sitz wurde so weit vom selbstgebauten Fusspedal, welches an der Wand angeschraubt war positioniert, dass dieses Pedal mit möglichst gestrecktem linken Bein in vollem Umfang von circa 30 Grad durchgedrückt werden konnte. Die Betätigung des Pedals sollte nur aus dem Fussgelenk kommen. Zusätzlich wurde die Kniekehle mit weiterem Schaumstoff unterlegt, um eine Ischämie des linken Beins zu verhindern, was eine Fehlfunktion der Nervenzellen zur Folge haben und die Resultate verfälschen könnte. Um das über einen Gummizug befestigte Pedal zu betätigen, brauchte es einen ungefähren Kraftaufwand

---

von 10 Nm. Ein selbstgebautes, mit dem Computer verbundenes Goniometer, welches am Holzpedal befestigt wurde, misst die Winkelbeschleunigung. Der Sitz wurde während des Kurzzeittrainings von einer Hilfsperson fixiert, damit keine Verschiebung der Sitzposition die Resultate verfälscht, weil eine mögliche Beugung oder Streckung des Beins einen grösseren Oberschenkeleinsatz begünstigt oder eine vollständige Plantarflexion verunmöglicht. Der TMS-Spule wurde mit einem Band auf frontaler Ebene am Kopf der Testperson und der Kopf mit einem zweiten Band auf transversaler Ebene an der Kopfstütze des Schallensitzes befestigt.

Die TMS-Spule wurde mit einem mechanischen Arm am Schallensitz fixiert. Die Position der Spule wurde mit Hilfe von Markierungen auf der Kopfhaut vor jedem Testing kontrolliert und wieder neu eingestellt.

Während der Stimulation musste die Testperson nur ruhig und mit hochgelagertem linken Bein sitzen. Das Kurzzeittraining umfasste zwei Mal 50 Plantarflexionen in einem zeitlichen Abstand von 4.0 s. Die zweite Serie folgte unmittelbar auf die erste innerhalb von ungefähr 15 s. Die Resultatrückmeldung wurde zu jeder der insgesamt 100 Plantarflexionen auf dem Bildschirm angezeigt. Ziel jeder Testperson war es, diese Zahl, welche die Winkelbeschleunigung ausdrückte, so hoch wie möglich ausfallen zu lassen. Diese intrinsische Motivation wurde durch unterstützende Zurufe verstärkt.

Der Ablauf des Testings war eine Prä-Messung, vor dem Training, wo die EMG-Aktivität im SOL erfasst wurde. Diese Aktivität wurde über den konditionierten H-Reflex zum TMS ausgelöst. Danach folgte das Kurzzeittraining, welches die Winkelbeschleunigung aufzeichnete. Unmittelbar nach dem Training wurde der Post-Test gleich wie der Prä-Test aufgezeichnet. Mit einem zeitlichen Abstand von zehn Min. folgte der Retention-Test. Auch hier wurde derselbe Aufbau verwendet. Nach dem Prä-Test mussten sieben der elf Testpersonen nochmals fünf Plantarflexionen so schnell wie möglich durchführen.

---

## 2.4 Datenanalyse und Statistik

Die MEP, M-Wellen, unkonditionierte und konditionierte H-Reflexe wurden im EMG als Peak-to-Peak-Ausschlag ausgedrückt. Bei den Prä-Messungen wurden alle konditionierten Messungen berücksichtigt und als Durchschnittswerte dargestellt. In der Post- und Retention-Messung wurden nur noch die frühe Förderungen ( $\pm 0.5\text{ms}$  vom Peak) und die späten Förderungen ( $+10\text{ ms}$ ) berücksichtigt. All diese Werte wurden intra-individuell mit den unkonditionierten H-Reflexen verglichen. Der Durchschnitt jeder konditionierten Messung wurde von jedem Probanden im Microsoft Excel-Programm für Macintosh (2011) zusammengetragen. Aus allen Werten wurde eine durchschnittliche ISI-Kurve aller Probanden erstellt und ein Proband wurde ausgewählt, an welchem man einen guten Verlauf der ISI-Kurve erkennen konnte. Innerhalb der ISI-Kurven wurde die Post- und Retention-Messung dargestellt. Zur weiteren Datenauswertung wurde eine einfaktorielle ANOVA-Varianzanalyse durchgeführt.

Die Goniometeraufzeichnungen wurden in mV ausgedrückt. Zur Auswertung der Trainingsverbesserung wurden die ersten zehn Amplituden mit den letzten zehn verglichen. Der Durchschnitt der ersten und letzten zehn Aufzeichnungen wurde im Excel-Programm ausgewertet. In allen Daten, die den Durchschnitt aller Probanden betreffen (Grand Mean), wurden alle Probandenwerte berücksichtigt. Eine Ausnahme ist aber der Retentiontest, weil dieser nur bei sieben von insgesamt elf Probanden durchgeführt wurde. Ein gepaarter, zweiseitiger T-Test verglich die Signifikanz zweier Resultatreihen.

Die Regression und eine Korrelation wurden zwischen Trainingsfortschritt und der prozentualen Zunahme des konditionierten H-Reflexes zu frühem ( $-3.5\text{ ms}$ ) und spätem Messzeitpunkt ( $+10\text{ ms}$ ) erhoben.

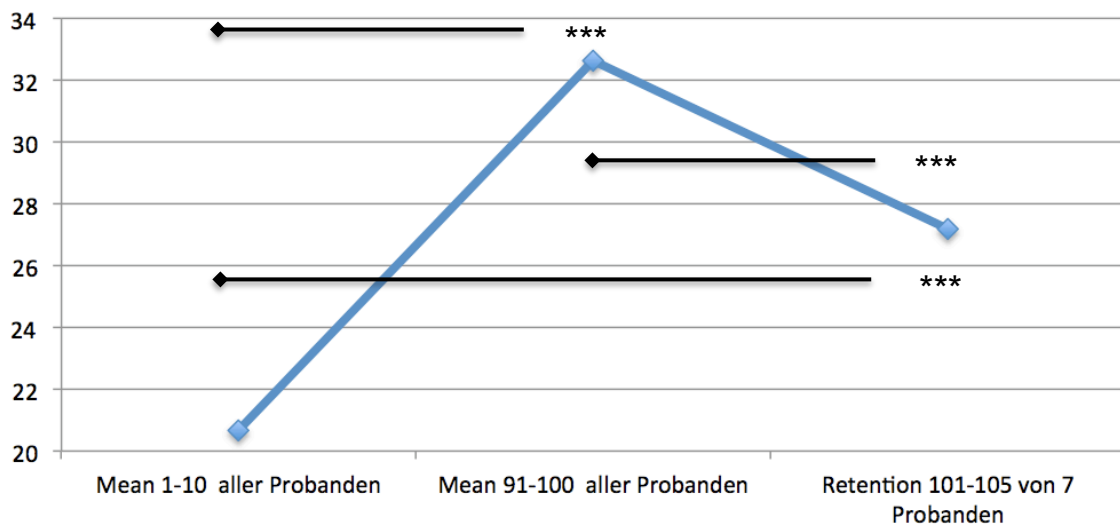
Aus den EMG-Aufzeichnungen, welche die selbstgebaute Software speicherte, wurde das Messverfahren auf dessen Stabilität geprüft. Dafür wurde die Muskelaktivität bis  $50\text{ ms}$  vor dem Trigger intraseriall miteinander verglichen. An diesen Root-Mean-Square (RMS) Dateien wurde der Mauchly-Test durchgeführt, um die Gültigkeit der Sphärizität zu untermauern.

Für alle Tests wurden die Unterschiede bei einer Signifikanz von  $P < 0.05$  berücksichtigt. Für die Statistik wurde die Software SPSS 16.0 (SPSSH, Chicago, Illinois) verwendet.

### 3 Darstellung der Resultate

#### 3.1 Trainingsentwicklung der Plantarflexion

Die elf Probanden wurden aufgefordert, nach einem Signalton 100 Plantarflexionen so schnell wie möglich zu absolvieren. Resultatrückmeldung bezüglich der schnellsten Winkelbeschleunigung wurde nach jedem Versuch als Feedback gegeben, um die Leistungsverbesserung zu erhöhen (Taubе, 2011b). Motivationsrufe sollten die Probanden zusätzlich anspornen. Es wurde immer der schwächere Fuss getestet, um möglichst grosse Anpassungen zu erreichen. Von den 100 Plantarflexionen wurden die ersten und letzten zehn Versuche miteinander verglichen. Die durchschnittliche Leistung der ersten zehnten Flexionen aller Probanden war  $20.65 \pm 6.67 \text{ m/s}^2$ . Alle Probanden verbesserten sich von den ersten bis zu den letzten zehn Plantarflexionen hoch signifikant ( $< 0.001$ ), durchschnittlich um  $65.68 \pm 48.84 \%$ . Im Retentiontest nahmen nur sieben Probanden teil und führten fünf max. Plantarflexionen durch. Der Wert von  $32.62 \pm 10.69 \text{ m/s}^2$  des Post-Tests nahm im Retentiontest, welcher 10 Min. später durchgeführt wurde, um  $16.67 \%$  ab und ging auf  $27.19 \pm 7.04$  zurück.

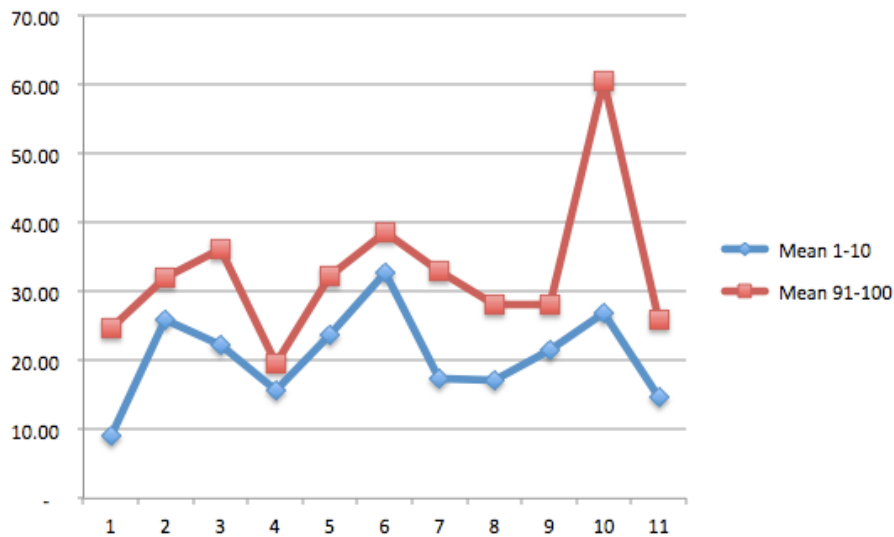


**Abb. 39) Durchschnittlicher Trainingsverlauf**

Auf der Ordinate sind die Angaben vom Goniometer in  $\text{m/s}^2$  angegeben und auf der Abszisse der Verlauf von der ersten bis zu den letzten zehn Trainingsmessungen aller Probanden und dem Retentiontest von sieben getesteten Probanden. Hoch signifikant: \*\*\*  $p < 0.001$  (Grimm, 2012)

In der Abb. 40 auf S. 61 sieht man die Leistungsverbesserung aller Probanden, ohne die Werte aus dem Retentiontest. Es sind markante Unterschiede in den Leistungs-

verbesserungen zu erkennen. Die kleinste Leistungsverbesserung beträgt 17 %, mit einem Leistungsanstieg von  $32.87 \pm 3.83 \text{ m/s}^2$  auf  $38.51 \pm 3.19 \text{ m/s}^2$ . Die grösste Leistungsverbesserung von  $9.03 \pm 2.09 \text{ m/s}^2$  auf  $24.66 \pm 2.12 \text{ m/s}^2$  beträgt 173 %. Das ist mehr als das 16-fache grösser als die kleinste Leistungsverbesserung.



**Abb. 40) Leitungsverbesserung aller Probanden**

Auf der Abszisse sind alle Probanden und auf der Ordinate ist der Vergleich deren ersten und letzten zehn Versuchen dargestellt (Grimm, 2012)

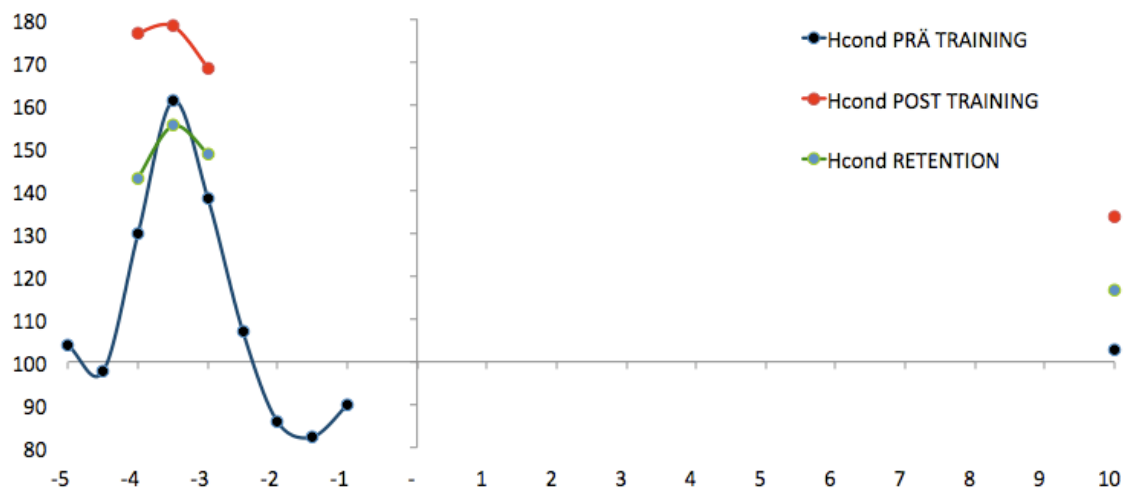
Die durchschnittliche Standardabweichung eines jeden Probanden beträgt im Prä-Test  $\pm 2.14 \text{ m/s}^2$  und im Post-Test  $\pm 3.93 \text{ m/s}^2$ .

---

### 3.2 Konditionierter H-Reflex (ISI-Kurve)

Vor, nach und zehn Minuten nach dem Training wurden zehn konditionierte H-Reflexe von  $-5$  bis  $-1$  ms auf das TMS gefeuert. Dies geschah in einem Intervall von  $0.5$  ms, um die frühe Förderung zu untersuchen, und mittels eines einzelnen H-Reflexes bei  $+10$  ms, um die späte Förderung zu untersuchen. Die Abszisse in Abb. stellt diese Werte in Millisekunden dar. Die Ordinate verdeutlicht den prozentualen Zuwachs gegenüber dem unkonditionierten kontroll H-Reflex. Als Referenz wurde der Kontroll-H-Reflex auf  $20\%$  von  $M_{\max}$  eingestellt. Dieser Kontroll-H-Reflex wurde durch periphere Nervenstimulation erzeugt und in mV auf dem Bildschirm dargestellt. Dieser Wert wurde über den gesamten Testablauf kontrolliert und reguliert.

Die folgende Abb. 41 auf S. 62 stellt die ISI-Kurve eines einzelnen Probanden dar. Im Post- und Retentiontest wurden nur noch vier Werte angezeigt und zwar  $\pm 0.5$  ms der frühen Förderung und die späte Förderung bei  $+10$  ms. Die frühe Förderung begann bei  $-4.4$  ms und dauerte  $2.1$  ms, bis bei  $-2.3$  ms eine Hemmung eintrat. Von der Prä- (blau) zur Post-Messung (rot) ist ein Zuwachs der frühen Förderung deutlich zu erkennen. Dieser Zuwachs des konditionierten H-Reflexes des Post-Tests beträgt gegenüber der frühen Förderung des Prä-Tests  $17.51\%$ . Daraus lässt sich folgern, dass bei diesem Probanden nach dem Training die schnelle, ev. monosynaptische Bahn aktiver ist. Hingegen ist der Zuwachs des konditionierten H-Reflexes der späten Förderung ( $+10$  ms) vom Post-Test (rot) gegenüber dem Prä-Test (blau) mit  $51.39\%$  um einiges höher als die frühe Förderung. Es scheint, als würden die langsamen Bahnen (eher polysynaptisch) einen grösseren Beitrag zum  $\alpha$ -Motoneuron liefern. Somit kann ausgesagt werden, dass bei diesem Probanden die frühe und späte Förderung von Prä- zu Post-Test angestiegen sind. Jedoch ist die Förderung zum späteren Zeitpunkt ( $+10$  ms) stärker als zum frühen Zeitpunkt. Beim Retentiontest zehn Minuten nach dem Training fiel die frühe Förderung ( $-3$  ms) sogar um  $5.75\%$  unter den Wert des Prä-Tests, wobei die späte Förderung ( $+10$  ms) noch  $34.30\%$  gebahnt war. Insgesamt fielen aber beide Werte, die frühe und späte Förderung, um  $20.17 \pm 4.36\%$  vom Post- zum Retentiontest ähnlich ab.



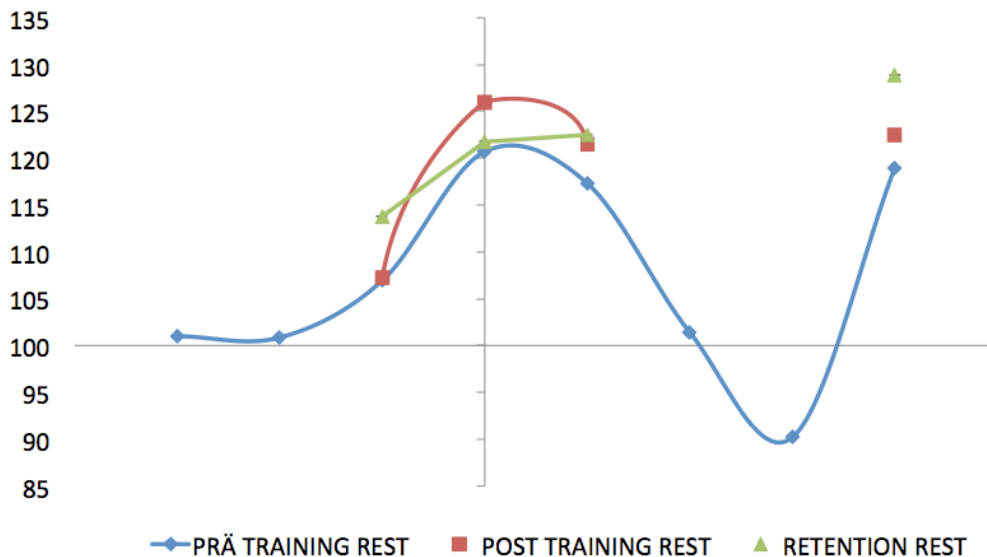
**Abb. 41) ISI-Kurve einer einzelnen Testperson**

Auf der Abszisse ist das Interstimulus-Intervall 0.5 ms. Die frühe Unterstützung ist bei -3.5 ms am grössten. Die Punkte ganz rechts stellen die späte Unterstützung bei +10 ms dar. Die Ordinate stellt die prozentuale Veränderung des konditionierten gegenüber des unkonditionierten H-Reflexes dar (Grimm, 2012).

Wird der Durchschnitt aller Probanden genommen, liegt der Zeitpunkt der frühen Förderung bei -3.5 ms. In Abb. 41 kreuzt die Ordinate die Abszisse genau bei diesen -3.5 ms. Die Abszisse hat keine Skalierung, jedoch sind die Punkte auf den Kurven im Intervall von 0.5 ms angesetzt. Eine Ausnahme bilden die drei Punkte (rot, grün, blau) ganz rechts, welcher +10 ms darstellt.

Die ISI-Kurve aus den Durchschnittswerten aller Probanden schwingt moderater aus als die Einzelmessung. Zum Zeitpunkt der frühen Förderung  $\pm 0.5$  ms und zum Zeitpunkt der späten Förderung bei +10 ms ist zu erkennen, dass die Post-Werte und Retention-Werte (grün) gleich oder nur leicht über den Prä-Werten (blau) liegen. Diese Beobachtung ist erstaunlich, denn erwartet wurde eine Reduktion der späten Förderung bei Post- und Retention-Test, welche auf eine Hemmung der langsamen Bahnen schliessen lassen würde. Betrachtet man die Resultate genauer, wurde gemessen, dass bei der Retentionmessung (grün) die späte Förderung (+10 ms) sogar um 6.36 % höher liegt als die Post-Messung (rot). Hingegen sinkt die frühe Förderung (-3.5 ms) um 4.19 % unter den Post-Wert. Zu bemerken ist jedoch, dass bei keinem einzigen Vergleich durch einen gepaarten T-Test eine Signifikanz ( $p < 0.05$ ) festgestellt werden konnte.





**Abb. 42) ISI-Kurve vom Durchschnitt aller Testpersonen**

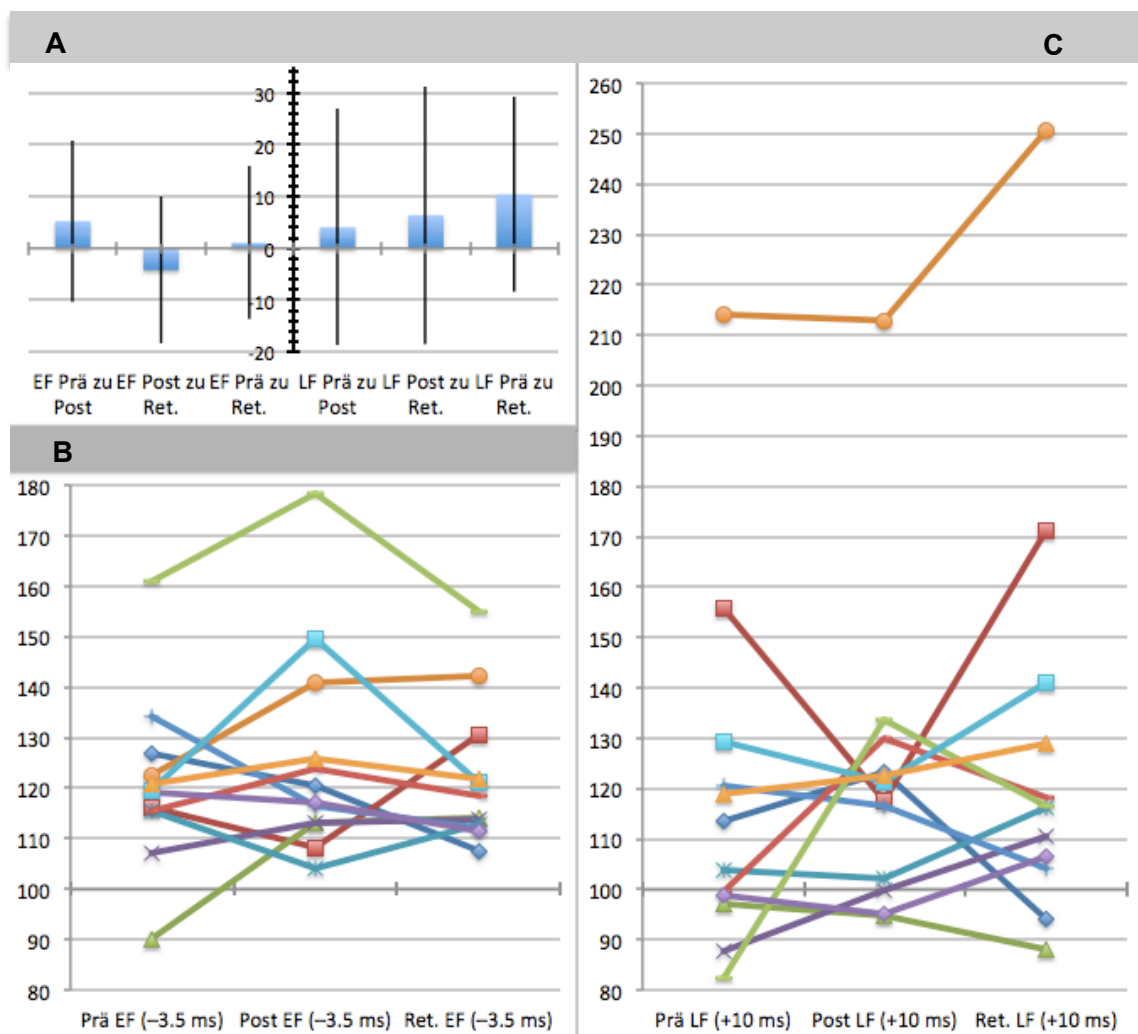
Die Ordinate stellt die prozentuale Änderung des H-Reflexes gegenüber dem unconditionierten Kontroll-H-Reflex aller Probanden im Durchschnitt dar. Die Ordinate geht durch den Punkt der frühen Unterstützung bei  $-3.5$  ms. Das Interstimulus-Intervall beträgt  $0.5$  ms für alle Punkte zur Abszisse. Die drei Punkte ganz rechts stellen die späte Förderung bei  $+10$  ms dar. Die Messung vor dem Training wird blau, die Messung nach dem Training rot und die Messung zehn Minuten nach dem Training grün dargestellt (Grimm, 2012).

Da kein Resultat signifikant ist, wundert der geringe prozentuale Anstieg der Prä-Messung ( $120.69 \pm 17.38$  %) zur Post-Messung ( $125.94 \pm 22.03$  %) nicht. In der Prä-Messung war bei einem Probanden die frühe, schnelle Bahn gehemmt. Im Durchschnitt stieg aber die frühe Förderung ( $-3.5$  ms) mit  $5.24$  % ( $p = 0.29$ ) von der Prä- zur Post-Messung. Sechs der elf Probanden waren für den Anstieg der frühen Förderung verantwortlich, bei allen anderen minderte sich die Entwicklung von Prä zu Post.

Die Abbildung 43 auf Seite 65 stellt die Entwicklung der frühen und späten Förderung dar. Im Vergleich der Post- zur Retention-Messung ( $121.75 \pm 14.90$  %) minderten sich die Werte wie erwartet, um durchschnittlich  $4.19$  % ( $p = 0.35$ ) der frühen Förderung ( $-3.5$  ms). Bei diesem Vergleich senkte sich der Wert der frühen Förderung von der Post- zur Retention-Messung bei sechs Probanden, wobei bei keiner Messung eine Hemmung auftrat. Alle anderen Messungen zeigten eine leichte Förderung der schnellen Bahnen von Prä zu Post. Somit lag der Post-Wert der frühen, schnellen Bahnen mit  $1.05$  % knapp über der Pre-Messung ( $p = 0.35$ ).

Insgesamt hatten fünf Probanden die späten, langsamen Bahnen in Ruhe beim Prä-Test gehemmt. Trotzdem ergab die Prä-Messung zum späten Zeitpunkt eine Förderung mit  $118.95 \pm 39.87$  %. Diese zeigte sich bei der späten Förderung ( $+10$  ms), welche sich bei der Prä-Messung ( $118.95 \pm 39.87$  %) um  $4.04$  % auf  $122.52 \pm 32.96$  % in der Post-

Messung steigerte ( $p = 0.57$ ). Dieses Resultat kam zustande, da vier Probanden einen grossen Anstieg der späten Förderung nach dem Training zeigten. Die restlichen sieben erlebten eine Minderung der Beiträge über die langsamen Bahnen, drei davon sogar eine minime Hemmung. Die Entwicklung von der Post- zur Retention-Messung der späten Förderung änderte sich um  $6.36\%$  auf  $128.88 \pm 46.38\%$  ( $p = 0.42$ ). Für den Förderungsanstieg sind erhöhte Werte von sechs Probanden verantwortlich. Bei den restlichen fünf Probanden ist eine Minderung zu sehen, bei zweien ist sogar eine Hemmung der langsamen Bahnen feststellbar. Die nicht signifikante Änderung der verglichenen Gruppen ist auf eine grössere Streuung der Werte und deren Standardabweichungen zurückzuführen.



**Abb. 43) Darstellung der Entwicklung der frühen und späten Förderung**

A: Prozentuale Entwicklung von den Testings untereinander (Per/Post/Ret) zum Zeitpunkt der frühen Bahnung (EF) und der späten Bahnung (LF). B & C: Entwicklung von Pre-Post-Ret. Tests des konditionierten H-Reflexes auf die frühen Bahnen (B) und späten Bahnen bei +10 ms (C). (Grimm, 2012)

---

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die frühe Förderung von Prä zu Post mit 5.24 % ( $p = 0.29$ ) leicht angestiegen ist und keine späte Hemmung stattgefunden hat. Jedoch wurde wegen einer Ausreissdatei die langsame Bahn dennoch gefördert (4.04 %;  $p = 0.57$ ), was eine Hemmung hervorrufen hätte können. Im Retention-Test stieg die Förderung der langsamen Bahnen im Vergleich zum Post-Test weiter an (6.36 %;  $p = 0.42$ ). Die frühe Förderung fiel hingegen leicht um 4.04 % ab ( $p = 0.35$ ), so dass der Retention-Wert mit 1.01 % ( $p = 0.82$ ) minim über dem Prä-Messwert lag. Somit hat sich die späte Hemmung eher gebahnt. Diese erlebte sogar einen 10.40 % Anstieg von der Pre- zur Postmesung ( $p = 0.1$ ). Jedoch konnte keines der Resultate einen signifikanten Wert liefern ( $p < 0.05$ ).

### 3.3 Beziehung zwischen früher Förderung und Trainingsverbesserung Prä/Post

Es wurde angenommen, dass Trainingsverbesserung und frühe Förderung positiv korrelieren. Dazu wurde der prozentuale Trainingsanstieg der ersten zehn bis zu den letzten zehn Plantarflexionen, der insgesamt 100 Flexionen mit der prozentualen Entwicklung der frühen Bahnung von Prä- zu Post-Messung verglichen.

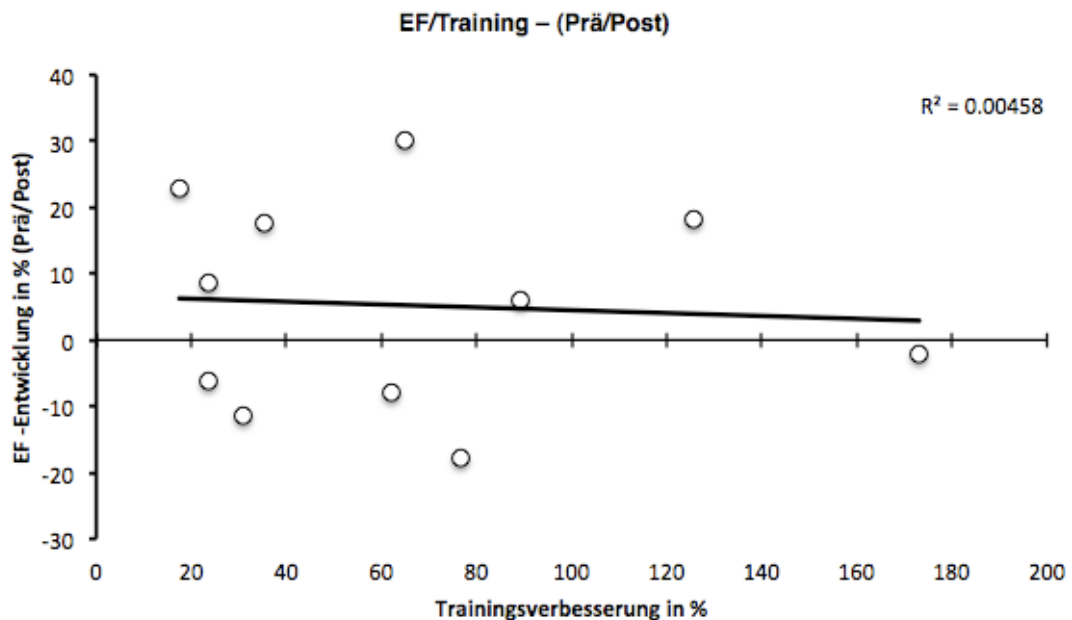


Abb. 44) **Regression der Trainingsanpassung und frühen Förderung Prä/Post**

Regression der Trainingsanpassungen (Ordinate) und der Entwicklung der frühen Förderung (Abszisse) von Prä zu Post. Der Ausgangswert der EF-Prä-Messung und der ersten zehn Plantarflexionen ist 100%. Beide Angaben sind prozentuale Entwicklungen (Grimm, 2012).

Der durchschnittliche Anstieg der frühen Förderung beträgt 5.24 % im Vergleich zu 65.68 % Trainingsverbesserung. Trotzdem korrelieren die beiden Variablen nicht und verhalten sich sogar eher entgegengesetzt mit dem Wert von  $-0.068$ . Der Grund liegt in der grossen Streuung der Daten. So kann im Punktdiagramm festgestellt werden, dass Probanden, welche eine Hemmung der schnellen Bahnen hatten, trotzdem eine hervorragende Trainingsverbesserung erzielt haben. Somit liegt die Signifikanz bei  $p = 0.842$  weit über dem angestrebten Wert von  $p < 0.05$ . Die angenommene Linearität zwischen Trainingsanpassung und Entwicklung der frühen Förderung wird im Punktdiagramm (Abb. 44) dargestellt. Die Regression zeigt mit einem Determinationskoeffizienten von 0.002 ein zu wenig aussagekräftigen Wert, um zuverlässig

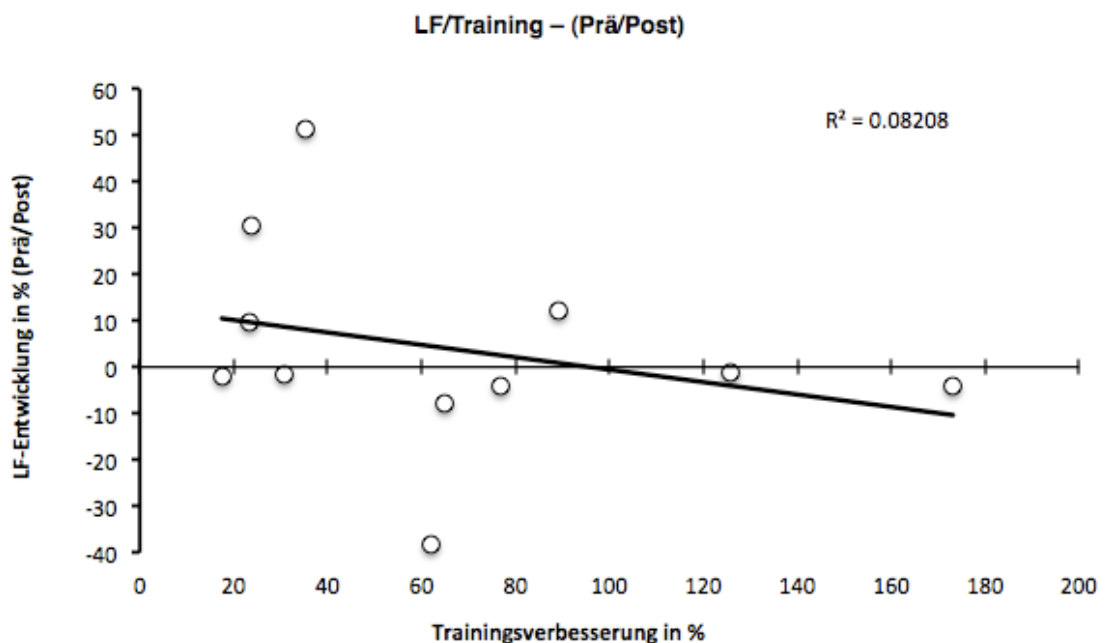
voraussagen zu können, dass aufgrund von Trainingsverbesserungen sich auch die frühe Förderung besser bahnen würde.

**Tab. 1)** *Korrelation nach Pearson zwischen der Trainingsverbesserung und der frühen Bahnung*  
 Die 11 Probanden korrelieren nicht zwischen Trainingsverbesserung und früher Bahnung (−0.068). Eine gute Korrelation wäre erreicht ab einem Wert von 0.6 und einer Signifikanz von < 0.05 (von Grimm, 2012).

		EF Pre/Post % Änderung	Tr. Pre/Post % Änderung
EF Pre/Post % Änderung N	Korrelation nach Pearson	1	−,068
	Signifikanz (2-seitig)		,842
		11	11
Tr. Pre/Post % Änderung N	Korrelation nach Pearson	−,068	1
	Signifikanz (2-seitig)	,842	
		11	11

### 3.4 Korrelation der späten Förderung und Trainingsanpassung

Hypothesiert wurde, dass die späte Förderung im Post-Test abnimmt, nachdem eine positive Trainingsverbesserung stattgefunden hat. Deshalb wurde der prozentuale Trainingsanstieg von den ersten zehn bis zu den letzten zehn Plantarflexionen, der insgesamt 100 Flexionen mit der prozentualen Entwicklung der späten Bahnung von Prä- zu Post-Messung verglichen.



**Abb. 45) Regression der Trainingsanpassungen und der Entwicklung der späten Förderung Prä/Post**  
Regression der Trainingsanpassungen (Ordinate) und der Entwicklung der späten Förderung (Abszisse) von Prä zu Post. Beide Angaben sind prozentuale Entwicklungen (Grimm, 2012)

Die mittlere Trainingsverbesserung ist 65.68 % und die Bahnung entwickelte sich positiv um 4 %. Dennoch korrelieren die beiden Variablen nicht und tendieren sogar eher in entgegengesetzte Richtung mit dem Wert von  $-0.286$ . Dies würde mit der Hypothese übereinstimmen. Doch die negative Korrelation kam zustande, da Probanden, welche eine eher geringere Trainingsverbesserung erfahren haben, sich in ihrer späten Förderung stark verbessert haben. So erstaunt die schlechte Signifikanz von  $p = 0.395$  nicht, welche weit über dem angestrebten Wert von  $p < 0.05$  liegt.

Im Punktdiagramm (Abb. 45) wird die angenommene Linearität zwischen Trainingsanpassung und Entwicklung der frühen Förderung dargestellt. Dort zeigt sich

die Regression mit einem Determinationskoeffizienten von 0.082. Aus diesem Wert lässt sich interpretieren, dass bei einer Trainingsverbesserung die späte Förderung eher eine schlechtere Entwicklung/Bahnung erzielen würde.

**Tab. 2) Korrelation nach Pearson zwischen der Trainingsverbesserung und der späten Bahnung**  
 Die 11 Probanden korrelieren nicht zwischen Trainingsverbesserung und späten Bahnung (−0.286). Eine gute Korrelation wäre erreicht ab einem Wert von 0.6 und einer Signifikanz von < 0.05 (Grimm, 2012).

		LF Prä/Post % Änderung	Tr. Prä/Post % Änderung
LF Prä/Post % Änderung	Korrelation nach Pearson	1	−,286
	Signifikanz (2-seitig)		,395
	N	11	11
Tr. Prä/Post %	Korrelation nach Pearson	−,286	1
	Signifikanz (2-seitig)	,395	
	N	11	11

### 3.5 Messstabilität (Route Mean Square)

Aus den sehr variablen Ergebnissen wurde das Messverfahren auf seine Stabilität geprüft. Dafür wurde die Muskelaktivität 50 ms vor dem Trigger im Prä-, Post- und Retentiontest verglichen, um allfällige Störungen in der Messung festzustellen. In allen Diagrammen sind keine signifikanten Resultate zu erkennen. Das bedeutet, dass von der Prä- zur Post- und von der Post- zur Retention-Messung keine signifikante Veränderung des EMG vor dem Trigger feststellbar war. Das ist ein gutes Zeichen, um aussagekräftige Werte auszuarbeiten. Denn somit können verlässlich die konditionierten H-Reflexe auf die Grundaktivität der Muskeln gesetzt werden, um diese auszuwerten.

Für die Analyse wurde ein univariater Ansatz der ANOVA gewählt, der für kleine Messgruppen geeignet ist. Der Mauchly-Test wurde durchgeführt, da sich damit laufend wiederholende Messungen vergleichen lassen, um die Messstabilität zu überprüfen. Die Messstabilität wird durch die Sphärizität ausgedrückt. Diese soll sehr ähnliche Resultate durch die Quadratsumme von Typ 3 im Prä-, Post- und Retentiontest hervorbringen. Sind die Werte sehr ähnlich, bedeutet dies, dass sie nicht voneinander abhängig sind (GA: 0.001; TA: 0,000; SOL: 0,000). Die Analyse wurde in allen Muskeln angenommen, da genau dieser Wert der Sphärizität (Quadratsumme von Typ 3) sehr ähnlich war und die Werte deshalb nicht voneinander abhängig sind. Der nicht signifikante Wert  $p > 0.05$  bekräftigt diesen Wert.

Tab. 3) *Mauchly-Test des SOL-EMG, Tests der Innersubjekteffekte (Grimm, 2012)*

Maß:MASS\_1

Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
time	Sphärizität angenommen	3.355E-5	2	1.678E-5	1.828	.187
	Greenhouse-Geisser	3.355E-5	1.197	2.803E-5	1.828	.204
	Huynh-Feldt	3.355E-5	1.268	2.645E-5	1.828	.202
	Untergrenze	3.355E-5	1.000	3.355E-5	1.828	.206
Fehler(time)	Sphärizität angenommen	.000	20	9.178E-6		
	Greenhouse-Geisser	.000	11.969	1.534E-5		
	Huynh-Feldt	.000	12.684	1.447E-5		
	Untergrenze	.000	10.000	1.836E-5		

Da die Sphärizität oft schwer zu erfüllen ist, wurden trotzdem der Greenhouse-Geisser- und Huynh-Feldt-Test durchgeführt. Als Faustregel gilt, wenn die Sphärizität  $< 0.75$  liegt, soll der Greenhouse-Geisser-Test in Betracht gezogen werden. Diese Analyse bestätigt die Stabilität und Gültigkeit des Messverfahrens.



---

## 4 Diskussion und Schlussfolgerung

Es wurden hoch signifikante Trainingsfortschritte im SOL für Plantarflexionen nach 100 Kontraktionen festgestellt. Es war anzunehmen, dass sich im Kortikospinaltrakt ebenso gewisse Strukturen nach einem Training angepasst hätten (Van Cutsem, et al., 1998, S. 299–301). Die Messungen haben jedoch keine signifikanten Veränderungen der Erregbarkeit einzelner Bahnen des Kortikospinaltrakts geliefert. Es wurden durchschnittlich sogar eher die langsameren Bahnen nach dem Training gefördert als die schnellen Bahnen. Offene Fragen werden in der Diskussion beschrieben und es werden Erklärungen geliefert, warum keine Hypothese bezüglich kortikospinaler Bahnung erfüllt wurde.

### 4.1 Gründe für Trainingsfortschritte

Alle Probanden konnten die letzten zehn der insgesamt 100 Plantarflexionen hoch signifikant ( $p < 0.001$ ) explosiver absolvieren (Mean: 65.68 %) können. Ähnliche Resultate konnten Rogasch et al. (2009, S. 1877–1878) nach 300 APB-Abduktionen und Giesebrecht et al. (2012, S. 8) nach 300 Abduktionen im FDI feststellen. Rogasch et al. (2009, S. 1881) begründet die bessere Beschleunigung der APB-Abduktionen mit den Muskel-Typ-2-Fasern, welche bei jungen Personen vermehrt vorhanden sind als bei alten. Diese Begründung trifft auch auf die vorliegende Studie zu, da die Probanden ein durchschnittliches Alter von  $29.1 \pm 3.9$  Jahren haben. Giesebrecht et al. (2012, S. 13) nehmen an, dass die Trainingsverbesserung ballistischer Bewegungen durch eine verbesserte Transmission auf spinaler Ebene des Kortikospinaltrakts verursacht wird. Die Autoren begründen ihre Annahmen, da sie gezeigt haben, dass grössere CMEPs positiv mit ballistischen FDI-Abduktions-Beschleunigungsverbesserungen korrelieren ( $r = 0.913$ ;  $p = 0.0041$ ).

Weitere Begründungen für die schnelleren Plantarflexionen in der zweiten Trainingshälfte wären mit positiven Zurufen (Motivation) und der 100 %igen Resultatrückmeldung zu erklären. Taube (2011b) erkannte, dass sich die besten Trainingsverbesserungen bei Drop Jumps nach Trainingseinheiten mit 50 % oder 100 % Feedback ergeben haben. Zusätzlich ermutigt wurden die Probanden durch Zurufe, wenn gute Resultate während dem Testablauf erzielt wurden. So könnte angenommen werden, dass sich Nervenbahnen und Muskeln morphologisch und physiologisch positiv auf die Plantarflexion einstellen.

---

Bei der Retention-Messung ist der Resultatrückgang eventuell auf die fehlende Motivation und das Ausbleiben der Resultatrückmeldung zurückzuführen. Trotzdem ist der Retentionstest noch um 31.63 % höher als die Prä-Messung. Die bessere Bewegungsrepräsentation und eventuelle Bahnungen könnten der Grund für die hoch signifikanten Resultatverbesserungen von Prä- zu Post und Prä- zu Retention-Test sein.

## 4.2 Stabilität des Messverfahrens

Es konnten ausser der Trainingsverbesserung keine weiteren signifikanten Veränderungen festgestellt werden, obwohl die richtige Trainingsauswahl getroffen wurde (siehe 5.4, S. 78), aber evtl. nicht die geforderte Qualität lieferte. Denn die Probanden arbeiteten zu stark mit der Oberschenkelmuskulatur, welche auch für den durchschnittlichen Leistungsanstieg von 65.68 % verantwortlich war. Grund dafür war, dass die Probanden das Pedal bei gestrecktem Bein mit der Plantarflexion des Fusses nicht durchdrücken konnten. Somit mussten alle Probanden näher zum Fusspedal geschoben werden. Dadurch arbeitete zwangsläufig die Oberschenkelmuskulatur, besonders wenn die Probanden zu bessere Leistung angespornt wurden. Eine Möglichkeit wäre gewesen, das Bein für die 100 Plantarflexionen im Bereich des Kniegelenks zu fixieren. Einen ähnlichen Versuchsaufbau verwendeten Rogasch et al. (2009, S. 1875–1876) und Giesebrecht et al. (2012, S. 3) für die Fingerabduktionen, wodurch sie signifikante Resultate erhielten.

Zudem müsste das Fusspedal in der Art leicht verschoben werden, dass der Fuss in Ruhe, ohne EMG oder in leichter Extension die Flexion auslöst. Eventuell müsste der Arbeitswinkel verringert werden. Dadurch würde der Spielraum für unerwünschte Bewegungsausführungen genommen, denn Rogasch et al. (2009, S. 1878) stellten bei älteren Probanden Leistungsverbesserungen durch ein verändertes Bewegungsmuster fest.

Ein weiteres Problem war, dass bei einzelnen Probanden bei den konditionierten H-Reflexmessungen Ischämien auftraten und die Messungen unterbrochen werden mussten. Durch eine Ischämie wird der zelluläre Stoffwechsel behindert oder findet letztlich nicht mehr statt, was die Nervenbahnen lahmlegt und konditionierte H-Reflex-Messungen verunmöglicht. Dieses Problem trat bei einem Probanden auf. Dies hatte eher geringen Einfluss auf die Messungen, da das Bein wieder rechtzeitig bewegt wurde.

Die Apparatur wurde vor und zwischen den Messungen kontrolliert. Gemäss den Erkenntnissen von Lavoie & Cody (1995, zitiert nach Petersen et al., 1998, S. 601)

---

wurden mehrere Markierungen für die genaue Positionierung der TMS-Spule auf der Kopfhaut angebracht, was sich bereits bei vielen TMS-Studien bewährte (Nielsen & Petersen, 1995a, 1995b; Petersen et al., 1998; Taube et al., 2011a). Der Schwenkarm und die Gurte, welche die TMS-Spule am Kopf der Probanden befestigten, liessen wenig Spielraum für Abweichungen zu. Petersen et al., (1998) bewiesen, dass TMS-Stimulation während zyklischer Bewegungen möglich ist, in Kombination mit H-Reflexen. Daher kann das verwendete Verfahren als stabil angenommen werden, da sämtliche neurophysiologische Messungen in Ruhe vorgenommen wurden. Da der SOL für das Gehen mitverantwortlich ist und eventuell die Plantarflexion speziell bei den Probanden trainiert ist, welche Sport treiben, war anzunehmen, dass keine enorme Trainingsverbesserung stattfinden würde. Deshalb wurde zumindest die linke, bei allen Probanden die nicht dominante Seite gewählt, um eine möglichst grosse Trainingsverbesserung zu erhalten.

Ein Ablösen oder Verschieben der Oberflächen-Elektroden und der PNS war nur sehr minim möglich, weil partiell die Haare am Bein entfernt und anschliessend für eine bessere Haftung, Leitfähigkeit und gegen eine allfällige Reizung desinfiziert wurde.

Es wurden nur Probanden getestet, bei denen auch ein unkonditionierter H-Reflex ausgelöst werden konnte. Bei einem Probanden war die PNS-Stimulation für den unkonditionierten H-Reflex zu hoch und deshalb schmerzhaft. Somit wurde dieses Testingverfahren abgebrochen. Bei allen anderen Probanden waren keine Zwischenfälle zu verzeichnen. Ebenso waren die angestrebten 20 % von  $M_{\max}$  ein guter Kontroll-H-Reflex-Wert, welcher über die ganze Messung kontrolliert wurde, wie Crone et al. (1990, zitiert nach Petersen et al., 1998, S. 600) bei Menschen und Katzen bewies.

Die TMS zum SOL mit den konditionierten H-Reflex-Messzeitpunkten zwischen -5 bis -1 ms der frühen Förderung sind gut gewählt, denn viele Studien belegen die frühe Erregbarkeit durchschnittlich um -3 ms (Nielsen et al., 1993; Nielsen & Petersen, 1995a, 1995b; Petersen et al., 1998; Taube et al., 2011a). Zudem ist es sinnvoll, Intervalle von 0.5 ms Abständen für die frühen Bahnen zu gebrauchen, da Nielsen et al. (1993) vermuten, dass die Signale früherer Bahnen sich innerhalb der ersten 0.5–1.0 ms nach Eintreffen im Rückenmark abhandeln.

Die späte Förderung wurde zum fixierten Zeitpunkt von +10 ms gemessen. Dieser Zeitpunkt wurde gewählt, da Petersen et al. (1998) zeigten, dass die langanhaltende Hemmung (3 bis 16 ms) aufgrund einer dynamischen Plantarflexion gezeigt werden konnte. Da Plantarflexionen für unser Training vorgesehen waren, sollten +10 ms genau

---

der richtige Zeitpunkt für die Messung sein. Taube et al. (2011a, S. 4) hatten hingegen bei M1 konditionierten H-Reflexen bei dynamischen Plantarflexionen die signifikant grösste Hemmung bei +12 bis +22 ms beobachten können, obwohl die Hemmung schon früher begann. Eventuell sind für die langsamen, indirekten Bahnen mehrere Messzeitpunkte nötig, um individuelle Hemmungen feststellen zu können.

### 4.3 Unverändert konditionierter H-Reflex

Da ein ballistisches Training nach Steinhöfer (2008) eine elementare Bewegungsschnelligkeit ist, welche das ZNS und die neuromuskuläre Koordination anspricht, ist anzunehmen, dass die richtige Trainingsform gewählt wurde.

Dennoch konnten keine signifikant verbesserten konditionierten H-Reflexe nach oder 10 Min. nach dem Training festgestellt werden. In den nächsten beiden Abschnitten wird unter anderem anhand von Methodenstudien, welche zu TMS oder CMS konditionierte H-Reflexe gemessen haben, erklärt, warum eventuell eher Summenpotenziale und eher weniger einzelne Bahnen nach dem Training gemessen werden können.

#### 4.3.1 Absenz der frühen Förderung nach dem Training

Die Hypothese, dass sich die schnellen, frühen Bahnen im Post-Test gegenüber dem Prä-Test signifikant positiv verändern, konnte nicht bestätigt werden. Der höhere durchschnittliche, nicht signifikant konditionierte H-Reflex von  $5.24 \pm 15.58 \%$  der schnellen Bahnen ist aufgrund sechs erhöhter Werte von elf Probanden entstanden. Es ist jedoch zu bemerken, dass durch unterschwelliges TMS die schnellen, direkten Bahnen in Ruhe, vor dem Testing, mit durchschnittlich  $120.69 \pm 12.40 \%$  schon erregt waren. 1993 konnten Nielsen et al. (S. 226) bei vergleichbarer TMS-Stimulation unter oder um die RMT ähnliche ISI-Kurven erhalten. Hingegen zeigten Nielsen et al. (1995b, S. 780–781) eine Hemmung (–2 ms bis –1 ms) der schnellen Bahnen in Ruhe mit einem subTMS bei 95 % des RMT. Daraus wird vermutet, dass geringfügige Veränderung von TMS in Ruhe zu anderen Schwellenwerten direkter und indirekter Bahnen führen wird (Nielsen & Petersen et al., 1995b, S. 781–783). Da aber bei allen Probanden eine erhöhte Erregbarkeit der schnellen Bahnen während der Prä-Messung in Ruhe festgestellt wurde, ist anzunehmen, dass das subTMS richtig gewählt wurde, welches während der Messung laufend überprüft und justiert wurde.

Die Annahme, dass sich eine synaptische Plastizität nach dem Training ergäbe, würde zu einer Anpassung schneller, eher monosynaptischer Bahnen führen. Die Methodenstudien

---

von Nielsen & Petersen (1995a, 1995b); Petersen et al. (1998) und Taube et al. (2011a) zeigten, dass dynamische Bewegungen die schnellen Bahnen während der Bewegung fördern und langsame Bahnen eher hemmen. Zudem ist erwiesen, dass umso schneller die dynamischen Plantarflexionen, desto grösser ist der kortikospinale Beitrag für die schnellen Bahnen (Nielsen et al., 1995a, S. 781–782). Oder anders gesagt, umso explosiver die Bewegung, desto niedriger muss mit der TMS während der Bewegung stimuliert werden. Petersen et al. (1998, S. 609) begründen, dass die Erregbarkeit verschiedener Bahnen durch TMS aufgabenbezogen ist. Aus diesen Gründen wurde angenommen, dass sich die Erregbarkeit der schnellen Bahnen nach dem Training erhöhen würde, was aber durch die nicht signifikante Steigerung mit 5.24 % ( $p = 0.29$ ) widerlegt wurde.

Da ich annehmen musste, dass die mangelnde Bewegungsausführung der ausschlaggebende Grund für das Ausbleiben der Erregung schneller Bahnen im Post-Test ist, wurde der Leistungsanstieg genauer betrachtet. Ich ging davon aus, je besser die Leistungsverbesserung, desto mehr erfolgte die Bewegung aus dem Musculus quadriceps femoris ausgeführt. Dies würde zu einer Abnahme des TMS auf den SOL konditionierten H-Reflex führen. Deshalb wurden alle Probanden mit einem Trainingsanstieg über 107 % (Mean von 65.68 % + 48.84 % Standardabweichung) aus einer nachträglichen Auswertung gestrichen. Zwei Probanden sind deshalb aus dem bilateralen T-Test genommen worden, um die Prä-, Post-Werte der konditionierten H-Reflexe auf die frühe Förderung nach dem Training zu überprüfen. Die übrigen neun Probanden haben aber mit dem nicht signifikanten Wert von  $p = 0.43$  noch einen mässigeren Gruppenvergleich erzielt als alle Probanden ( $p = 0.29$ ) zusammen. Aus diesem Grund wird vermutet, dass die Bewegungsausführung nicht der massgebende Grund für den nicht signifikanten Anstieg von der Prä- zur Post-Messung der schnellen, direkten Bahn ist.

Da in der Trainingsstudie von Giesebrecht et al. (2012, S. 8) ein signifikanter Anstieg der Trainingsleistung (erste 150 Abduktionen) einer ballistischen Zeigefinger-Abduktion mit höheren CMEPs signifikant positiv zueinander korrelierten ( $r = 0.913$ ;  $p = 0.0041$ ), war anzunehmen, dass Plastizität vor allem auf spinaler Ebene stattfinden würde. Wie auch immer, für die schnellen Bahnen konnte in vorliegender Arbeit keine Anpassung gemessen werden. Deshalb wird daraus geschlossen, dass sich eventuell die langsamen, indirekten Bahnen umso mehr angepasst hätten. Im nächsten Abschnitt wird diese Annahme untersucht.

---

Ebenfalls widerlegt oder zumindest nicht bestätigt wird die Hypothese eines vom Post- zum Retention-Test rückgängigen konditionierten H-Reflex. Da die Retentionmessung ebenfalls keine signifikanten Anpassungen zeigt, scheint es, dass nach ballistischem Training keine Plastizität der schnellen Bahnen möglich ist. Da aber nach ballistischem Training vor allem die spinale Ebene des Kortikospinaltrakts Erregungen zeigte (Giesebrecht et al. 2012, S 13), könnte daraus präziser gefolgert werden, dass spinal keine Anpassung nach ballistischem Training stattfindet.

Andererseits wäre es auch möglich und wahrscheinlicher, dass Anpassungen einzelner Bahnen nach dem Training zu spezifisch sind, um durch den Einsatz konditionierter H-Reflexe gemessen zu werden.

#### 4.3.2 Was erklärt die Entwicklung der späten Förderung?

Vor dem Training konnten in Ruhe bei unter-schwelliger TMS-Einstellung auf den SOL durch konditionierte H-Reflexe die langsamen, indirekten Bahnen (+10 ms) untersucht werden, welche leicht, um  $118.95 \pm 39.85 \%$  gefördert wurden. Nielsen & Petersen (1995b, S. 780–782) erhielten ähnliche Werte und zeigten, dass die langsamen Bahnen in Ruhe und tonischer Kontraktion die tieferen Schwellenwerte als die schnellen Bahnen aufweisen. 1998 zeigten Petersen et al. (S. 609) dass die verschiedenen Bahnen aufgabenspezifisch aktiviert werden. Der Ausgangswert in Ruhe vor dem Training verhält sich also normal.

Nach dem Training der 100 ballistischen SOL-Flexionen steigerten sich die langsamen Bahnen um 4.04 % auf  $122.52 \pm 32.96 \%$  in der Post-Messung nicht signifikant ( $p = 0.57$ ). Dieses Resultat steht im Gegensatz zur Hypothese, dass die langsamen Bahnen nach dem Training gehemmt sein würden. Eine vage Möglichkeit wäre, dass synaptische Plastizität der langsamen, polysynaptischen Bahnen stattgefunden hätte. Das würde im Widerspruch zu verschiedenen Erkenntnissen bei dynamischen Bewegungen stehen. Denn einerseits zeigten Nielsen & Petersen (1995b, S. 781), dass bei Beschleunigungen zum Halten die langsamen Bahnen gehemmt sind und ihre grösste Hemmung um die +10 ms aufweist. Andererseits vermuteten Petersen et al. (1998, S. 609), dass Renshaw Neurone und Interneurone präsynaptische Hemmung bei dynamischen Bewegungen hervorrufen. Schlussendlich zeigten Taube et al. (2011a, S. 3–4), dass die langsamen, indirekten Bahnen bei dynamischen Bewegungen kortikal gehemmt werden, da durch CMS zu H-Reflexen bei gleicher Bewegungsausführung keine Hemmung der langsamen Bahnen festgestellt werden konnten. So müsste präziser

---

formuliert werden, dass sich kortikale Hemmungen der langsamen, evtl. oligo- oder polysynaptischen Bahnen, nach einem Training einstellen müssten. Es wurde aber, wie schon in dieser Studie beschrieben, eher das Gegenteil gezeigt, welches wie folgt begründet werden könnte: Da Trainingsstudien zeigten, dass sich das Summenpotenzial, ausgedrückt durch ein MEP oder ein CMEP, positiv mit der Leistung verbessert, kann angenommen werden, dass Anpassungen der langsamen oder schnellen Bahnen nach dem Training geschehen könnten. Es konnten spezifisch der schnellen Bahnen in dieser Studie keine Anpassung aufgezeigt werden. Daher wird vermutet, dass sich die langsamen Bahnen, umso mehr bahnen würden. Dieser Effekt stellte sich mit einem Anstieg der langsamen Bahn von Prä- zu Post- von 4.04 % und von Prä- zu Retention-Messung sogar mit einem Anstieg von 10.40 % ein. Jedoch ist keines dieser Resultate signifikant. Somit muss weiter nach einer plausiblen Begründung geforscht werden, weshalb sich weder die schnelle Bahn noch die langsame Bahn angepasst haben.

Der Anstieg der durchschnittlichen späten Förderung erfolgte aufgrund der Werte von vier Probanden, die restlichen Probanden zeigten eine Abschwächung, drei davon hatten sogar eine leichte Hemmung. Die individuelle sportliche Betätigung kann diese Entwicklung und Streuung der Daten nicht begründen. Denn sowohl von Sportlern, als auch von Personen, welche kein regelmässiges Training absolvieren, resultierten ähnliche Werte. Würde, wie unter Kapitel 5.2 (ab S. 72) beschrieben, durch eine veränderte Bewegungsausführung eher ein tonischer SOL erwartet, da mehr Bewegung aus dem Musculus quadriceps femoris erfolgt, müsste die langsame Bahn eher gefördert sein. Bei tonischen Bewegungen konnten Nielsen & Petersen (1995b, S. 782–783) eine Förderung der langsamen Bahnen feststellen, weil diese für tonische Aufgaben eine tiefere Schwelle als die schnellen Bahnen besitzen. Durch diese Annahme wurden die Leistungsverbesserungen, bei denen eine grosse Veränderung der Bewegungsausführung vermutet wird, welche über 107 % (Mean von 65.68% + 48.84% Standardabweichung) liegen, aus den Daten gestrichen. Dennoch konnte keine signifikante Hemmung der langsamen Bahnen festgestellt werden. Aus diesen Erkenntnissen kann abgeleitet werden, dass das erwiesenermassen erhöhte Summenpotenzial nach einem Training, welches Rogasch et al. (2009) und Giesebrecht et al. (2012) zeigten, sich nicht in einer Förderung der schnellen oder langsamen Bahn ausdrückt. Daraus wird vermutet, dass sich die Plastizität der Bahnen nach dem Training mit dieser Methode nicht testen lassen. Der Vergleich dieser Studie zu Trainingsstudien soll über Pro und Kontra der

---

verschiedenen Testings informieren und weitere Möglichkeiten aufzeigen, wie Anpassungen der Bahnen eventuell gemessen werden können.

#### 4.4 Vergleiche zu Trainingsstudien

Eine durchschnittlich höchst signifikante ( $p = < 0.0001$ ) Leistungsverbesserung um 65.68 %, aller Probanden ( $29.1 \pm 3.9$  Jahre), konnte nach 100 ballistischen Plantarflexionen festgestellt werden. Es konnte aber keine Bahnung festgestellt werden.

Aufgrund bereits beschriebener Studien (Rogasch et al., 2009; Giesebrecht et al., 2012) ist anzunehmen, dass eine solche Verbesserung ausreichen würde, um Anpassungen der Nervenbahnen zu untersuchen. Da aber keine Bahnung aufgetreten ist, bräuchte es evtl. viel grössere Leistungsanpassungen, um diese zu untersuchen. Rogasch et al. (2009, S. 1878–1879) zeigten mit Daumenabduktionen (APB) viel höhere Leistungsverbesserungen (177 %) bei jungen Probanden (18–24 J.), welche eine signifikant höhere Erregbarkeit des Kortikospinaltrakts zur Folge hatten. Ein Grund könnte sein, dass Rogasch et al. (2009, S. 1875) 300 Abduktionen durchführten mit einer Pause von 5 Min. zwischen den ersten und zweiten 150 ballistischen Bewegungen. Es wäre auch möglich, dass sich die eher ungewohnte Abduktionsbewegung des Daumens (APB) einfacher anpassen lässt als die Plantarflexion im SOL. Diese Annahme würde das Resultat von Giesebrecht et al. (2012, S. 8) unterstützen, die mit einer gemischten Gruppe von unter 50-jährigen Probanden sogar eine um 191.46 % verbesserte Zeigefinger-Abduktion, nach 300 Wiederholungen erzielen konnten. Matthews (2000) begründet, dass sich mit hohen Wiederholungszahlen eine Verbesserung der Bewegung einstellt und sich dadurch die Neuronennetzwerke konsolidieren. Ist das der Fall, wäre ein möglicher Ansatz gefunden, weshalb in dieser Studie keine signifikanten Anpassungen im Kortikospinaltrakt zu erkennen waren und es müssten folglich der Trainingsumfang und die Aufgabenstellung angepasst werden.

Ein MEP kann im SOL durch TMS einfacher als in oberen Extremitäten ausgelöst werden. Das Problem ist aber, dass der SOL täglich beim Gehen aktiviert und trainiert wird. Deshalb wurde in dieser Studie bewusst die nicht dominante, linke Seite aller Probanden getestet, da angenommen wurde, dass sich diese im Bereich des Kortikospinaltrakts eher bahnen würden. Es konnten jedoch keine signifikanten Resultate gemessen werden, vielleicht weil die Messung einzelner Bahnen zu spezifisch ist, denn Rogasch et al. (2009) und Giesebrecht et al. (2012) konnten kortikospinale Anpassungen der dominanten Seite der oberen Extremität messen. In diesen beiden



---

Studien wurden zwar nicht explizit die Bahnen getestet, aber die Erregbarkeit des Kortikospinaltrakts bzw. die kortikospinale Erregbarkeit, ausgedrückt durch MEPs und CMEPs. Diese wurden als Summenpotenziale zusammengefasst und beinhalteten alle kortikospinalen Beiträge, unter anderem der direkten und indirekten Bahnen.

Rogasch et al. (2009, S. 1880–1881) begründeten die Trainingsverbesserung bei jungen Probanden nach ballistischem Training, durch erhöhte Muskelaktivität (EMG) und eine um 50 % erhöhtes MEP. Obwohl das MEP nicht mit der Trainingsverbesserung korreliert, vermuten die Autoren, dass kortikale Anpassungen (Plastizität) für die Trainingsverbesserung zuständig sind. Giesebrecht et al. (2012) untersuchten hingegen durch Stimulation am Hirnstamm (Medulla oblongata) den spinalen Beitrag. Sie erhielten durchschnittlich um  $246 \pm 152\%$  grössere CMEPs nach 300 FDI-Abduktionen ( $p < 0.0005$ ). Giesebrecht et al. (2012, S. 11) bewies somit Anpassung auf spinaler Ebene. Genau dieses Ergebnis beweist, dass sich die Erregbarkeit nach ballistischem Training fördern lässt. Es kann aber nicht gesagt werden, welche Bahnen sich angepasst haben. In der vorliegenden Studie wäre darum anzunehmen, dass sich entweder die schnellen, direkten oder die langsamen, indirekten Bahn stärker angepasst hätten. Diese Hypothese konnte aber nicht bestätigt werden. Da Trainingsverbesserungen erzielt wurden, die Bewegungsausführung eher keinen Einfluss auf die Messung hatte, das Messverfahren stabil war und, wie sich aus der Diskussion über H-Reflex-Konditionierung ergeben hat, dass eventuell das Messen einzelner Bahnen nach dem Training zu spezifisch ist, tendiert auch der Vergleich zu Trainingsstudien zur gleichen Erkenntnis. Es stellt sich die Frage, ob auch die sehr unterschiedliche Trainingsverbesserung Grund für ein Ausbleiben der einzelnen Bahnung sein könnte und nicht nur die zu spezifische Messmethodik der vorliegenden Studie.

---

## 4.5 Streuung der Trainingsverbesserung

Die Trainingsverbesserungen in dieser Studie reichten von 17% bis 173%. Bei der 173prozentigen Trainingsverbesserung ist der extreme Leistungsanstieg evtl. auf eine veränderte Bewegungsausführung zurückzuführen und nicht etwa auf morphologische oder physiologische Anpassungen im Kortikospinaltrakt, im peripheren Nervensystem oder den in den Muskeln. In Kapitel 5.2 „Stabilität des Messverfahrens“ wurde bereits erwähnt, dass die initiale Bewegungsausführung primär andere Muskeln innervierte. Es war in den Testings ersichtlich, dass zunehmend mit der Oberschenkelmuskulatur gearbeitet wurde, um die Resultate zu verbessern. Da der SOL ein tonischer Muskel ist, der für die aufrechte Haltung zuständig ist, könnte angenommen werden, dass dieser den GM und Musculus quadriceps femoris bei der Bewegungsausführung stabilisierte. Als Konsequenz wäre eine erhöhte Muskelaktivität die Folge, welche aber durch das EMG nicht verzeichnet wurde.

Was die grossen Unterschiede der Trainingsleistungen in dieser Studie ausmacht, bleibt ungewiss. Ein Grund könnte die Motivation der Probanden sein, was ich aber meine ausschliessen zu können, da Probanden gewillt sind, ihre beste Leistung für das Experiment zu geben, wenn ein persönlicher Bezug zum Verantwortlichen besteht.

Die grosse Leistungsstreuung von  $65.68\% \pm 48.84\%$  kann durch die sehr verschiedene Ausgangsniveaus der Probanden begründet werden. Unter den Probanden sind Sportler, welche Sprung- und Explosivkraft trainieren und deshalb kleinere Fortschritte erzielen müssten als solche, welche den SOL weniger für schnelle Bewegungen trainieren. Diese Annahme wird sogar bestätigt, wenn die Trainingsverbesserung der Sportler unter den Probanden verglichen wurde. Genauere Untersuchungen sind aber nötig, um signifikante Resultate zu erhalten.

Weil sich junge gegenüber älteren Probanden um 264 % verbesserten, nehmen Rogasch et al. (2009, S. 1881) an, dass die erhöhte Muskelaktivität für den stärkeren Leistungsanstieg verantwortlich sei ( $r^2 = 0.46$ ;  $p = 0.008$ ). Hingegen steigerten ältere Probanden ihre Leistung durch ein verändertes Bewegungsmuster, welches aber zu weniger Trainingsfortschritten führte, als bei jungen Probanden. Dies führt zu einer grossen Streuung, welche aber in dieser Studie nicht in Betracht gezogen werden kann, da alle Probanden  $29.1 \pm 3.9$  Jahre alt waren.

Deshalb müssten untrainierte Personen getestet werden und für einen grösseren Trainingseffekt im SOL sollte die Anzahl Plantarflexionen erhöht werden. Eine andere

---

Möglichkeit wäre, die gleiche Messung durch FDI-Abduktion zu untersuchen, bei welcher allerdings unter schwierigeren Bedingungen ein MEP ausgelöst werden kann. Bei Giesebrecht et al. (2012) konnte z. B. ein CMEP nur bei neun von 23 Probanden im FDI ausgelöst werden.

Es konnten keine Korrelationen zwischen der frühen oder späten Förderung und der Trainingsverbesserung gefunden werden. Andere Studien, welche aber die Summenpotenziale mit der Trainingsverbesserung verglichen haben, erhielten teilweise positive Korrelationen. 2012 beschrieben Giesebrecht et al. auf S. 8, dass während der ersten 150 FDI-Abduktionen die Beschleunigung positiv mit den CMEPs korrelierten ( $r^2 = 0.913$ ;  $p = 0.0041$ ). Im Vergleich zeigten Rogasch et al. (2009, S. 1879), dass junge Probanden (18–24 J.) keine positive Assoziation von Trainingsverbesserung zu MEP zeigten ( $r^2 = 0.02$ ;  $p = 0.6$ ), ältere Probanden ( $r^2 = 0.38$ ;  $p = 0.02$ ) dagegen schon. Rogasch et al. (2009, S. 1881) vermuten, dass die lineare Regression ein zu einfaches Instrument sei, um den sehr komplexen Zusammenhang von MEP und Trainingsverbesserung zu untersuchen. Es wird spekuliert, ob eine grössere Population mehr Erkenntnisse liefern würde. Zudem haben andere Faktoren Einfluss auf die Leistungsverbesserung, wie z. B. die verschiedene Daumenkinematik, der Aufmerksamkeitsfokus, der kognitive Prozess und die emotionale Verfassung. Diese Gründe untermauern, dass das Ausbleiben von Korrelationen in der vorliegenden Studie nicht verwunderlich ist, da die exakte Messung der verschiedenen Bahnen durch TMS konditionierte H-Reflexe noch anfälliger und schwieriger zu bestimmen ist.

Der Rückgang der Leistungsverbesserung 10 Min. nach dem Training um 16.67 % auf  $27.19 \pm 7.04 \text{ m/s}^2$  wird auf den Rückgang der kortikospinalen Erregbarkeit zurückgeführt. Diese Vermutung liegt nahe, da Rogasch et al. (2009, S. 1878) und Giesebrecht et al. (2012, S. 8) zeigten, dass die MEP Retention-Messungen gegenüber der Post-Messung deutlich zurückging.

---

## 4.6 Offene Fragen und Schlussfolgerung

Die vorliegende Studie konnte nach dem Kurzzeittraining (bestehend aus 100 Plantarflexionen) eine signifikant verbesserte Leistung der Plantarflexoren beobachten. Mit der verwendeten Methode der konditionierten H-Reflexe konnten keine signifikanten kortikospinalen Anpassungen (Plastizität) einzelner Bahnen festgestellt werden. Bereits publizierte Studien, die die Ausgangsliteratur dieser Studie darstellten, konnten nach einem Kurzzeittraining Veränderungen der kortikospinalen (MEP) und/oder der spinalen (CMEP) Erregbarkeit nachweisen. Es muss jedoch darauf hingewiesen werden, dass das in der vorliegenden Studie verwendete Messverfahren deutlich selektiver ist und es somit schwerer ist Veränderungen von Prä- zu Post-Messungen zu evaluieren. Deshalb wird angenommen, dass die Absenz der Anpassungen einzelner Bahnen mit einer zu spezifischen Messmethode zu begründen ist, da trainingsinduzierte Anpassungen evtl. nur anhand von Summenpotenzialen gemessen werden können. Darüber hinaus muss betont werden, dass in der vorliegenden Studie Plantarflexionen untersucht wurden, wohingegen andere Studien den Einfluss von Fingerabduktionen untersuchten. Die Wahrscheinlichkeit bei Fingerabduktionen einen positiven Effekt zu finden ist aufgrund der sonst seltenen Ansteuerung dieser Bewegung grösser. Da es jedoch nicht möglich ist in den zugehörigen Muskeln H-Reflexe auszulösen, mussten in der vorliegende Studie Plantarflexionen untersucht werden.

Es stellt sich die Frage, ob einzelne Bahnen (direkte, schnelle und indirekte, langsame) nach einem Training getestet werden können. Eventuell ist ein aussagekräftiges Messergebnis der direkten und indirekten Bahnen durch Anpassung des Trainings (Population, Wiederholungen, Fixation der nicht involvierten Gelenke) und der Bewegungsaufgabe möglich sowie durch Messungen mehrerer ISIs, zumindest zum Zeitpunkt der indirekten Bahnen.

---

# Anhang

## I. Literaturverzeichnis

- Ablett, E., Bellizzi, D., Bowse, B., Byers, J., Cove, S., Dobrusin, M., Frey, A., Hanke, J., Koopmans, R., Newcomb, J., and Snitze, C. (2012). Medulla Oblongata. Tangient LLC. Retrieved October 16, 2012, from <http://kasper-achs-block1.wikispaces.com/Medulla+Oblongata>
- Adams, J. A. (1971). A closed-loop theory of motor learning. *Journal of Motor Behavior*, 3(2), 111–150.
- Alexeeva, C., Broton, N., Blair, J. G. (1998). Latency of changes in spinal motoneuron excitability evoked by transcranial magnetic brain stimulation in spinal cord injured individuals. *Elsivier*, 109(4), 297–303. doi: 10.1016/S0924-980X(98)00021-6
- Aglioti, S. M., Cesari, P., Romani, M., & Urgesi, C. (2008). Action anticipation and motor resonance in elite basketball players, 11(9), 1109–1116. doi:10.1038/nm.2182
- Atkinson, J. W., & Birch, D. (1970). The dynamics of action. New York, N.Y.: John Wiley.
- Atkinson, J., & Birch, D. (1978). *An introduction to motivation (2nd ed.)*. Cincinnati: D. Van Nostrand Company.
- Barker, A. T., Jalinous, R. & Freeston, I. L. (1985). Non-invasive magnetic stimulation of the human motor cortex. *The Lancet ii*, 325(8437), 1106–1107. doi:10.1016/S0140-6736(85)92413-4
- Bays, P. M., & Wolpert, D. M. (2007). Computational principles of sensorimotor control that minimize uncertainty and variability. *The Journal of physiology*, 578(Pt 2), 387–96. doi:10.1113/jphysiol.2006.120121
- Berry, J., Abernethy, B., & Côté, J. (2008). The Contribution of Structured Activity and Deliberate Play to the Development of Expert Perceptual and Decision-Making Skill, 685–708.
- Ericsson, K. A. (2008). Deliberate practice and acquisition of expert performance: a general overview. *Academic emergency medicine : official journal of the Society for Academic Emergency Medicine*, 15(11), 988–94. doi:10.1111/j.1553-2712.2008.00227.x
- Fitts, P.M.; Posner, M. I. (1967). *Human performance* (p. 162). Belmont, CA: Brooks/Cole.

- 
- Giesebrecht, S., van Duinen, H., Todd, G., Gandevia, S. C., & Taylor, J. L. (2012). Training in a ballistic task but not a visuomotor task increases responses to stimulation of human corticospinal axons. *Journal of neurophysiology*, 107(9), 2485–92. doi:10.1152/jn.01117.2010
- Gruber M., Taube W., Gollhofer A., et al. (2007). Training-specific adaptations of H- and stretch reflexes in human soleus muscle. *J Mot Behav* 2007; 39: 68–78. *Journal of Motor Behavior*, 39(1), 68–78. doi:10.3200/JMBR.39.1.68-78
- Hallett, M. (2007). Transcranial magnetic stimulation: a primer. *Neuron*, 55(2), 187–99. doi:10.1016/j.neuron.2007.06.026
- Hoffmann, P. (1918). Über die Beziehung der Sehnenreflexe zur willkürlichen Bewegung und zum Tonus. *Z. Biol*, 68, 351–370.
- Kaser, T. (2005). Rund um die Schnelligkeit – Lehrunterlagen Konditionstrainerkurs 2005/2006. Magglingen.
- Kuhtz-Buschbeck, M. I. und J. P. (2006). *Motorisches System*. (Schmidt-Schaible, Ed.) (5. Auflage., pp. 94–130). Trossingen: Springer-Lehrbuch. doi:10.1007/3-540-29491-0\_5
- Magladery, J. W. & McDougal, D. B. J. (1950). Electrophysiological studies of nerve and reflex activity in normal man. I. Identification of certain reflexes in the electromyogram and the conduction velocity of peripheral nerve fibers. *John Hopkins Hosp.*, 86, 265–290.
- Mai, J. K. (2011). Motorische Systeme. *Universitätsklinikum Düsseldorf – Institut für Anatomie*. Retrieved October 12, 2012, from [http://www.uniduesseldorf.de/MedFak/mai/teaching/content/neuroanatomie/index.php?kap=11#4\\_Muskelregulation](http://www.uniduesseldorf.de/MedFak/mai/teaching/content/neuroanatomie/index.php?kap=11#4_Muskelregulation)
- Mann, D. T., Williams, A. M., Ward, P., Janelle, C. M. (2007). Perceptual-cognitive expertise in sport: a meta-analysis. *J Sport Exerc Psychol.*, (Aug. 29 (4)), 457–478.
- Masters, R. S. (2000). Theoretical aspects of implicit learning in sport. (A. M. W. & N. J. Hodges, Ed.) *International Journal of Sport Psychology*, 31, 530–541.
- Matthews, G. (2000). *Neurobiology – Molecules, Cells and Systems*. Ed. Blackwell Science.
- Moritaa, H., Shindob, M., Moritaa, S., Hashimotoa, T., Tadac, T., Ikedaa, S. (2002). Abnormal conditioning effect of transcranial magnetic stimulation on soleus H-reflex during voluntary movement in Parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology*. doi:10.1016/S1388-2457(02)00188-8
- Nielsen, B. Y. J., Petersen, N., Deuschlt, G., & Ballegaard, M. (1993). Blegdamsvej 3, 2200 Copenhagen, 223–243.

- 
- Nielsen, J., & Petersen, N. (1995a). Changes in the effect of magnetic brain stimulation accompanying voluntary dynamic contraction in man. *The Journal of physiology*, 484 ( Pt 3, 777–89. Retrieved from <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1157960&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- Nielsen, J., & Petersen, N. (1995b). Evidence favouring different descending pathways to soleus motoneurons activated by magnetic brain stimulation in man, 779–788.
- Olivier, N. and Rockmann, U. (2003). *Grundlage der Bewegungswissenschaft und -lehre* (1st ed., p. 234). Schorndorf: Hofmann, Schorndorf.
- Pavlov, I. P. (1902). *Psychopathology and Psychiatry*. (G. Windholz, Ed.) *INTEGRATIVE PHYSIOLOGICAL AND BEHAVIORAL SCIENCE* (1994th ed., p. 50). New Brunswick, New Jersey: Transaction Publishers.
- Petersen, N., Christensen, L. O., & Nielsen, J. (1998). The effect of transcranial magnetic stimulation on the soleus H reflex during human walking. *The Journal of physiology*, 513(2), 599–610. Retrieved from <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2231281&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- Petersen, N. T., Pyndt, H. S., & Nielsen, J. B. (2003). Investigating human motor control by transcranial magnetic stimulation. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, 152(1), 1–16. doi:10.1007/s00221-003-1537-y
- Rogasch, N. C., Dartnall, T. J., Cirillo, J., Nordstrom, M., & Semmler, J. G. (2009). Corticomotor plasticity and learning of a ballistic thumb training task are diminished in older adults. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 107(6), 1874–83. doi:10.1152/japplphysiol.00443.2009
- Schieppati, M. (1987). The hoffmann reflex: A means of assessing spinal reflex excitability and its descending control in man. *Neurobiology*, 28, 345–376. doi:0301-0082/87/
- Schmidt, R. A. (1975). A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological Review*, 82, 225–260. doi:10.1037/h0076770
- Schmidt, R. A. (1988). *Motor control and learning: A behavioral emphasis (2nd. ed.)*. (Champaign, Ed.). Illinois: Human Kinetics Publishers.
- Schäffler, A. (2000). *Biologie, Anatomie, Physiologie, Kompaktes Lehrbuch für Pflegeberufe*. (N. Menche, Ed.) (4th ed., p. 408). Urban und Fischer. Retrieved from [www.urbanfischer.de](http://www.urbanfischer.de)
- Schöllhorn, W. I., & Paschke, M. (2008, January). Kreativität fördern. *Volleyballmagazin*, 22–24. Retrieved from [http://www.sport.uni-mainz.de/Dateien/Schoellhorn\\_2008\\_Volleyballmagazin\\_01.pdf](http://www.sport.uni-mainz.de/Dateien/Schoellhorn_2008_Volleyballmagazin_01.pdf)

- 
- Steinhöfer, D. (2008). *Athletiktraining im Spielsport – Theorie und Praxis zu Kondition, Koordination und Trainingssteuerung*. Münster: Philippka-Sportverlag.
- Taube, W., Lundbye-Jensen, J., Schubert, M., Gollhofer, A., Leukel, C. (2011a). Evidence that the cortical motor command for the initiation of dynamic plantarflexion consists of excitation followed by inhibition. *PloS one*, 6(10), 1–7. doi:10.1371/journal.pone.0025657
- Taube, W. (2011b). Trainingsanpassungen durch Feedback bei Drop Jumps. Fribourg.
- Taube, W. (2011c). Spinal reflex plasticity in response to alpine skiing in the elderly. *Journal of Medicine & Science in Sport*, 21(1), 62–68. <http://doc.rero.ch>
- Taube, W. (2012). Neuronale Mechanismen der posturalen Kontrolle und der Einfluss von Gleichgewichtstraining. *Pre-Publishing Online*, 1, 1–12. Gablitz. Retrieved from [www.kup.at/](http://www.kup.at/)
- Taube, W., Leukel, C., Schubert, M., Gruber, M., Rantalainen, T., & Gollhofer, A. (2008). Differential modulation of spinal and corticospinal excitability during drop jumps. *Journal of neurophysiology*, 99(3), 1243–1252. doi:10.1152/jn.01118.2007
- 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 (Bethesda, Md. : 1985)*, 101(2), 420–429. doi:10.1152/japplphysiol.01447.2005
- Wälchli, M. & Ruffieux, J. (2012). *Periphere Nervenstimulation (H-Reflex)*. Zugriff am 12. Oktober 2012 von der Internetseite des Fachbereichs Sportwissenschaften der Naturwissenschaftlichen Fakultät der Universität Freiburg unter <http://moodle.unifr.ch/course/view.php?id=8773>
- Van Cutsem, M., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of physiology*, 513(1), 295–305. Retrieved from <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2231276&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- Young, W. B., McDowell, M. H., & Scarlett, B. J. (2001). Specificity of sprint and agility training methods. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15(3), 315–319. doi: 10.1136/bjism



---

## II. Abkürzungsverzeichnis

<b>Allgemein</b>	ADM	Abductor digiti minimi
	AMT	Aktive motorische Schwelle
	CMEP	Cervico-Medullar evoziertes Potential
	CMS	Cervico-Medullare Magnetstimulation
	EEG	Elektroenzephalografie
	evtl.	eventuell
	GABA	Gamma-Aminobutansäure
	GMP	generalisiertes motorisches Programm
	H-Reflex	Hoffmann-Reflex
	IO-Kurve	Eingabe-Ausgabe-Kurve
	ISI	Interstimulus-Intervall
	M-Welle	Muskel Aktionspotential
	M1	Motorkortex
	MEG	Magnetoenzephalographie
	MEP	Motorisch evoziertes Potenzial
	MT	Motorische Schwelle
	MVC	Maximale, willkürliche Kontraktion
	PNS	Periphere Nervenstimulation
	RFD	Kinetik der Kraftentwicklung
	RMS	Root-Mean-Square
	RMT	Motorische Schwelle in Ruhe
	SICI	Kurze intrakotikale Hemmung
	subTMS	Unterschwelliges TMS
	TAAcc	Daumenbeschleunigung
	TMS	Transkranielle Magnetstimulation
	ZNS	Zentrales Nervensystem
	z. B.	zum Beispiel
<b>Muskeln</b>	ADM	Musculus abductor digiti minimi
	APB	Musculus abductor pollicis brevis
	FCR	Musculus flexor carpi radialis
	FDI	first dorsal interosseous
	GM	Musculus gastrocnemius medialis
	SOL	Musculus soleus Muskel
	TA	Musculus tibialis anterior
	FCU	Musculus flexor carpi ulnaris
<b>Masseinheiten</b>	Min.	Minuten
	ms	Millisekunden
	Nm	Newtonmeter
	s	Sekunden
	µs	Mikrosekunden

---

### III. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1)	Verschiedene Ebenen des räumlich verteilten motorischen Systems _____	6
Abb. 2)	Motorische Anpassungen und Impedanzkontrolle _____	8
Abb. 3)	Optimale Integration _____	9
Abb. 4)	Sagitalschnitt des menschlichen Gehirns _____	10
Abb. 5)	3-Phasen-Lernmodell _____	11
Abb. 6)	Gleichgewichtsverbesserung resultiert aus sensomotorischem Training _	12
Abb. 7)	Neuronennetzwerke _____	13
Abb. 8)	Verlauf der Pyramidenbahnen _____	14
Abb. 9)	Frontalschnitt durch das menschliche Gehirn _____	15
Abb. 10)	Strukturmodell der Schnelligkeit _____	17
Abb. 11)	Schematische Darstellung des H-Reflexes _____	19
Abb. 12)	H-Reflex und M-Welle in Ruhe (rest) und bei leichter Aktivität des M. soleus _____	20
Abb. 13)	Schematische Darstellung aus Prä- und Postsynapse _____	21
Abb. 14)	Zeitliche Beziehung zwischen der Förderung vor (links) und Hemmung nach (rechts) der schnellen, gewollten Muskelkontraktion oder Relaxion auf den SOL H-Reflex. _____	22
Abb. 15)	TMS nach dem Erfinder der ersten funktionierenden Magnetspule, welche deutlich kleiner und handlicher als ihre Vorgänger waren. _____	23
Abb. 16)	Darstellung des Motorkortex als Homunkulus _____	24
Abb. 17)	Darstellung verschiedener Bahnen _____	25
Abb. 18)	Kombinierter Gebrauch von TMS und H-Reflexen _____	26
Abb. 19)	Eine Möglichkeit eines Kurzzeittrainings _____	27
Abb. 20)	Testverlauf des Kurzzeittrainings von Rogasch et al. (2009) _____	28
Abb. 21)	Durchschnittliche Daumenbeschleunigung und Korrelation zum EMG __	29
Abb. 22)	Eingangs-Ausgangs-Kurve (IO-Kurve) von Jung (schwarz) und Alt (grau) _____	30
Abb. 23)	Medulla oblongata (verlängertes Mark) _____	31
Abb. 24)	Ballistisches und visuomotorisches Kurzzeittraining _____	32
Abb. 25)	CMEPs zu verschiedenen Messzeitpunkten _____	33
Abb. 26)	Konditionierter H-Reflex im SOL _____	35
Abb. 27)	Vergleich von Ruhe zu tonischer Plantarflexion und Dorsiflexion _____	36

---

Abb. 28)	Grösse der frühen Förderung (konditioniert bei –3 ms) zu verschiedenen Messzeitpunkten einer Beschleunigung über 300 ms eines Probanden. __	38
Abb. 29)	ISI-Kurven zu verschiedenen Bedingungen _____	40
Abb. 30)	Die Grösse der frühen (schwarz. –3 ms) und späten (weiss: +10 ms) ____	41
Abb. 31)	ISI-Kurve während tonischer Plantarflexion (schwarz) und mittleren Standphase beim Gehen (weiss) _____	43
Abb. 32)	Frühe (weiss: –2.5 ms) Förderung und späte Hemmung (schwarz: +12 ms) beim Gehen _____	44
Abb. 33)	ISI-Kurve nach einer dynamischen Plantarflexion im SOL _____	47
Abb. 34)	EMG-Befestigungen _____	51
Abb. 35)	Ermittlung der optimale Position für die periphere Nervenstimulation __	52
Abb. 36)	TMS Positionierung _____	53
Abb. 37)	Unkonditionierte und TMSkonditionierte H-Reflexe _____	55
Abb. 38)	Einrichtung des Testverfahrens der 100 Plantarflexionen _____	57
Abb. 39)	Durchschnittlicher Trainingsverlauf _____	60
Abb. 40)	Leistungsverbesserung aller Probanden _____	61
Abb. 41)	ISI-Kurve einer einzelnen Testperson _____	63
Abb. 42)	ISI-Kurve vom Durchschnitt aller Testpersonen _____	64
Abb. 43)	Darstellung der Entwicklung der frühen und späten Förderung _____	65
Abb. 44)	Regression der Trainingsanpassung und frühen Förderung Prä/Post ____	67
Abb. 45)	Regression der Trainingsanpassungen und der Entwicklung der späten Förderung Prä/Post _____	69

#### IV. Tabellenverzeichnis

Tab. 1)	Korrelation nach Pearson zwischen der Trainingsverbesserung und der frühen Bahnung _____	68
Tab. 2)	Korrelation nach Pearson zwischen der Trainingsverbesserung und der späten Bahnung _____	70
Tab. 3)	Mauchly-Test des SOL-EMG, Tests der Innersubjekteffekte (Grimm, 2012) _____	71

---

## V. 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 anderweitig fremden Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht.“

Ort,

Datum

Unterschrift

## VI. Urheberrechtserklärung

„Ich anerkenne, dass die vorliegende Arbeit ein Bestandteil der Ausbildung, Einheit Bewegungs- und Sportwissenschaften der Universität Freiburg, ist. Ich übertrage 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 meiner Unterschrift auf Dritte übertragen.

Finanzielle Ansprüche meinerseits entstehen aus dieser Regelung keine.

Ort,

Datum

Unterschrift

---

## VII. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben.

Ein besonderer Dank gilt meinem Korreferenten Herrn Martin Keller (Doktorand), der mit sehr viel Engagement, guten Ideen und unermüdlichem Einsatz meine Diplomarbeit betreut hat. Herr Martin Keller war stets für mich ansprechbar und unterstützte mich in fachlicher und technischer Hinsicht, damit die Arbeit den eigenen Vorstellungen und den Ansprüchen der Biologischen Fakultät entspricht.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei meinem Referenten Herrn Prof. Dr. Taube, welcher interessante Themenvorschläge und neueste Literatur zur Verfügung stellte.

Bedanken möchte ich mich auch bei allen Dozenten, die den Unterricht zum Gelingen unserer Master-Thesis-Arbeit gestalteten und somit einen wichtigen Beitrag geleistet haben.

Grosser Dank gebührt auch meiner Frau Michaela Grimm, die während des letzten halben Jahres auf viel gemeinsame Zeit verzichten musste und stets ein offenes Ohr und viel Geduld für mich hatte.