

# **Mechanismen neuronaler Muskelaktivierung im Dehnungs-Verkürzungszyklus – Erfassung der spinalen und kortikospinalen Erregbarkeit zu verschiedenen Phasen des Drop-Jumps**

Wolfgang Taube, Christian Leukel & Albert Gollhofer (Projektleiter)

Universität Freiburg  
Institut für Sport und Sportwissenschaft

## **1 Einleitung**

Der Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) ist wichtiger Bestandteil bei der Durchführung einer Vielzahl sportlicher Bewegungen. Er wird als leistungsbestimmender und somit auch leistungslimitierender Faktor bei reaktiven Bewegungen angesehen. Dabei beeinflussen sowohl konditionelle als auch koordinative Parameter die Effizienz des DVZ. Eine wichtige Voraussetzung, um die reaktive Leistungsfähigkeit in Zukunft noch wirkungsvoller ausbilden zu können, ist das Wissen um die mechanische und neuronale Bewegungsorganisation im DVZ. Zum besseren Verständnis der neuronalen Mechanismen im DVZ war das Ziel der vorliegenden Studie, die spinale sowie kortikospinale Erregbarkeit zu verschiedenen Phasen eines Drop-Jumps (Niederhochsprungs) zu erfassen. Durch den kombinierten Einsatz von transkranieller Magnetstimulation (TMS) und elektrisch evozierten H-Reflexen konnte unterschieden werden, welche Abschnitte des Drop-Jumps kortikospinal und welche vermehrt spinal organisiert sind. Dabei gibt die Modulation des H-Reflexes Aufschluss über spinale Erregbarkeitsänderungen, Modulationen des motorisch evozierten Potentials (MEP) spiegeln dagegen Änderungen der kortikospinalen Erregbarkeit wider. Erst durch den Vergleich von spinaler und kortikospinaler Erregung können Rückschlüsse über die Erregbarkeit kortikaler Neuronenpopulationen gezogen werden.

## **2 Methode**

An dieser Studie nahmen elf Personen teil (acht Männer, drei Frauen, Durchschnittsalter 23 Jahre). Die Drop-Jumps wurden aus 31 cm Höhe auf eine Kraftmessplatte gesprungen. Die Probanden wurden angewiesen, die Sprünge während der Messung immer konstant auszuführen. Abweichungen des Sprungverhaltens wurden durch Veränderungen der Bodenreaktionskraft registriert. Oberflächenelektromyogramme (EMGs) wurden von drei Unterschenkelmuskeln (M. soleus, M. gastrocnemius medialis, M. tibialis anterior) abgeleitet. Zielmuskel der Untersuchung war der M. soleus. H-Reflexmessungen und TMS-

Experimente wurden an zwei getrennten Tagen durchgeführt, damit bei den Probanden keine Ermüdungserscheinungen auftraten.

### *Stimulationszeitpunkte*

Bei der H-Reflex-Methode sowie bei den TMS-Experimenten wurden fünf Stimulationszeitpunkte bestimmt. Grundlage für die Bestimmung der Zeitpunkte bildete das gemittelte und gleichgerichtete EMG (M. soleus und M. gastrocnemius medialis) von zehn aufeinander folgenden Drop-Jumps (siehe Abb. 1). Dabei wurden EMG-Aktivierungsspitzen als Triggerzeitpunkte (schwarze Pfeile in Abb. 1) identifiziert. Alle Triggerzeitpunkte wurden nach ihren Latenzen benannt. Bei PRE geschah die Stimulation schon vor dem Bodenkontakt in der Flugphase des Sprungs. Bei dem zweiten Stimulationspunkt (short latency reflex – SLR) wurde ein großer Beitrag des monosynaptischen Reflexes an der muskulären Aktivierung des M. soleus vermutet. Von MLR (medium latency reflex) zu LLR (long latency reflex) und zu LLR2 (long latency reflex 2) wurde anhand der Latenzen eine geringere Beteiligung spinaler Aktivierung und eine gesteigerte Beteiligung supraspinaler Strukturen an der muskulären Aktivierung angenommen.

Auf Grund des gleichgerichteten, gemittelten EMGs von zehn Drop-Jumps wurden die Stimulationszeitpunkte festgelegt (siehe Pfeile). Anhand elektrisch evozierter H-Reflexe und transkraniell ausgelöster MEPs wurden zu diesen Zeitpunkten die spinale und kortikospinale Erregbarkeit erfasst.

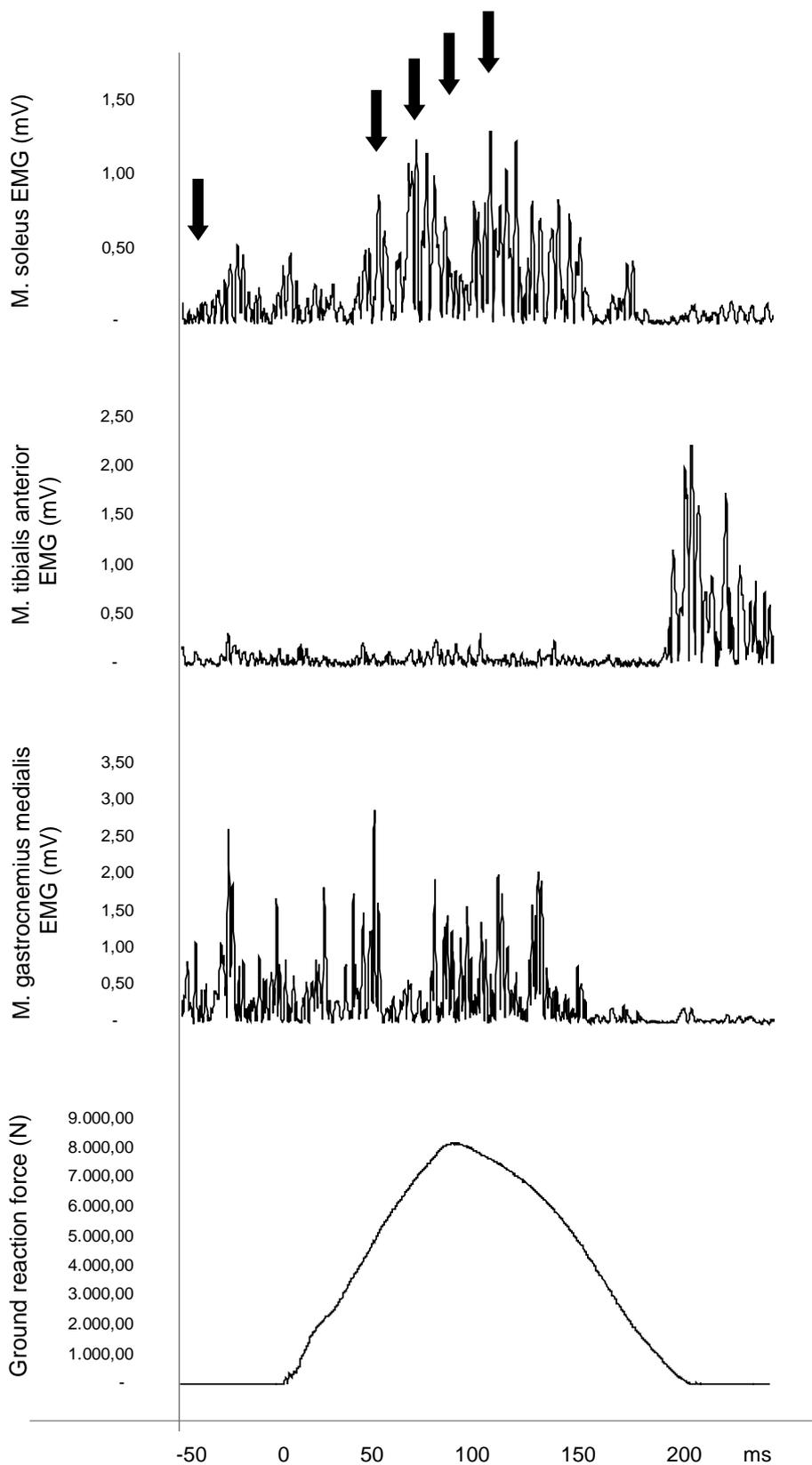


Abb. 1: Muskuläre Aktivität und zugehörige Bodenreaktionskraft im Verlaufe eines Drop-Jumps

### 3 Ergebnisse

In Abbildung 2 ist die Erregbarkeit im M. soleus durch H-Reflex-Stimulation und TMS zu den jeweiligen Stimulationszeitpunkten ablesbar. Bei jedem Stimulationszeitpunkt (H-Reflex und TMS) wurde von dem EMG mit Stimulation das EMG ohne Stimulation abgezogen, um die tatsächliche Größe der Erregbarkeit zu erfassen. Bei der Berechnung des MEPs wurde zusätzlich ein Korrekturfaktor verwendet, der die spinale Erregbarkeit berücksichtigt. Somit kann bei der dargestellten Erregbarkeit durch TMS auf die Erregbarkeit supraspinaler Strukturen geschlossen werden. MEPs und H-Reflexe wurden schließlich auf den Stimulationszeitpunkt mit der höchsten Aktivierung (bei H-Reflex SLR, bei TMS PRE) normiert.

Die erhobenen Daten lassen unterschiedliche zeitliche Verläufe der spinalen und kortikospinalen Erregbarkeit bei einem Drop-Jump erkennen. Große H-Reflexe kurz nach Bodenkontakt (etwa 45 ms – SLR) lassen auf eine starke Bahnung des spinalen Reflexweges zu diesem Zeitpunkt schließen. Im weiteren Verlauf des Sprunges nimmt diese spinale Erregbarkeit stetig ab und erreicht ihren Tiefpunkt bei etwa 90–120 ms (LLR und LLR2) nach Bodenkontakt. Die Modulation der MEPs als Ausdruck der kortikospinalen Erregbarkeitsänderung zeigt hingegen eine differenzierte Entwicklung auf. Diese Erregbarkeit ist während der Vorinnervation (PRE) hoch, fällt dann drastisch ab (etwa 45 ms nach Bodenkontakt – SLR) und steigt ab 100 ms wieder an, um schließlich einen erneuten Höhepunkt nach etwa 120 ms zu erreichen (LLR und LLR2).

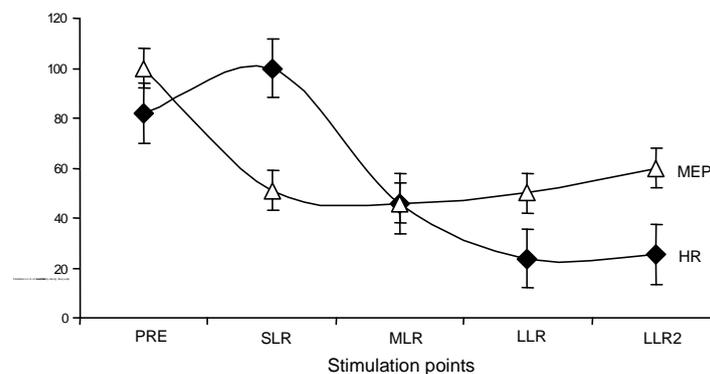


Abb. 2: Änderungen der spinalen (schwarze Rauten; H-reflex=HR) und kortikospinalen (Dreiecke; motor evoked potentials=MEP) Erregbarkeit im Verlauf eines Drop-Jumps

## 4 Diskussion

Der Verlauf von spinaler und supraspinaler Erregbarkeit macht unter funktionellen Gesichtspunkten Sinn. Eine hohe supraspinale Einflussnahme zu Beginn des Sprungs kann damit erklärt werden, dass die „bewusste“ Bewegungskontrolle so lange wie möglich aufrechterhalten werden soll, um Bewegungsparameter flexibel den jeweiligen Umweltbedingungen anpassen zu können. Ist die reaktive Bewegungskomponente jedoch initialisiert (mit dem Zeitpunkt des Bodenkontakts), scheint die „bewusste“ Beeinflussung erst einmal verringert zu sein. Die funktionelle Relevanz einer hohen spinalen Erregbarkeit zum Zeitpunkt des Bodenkontaktes lässt sich am besten damit erklären, dass hierdurch eine hohe „muskuläre Steifness“ realisiert werden kann. Die starke, vermutlich vorwiegend spinal organisierte, muskuläre Innervation in der frühen (exzentrischen) Phase des Sprunges verhindert das Lösen von Querbrücken und ermöglicht dadurch eine bessere Speicherung elastischer Energie im tendomuskulären System (Komi, 2003). Der Vorteil einer spinalen Innervationskontrolle zu diesem Zeitpunkt könnte in einer präziseren zeitlichen Auflösung im Vergleich zur supraspinalen Aktivierungsfähigkeit liegen. Im späteren Verlauf des Sprungs (etwa 90–120 ms) wird die spinale Erregung reduziert. Gleichzeitig ist die supraspinale Erregung erhöht. Mit dem Übergang von überwiegend spinaler zu einer vermehrt supraspinalen Bewegungskontrolle (siehe Abb. 2) könnte sich der Springer besser auf die Landung (zweiter Bodenkontakt) vorbereiten. Bemerkenswert dabei ist, dass die supraspinale Erregung erst nach 100 bis 120 ms erhöht zu sein scheint. Dehnt man Muskeln der unteren Extremität während des Gehens, Sitzens bzw. durch translatorische Perturbation im Stand, ist eine kortikale Erregungszunahme schon nach etwa 85 ms zu beobachten. Dies könnte als Anhaltspunkt dafür gesehen werden, dass es sich beim Drop-Jump um ein zentrales Bewegungsprogramm handelt. Diese Vermutung wird durch weitere interessante Beobachtungen gestützt. Transkranielle Stimuli mit einer sehr niedrigen Intensität (unterhalb der Ruheschwelle), die zu Beginn des Sprunges appliziert werden, führen zu eklatant verlängerten Bodenkontaktzeiten. Dahingegen beeinträchtigen weitaus stärkere periphere Elektrostimuli zu diesem frühen Zeitpunkt des Sprunges die Ausführung der Bewegung kaum. Dies impliziert, dass zentrale Störungen zu Beginn des Sprunges vermutlich weitaus stärker ins Gewicht fallen als periphere Störreize. Es kann vermutet werden, dass transkranielle Reize zentrale Erregungsmuster, die für die Ausführung des Drop-Jumps verantwortlich sind, beeinträchtigen. Die Annahme, dass die Ausführung des Drop-Jumps einem festen motorischen Programm zugeordnet werden kann, wird durch eine dritte Beobachtung noch wahrscheinlicher: Personen, die nicht sprungtrainiert waren, zeigten keine reproduzierbaren muskulären Aktivierungsmuster auf. Bei diesen Personen war es somit nicht möglich, durch Aufsummieren der muskulären Potentiale eindeutige Aktivierungsmaxima im EMG zu detektieren.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass in noch keiner vorangegangenen Arbeit unter solch hoch dynamischen Bedingungen TMS appliziert wurde. Somit stellen die vorgestellten Ergebnisse ein Novum für die sportwissenschaftliche Forschung dar. Es konnte zum ersten Mal mit den anerkannten physiologischen Messmethoden der transkraniellen Magnetstimulation und der elektrischen peripheren Nervenreizung (H-Reflex) die Vermutung gestützt werden, dass es sich beim Drop-Jump 1.) um ein verfestigtes motorisches Programm handelt, 2.) die spinale Erregbarkeit – und somit die Wahrscheinlichkeit für die Beteiligung monosynaptischer Dehnreflexe im M. soleus – zu Beginn des Bodenkontaktes stark erhöht ist und im weiteren Verlauf kontinuierlich abnimmt (siehe auch Dyhre-Poulsen et al., 1991; Moritani et al., 1990) und 3.) die supraspinale Erregbarkeit ebenfalls starken Modulationen unterliegt und entgegen der spinalen verläuft.

## 5 Literatur

- Dyhre-Poulsen, P., Simonsen, E. B. & Voigt, M. (1991). Dynamic control of muscle stiffness and H-reflex modulation during hopping and jumping in man. *J Physiol*, 437, 287-304.
- Komi, P. (2003). Stretch-Shortening Cycle. In P. Komi (Hrsg.), *Strength and Power in Sport* (S. 184–202). Oxford: Blackwell Science.
- Moritani, T., Oddsson, L. & Thorstensson, A. (1990). Differences in modulation of the gastrocnemius and soleus H-reflexes during hopping in man. *Acta Physiol Scand*, 138, 575-576.
- Rothwell, J. C., Thompson, P. D., Day, B. L., Dick, J. P., Kachi, T., Cowan, J. M. & Marsden, C. D. (1987). Motor cortex stimulation in intact man. 1. General characteristics of EMG responses in different muscles. *Brain*, 110 (Pt 5), 1173-1190.
- Voigt, M., Dyhre-Poulsen, P. & Simonsen, E. B. (1998). Modulation of short latency stretch reflexes during human hopping. *Acta Physiol Scand*, 163, 181-194.