

Die Auswirkung fahrradergometrischer Belastungen auf die Koordination beim Springen

Claudia Augste

Angaben zur Veröffentlichung / Publication details:

Augste, Claudia. 2000. "Die Auswirkung fahrradergometrischer Belastungen auf die Koordination beim Springen." In *Denken - Sprechen - Bewegen: Bericht über die 32. Tagung der Arbeitsgemeinschaft für Sportpsychologie (asp) vom 1. bis 3. Juni 2000 in Köln*, edited by Jürgen R. Nitsch and Hennig Allmer, 289–95. Köln: bps-Verlag.

Nutzungsbedingungen / Terms of use:

licgercopyright

Dieses Dokument wird unter folgenden Bedingungen zur Verfügung gestellt: / This document is made available under these conditions:

Deutsches Urheberrecht

Weitere Informationen finden Sie unter: / For more information see:

<https://www.uni-augsburg.de/de/organisation/bibliothek/publizieren-zitieren-archivieren/publiz/>



Die Auswirkung fahrradergometrischer Belastungen auf die Koordination beim Springen

Claudia Augste

Problemstellung

Ein Charakteristikum im Sport ist, dass Bewegung unter verschiedenen muskulären Funktionszuständen stattfindet, also nicht immer nur in ausgeruhtem Zustand, sondern auch unter teilweise extremen Belastungen. Auch unter diesen Bedingungen ist es für viele Sportler immens wichtig, präzise Bewegungstechniken zu realisieren wie z.B. am Ende einer 2000m-Ruderstrecke.

Wie aber arbeiten die motorischen Kontrollsysteme, damit eine optimale Bewegungsausführung auch unter extremen muskulären Funktionsbedingungen möglich ist?

Prüfbare Theorien der motorischen Kontrolle, die den muskulären Funktionsstatus explizit als Variable und nicht als Konstante ansehen, liegen bislang kaum vor.

Deshalb lautet eine zentrale Frage: Wie berücksichtigen motorische Kontrollsysteme den muskulären Funktionszustand? Wird bei zunehmender muskulärer Beanspruchung die Innervierung verändert oder feuert das motorische System immer die gleichen Muster?

Dazu wurde eine Untersuchung durchgeführt, bei der in verschiedener Weise die Muskelgruppen beansprucht wurden, die für die Ausführung der Bewegungsaufgaben benötigt wurden.

Methode

Untersuchungsdesign

An der Untersuchung nahmen drei Versuchspersonen teil. Die Versuchspersonen hatten zwei verschiedene Bewegungsaufgaben zu erfüllen und wurden vorher verschiedenen Belastungen unterzogen. Die erste Bewegungsaufgabe war ein maximaler Counter Movement Jump. Die zweite Bewegungsaufgabe bestand darin, eine festgelegte Sprunghöhe von 40% der erreichten Sprunghöhe beim maximalen Coun-

ter Movement Jump zu realisieren. Die beiden Aufgaben sollten die beiden Situationen abbilden, dass einmal die geforderte Leistung nach der Belastung noch erbracht werden konnte und einmal nicht mehr.

Bei der zweiten unabhängigen Variablen handelte es sich um sechs Belastungen unterschiedlicher Länge und Intensität auf dem Fahrradergometer (s. Tab. 1). Damit sollte untersucht werden, inwiefern der Grad der konditionellen Belastung einen Einfluss auf die Bewegungsausführung hat.

Tabelle 1. Durchgeführte Belastungen auf dem Fahrradergometer.

Stufe 1	ohne Belastung (oB)
Stufe 2	mit 1 Stunde Belastung an der aeroben Schwelle (1h ae)
Stufe 3	mit 30 Minuten Belastung an der anaeroben Schwelle (30' an)
Stufe 4	mit ca. 6 Minuten Belastung bei 95% der Max.leistung im Stufentest (6' 95%)
Stufe 5	mit ca. 1 Minute Belastung bei 150% der Max.leistung im Stufentest (1' 150%)
Stufe 6	mit ca. 30 Sekunden Belastung mit Max.leistung (30" max)

Die Belastungsstufen 4-6 sollten bis zur subjektiven Erschöpfung durchgeführt werden, die angegebenen Zeiten sind nur Richtwerte.

Alle Versuchspersonen absolvierten vor der Untersuchung einen Stufentest auf dem Fahrradergometer, mit Hilfe dessen die individuellen Belastungsstufen bestimmt werden konnten. Am ersten Versuchstag wurde zunächst eine Aneignungsphase durchgeführt, bei der die Versuchspersonen insgesamt 30 Maximal- und 30 40%-Sprünge zu absolvieren hatten.

Nach jeder Belastungsstufe stiegen die Versuchspersonen sofort vom Fahrrad und absolvierten eine Sprungserie, bestehend aus je drei Maximal- und drei 40%-Sprüngen im Wechsel. Nach 15 Minuten Pause wurde nochmals eine Sprungserie durchgeführt, um Erholungseffekte feststellen zu können.

Messaufbau

Bei dieser Untersuchung wurden kinematische Merkmale, dynamometrische Merkmale und EMG-Daten erhoben.

Videometrie

Zwei Videokameras wurden in einem Winkel von ca. 90° zueinander und in einem Abstand von ca. 3 Metern zur Versuchsperson aufgestellt. Die Aufnahmefrequenz betrug 25 Hz. Zur leichteren Erfassung der interessierenden Körperpunkte wurden die Versuchspersonen mit Markern an Schulter, Hüfte, Knie, Sprunggelenk und Fußspitze markiert.

Dynamometrie

Für die Messung der Kraft-Zeit-Verläufe bei den Vertikalsprüngen stand eine Kistler Kraftmessplatte mit Ladungsverstärker zur Verfügung. Die Aufnahmefrequenz betrug 1000 Hz.

EMG

Für die EMG-Messung wurde ein 8-Kanal-EMG-System von Burgardt Instruments verwendet. Die Aufnahme erfolgte synchron mit der Kraftmessung über die Kistler BioWare-Software. Die Aufnahmefrequenz betrug somit ebenfalls 1000 Hz.

Es wurden folgende an der Bein- und Hüftbewegung beteiligte Muskeln untersucht: Tibialis anterior, Vastus medialis, Rectus femoris, Vastus lateralis, Gastrocnemius, Soleus, Biceps femoris, Semitendinosus und Gluteus maximus. Da nur jeweils 8 Muskeln gemessen werden konnten, wurde bei je einer Versuchsperson entweder der Vastus medialis, der Vastus lateralis oder der Semitendinosus weggelassen.

Ergebnisse

Sprunghöhen

Die Sprunghöhe wurden über den vertikalen Beschleunigungskraftstoß aus der Kraft-Zeit-Kurve berechnet.

Maximalsprünge

Die Sprunghöhen (s. Abb. 1) betrugen bei den Sprüngen ohne Belastung durchschnittlich 28cm (± 2 cm). Nach den langen, nicht sehr intensiven Belastungen (Stufen 2 und 3) sind leichte Verbesserung in der Sprunghöhe zu erkennen. Nach den kurzen intensiven Belastungen dagegen nimmt die Sprungleistung deutlich ab (Stufen 4-6). Vom ersten bis zum dritten Sprung einer Serie ist bereits ein Erholungseffekt zu erkennen. Nach der Pause von 15 Minuten wird nach allen Belastungen wieder das Ausgangsniveau der Sprunghöhen erreicht.

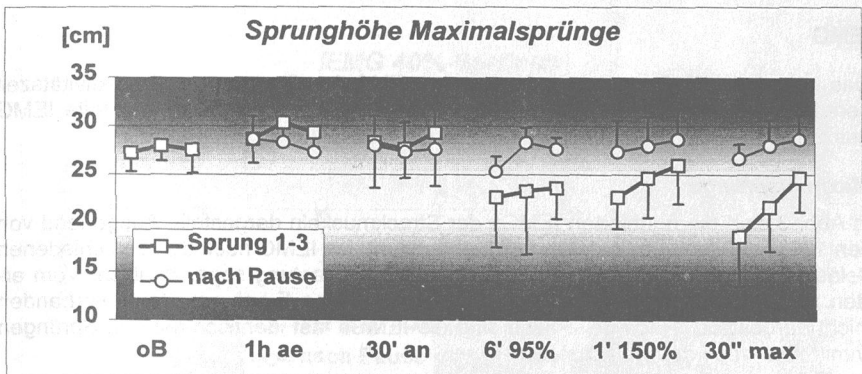


Abbildung 1. Sprunghöhen der Maximalsprünge nach verschiedenen Belastungen.

40%-Sprünge

Insgesamt sind die Veränderungen der Abweichungen von der angestrebten Sprunghöhe (40% der Maximalleistung) nach den Belastungen recht gering. Nur bei der intensivsten Belastung (Stufe 6) ist eine leichte Verschlechterung zu erkennen. Nach der Pause von 15 Minuten wird auch bei dieser Belastung wieder das Ausgangsniveau erreicht (s. Abb. 2).

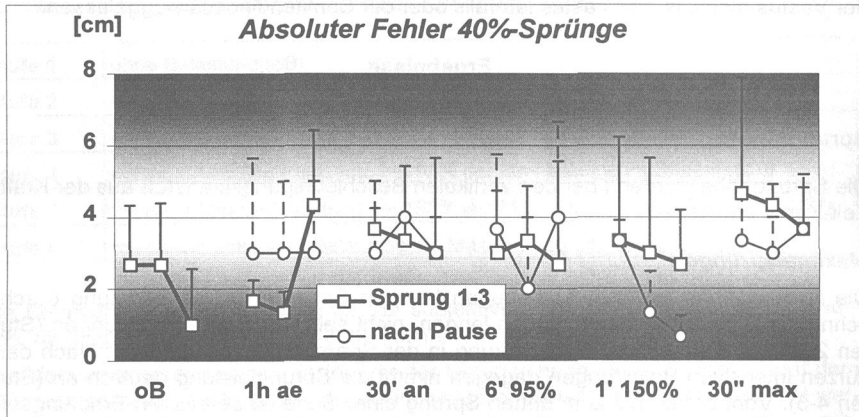


Abbildung 2. Absoluter Fehler der 40%-Sprünge nach verschiedenen Belastungen.

IEMG

Das integrierte EMG wurde als Summe der EMG-Amplituden über die Aktivitätszeit berechnet und wurde für jede Versuchsperson normiert über das gemittelte IEMG aus den unbelasteten Sprüngen am gleichen Versuchstag.

Maximalsprünge

In Abb. 3 sind die normierten IEMGs der Streckmuskeln dargestellt. Ausgehend von den 100% bei den unbelasteten Sprüngen nimmt das IEMG nach den verschiedenen Belastungen leicht zu, nach der sechsminütigen Belastung sogar deutlich. Vom ersten zum letzten Sprung einer Sprungserie sind keine Erholungseffekte vorhanden (nicht dargestellt). Nach der Pause sind die IEMGs fast identisch mit den Sprüngen unmittelbar nach den Belastungen.

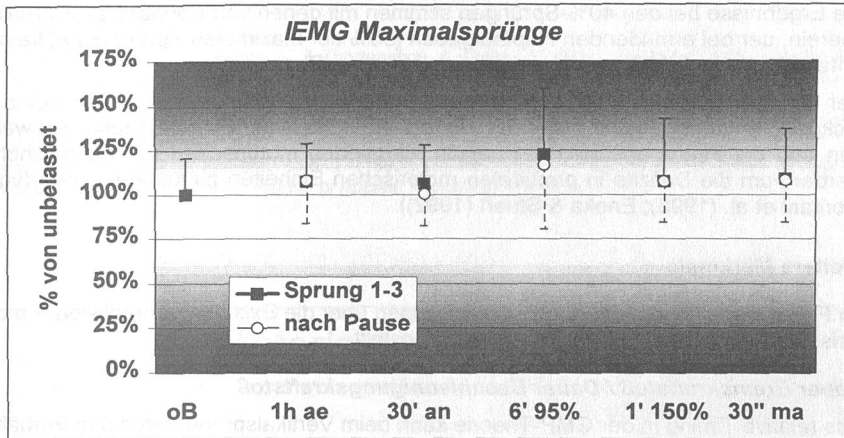


Abbildung 3. Normiertes IEMG der Maximalsprünge nach den verschiedenen Belastungen.

40%-Sprünge

Bei den 40%-Sprüngen treten nach den Belastungen keine Veränderung in den gemittelten normierten IEMGs auf. Die Streuung ist jedoch etwas größer als bei den unbelasteten Sprüngen. Außer nach Stufe 5 (1 Minute Belastung bei 150%) sind auch nach der Pause keine nennenswerten Veränderungen im IEMG vorhanden (s. Abb. 4).

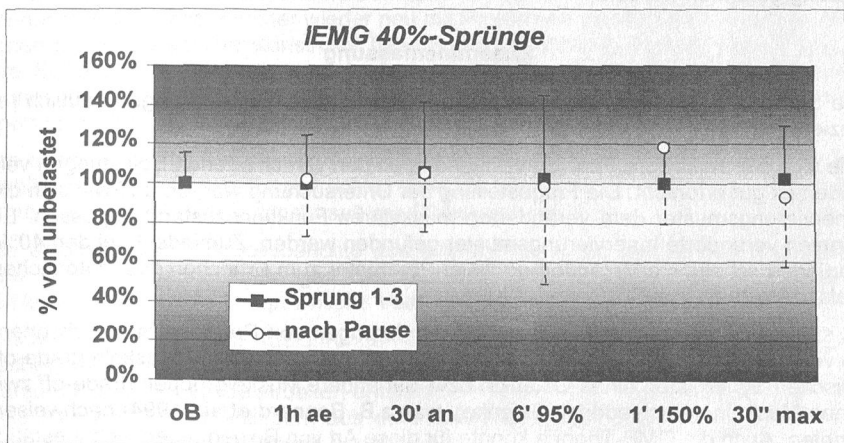


Abbildung 4. Normiertes IEMG der 40%-Sprünge nach den verschiedenen Belastungen.

Die Ergebnisse bei den 40%-Sprüngen stimmen mit denen von Bonnard et al. (1994) überein, der bei ermüdenden Hüpfaufgaben (30% der maximalen Sprunghöhe) keine Unterschiede im IEMG während der konzentrischen Phase findet.

Der leichte Anstieg der EMG-Aktivität bei den Maximalsprüngen könnte darauf zurückgeführt werden, dass progressiv zusätzliche motorische Einheiten rekrutiert werden und die Feuerungsraten der bereits rekrutierten motorischen Einheiten erhöht werden, um die Defizite in ermüdeten motorischen Einheiten zu kompensieren (vgl. Moritani et al. (1993); Enoka & Stuart (1992)).

Weitere Merkmale

Im Folgenden werden Merkmale, die Aussagen über die Existenz generalisierter motorischer Programme (GMP) zulassen, dargestellt.

Dauer Bremskraftstoß / Dauer Beschleunigungskraftstoß

Das relative Timing in der GMP-Theorie kann beim Vertikalsprung durch das Verhältnis der Dauer des Bremskraftstoßes zur Dauer des Beschleunigungskraftstoßes ausgedrückt werden. Dieses Verhältnis nimmt sowohl bei den Maximalsprüngen als auch bei den 40%-Sprüngen nach den kurzen intensiven Belastungen ab (Stufe 4-6).

Kappa-Verhältnis (rel. Kraft)

Die relative Kraft in der GMP-Theorie wird durch das Verhältnis des Bremskraftstoßes zum Beschleunigungskraftstoß ausgedrückt. Bei beiden Sprungaufgaben verändert sich dieses Verhältnis nach den Belastungen.

Sequenzierung

Die einheitliche Einschalt-Reihenfolge der einzelnen Muskeln ist ein weiteres Kriterium eines GMP. Bei den durchgeführten Sprüngen konnte keine einheitliche Sequenzierung gefunden werden.

Zusammenfassung

Die Sprungleistung bei Maximalsprüngen ist bei intensiven Belastungen deutlich reduziert, bei 40%-Sprüngen bleibt die Leistung relativ konstant.

Wie sich der muskuläre Funktionszustand nach den verschiedenen Belastungen verändert ist gut erforscht. Die Fragestellung der Untersuchung war, ob und wie sich die Innervierungsmuster dem veränderten muskulären Funktionszustand anpassen. Es konnten veränderte Innervierungsmuster gefunden werden. Zumindest bei den 40%-Sprüngen scheint die Veränderung vieler Parameter zum Erreichen des motorischen Ziels, erfolgreich zu sein.

Es sind jedoch keine systematischen Veränderungen von Parametern zu erkennen. So verlagert sich die Muskelaktivität nicht systematisch auf andere Muskeln (trade-off zwischen Synergisten eines Gelenks) bzw. auf andere Muskelgruppen (trade-off zwischen Muskeln verschiedener Gelenke), was z.B. Bonnard et al. (1994) nachweisen konnten. Auch die GMP-Theorie konnte für diese Art von Bewegungen nicht bestätigt werden.

Somit steht die theoretische Einordnung der Ergebnisse in eine adäquate motorische Kontrolltheorie noch aus.

Literatur

- Bonnard, M., Sirin, A. V., Odsson, L. & Thortensson, A. (1994). Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaption processes in human. *Neuroscience Letters*, 166, 101-105.
- Enoka, R. M. & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 72, 1631-1648.
- Moritani, T., Takaishi, T. & Matsumoto, T. (1993). Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. *Journal of Applied Physiology*, 74, 1729-1734.