

ORIGINAL ARTICLE

Increase in explosive strength using sensorimotor training: a study of acute effects

EXERCISE PHYSIOLOGY / LOAD / SPORTS SCIENCE / TRAINING



Explosivkraftsteigerung durch sensomotorisches Training: Eine Untersuchung akuter Effekte

Bollinger R, Bubeck D, Brown N, Alt W

Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft, Universität Stuttgart

Abstract

The knowledge of the effects of conditioning muscle activities on the following performances is highly relevant in professional sports. In this paper, an attempt was made to analyse the direct effects of a sensorimotor training (SMT) on the explosive leg strength. Therefore 28 physically

active subjects were randomly assigned to either an intervention group (IG) or a control group (CG). Subjects were tested on two separate days. Isometric maximum voluntary contractions were investigated in a leg press. Maximum rate of force development RFD_{max} as well as neuromuscular activation of the quadriceps and hamstring muscles were analysed in all subjects and compared between days. Subjects of the CG repeated the same procedure without any modifications of the testing protocol, while the IG underwent a single conditioning SMT before the posttesting session. In the posttest compared to the pretest RFD_{max} improved significantly only for the IG (+15%, $p < 0.05$). These improvements in explosive strength are accompanied with a significant reduction of the early integrated m. biceps femoris electromyogram (IEMG) for the time intervals 50–100 ms ($p < 0.01$) and 100–200 ms ($p < 0.05$) relative to the onset of contraction and a significant increase in m. rectus femoris IEMG for the time interval 30–50 ms ($p < 0.05$). It is thus suggested that SMT results in a reduced antagonistic co-activation along with an increased agonistic muscle activity and that this changes are responsible for the gain in force output at the onset of a contraction. An immediate potentiation of the explosive strength at this level is believed to be of high significance in all sports that require fast and explosive movements of the legs.

Zusammenfassung

Das Wissen über akute Trainingseffekte ist im Spitzensport für die unmittelbare Vorbereitung von Höchstleistungen von hoher Relevanz. In der vorliegenden Arbeit sollte erstmals untersucht werden, ob ein sensomotorisches Training (SMT) akute Effekte hervorruft, die sich positiv auf die Explosivkraft auswirken. Dazu wurden 28 Sportstudenten/-innen untersucht. Es wurden maximale isometrische Kontraktionen in einer Beinpresse getestet. Dabei wurden sowohl die elektromyographischen Signale der Kniebeuger/-strecker als auch der initiale Kraftanstieg (Rate of Force Development = RFD) unmittelbar nach Kontraktionsbeginn analysiert. Während die Kontrollgruppe (KG) den isometrischen Maximalkrafttest der geschlossenen Beinkette ohne Änderungen des Messprotokolls wiederholte, absolvierte die Interventionsgruppe (IG) unmittelbar vor der Ausgangsmessung ein SMT. Der maximale Kraftanstieg (RFD_{max}) war im Ausgangstest der IG im Gegensatz zur KG signifikant erhöht (+15%, $p < 0,05$). Diese Explosivkraftsteigerung ging einher mit einer signifikanten Reduktion der mittleren Aktivierung des M. biceps femoris in den Zeitintervallen 50–100 ms ($p < 0,01$) und 100–200 ms ($p < 0,05$) nach Kontraktionsbeginn sowie einer signifikanten Zunahme der M. rectus femoris Aktivität im Intervall 30–50 ms ($p < 0,05$). Das SMT führt offenbar direkt vor der Belastung zu Veränderungen der antagonistischen Koaktivierung und ausserdem zu einer Steigerung der agonistischen Muskelaktivität, wodurch die resultierende Kraft zu Beginn der Kontraktion zunimmt. Eine akute Steigerung des Kraftanstiegs in diesem Ausmass ist von funktioneller Bedeutung für alle Sportarten, die hohe Anforderungen an die Schnelligkeit und die Explosivkraftfähigkeit der unteren Extremität stellen.

Einleitung

Bei einem sensomotorischen Training der unteren Extremitäten (SMT) werden gezielt erhöhte Anforderungen an die posturale Kontrolle gestellt. Diese Trainingsformen haben im Leistungssport heutzutage einen sehr hohen Stellenwert [1]. Prospektive Studien zeigen, dass die Inzidenz von Sportverletzungen der unteren Extremität deutlich reduziert ist, wenn eine entsprechende Intervention durchgeführt wird [2–4]. Dabei scheint die Präventivwirkung des SMT insbesondere bei Athleten mit Vorverletzungen sehr hoch zu sein [5–7].

Die zugrunde liegenden Anpassungsvorgänge sind noch nicht hinreichend erforscht [8]. Allerdings werden einzelne funktionelle Anpassungen beschrieben, die durch das Training ausgelöst werden. Dazu zählen Verbesserungen der Standstabilität [9–11], ein verbesserter Gelenkstellungs- und Gelenkbewegungssinn [12], veränderte Innervationsmuster der gelenkumgreifenden Muskulatur infolge von Verletzungssimulationen oder Standperturbationen [13–15], Steigerungen der Kraftfähigkeiten [16–18] sowie Verbesserungen der Sprungfähigkeiten [9,19]. Da defizitäre Ausprägungen der angeführten Untersuchungsmerkmale auch im Zusammenhang mit einem erhöhten Verletzungsrisiko stehen, werden die ihnen zugrunde liegenden Mechanismen auch als Argumente für die Erklärung der verletzungsprophylaktischen Wirkung des SMT angeführt.

Im Spitzensport wird SMT jedoch nicht allein zur Therapie und Prävention von Sportverletzungen angewendet, sondern zusätzlich auch zur Leistungssteigerung, und zwar insbesondere in den schnellkraftbetonten Sportarten [9,17,19,20]. Während in Bezug auf die Auswirkungen eines SMT auf die Maximalkraftfähigkeit uneinheitliche Forschungsergebnisse vorliegen [21], werden die positiven Effekte auf die Explosivkraftfähigkeit [9,16–18,20,22] und die Sprungfähigkeiten [19] mehrheitlich bestätigt.

Aufgrund der spezifischen Belastungsgestaltung eines SMT werden einheitlich neuronale Anpassungseffekte diskutiert. Die Ergebnisse elektromyographischer Untersuchungen von explosiven Krafteinsätzen der unteren Extremität nach SMT fallen jedoch differenziell aus [16]. Während einige Forschergruppen keine signifikanten Veränderungen der Muskelaktivität feststellen [17,19,20], führen andere die beobachteten Leistungssteigerungen auf eine erhöhte agonistische Muskelaktivierung zurück [14,18,23]. Im Gegensatz dazu wird in einer aktuellen Studie von Behrens et al. [16] eine signifikante Reduktion der antagonistischen Koaktivierung für die Zunahme des am Gelenk resultierenden Nettodrehmoments verantwortlich gemacht. In den angeführten Studien werden stets langfristige Trainingseffekte beschrieben. Es ist jedoch bekannt, dass sowohl die Standstabilität als auch die Reflexphysiologie bereits durch ein einziges SMT massgeblich beeinflusst werden können [24–26]. Bislang wurden die kurzfristigen Auswirkungen eines SMT auf die Explosivkraftfähigkeit noch nicht untersucht. Wenn dieselben neuronalen Mechanismen, die infolge eines mehrwöchigen SMT zu einer Explosivkraftsteigerung führen, auch unmittelbar im Anschluss an ein SMT akute Verbesserungen der Standstabilität bewirken, könnte ein sensomotorischer Trainingsreiz prinzipiell auch in einer akuten Explosivkraftsteigerung resultieren. In der vorliegenden Arbeit soll daher geprüft werden, ob ein SMT akute Effekte auslöst, die sich positiv auf den initialen Kraftanstieg (Rate of Force Development = RFD) bei maximalen isometrischen Kontraktionen (isometric maximum voluntary contraction = iMVC) in der Beinpresse

auswirken, und ob diese Effekte von neuromuskulären Anpassungen der kniegelenkumgreifenden Muskulatur begleitet sind.

Material und Methoden

a) Versuchspersonen

An der Studie nahmen 28 Sportstudenten/-studentinnen teil (Tab. 1). Die Probanden wiesen keine akuten Verletzungen der unteren Extremität auf. Sie wurden randomisiert in die Interventionsgruppe (IG, N = 15) und die Kontrollgruppe (KG, N = 13) eingeteilt. Alle Studienteilnehmer wurden über den Gegenstand und die möglichen Risiken der Untersuchung aufgeklärt und unterzeichneten eine Einverständniserklärung.

	Interventionsgruppe	Kontrollgruppe
N (m/w)	15 (11/4)	13 (10/3)
Alter (J)	24.9±2.9	24.1±1.3
Grösse (cm)	176.5±6.6	180,5±11.8
Gewicht (kg)	74.2±9.5	76.7±11.4

Tab. 1: Anthropometrische Merkmale der Versuchspersonen.

b) Geräte und Apparaturen

Die Maximal- und Explosivkraftfähigkeit der unteren Extremität wurde mit einem Beinkraftmessgerät (Phoenix, Stuttgart, Deutschland) untersucht, das die Streckkraft der gesamten Beinkette über eine Kraftmessplatte (Kistler, Winterthur, Schweiz, Typ 9281B) erfasst (Abb. 1). Hüft-/Knie- und Sprunggelenkwinkel betragen jeweils 90°. Alle individuellen Geräteeinstellungen wurden für die Ausgangsmessung protokolliert.

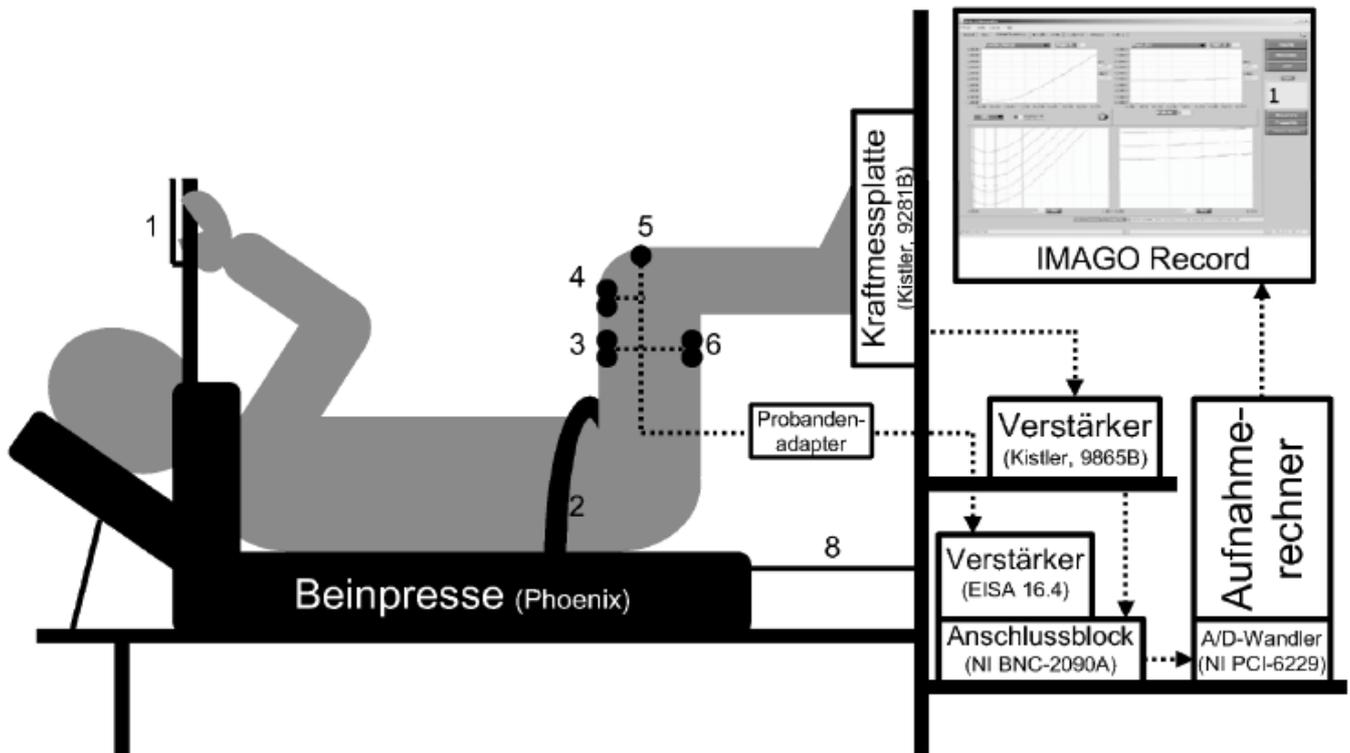


Abb. 1: Versuchsaufbau. Die Testperson wird so auf dem Sprungschlitten positioniert, dass Hüft-/Knie- und Sprunggelenkwinkel 90° betragen. Sie wird mit einem Hüftgurt (2) fixiert. Der Schlitten wird in der entsprechenden Position durch ein Handbremssystem (1) und ein Segelseil (8) arretiert. Während der isometrischen Maximalkontraktion werden die Muskelpotenziale des M. biceps femoris (6), M. rectus femoris (3) und M. vastus medialis (4) elektromyographisch abgeleitet. Die Referenzelektrode (5) wird über der Patella platziert. Elektrooptischer-Isolations-Amplifier: EISA; National Instruments: NI; Analog/Digital: A/D

	Pre			Post			
KG (N = 13)	Warm-up (Laufband: 5 Min., 10 km/h)	Gewöhnung (Beinpresse: 3 submaximale Kontraktionen)	Krafttest (Beinpresse: 3 iMVCs)	Warm-up (Laufband: 5 Min., 10 km/h)	Gewöhnung (Beinpresse: 3 submaximale Kontraktionen)	Krafttest (Beinpresse: 3 iMVCs)	
IG (N = 15)	Warm-up (Laufband: 5 Min., 10 km/h)	Gewöhnung (Beinpresse: 3 submaximale Kontraktionen)	Krafttest (Beinpresse: 3 iMVCs)	Warm-up (Laufband: 5 Min., 10 km/h)	Gewöhnung (Beinpresse: 3 submaximale Kontraktionen)	Konditionierung (SMT: 4 x 30 s pro Bein, 20 s Serienpause)	Krafttest (Beinpresse: 3 iMVCs)
			3'	1 Woche	3'	3'	3'

Abb. 2: Studiendesign. Nach dem Aufwärmen und der Testkontraktionen im Rahmen der Gewöhnung an die Testbedingungen wurden drei isometrische Maximalkontraktionen (isometric Maximum Voluntary Contraction = iMVC) in der Beinpresse durchgeführt. Die Interventionsgruppe (IG) führte unmittelbar vor den iMVC ein sensomotorisches Training (SMT) durch. Kontrollgruppe: KG

Für die Analyse der neuromuskulären Aktivität kam eine stationäre, bipolare Oberflächen-EMG-Anlage zum Einsatz (EISA 16.4, Universität Freiburg, Deutschland; Elektromyographie = EMG). Abgeleitet wurden die Muskelpotenziale des M. biceps femoris (BF), M. rectus femoris (RF) und M. vastus medialis (VM) des rechten Beines. Es wurden selbstklebende Ag/AgCl-Einwegoberflächenelektroden (Covidien, Dublin, Irland, Typ H34SG) verwendet. Die Lokalisation und Präparation der Ableitstellen entsprachen den Richtlinien des SENIAM-Projektes [27]. Sämtliche Analogsignale wurden mit einer Einzugsrate von 1000 Hz erfasst.

c) Versuchsplan

Die Studienteilnehmer unterzogen sich im Abstand von einer Woche zwei isometrischen Maximalkrafttests der unteren Extremität in einer Beinpresse (Abb. 2). Sowohl der Eingangstest als auch die Ausgangsmessung fanden am gleichen Wochentag um dieselbe Tageszeit statt. Die Versuchspersonen der IG führten im Gegensatz zur KG unmittelbar vor der Kontrollmessung ein SMT durch.

Jeder Messtermin begann mit einem standardisierten Aufwärmprogramm auf einem Laufbandergometer (Woodway, Weil am Rhein, Deutschland; 5 min bei 10 km/h). Die Testpersonen führten vorab drei submaximale isometrische Kontraktionen aus. Anschliessend wurden drei iMVC gemessen. Sämtliche Kontraktionen wurden bilateral durchgeführt. Die Probanden wurden angewiesen, so schnell wie möglich die höchst mögliche Streckkraft zu erreichen. Diese sollte

für 3–5 s aufrecht gehalten werden. Im Anschluss an die Eingangsmessung wurde die Haut über den Ableitstellen mit einem wasserfesten Stift für die Ausgangsmessung markiert. Während die KG am zweiten Messtermin das identische Versuchsprotokoll wiederholten, führte die IG unmittelbar vor der Kontrollmessung ein konditionierendes SMT durch. Das SMT bestand aus einer definierten Gleichgewichtsübung, die auf dem Aerostep XL (Togu, Prien-Bachham, Deutschland) durchgeführt wurde. Die Probanden standen zunächst aufrecht, einbeinig auf dem Trainingsgerät und stabilisierten ihr Gleichgewicht, die gestreckten Arme wurden auf Schulterhöhe vor dem Körper zusammengeführt, der Kniewinkel des Standbeines sollte ca. 30° betragen. Aus dieser Grundposition heraus sollten die Testpersonen Oberkörperrotationen ausführen. Das Training bestand aus 4 Serien pro Bein mit einer Belastungsdauer von 30 s und einer Serienpause von 20 s.

d) Datenauswertung und statistische Methoden

Die untersuchten Parameter wurden aus den erhobenen Rohdaten unter Verwendung der Software IMAGO ProcessMaster (Pfitec, Endingen, Deutschland) berechnet. Das Kraftsignal wurde zuvor mit einem Tiefpassfilter von 50 Hz geglättet. Für alle iMVC wurden die maximale Amplitude (isometrische Maximalkraft = F_{\max}) und die maximale Steigung (Explosivkraft = RFD_{\max}) der Kraft-Zeit-Kurve sowie das Integral der Kraft über der Zeit für die Intervalle 0–30, 30–50, 50–100 und 100–200 ms relativ zum Beginn der Kontraktion (Kraftstoss) bestimmt (Abb.

3). Der Beginn einer Kontraktion wurde als erster visueller Anstieg der Kraft-Zeit-Kurve definiert und in Anlehnung an die Literatur manuell gesetzt [28]. Die Roh-EMG-Daten wurden ungefiltert gleichgerichtet und für die Zeitintervalle -100-0, 0-30, 30-50, 50-100 und 100-200 ms relativ zum Kontraktionsbeginn integriert (IEMG). Es wurden die Mittelwertdifferenzen zwischen den Messergebnissen der Eingangs- und Ausgangsmessungen analysiert. Dazu wurden nach der Prüfung auf Normalverteilung durch den Kolmogorov-Smirnov-Test t-Tests für abhängige Stichproben berechnet. Darüber hinaus wurden t-Tests für unabhängige Stichproben für die Mittelwerte der Parameter F_{\max} und RFD_{\max} berechnet, um mögliche Gruppenunterschiede in der Eingangsmessung zu identifizieren. Statistisch signifikante Unterschiede der Mittelwerte werden mit * $p \leq 0,05$ und ** $p \leq 0,01$ angegeben.

Resultate

Die berechneten Kolmogorov-Smirnov-Tests ergaben keine signifikanten Abweichungen von der Normalverteilung. Auch die t-Tests für unabhängige Stichproben ergaben keine statistischen Unterschiede für das Leistungsniveau beider Versuchsgruppen, und zwar weder für die RFD_{\max} noch für F_{\max} . Die wichtigsten Studienergebnisse werden in Tab. 2 zusammengefasst. Die RFD_{\max} nahm in der IG bei der Ausgangsmessung um 15% zu ($p < 0,01$). Die deutlich geringere Steigerung der RFD_{\max} in der Kontrollgruppe von 6% erreichte aufgrund der hohen Variabilität kein statistisch signifikantes Niveau. Der Vergleich der mittleren Maximalkraftwerte aus den Eingangs- und Ausgangsmessungen ergab weder für die IG noch für die KG signifikante Unterschiede, obwohl F_{\max} in der Ausgangsmessung für die KG 11% geringer ausfiel (Abb. 4). Der Kraftstoss entwickelte sich in den Versuchsgruppen gegenläufig. Während er in der KG in den ersten zwei untersuchten Zeitintervallen reduziert war (-9/-10%), wies die IG erhöhte Werte auf (+4/+10%). In den Intervallen 50-100 ms und 100-200 ms blieb das Ausmass des Kraftstosses in der KG nahezu unverändert. Auch hier kam es zu geringen Zuwächsen in der IG (+5/+6%).

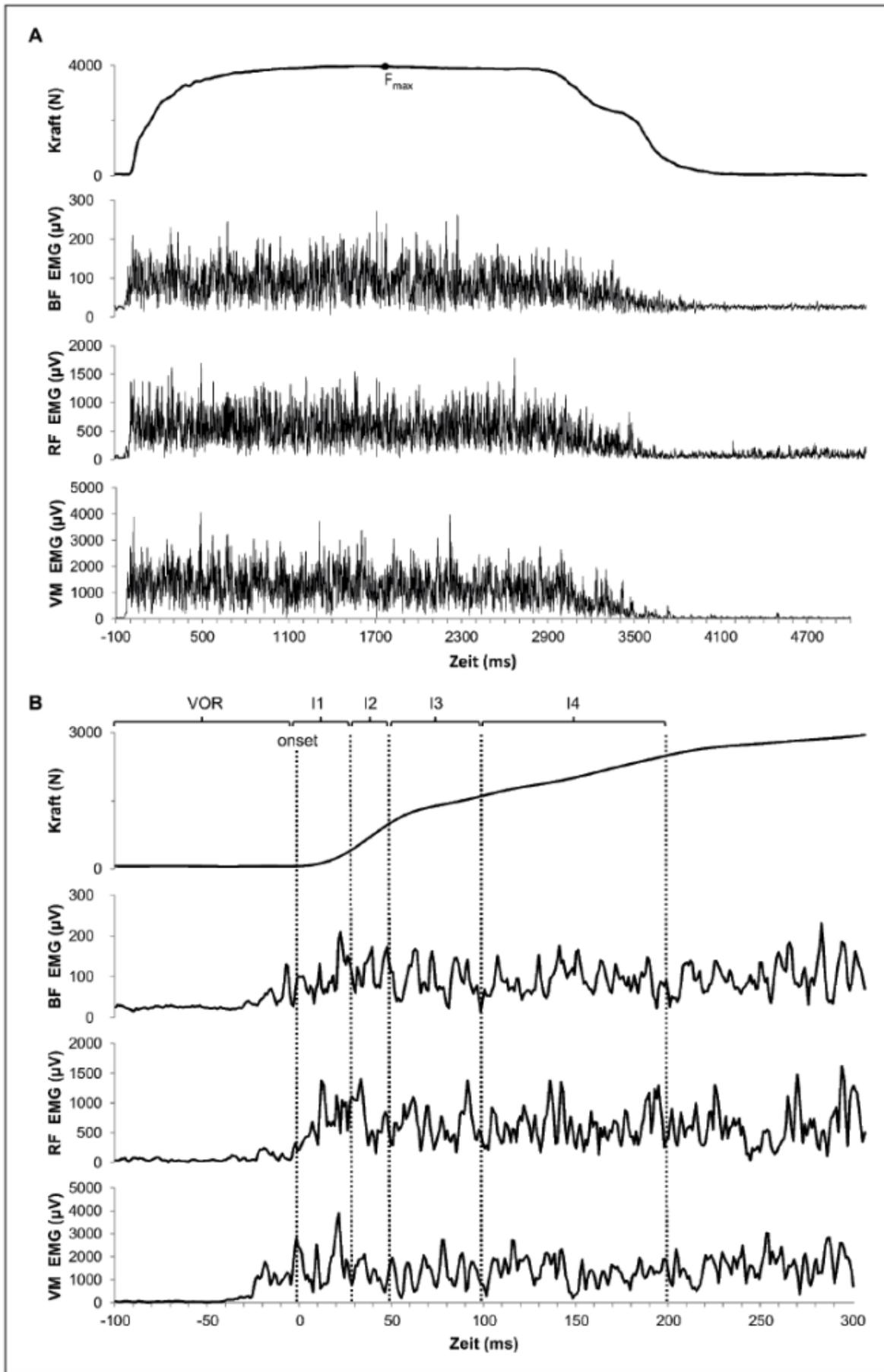


Abb. 3: Beispiel des Kraftverlaufs sowie des gleichgerichteten Elektromyogramms (EMG) der untersuchten Muskeln bei einer isometrischen Maximalkontraktion. In A sind die Verläufe über die Dauer der kompletten Kontraktion dargestellt. Der Punkt auf der Kraft-Zeit-Kurve markiert den isometrischen Maximalkraftwert (Fmax). Graphik B zeigt dieselben Signalverläufe kurz vor Kontraktionsbeginn (onset) und während dem initialen Kraftanstieg. Die gestrichelten Linien markieren die untersuchten Zeitintervalle. M. biceps femoris: BF; M. rectus femoris: RF; M. vastus medialis: VM; Voraktivierung: VOR; Intervall: I.

Parameter	Pre IG	Post IG	Pre KG	Post KG
F_{max} (N)	3324 ±947	3318 ±1186	3360 ±1114	3014 ±1012
RFD_{max} (N·s)	18987 ±9958	21840 ±10278**	16083 ±7823	17009 ±7414
Kraftstoss (N·s-1)				
0–30 ms	7,2 ±3,5	7,5 ±3,4	3,7 ±1,9	3,4 ±1,6
30–50 ms	12,2 ±6,7	13,5 ±6,6	7,1 ±4,1	6,4 ±3,2
50–100 ms	52,7 ±22,5	55,9 ±19,5	38,2 ±17,4	38,5 ±14,8
100–200 ms	165,2 ±56,1	173,4 ±54,0	129,8 ±48,0	134,3 ±42,5
BF IEMG (µV·s)				
-100–0 ms	0,56 ±0,26	0,48 ±0,15	0,37 ±0,11	0,51 ±0,32
0–30 ms	0,41 ±0,17	0,36 ±0,15	0,33 ±0,13	0,30 ±0,15
30–50 ms	0,29 ±0,12	0,24 ±0,07	0,30 ±0,17	0,25 ±0,11
50–100 ms	0,76 ±0,35	0,55 ±0,23**	0,80 ±0,31	0,58 ±0,19*
100–200 ms	1,31 ±0,49	1,14 ±0,37*	1,40 ±0,66	1,18 ±0,51
RF IEMG (µV·s)				
-100–0 ms	0,79 ±0,56	0,94 ±0,46	0,62 ±0,28	0,96 ±1,60
0–30 ms	1,12 ±0,65	1,39 ±0,65	0,89 ±0,79	0,81 ±0,56
30–50 ms	0,81 ±0,38	1,07 ±0,41*	0,85 ±0,52	0,86 ±0,47
50–100 ms	2,28 ±1,07	2,54 ±1,01	2,61 ±1,32	2,37 ±1,01
100–200 ms	4,91 ±2,20	5,19 ±1,62	5,72 ±2,12	5,17 ±1,78
VM IEMG (µV·s)				
-100–0 ms	2,90 ±1,87	2,99 ±1,63	1,63 ±1,08	2,80 ±4,50
0–30 ms	3,40 ±2,05	3,61 ±1,50	2,69 ±2,21	2,27 ±1,05
30–50 ms	2,51 ±1,41	2,43 ±0,75	2,05 ±1,37	2,02 ±1,10
50–100 ms	5,46 ±2,86	5,18 ±2,01	5,67 ±3,69	5,56 ±3,29
100–200 ms	10,04 ±4,26	11,02 ±4,75	10,72 ±5,73	10,75 ±5,87

Tab. 2: Studienergebnisse. Statistisch signifikante Mittelwertdifferenzen werden mit * $p < 0,05$ und ** $p < 0,01$ angegeben. Interventionsgruppe: IG; Kontrollgruppe: KG; Maximalkraft: Fmax; maximum Rate of Force Development: RFDmax; M. biceps femoris: BF; M. rectus femoris: RF; M. vastus medialis; integriertes Elektromyogramm: IEMG

Die unterschiedlichen Ausprägungen der RFD gingen einher mit deutlichen Veränderungen der neuromuskulären Aktivierung, wobei diese in den Versuchsgruppen differentiell ausfielen (Abb. 5). Die grössten Veränderungen traten in den BF IEMG auf. In beiden Gruppen waren diese im Ausgangstest stark reduziert. Diese Abnahmen waren in der KG im Intervall 50–100 ms (-27% ; $p < 0,05$) sowie in der IG in den Intervallen 50–100 ms (-28% ; $p < 0,01$) und 100–200 ms (-16% ; $p < 0,05$) statistisch signifikant. Ein gegenteiliges Bild ergab sich für die Mittelwertunterschiede der RF IEMG. Diese fielen in der KG bei der Ausgangsmessung mit Ausnahme des Intervalls 30–50 ms deutlich unter die Werte der Eingangsmessung. Demgegenüber nahmen alle RF IEMG in der IG stark zu. Dieser Anstieg der neuromuskulären Aktivität erreichte im Intervall 30–50 ms ein statistisch signifikantes Niveau ($+33\%$; $p < 0,05$). Für das VM IEMG waren keine nennenswerten Veränderungen zu beobachten.

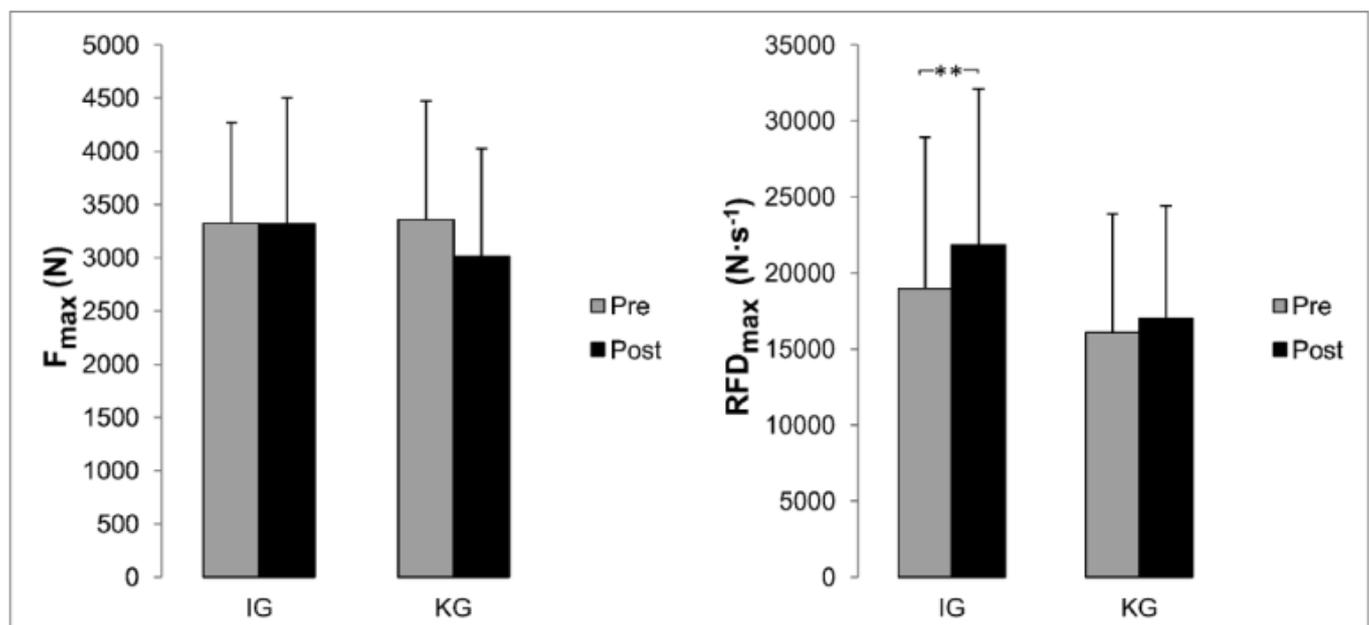


Abb. 4: Ausprägung der Maximalkraft (A) und Explosivkraft (B). Maximalkraft: Fmax; maximum rate of force development: RFDmax; Interventionsgruppe: IG; Kontrollgruppe: KG.

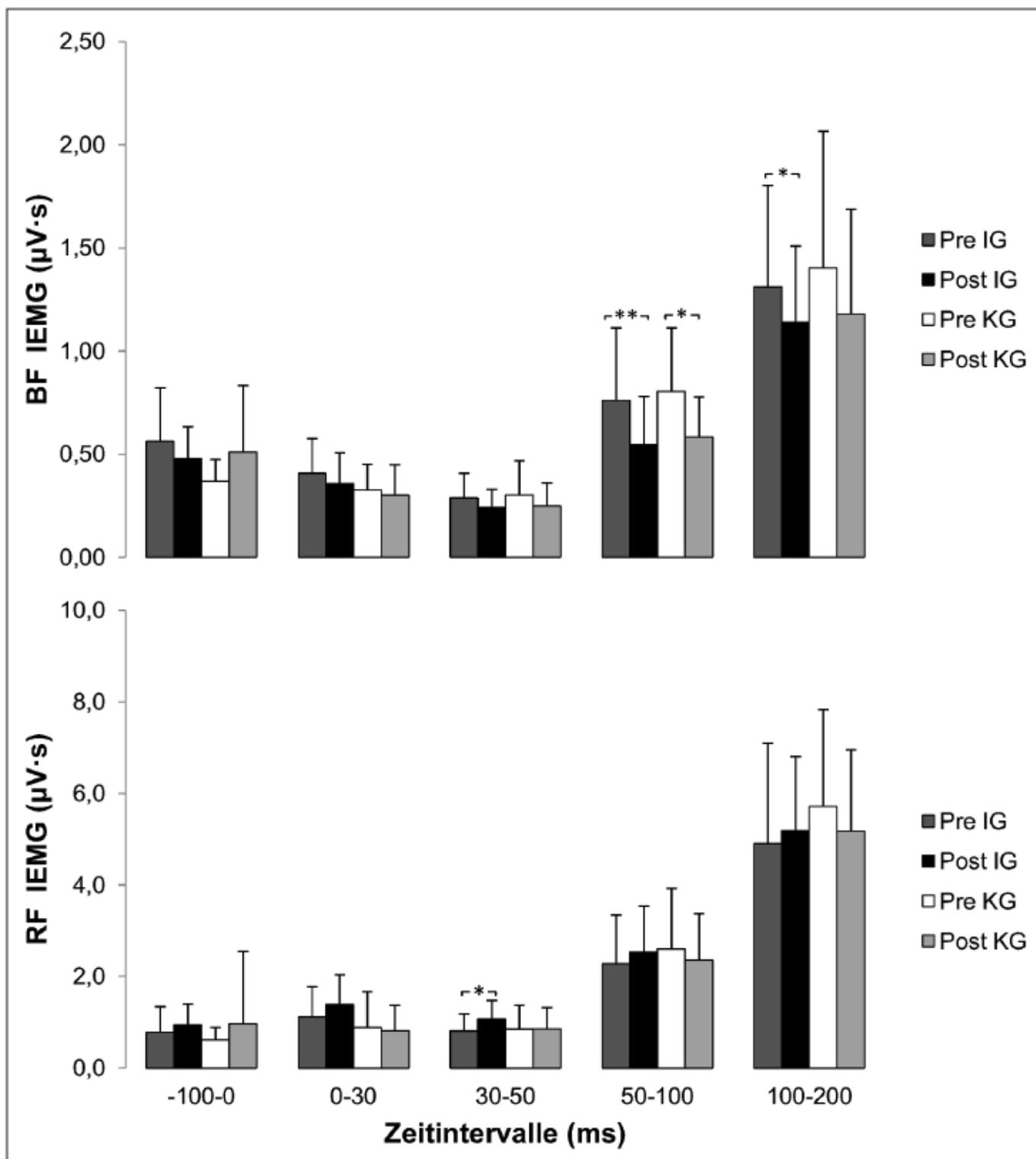


Abb. 5: Integriertes Elektromyogramm (IEMG) der untersuchten Muskeln für die definierten Zeitintervalle. Interventionsgruppe: IG; Kontrollgruppe: KG; M. biceps femoris: BF; M. rectus femoris: RF

Diskussion

In der Literatur sind bereits akute Effekte eines SMT beschrieben, die sich positiv auf die

Standstabilität auswirken [24–26]. Die vorliegende Arbeit zeigt erstmals, dass ein einmaliges SMT bei sportlich aktiven Erwachsenen auch zu einer akuten Steigerung des initialen Kraftanstiegs bei iMVC in der Beinpresse führen kann. Die Konditionierung durch das SMT führt zu einer deutlichen Erhöhung der RFD_{max} , die in der IG mehr als doppelt so hoch ausfällt wie in der KG. Darüber hinaus führt das SMT gerade in den frühen Phasen der Kontraktion zu deutlichen Steigerungen des analysierten Kraftstosses. Dieser Parameter steht in direkter Verbindung mit der Bewegungsgeschwindigkeit unter nicht isometrischen Bedingungen [29] und ist daher von hoher funktioneller Bedeutung für die sportliche Leistungsfähigkeit. Derartige Effekte sind bislang nur für mehrwöchige sensomotorische Trainingsinterventionen dokumentiert [16–18,20,22]. Gruber und Gollhofer [18] untersuchen beispielsweise die Wirkung eines vierwöchigen SMT auf den initialen Kraftanstieg bei iMVC in der Beinpresse und beschreiben eine signifikante Steigerung der RFD_{max} in Höhe von 33%. In einer Cross-Over-Studie von Bruhn et al. [20] wird die Wirksamkeit eines SMT mit der eines intensiven Krafttrainings verglichen. Wenn das SMT zu Beginn der Intervention durchgeführt wird, führt es ebenfalls zu einer signifikanten Steigerung der RFD_{max} bei iMVC in der Beinpresse von 10%. In einer weiteren Studie von Gruber et al. [17] werden die Effekte eines SMT auf den Kraftanstieg bei isolierten iMVC der Plantarflexoren analysiert. In Einklang mit den hier vorliegenden Studienergebnissen beobachten die Autoren signifikante Steigerungen sowohl für den maximalen Anstieg des Drehmoments (maximum Rate of Torque Development = RTD_{max}) von 14% als auch für den Kraftstoss in den frühen Phasen nach Kontraktionsbeginn (0–50 ms: +22%; 50–100 ms: +19%, 100–150 ms: +13%). Diese Ergebnisse werden in der Arbeit von Behrens et al. [16] bestätigt.

Verglichen mit den Ergebnissen der oben genannten Untersuchungen erscheint die Steigerung der RFD_{max} durch das SMT in der vorliegenden Arbeit von 15% sehr hoch. Die Ergebnisse der KG lassen auf einen möglichen Lerneffekt schliessen, der die enormen Zuwächse zumindest in Teilen erklären könnte. Ein solcher Lerneffekt könnte sich prinzipiell jedoch auch positiv auf die Maximalkraft und den Kraftstoss auswirken. Interessanterweise ist dies für keinen der genannten Parameter ersichtlich. Die entsprechenden Entwicklungen in der KG sind tendenziell sogar eher rückläufig.

In der vorliegenden Arbeit gehen die Explosivkraftsteigerungen mit differenzierten Ausprägungen der Muskelinnervation einher. Besonders deutlich fallen die Veränderungen der BF IEMG aus. In beiden Versuchsgruppen ist die neuromuskuläre Aktivität in der Ausgangsmessung stark reduziert. Diese Abnahmen der BF IEMG sind in der IG deutlicher als in der KG und erreichen in zwei Zeitintervallen ein statistisch signifikantes Niveau. Ähnliche Effekte werden auch bei Behrens et al. [16] beschrieben. In dieser Arbeit ist die Explosivkraftsteigerung nach SMT weder mit einer Zunahme der agonistischen neuromuskulären Aktivität noch mit einer Steigerung der sogenannten V-Welle zu erklären, die zur Abschätzung der efferenten Ansteuerung der spinalen α -Motoneurone eingesetzt wird [30]. Im Gegensatz dazu beobachten die Autoren signifikant höhere Abnahmen der antagonistischen Muskelaktivität in der IG. Sie leiten daraus ab, dass die reduzierte Koaktivierung der gelenkumgreifenden Muskulatur zu einer Zunahme des Nettodrehmomentes führt. Als mögliche Anpassungsvorgänge vermuten sie Modulationen der

reziproken Inhibition sowie der präsynaptischen Inhibition (PSI) von Ia-Afferenzen. Da in der vorliegenden Arbeit die Kraftfähigkeiten in der geschlossenen Beinkette getestet wurden, ist es nicht möglich, den direkten Effekt einer reduzierten BF-Aktivität auf die Kraftentwicklung abzuschätzen. Die Tatsache, dass die Bicepsaktivität in der KG ebenfalls signifikant abnimmt, bekräftigt diesen Zusammenhang allerdings zusätzlich.

Das SMT wirkt sich in der hier untersuchten IG nicht nur auf die antagonistische Muskelinnervation aus, sondern steigert auch die frühe agonistische neuromuskuläre Aktivität. Dieses Ergebnis steht in Einklang mit den Befunden von Gruber und Gollhofer [18], die die Zunahme des initialen Kraftanstiegs mit der Erhöhung der agonistischen Muskelaktivität erklären. Sie vermuten, dass der variable afferente Input zum zentralen Nervensystem durch das SMT Veränderungen der spinalen Integration, insbesondere aber funktionelle Anpassungen der PSI von Ia-Afferenzen zur Folge hat, die in explosiven Bewegungsaufgaben leistungsfördernd wirken.

Auch akute funktionelle Modulationen der PSI durch SMT sind in der Literatur bereits beschrieben [24–26]. In diesen Untersuchungen sollen die Testpersonen Standperturbationen ausgleichen, die durch elektrische Stimulationen der Nervi tibialis ausgelöst werden. Im Verlauf einer einzigen Trainingseinheit wird eine signifikante Verbesserung der Standstabilität festgestellt, die mit einer Reduktion der Hoffmann Reflexamplituden (H-Reflex) einhergeht. Diese funktionellen Reflexmodulationen manifestieren sich auch im Anschluss an das SMT im ungestörten Stand. Als Ursache der H-Reflexunterdrückung wird die Zunahme der PSI von Ia-Afferenzen angenommen [24]. Demzufolge könnte auch in der vorliegenden Studie eine reduzierte PSI und die daraus resultierende Steigerung der spinalen Erregbarkeit involvierter Motoneurone die akute Steigerung der Explosivkraft erklären. Die hier angewendeten Methoden erlauben jedoch keine Rückschlüsse auf diese Mechanismen. Der richtige Einsatz leistungsfördernder Massnahmen kann die unmittelbare Vorbereitung von Schnellkraftleistungen in Training und Wettkampf optimieren. Bislang sind akute Potenzierungseffekte dieser Art ausschliesslich für sehr hohe und maximale Krafteinsätze dokumentiert [31,32]. Sie werden mehrheitlich auf das Phänomen der Postaktivierungspotenzierung zurückgeführt [33,34]. Dieser Mechanismus fördert durch die Phosphorylierung der leichten Myosinketten [35] die Bildung der Querbrücken zwischen Aktin- und Myosin-Filamenten innerhalb der Muskelzellen und steigert auf diese Weise den Kraftanstieg [36]. Auch derartige muskuläre Mechanismen müssen bei der Erklärung der gesteigerten Explosivkraft in Betracht gezogen werden. Die Resultate der vorliegenden Arbeit deuten allerdings darauf hin, dass SMT zu akuten neuronalen Anpassungserscheinungen führt, die den Kraftanstieg positiv beeinflussen.

Schlussfolgerungen

Die wichtigste Erkenntnis dieser Studie ist, dass ein SMT zu akuten Konditionierungseffekten führt, die in einer Explosivkraftsteigerung der unteren Extremität resultieren. Dieser Befund ist insbesondere für die schnellkraftbetonten Disziplinen des Spitzensports von hoher praktischer Relevanz. Die Untersuchungsergebnisse der neuromuskulären Aktivität deuten darauf hin, dass die Explosivkraftsteigerung in einer Zunahme der agonistischen

Muskelaktivierung sowie einer reduzierten antagonistischen Koaktivierung begründet ist. Somit verbessert das SMT sowohl die intramuskuläre als auch die intermuskuläre Koordination. Es wird vermutet, dass die Konditionierungseffekte des SMT nicht auf muskulärer Ebene, sondern vorwiegend auf neuronaler Ebene wirken. Das SMT könnte demzufolge die gängige Praxis der unmittelbaren Vorbereitung von Schnellkraft- und Schnelligkeitsleistungen bereichern.

Korrespondenzadresse

Robert Bollinger
Institut für Sport- und
Bewegungswissenschaft
Universität Stuttgart
D-70569 Stuttgart
robert.bollinger@inspo.uni-stuttgart.de



Literaturverzeichnis

1. Taube W. Neurophysiological Adaptations in Response to Balance Training. *Dtsch Z Sportmed.* 2012;63(9):273–7.
2. Myklebust G, Engebretsen L, Brækken I, Skjølberg A, Olsen O, Bahr R. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clin J Sport Med.* 2003;13:71–8.
3. Stasinopoulos D. Comparison of three preventive methods in order to reduce the incidence of ankle inversion sprains among female volleyball players. *Br J Sports Med.* 2004;38(2):182–5.
4. Wedderkopp N, Kalltoft M, Lundgaard B, Rosendahl M, Froberg K. Prevention of injuries in young female players in European team handball. A prospective intervention study. *Scand J Med Sci Sports.* 1999;9:41–7.
5. Fitzgerald G, Axe M, Snyder-Mackler L. The efficacy of perturbation training in nonoperative anterior cruciate ligament rehabilitation programs for physically active individuals. *Phys Ther.* 2000;80:128–40.
6. McGuine T, Keene J. The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *Am J Sports Med.* 2006;1103–11.
7. Verhagen E, Beek A Van der, Twisk J, Bouter L, Bahr R. The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains a prospective controlled trial. *Am J Sports Med.* 2004;32(6):1385–93.
8. Hupperets MDW, Verhagen EALM, van Mechelen W. Effect of sensorimotor training on morphological, neurophysiological and functional characteristics of the ankle: a critical review. *Sport Med.* 2009 Jan;39(7):591–605.
9. Boccolini G, Brazziti A, Bonfanti L, Alberti G. Using balance training to improve the performance of youth basketball players. *Sport Sci Health.* 2013;9(2):37–42.
10. Heitkamp HC, Horstmann T, Mayer F, Weller J, Dickhuth HH. Gain in strength and muscular balance

- after balance training. *Int J Sports Med.* 2001;22(4):285–90.
11. Taube W, Schubert M, Gruber M, Beck S, Faist M, Gollhofer A. Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. *J Appl Physiol.* 2006 Aug;101(2):420–9.
 12. Eils E, Rosenbaum D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33:1991–8.
 13. Osborne MD, Chou LS, Laskowski ER, Smith J, Kaufman KR. The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. *Am J Sports Med.* 2001;29(5):627–32.
 14. Schubert M, Beck S, Taube W, Amtage F, Faist M, Gruber M. Balance training and ballistic strength training are associated with task-specific corticospinal adaptations. *Eur J Neurosci.* 2008;27(8):2007–18.
 15. Sheth P, Yu B, Laskowski ER, An KN. Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. *Am J Sports Med.* 1997;25(4):538–43.
 16. Behrens M, Mau-Moeller A, Wassermann F, Bader R, Bruhn S. Effect of balance training on neuromuscular function at rest and during isometric maximum voluntary contraction. *Eur J Appl Physiol.* 2015;115(5):1075–85.
 17. Gruber M, Gruber S, Taube W, Schubert M, Beck S, Gollhofer A. Differential effects of ballistic versus sensorimotor training on rate of force development and neural activation in humans. *J Strength Cond Res.* 2007;21(1):274–82.
 18. Gruber M, Gollhofer A. Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *Eur J Appl Physiol.* 2004 Jun;92(1-2):98–105.
 19. Taube W, Kullmann N, Leukel C, Kurz O, Amtage F, Gollhofer A. Differential Reflex Adaptations Following Sensorimotor and Strength Training in Young Elite Athletes. *Int J Sports Med.* 2007;28(12):999–1005.
 20. Bruhn S, Kullmann N, Gollhofer A. Combinatory Effects of High-Intensity-Strength Training and Sensorimotor Training on Muscle Strength. *Int J Sports Med.* 2006;27(5):401–6.
 21. Zech A, Hübscher M, Vogt L. Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: a systematic review. *J Athl Train.* 2010;45(4):392–403.
 22. Granacher U, Gruber M, Strass D, Gollhofer A. Auswirkungen von sensomotorischem Training im Alter auf die Maximal- und Explosivkraft. *Dtsch Z Sportmed.* 2007;58(12):446–51.
 23. Taube W, Gruber M, Gollhofer A. Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiol.* 2008;193(2):101–16.
 24. Mynark R, Koceja D. Down training of the elderly soleus H reflex with the use of a spinally induced balance perturbation. *J Appl Physiol.* 2002;93:127–33.
 25. Trimble M, Koceja D. Modulation of the triceps surae H-reflex with training. *Int J Neurosci.* 1994;76:293–303.
 26. Trimble M, Koceja D. Effect of a reduced base of support in standing and balance training on the soleus H-reflex. *Int J Neurosci.* 2001;106:1–20.
 27. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. SENIAM 8. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. Enschede: Roessingh Research and Development; 1999.
 28. Tillin NA, Jimenez-Reyes P, Pain MTG, Folland JP. Neuromuscular performance of explosive power athletes versus untrained individuals. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42:781–90.
 29. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol.* 2002;93(4):1318–26.
 30. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Neural adaptation to

- resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *J Appl Physiol.* 2002;92(6):2309–18.
31. Sale D. Postactivation potentiation: role in performance. *Br J Sports Med.* 2004;386–7.
 32. Lesinski M, Muehlbauer T, Büsch D, Granacher U. Akute Effekte der Postaktivierungspotenzierung auf Kraft-und Schnellkeitsleistungen bei Sportlern. *Sport Sport.* 2013;27(3):147–57.
 33. Bergmann J, Kramer A, Gruber M. Repetitive Hops Induce Postactivation Potentiation in Triceps Surae as well as an Increase in the Jump Height of Subsequent Maximal Drop Jumps. *PLoS One.* 2013;8(10):e77705.
 34. Güllich A, Schmidtbleicher D. Kurzfristige Veränderungen von Schnellkraftleistungen durch maximale willkürliche Kontraktionen. *Leistungssport.* 1995;25(5):30–5.
 35. Zhi G, Ryder JW, Huang J, Ding P, Chen Y, Zhao Y, et al. Myosin light chain kinase and myosin phosphorylation effect frequency-dependent potentiation of skeletal muscle contraction. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 2005;102(48):17519–24.
 36. Metzger J, Greaser M, Moss R. Variations in cross-bridge attachment rate and tension with phosphorylation of myosin in mammalian skinned skeletal muscle fibers. Implications for twitch potentiation. *J Gen Physiol.* 1989;93(5):855–83.

ACUTE EFFECTS BALANCE CONDITIONING EXPLOSIVE STRENGTH RATE OF FORCE
DEVELOPMENT SENSORIMOTOR TRAINING