

# AKUTE EFFEKTE VON ÜBUNGEN MIT EINEM SCHWINGSTAB (FLEXI-BAR) IM VERGLEICH ZU EINEM „PLACEBO-STAB“ AUF DIE ELEKTROMYOGRAPHISCHE AKTIVITÄT UND DIE MUSKULÄRE LEISTUNG

KATYA N. MILEVA, MIRAN KADR, NOIM AMIN UND JOANNA L. BOWTELL

*Sport and Exercise Science Research Center, Academy of Sport, FESBE, London South Bank University, London, Vereinigtes Königreich*

## KURZDARSTELLUNG

Mileva, K.N., Kadr, M., Amin, N. und Bowtell, J.L. Akute Effekte von Übungen mit einem Schwingstab (Flexi-Bar) im Vergleich zu einem „Placebo-Stab“ auf die elektromyographische Aktivität und die muskuläre Leistung. *J Strength Cond Res* 24(3): 737-748, 2010-Diese Studie wurde durchgeführt, um zu untersuchen, ob der niederfrequente (5-Hz), oszillatorische, vibrationsartige Stimulus, von dem man sagt, dass er beim Training mit einem Flexi-Bar entsteht, sich akut auf die Muskelaktivität und die maximale willentliche Muskelanspannung (maximal voluntary contraction, MVC) auswirkt. Neun gesunde Männer nahmen an zwei Durchgängen teil, die im zeitlichen Abstand von mindestens einer Woche stattfanden und im Rahmen derer 4 x 30-sekündige Übungssätze entweder mit dem Flexi-Bar oder einem Placebo-Stab ausgeführt wurden. Die maximale willentliche Muskelanspannung für die Ellenbogenstreckung und -beugung und die Kniestreckung wurde vor und nach der Übung gemessen. Der quadratische Mittelwert der Amplitude und die mittlere Frequenz des Elektromyographie-Signals (EMG) wurden für die ersten und die letzten zehn Sekunden jedes Übungsdurchlaufs und während der maximalen willentlichen Muskelanspannung des biceps brachii (BB), triceps brachii (TB), rectus femoris (RF) und des vastus lateralis (VL) für jeden Durchgang berechnet. Das EMG-Signal war bei allen untersuchten Muskeln während der Ausführung der Übung mit dem Flexi-Bar signifikant höher als mit dem Placebo-Stab (32-203%,  $p < 0,05$ ). Das Spektrum der mittleren EMG-Frequenz war im Bereich der Armmuskeln während der Ausführung der Übung mit dem Flexi-Bar im Vergleich zum Placebo-Stab signifikant niedriger (TB:  $-40 \pm 13\%$ ,  $p < 0,0001$ ; BB:  $-32 \pm 25\%$ ,  $p = 0,015$ ), nicht jedoch im Bereich der Beinmuskeln (RF:  $-12 \pm 18\%$ ; VL:  $+6 \pm 32\%$ ;  $p > 0,05$ ). Die maximale Kraft durch die willentliche Muskelanspannung bei der Kniestreckung nahm nach Ausführung der Übung mit dem Flexi-Bar wesentlich ab ( $-3 \pm 7\%$ ,  $p = 0,048$ ) bei gleichzeitig reduzierter EMG-Amplitude des rectus femoris ( $-8 \pm 5\%$ ,  $p = 0,04$ ); es zeigten sich jedoch keine akuten Resteffekte auf die MVC mit der Ellenbogenbeugung/-streckung oder der Muskelaktivität im Arm oder des VL. Der Einsatz des Flexi-Bar bei der Übung führte zu akuten Veränderungen der EMG-Parameter für die Arm- und Beinmuskeln sowie die maximale Anspannung generierende Kapazität, was eine höhere Entwicklung von Müdigkeit im Vergleich zum Trainieren mit dem Placebo-Stab anzeigt.

Ansprechpartnerin: Dr. Katya Mileva, [milevkn@lsbu.ac.uk](mailto:milevkn@lsbu.ac.uk).  
24(3)737-748

*Journal of Strength and Conditioning Research* © 2010 National Strength and Conditioning Association

Die Ergebnisse dieser Studie lassen darauf schließen, dass der Flexi-Bar daher zur Erreichung eines höheren Trainingsstimulus für den Muskel während der submaximalen Ausführung der Übung genutzt werden kann.

**STICHWORTE:** menschlich, maximale willentliche Muskelanspannung (MVC), Training, Bein und Arm

## EINLEITUNG

Experimentelle Ergebnisse legen nahe, dass die mechanische Vibration von geringer Intensität (unter 0,4 g) und niedriger Frequenz (unter 50 Hz) sich effektiv durch den menschlichen Körper leiten lässt (32), daher kann die Überlagerung einer solchen Vibration hin zu einem aktiven Muskel die akuten und chronischen neuromuskulären Anpassungen verstärken, die während einer Übung bei geringer Intensität erreicht werden (26). Es hat sich gezeigt, dass die Muskelvibration zu einem akuten Rest- (6,7,9,10,34) und chronischen (5,13,33) Anstieg in Bezug auf Muskelstärke, Leistungsfähigkeit und Flexibilität führt. Daraus folgt die steigende Beliebtheit des Vibrationstrainings als verbundene Aufwärm- und Trainingsübung für Sportler und als therapeutisches Werkzeug im Rahmen der Rehabilitation.

In der Literatur gibt es jedoch sehr unterschiedliche Aussagen in Bezug auf die Richtung und das Ausmaß der beobachteten, vibrationsbedingten Effekte; einige Studien kommen zu dem Ergebnis, dass die muskuläre Leistungsfähigkeit sich nicht verändert oder sogar schlechter wird (12,15,27,29,35). Diese sich widersprechenden Ergebnisse sind zumindest teilweise auf den jeweiligen Studienaufbau zurückzuführen, einschließlich Variationen beim Vibrationsstimulus (Vibrationsfrequenz und Amplitude [25]), Art der Übungsausführung (statisch oder dynamisch [16]), Haltung (Winkelgelenk- und uni- oder bilaterale Übungen [1,31]) oder der Art der Vibrationsabgabe. Der Vibrationsstimulus kann auf unterschiedliche Weise an den Muskel abgegeben werden: direkt an den die Übung ausführenden Muskel/Sehne (z.B. [21,22,27]) oder indirekt über segmentale Vibration (ganzes Gliedmaß) (z.B. [17,18,24,26]) oder über Plattformen zur Ganzkörpervibration ([1,2,5-7,11,12,29,30,33-35]). Im Rahmen einer Reihe von Studien wurde die neuromuskuläre Reaktion auf Vibration von unterschiedlicher Amplitude und Frequenz untersucht (7,21,26), angewandt bei statischen oder dynamischen Übungen (2,16), bei niedriger oder maximaler

## Akute Effekte von Übungendem Flexi-Bar

Muskelanspannung (22,26) und bei unterschiedlichen Graden von Muskelstreckung (Gelenkwinkel) (2,8,21,24). Bisher gibt es jedoch keine allgemein gültigen Empfehlungen zur Optimierung des Ablaufs des Vibrationstrainings zur Erzielung einer gewünschten Reaktion.

Bei jeder Form der Vibrationsabgabe und Übung hängt die Intensität des Stimulus, der den Zielmuskel erreicht, von der Leitung der Vibrationsstimulation durch den menschlichen Körper ab (36). Daher ist bei allen Vibrationssituationen die Nähe der Vibrationsquelle zum Zielmuskel ein weiterer wichtiger Bestimmungsfaktor für die Wirksamkeit (22). Um die Auswirkungen der Vibrationsdämpfung zu begrenzen, wurden einige Trainingsgeräte entwickelt, die für direkte oder segmentale Niedrigfrequenzvibration sorgen. Der Flexi-Bar ist ein solches Gerät.

Aufgrund seiner elastischen Eigenschaften und der beschwerten Konstruktion eignet sich der Flexi-Bar zur Resonanz mit einer Frequenz von 5 Hz, wenn er schnell und in geringem Umfang bewegt wird, wobei die Bewegung unter physischer Stabilität des Ausführenden erfolgen muss. Der Flexi-Bar soll die kernstabilisierenden Muskeln, wie den rectus abdominus, transverse abdominus, latissimus dorsi und den erector spinae, ansprechen. Es gibt derzeit jedoch keine, von Experten geprüften und veröffentlichten Studien, die diese Annahmen stützen. Daher bestand der Zweck dieser Studie darin, die akuten Effekte des oszillatorischen, vibrationsartigen Stimulus zu untersuchen, die der Flexi-Bar auf die Aktivierung und Leistungsfähigkeit der Arm- und Beinmuskulatur während einer Übung im Vergleich zu einer Übung mit einem Placebo-Stab hat. Wir nehmen an, dass die 5-Hz-Vibration, die der Flexi-Bar auslöst, zu einer höheren Muskelaktivierung führen wird als beim Trainieren mit einem Placebo-Stab und dass daher eine Reduzierung der maximale Anspannung generierenden Kapazität nach Ausführung der Übung entstehen wird.

## METHODEN

### Experimenteller Problemansatz

Wir folgten einem von wiederholten Maßnahmen und Placebo-Kontrolle bestimmten Studienaufbau, um die Effektivität der Verwendung des Flexi-Bar zur Steigerung der Arm- und Beinmuskelaktivierung (quadratischer Mittelwert, EMG-Amplitude und mittlere Frequenz des EMG-Signalspektrums) sowie die Leistungsfähigkeit während und direkt nach der Übung (Leistungsstärke während der maximalen willentlichen Anspannung) zu untersuchen. Ein speziell entwickelter Plastik-Stab (Placebo-Stab) wurde zur Vervollständigung der nicht vibrierenden (Kontroll-) Durchläufe in der Studie eingesetzt. Nachdem sich die Studiensubjekte mit der Ausführung einer Armübung durch Bewegen des Stabs vertraut gemacht und die Bewegung geübt hatten, führten sie zwei Durchgänge einer statischen Hockübung mit einem Bein in zufälliger Reihenfolge aus. Jeder Durchgang umfasste vier Übungsausführungen mit dem Flexi-Bar oder dem Placebo-Stab, die jeweils 30 Sekunden dauerten und zwischen denen jeweils 90 Sekunden Ruhepause eingelegt wurden. Vor und unmittelbar nach der Übung wurde das Studiensubjekt in Bezug auf Ellenbogengelenkbeugung und -streckung sowie auf die maximale willentliche Muskelanspannung bei der Kniegelenkstreckung getestet, um die akute Restwirkung der Übung auf die

Muskelkraftherzeugung (muskuläre Leistung genannt) zu bewerten. Die EMG-Aktivität von zwei Armmuskeln (biceps brachii [BB] und triceps brachii [TB]) und zwei Beinmuskeln (rectus femoris [RF] und vastus lateralis [VL]) wurde über alle Durchgänge hinweg kontinuierlich aufgezeichnet. Die Effekte der Flexi-Bar-Übung auf Arm- und Beinmuskeln wurden mit den Ergebnissen der Placebo-Stab-Durchgänge verglichen, um die akuten Effekte und akuten Resteffekte der Flexi-Bar-Übung feststellen zu können.

## 738 Journal of Strength and Conditioning Research

### Studiensubjekte

Neun gesunde Männer (durchschn.  $\pm$  SD;  $20,6 \pm 0,5$  Jahre,  $178,1 \pm 9,0$  cm und  $78,3 \pm 12,7$  kg) ohne vorangegangene motorische Störungen oder Verletzungen an Gliedmaßen innerhalb der letzten zwei Jahre erteilten ihre schriftliche und sachkundige Zustimmung zur Teilnahme an dieser Studie. Die Studiensubjekte waren Freizeitsportler und Studenten der Universität, die drei- bis viermal wöchentlich eine Kombination von Ausdauer- (Radfahren und Laufen von mittlerer Intensität) und Krafttraining (Fitnessstraining von hoher Intensität) durchführten. Die Teilnehmer wurden nicht über die Ziele dieser Studie und die Wirkung der Flexi-Bar-Übung informiert. Das Studienprotokoll wurde vom Ethik-Komitee der Universität genehmigt, und die Studie wurde in Übereinstimmung mit der Erklärung von Helsinki durchgeführt.

### Experimentelle Vorgehensweise

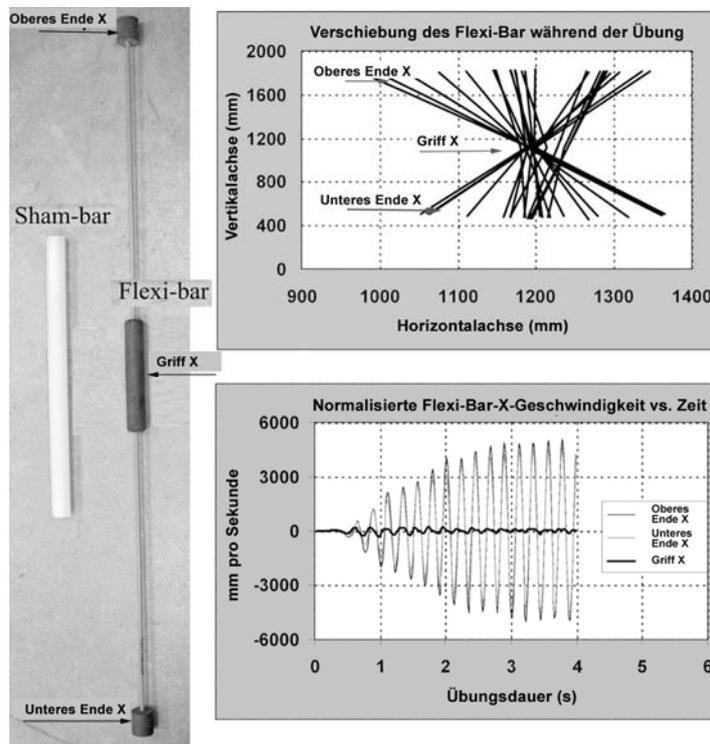
**Übungsausrüstung.** Der Flexi-Bar (Flexi-Sports, Bisley, Stroud, Vereinigtes Königreich, Gewicht: 719 g, Länge: 1520 mm) ist ein von deutschen Physiotherapeuten entwickeltes Übungsgerät. Er besteht aus einem flexiblen Glasfaserstab mit Gummigriff in der Mitte (Umfang: 17,9 cm) und beschwertem Gummi an jedem Ende (Abbildung 1). Das Prinzip besteht darin, dass das Schütteln des Stabs zum Vibrieren des Gummigriffes bei einer Frequenz von 5 Hz führt, die dann durch die haltende Hand und über den Arm in den Körper geleitet wird, obwohl dies bisher nicht direkt gemessen wurde. Ein 605 mm langer, solider Plastikstab (Placebo-Stab) von gleichem Gewicht und Umfang wie der Flexi-Bar wurde in der Werkstatt der Universität hergestellt und wird zur Ausführung der nicht vibrierenden Durchgänge (Kontrolle) in dieser Studie verwendet (Abbildung 1).

**Experimentelles Protokoll.** Nachdem sich die Studiensubjekte mit der Ausrüstung und der experimentellen Vorgehensweise vertraut gemacht hatten, führten sie jeweils zwei Hauptdurchgänge (Flexi-Bar und Placebo-Stab) aus. Die Durchgänge wurden im Abstand von sechs bis sieben Tagen und in zufälliger Reihenfolge, basierend auf dem Rotationsprinzip ausgeführt, um Lerneffekte zu vermeiden. Die Studiensubjekte wurden gebeten, zwischen den Laborbesuchen keine Änderungen an ihrer Ernährung und ihrer sportlichen Routine vorzunehmen. Vor den Hauptdurchgängen erfolgte ein Kennenlernbesuch, bei dem die körperlichen Voraussetzungen, wie Körpergewicht und -größe, sowie die segmentale Arm- und

## Akute Effekte von Übungendem Flexi-Bar

Beinlänge gemessen wurden, um die Messausrüstung für beide Durchgänge auf identische Level bringen zu können. Alle Studiensubjekte, die an dieser Studie teilnahmen, waren Rechtshänder. Die Verwendung des Flexi-Bar verlangt Koordination und die korrekte Technik. Daher wurde den Studiensubjekten im Rahmen ihres Vorabbesuches die Verwendung der Flexi-Bar-Ausrüstung erklärt, und es wurde die Ausführung der maximalen willentlichen Muskelanspannung für jede der getesteten Muskelgruppen (Kniestreckung und Ellenbogenstreckung/-beugung) trainiert.

Die experimentellen Durchläufe begannen mit einer Standard-Aufwärmsequenz von fünf Minuten, bestehend aus leichtem Joggen auf der Stelle und Dehnübungen. Nach dem Aufwärmen führten die Studiensubjekte vier Durchgänge jeder Übung mit einem Stab (Flexi-Bar oder Placebo-Stab) aus, die jeweils 30 Sekunden dauerten und zwischen denen eine Ruhepause von jeweils 90 Sekunden eingelegt wurde. Vor und unmittelbar nach der Übung wurden die Studiensubjekte in Bezug auf Ellenbogengelenkbeugung und -streckung sowie auf die maximale willentliche Muskelanspannung bei der Kniegelenkstreckung getestet. Es wurden drei Messungen der maximalen willentlichen Muskelanspannung über eine Dauer von jeweils 3 Sekunden nacheinander für jedes getestete Gelenk und jede Bewegungsrichtung genommen,



**Abbildung 1.** Links: Foto des Flexi-Bar und des Placebo-Stabs, die in der vorliegenden Studie zum Einsatz kamen. Rechts: Beispiele für die kinematischen Daten (Verschiebung, oberer Bereich und Geschwindigkeit, unterer Bereich), die während der Flexi-Bar-Bewegung aufgezeichnet wurden. Die Pfeile (oberes Ende X, Griff X und unteres Ende X) zeigen die Markerpositionen an, die für die kinematische Analyse herangezogen wurden.

wobei jeweils eine 90-sekündige Ruhepause zwischen den Versuchen gestattet war (Abbildung 2A).

Die während der maximalen willentlichen Muskelanspannung im Ellenbogengelenk erzeugte Kraft wurde unter Einsatz eines linearen Kraftwandlers (MCL, RDP Ltd., Wolverhampton, Vereinigtes Königreich) gemessen, der in die speziell für das Testen von isometrischer Ellenbogenanspannung entwickelte Ausrüstung eingebaut wurde. Die maximale willentliche Muskelanspannung bei der Kniestreckung wurde mit einer Beinstreckmaschine (Technogym UK Ltd., Bracknell, Vereinigtes Königreich) getestet. Vor der Ausführung der Hauptdurchgänge wurden die Kraftwandler unter Zuhilfenahme von Standardgewichten kalibriert. Die Kraftsignale wurden parallel zur EMG-Muskelaktivität aufgezeichnet (Abbildung 2C, D).

Die EMG-Aktivitäten von zwei Muskeln des rechten Arms (langer BB und TB) und von zwei Muskeln des rechten Beins (RF und VL) wurden während der Studie simultan aufgezeichnet (Abbildung 2B). Bipolare EMG-Oberflächenelektroden (Durchmesser: 1 cm, Abstand zwischen den Elektroden: 2 cm) wurden mit medizinischem Klebeband über der distalen Hälfte des Muskelbauchs angebracht. Am Knöchel wurde eine handelsübliche Erdungselektrode angebracht. Die Haut unter jeder EMG-Elektrode wurde rasiert und dann mit einem Scheuergel abgerieben und mit Alkohol (Ethyl-Propanol) gereinigt, um den Widerstand zwischen der Elektrode und der Hautoberfläche zu minimieren. Gelenkverschiebungen beim

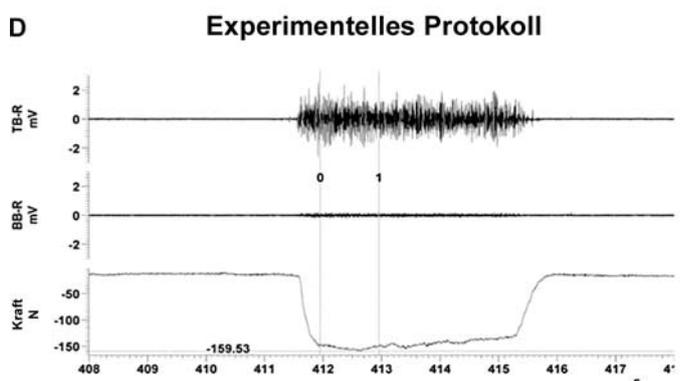
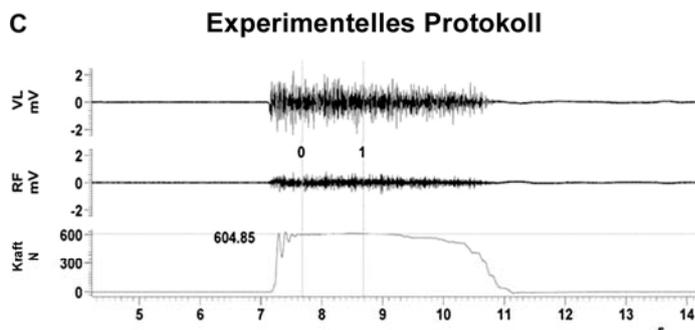
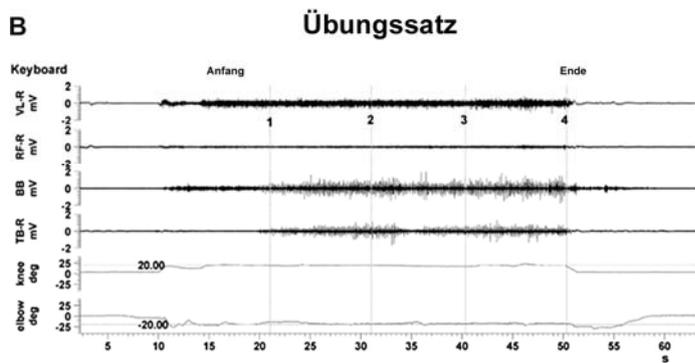
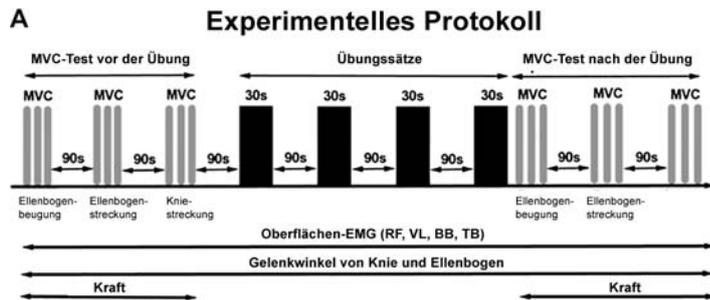
Beugen/Strecken von Knie und Ellenbogen wurden kontinuierlich mit zwei vorverstärkten Elektrogoniometern (Biometrics Ltd., Gwent, Vereinigtes Königreich) gemessen, die mit doppelseitigem medizinischem Klebeband seitlich an den rechten Ellenbogen- und rechten Kniegelenken angebracht wurden (Abbildung 2B). Die Ellenbogen- und Kniewinkel standen bei voller Gelenkstreckung bei null ( $180^\circ$ -Winkel) zwischen Oberarmknochen und Radius und zwischen Oberschenkelknochen und Wadenbein). Während jedes Durchgangs erhielten die Studiensubjekte ein visuelles Feedback in Bezug auf die Winkelposition von Knie und Ellenbogen, damit sie dauerhaft die entsprechende Position halten konnten. Der Übungsstab wurde in der dominanten (rechten) Hand des Studiensubjektes seitlich weg vom Körper im Ellenbogenbeugewinkel von  $20^\circ$  gehalten, während das Studiensubjekt sich in der Hockposition auf dem rechten Bein befand (Knie im  $20^\circ$ -Winkel gebeugt). Während der Ausführung der Übungen ließen die Studiensubjekte ihren nicht dominanten (linken) Arm in einer entspannten pronierten Position und das nicht dominante (rechte) Knie gebeugt, um sicherzustellen, dass der Fuß den Boden nicht berührt.

*Datenerfassung.* EMG-Daten wurden kontinuierlich und simultan zu den Kraft- und Gelenkwinkeldaten während der gesamten Tests über einen Analog-Digital-Konverter (ADC, 1401 power, CED, Cambridge, Vereinigtes Königreich) und unter Verwendung von Spike2-Datenerfassungssoftware (CED) erfasst. Die EMG-Signale wurden in den aktiven Elektroden (x330, B&L Engineering, Santa Ana, CA, USA) vorverstärkt und im Konditionierungssystem (x3000, 1902 CED) weiter verstärkt. Die Signale der Elektrogoniometer wurden in einer am Gürtel des Studiensubjektes angebrachten Einheit vorverstärkt und online über den ADC zum PC übertragen. Die Probenfrequenz für die EMG-Signale lag bei 2 kHz, 200 Hz für die elektrogoniometrischen Aufzeichnungen (Ellenbogen- und Kniegelenke) und 200 Hz für die Kraft. Während der MVC-Tests für die Ellenbogenbeugung und -streckung wurden die EMG-Signale lediglich vom BB- und TB-Muskel (Abbildung 2D) aufgezeichnet, und während der MVC-Tests für die Kniestreckung wurden die EMG-Signale lediglich vom RF- und VL-Muskel (Abbildung 2C) aufgezeichnet. Während der Ausführung der Übungen wurde die EMG-Aktivität simultan für alle vier Studienmuskel parallel zur Verschiebung

## Akute Effekte von Übungendem Flexi-Bar

des Ellenbogen und Kniegelenks aufgezeichnet (Abbildung 2B).

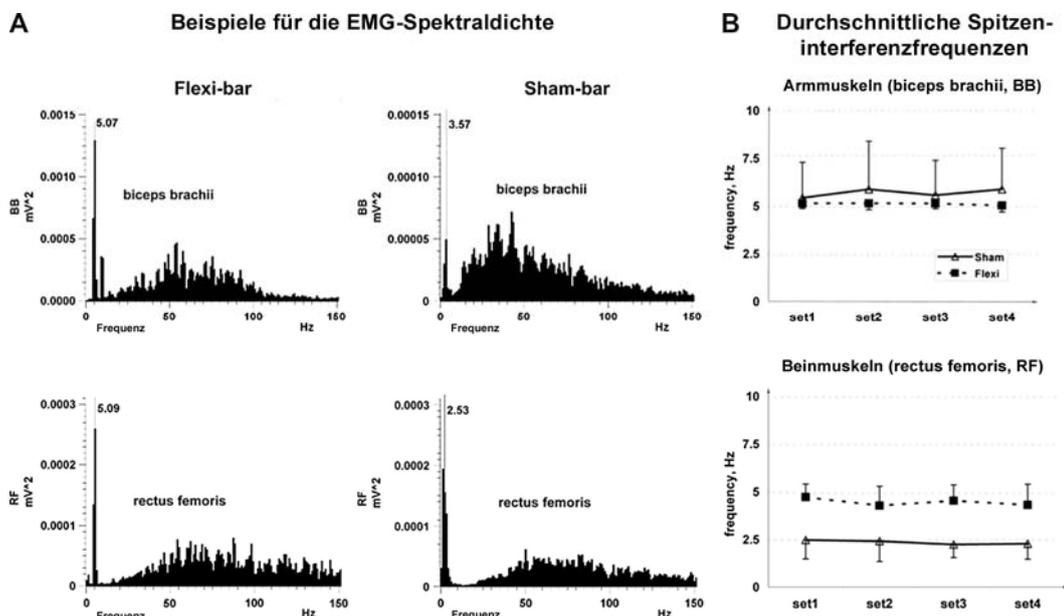
*Datenanalyse.* Die Offline-Datenanalyse erfolgte über ein maßgeschneidertes Skript, das mit Hilfe von Spike2 (CED) erstellt wurde. Der Grad der Muskelaktivierung während der Tests wurde durch die



**Abbildung 2.** A) Experimentelles Protokoll B) und Beispiele für die während der Übungssätze und C,D) während der MVC-Tests vor und nach der Übung aufgezeichneten Signale. B) Elektromyographische (EMG) Aktivität der Muskeln biceps brachii (BB), triceps brachii (TB), rectus femoris (RF) und vastus lateralis (VL) wurde simultan für die Ellenbogen- und Kniegelenkwinkel während der Übungssätze aufgezeichnet. Cursor 1 und 2 zeigen die ersten 10 Sekunden (Anfang) und Cursor 3 und 4 die letzten 10 Sekunden (Ende) eines Übungssatzes an. C) Während der Leistungstests vor und nach der Übung wurde die Anspannungskraft (N) parallel zur RF- und VL-EMG-Aktivität bei den MVCs der Kniestreckung D), und zur BB- und TB-EMG-Aktivität bei Ausführung von Ellenbogen-MVCs in Beugung und Streckung aufgezeichnet. Cursor 0 und 1 zeigen die Zeitspanne von einer Sekunde an, die der Berechnung der MVC-Parameter dient.

RMS-EMG-Amplitude quantifiziert, und die zu einer Veränderung beitragenden Faktoren wurden vom MDF der EMG-Signaldichte überprüft. Die EMG-Aufzeichnungen wurden mit einer 20-Hz-Ausschneidefrequenz Hochpassgefiltert, um Bewegungsartefakte vor der Parameterberechnung zu entfernen. Die Frequenzverteilung wurde per Fast Fourier Transformation mit einer Blockgröße von 512 Millisekunden unter Einsatz einer Hanning-Fensterfunktion berechnet und zwischen 0 und 1.000 Hz in 256 Bins bei einer Auflösung von 3.906 Hz dargestellt. Während der MVC-Tests wurde die Belastungsspitze als Mittelwert über den Zeitraum von einer Sekunde um den höchsten erreichten Kraftgrad für jeden Versuch berechnet. Dieser Zeitraum umfasste nicht das erste Anspannungssegment (Dauer etwa 0,5 Sekunden), damit die Zeitspanne der Kraftentwicklung nicht in die Messung einfluss (Abbildung 2C, D). Die EMG-Parameter wurden für jeden Muskel von dem ausgewählten 1-Sekunden-Zeitraum für die drei ersten MVC-Tests (Abbildung 2C, D) berechnet. Der MVC-Test vor der Übung mit der größten, während jeder Aktion (Ellenbogenbeugung, Ellenbogenstreckung und Kniestreckung) registrierten Kraft wurde als MVC-Basiswert zur nachfolgenden Analyse herangezogen. Der normalisierte Wert zwischen den ersten MVC-Parametern und den MVC-Parametern nach der Übung wurde errechnet, um die akuten Restveränderungen der Muskelaktivierung (EMG) und die Leistungsstärke (MVC-Kraft) zu quantifizieren, die durch die Übungsprotokolle angezeigt wurden. Während der Übungsausführung wurden die EMG-Parameter, die die Durchschnittswinkel der Knie- und Ellenbogengelenke und die Spitze-Spitze-Winkelgeschwindigkeiten für die ersten 10 Sekunden (Sekunde 0-10) und für die letzten 10 Sekunden

## Akute Effekte von Übungendem Flexi-Bar



**Abbildung 3.** Analyse der in die EMG-Aufzeichnungen aufgenommenen Interferenzfrequenzen der Arm- (biceps brachii) und Beinmuskeln (rectus femoris), die durch die Ausführung von Flexi-Bar- oder Placebo-Stab-Übungen ausgelöst wurden. A) Beispiel der EMG-Spektraldichte, berechnet aus einem Flexi-Bar- und einem Placebo-Stab-Durchgang (vergrößerte Sicht zeigt die detaillierte Frequenzverteilung im unteren Bereich (bis zu 150 Hz)). B) Durchschnittliche ( $n = 9$ ; mittlerer  $\pm$  SEM) Populationswerte der in den EMG-Signalen festgestellten Niedrigfrequenzinterferenz beim Training mit einem Flexi-Bar oder einem Placebo-Stab.

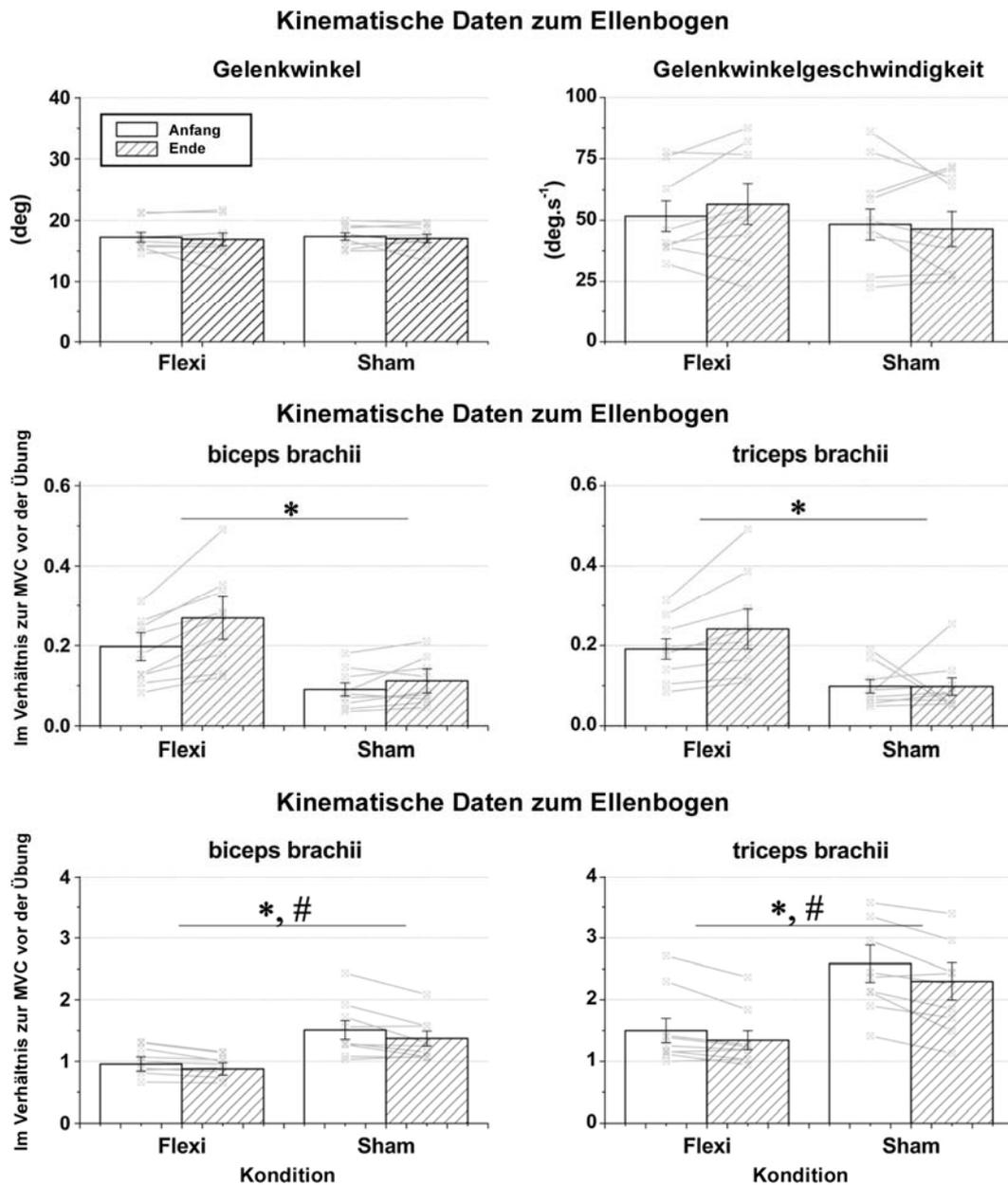
(Sekunde 20-30) jeder Übung für beide Bedingungen (Flexi-Bar und Placebo-Stab, Abbildung 2B) berechnet. Die Winkelgeschwindigkeiten von Knie und Ellenbogen wurden unter Anwendung eines digitalen Differenzierungsfilters (Spike2, CED) auf die winkelförmige Gelenkverschiebung berechnet und parallel zu den übrigen Daten angezeigt. Die winkelförmigen Gelenkverschiebungen von Knie und Ellenbogen und die Geschwindigkeitssignale wurden mit einer Zeitkonstante von 0,05 Millisekunden geglättet, um die Hochfrequenzgeräuschinterferenzen zu entfernen. Die Parameter wurden für jedes Zeitsegment (Anfang und Ende) über die vier in einem Durchgang abgeschlossenen Übungssätze für jedes Studiensubjekt und jede Kondition gemittelt und als Populationsdurchschnittswert (mittlerer  $\pm$  SEM) angezeigt. Die Schwelle für die Muskelaktivierung während der Übungssätze wurde als größer als der mittlere  $\pm$  2SD-Basiswert jedes EMG-Kanals festgelegt. Die Basiswertaktivierung wurde aus einer 1-Sekunden-Zeitspanne zu Beginn jedes Durchgangs berechnet, wenn die Muskeln der Studiensubjekte völlig entspannt waren.

Zur Quantifizierung der Flexi-Bar-Bewegung wurden über ein bei 60 Hz und über die Q-Trac-Software laufendes, automatisiertes, zweidimensionales Bewegungsanalyzesystem (*Qualysis ProReflex*) kinematische Daten der Stabbewegung erhoben. Ein Beispiel für die während einer 4-Sekunden-Übung (ab Beginn der Bewegung bis zur Stabilisierung) aufgezeichneten Daten wird in Abbildung 1 dargestellt. Das kinematische Modell basierte auf den Koordinatenpositionen von drei Markern, die am oberen und unteren Ende sowie in der Mitte (Handgriff) des Stabs angebracht wurden. Außerdem wurde die Vibrationsfrequenz,

die während der Ausführung der Übungen mit dem Flexi-Bar oder dem Placebo-Stab an die Arm- und Beinmuskeln übertragen wurden, quantifiziert und durch Analyse der spektralen Dichte der EMG-Rohsignale für BB und RF verglichen (vor Anwendung des Hochpassfilters). Die Frequenz mit maximaler Kraft in der spektralen Verteilung unter 20 Hz wurde für jede Kondition (Flexi-Bar oder Placebo-Stab) und jedes Zeitsegment (Anfang oder Ende eines Sets, Abbildung 3) ermittelt.

### Statistische Analysen

Die Zuverlässigkeit der Messungen der Muskelstärke (MVC-Kraft) und der EMG-Signale (RMS und MDF) wurde über ein einseitiges, zufälliges Einzelmessungsmodell [1,1] getestet, um die innerhalb der Klasse auftretenden Korrelationskoeffizienten (ICCs) für die vor der Übung in beiden Durchgängen erhobenen MVC-Daten berechnen zu können. Anfangs erfolgte eine Abweichungsanalyse von 3-Wiederholungsfaktoren (ANOVA; Kondition [Flexi-Bar vs. Placebo-Stab]; Satz [4 Level]; Zeit [2 Level: Anfang vs. Ende]) anhand der EMG- und der kinematischen Parameter, die während der Übung ermittelt wurden. Es gab jedoch keine wesentlichen Haupt- oder Interaktionseffekte in Bezug auf den Faktor „Satz“, und daher wurden die durchschnittlichen Parameterwerte der beiden Zeitpunkte (Anfang und Ende des Sets) über die Sätze gemittelt. So wurde eine zweiseitige ANOVA (Zeit vs. Kondition) separat auf die Daten der MVC-Tests (Kraft und EMG-Parameter) und der Übungssätze (Gelenkwinkel, Gelenkwinkelgeschwindigkeit und EMG-Parameter) angewandt. Die statistischen Analysen der EMG-Daten wurden anhand der zu den entsprechenden Parameterwerten passenden normalisierten Werte



**Abbildung 4.** Durchschnittliche kinematische Populationsdaten der Ellenbogengelenkbewegung (Gelenkwinkel und Winkelgeschwindigkeit) und EMG-Parameter der Armmuskulatur (biceps brachii und triceps brachii), aufgezeichnet zu Beginn (weiße Balken) und zum Ende (gestrichelte Balken) der Übung und gemittelt über die mit dem Flexi-Bar oder dem Placebo-Stab durchgeführten Übungssätze ( $n = 9$ ; mittlerer  $\pm$  SEM). Die Linien (hellgrau) zeigen die einzelnen Parameterwerte für jedes Studiensubjekt an. Symbole zeigen signifikante Unterschiede an zwischen: \*Konditionen (Flexi vs. Placebo); #Zeitpunkte (Anfang vs. Ende). Das statistische Signifikanzniveau wurde auf  $p < 0,05$  gesetzt.

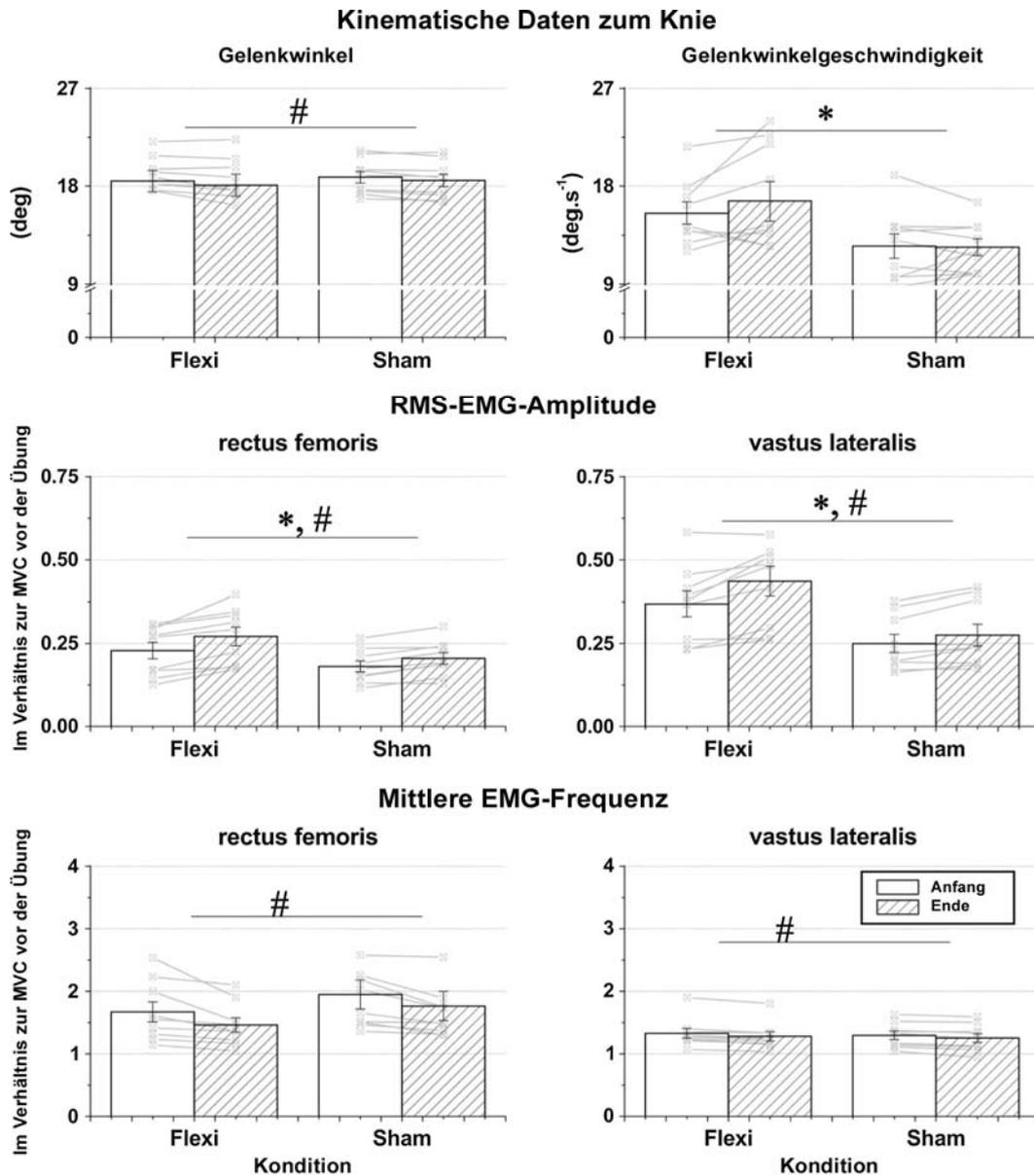
abgeschlossen, die aus dem ersten MVC-Test (vor der Übung) abgeleitet wurden. Das statistische Signifikanzniveau wurde auf  $p \leq 0,05$  festgelegt.

#### ERGEBNISSE

Der für die MVC-Kraft ermittelte ICC-Bereich ( $ICC = 0,80-0,87$ ), die EMG-RMS-Amplitude ( $ICC = 0,64-0,81$ ) und MDF ( $ICC = 0,56-0,77$ ) zeigten eine mittlere bis gute Reproduzierbarkeit der in der Studie angewandten

Maßnahmen an. Die Analyse der Flexi-Bar-Bewegung zeigte, dass der Zeitspanne des Bewegungsbeginns, die etwa 3-5 Sekunden dauerte, die Flexi-Bar-Bewegung für die verbleibende Übungsdauer (insgesamt 30 Sekunden) stabil blieb. Der Bereich der Verschiebungen der Flexi-Bar-Enden entlang der X-Achse lag zwischen +20 und -20 cm, was zu einer durchschnittlichen Spitzenbewegungsgeschwindigkeit von etwa  $5 \text{ m s}^{-1}$  (oberes X und unteres X, Abbildung 1) führte. Die Verschiebung und die Bewegungsgeschwindigkeit des am Griffpunkt des Flexi-Bar (Griff X) angebrachten Markers

Akute Effekte von Übungendem Flexi-Bar



**Abbildung 5.** Durchschnittliche Gelenkwinkel und Winkelgeschwindigkeit der Kniebewegung und EMG-Parameter der Beinmuskellaktivität (rectus femoris und vastus lateralis), aufgezeichnet zu Beginn (weiße Balken) und zum Ende (gestrichelte Balken) der Übung und gemittelt über die mit dem Flexi-Bar oder dem Placebo-Stab durchgeführten Übungssätze (n = 9; mittlerer ± SEM). Die Linien (hellgrau) zeigen die einzelnen Parameterwerte für jedes Studiensubjekt an. Symbole zeigen signifikante Unterschiede an zwischen: \*Konditionen (Flexi vs. Placebo); #Zeitpunkte (Anfang vs. Ende). Das statistische Signifikanzniveau wurde auf  $p < 0,05$  gesetzt.

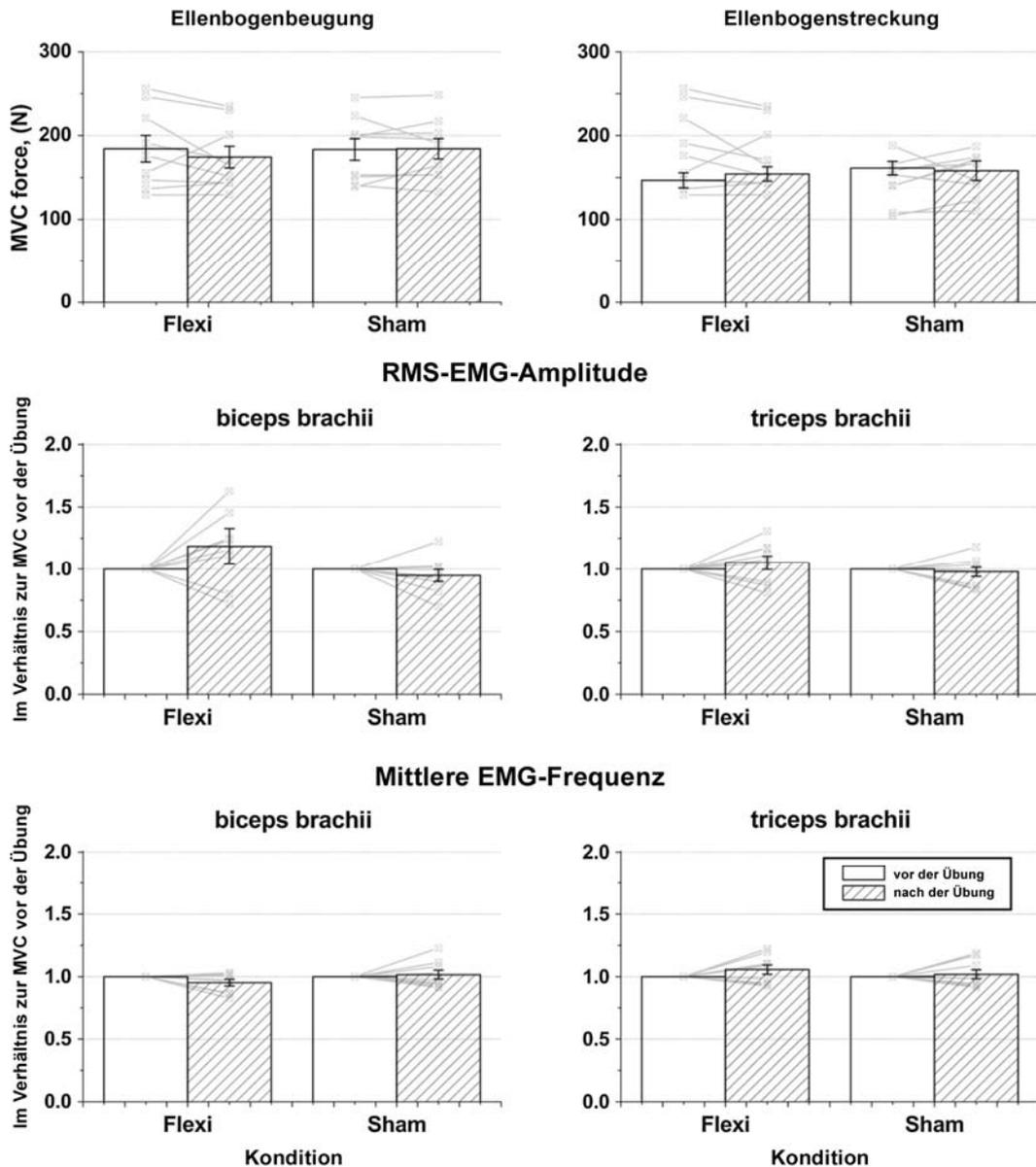
waren unbedeutend. Die Illustration der X-Geschwindigkeit zeigt auch die 5-Hz-Wiederholungsrate der Flexi-Bar-Bewegung (5 Zyklen s<sup>-1</sup>).

Abbildung 2B zeigt ein Beispiel für die Signale (Ellenbogen- und Kniewinkel und EMG), die von einem repräsentativen Studiensubjekt während der Ausführung eines Übungs-Sets mit dem Flexi-Bar aufgezeichnet wurden. Die durch das Schütteln des Stabs während der Übungssätze in die EMG-Signale eingeführten Interferenzfrequenzen waren bei den Konditionen identisch für die EMG-Aktivität der Armmuskeln (5,12 ± 0,05 vs. 5,70 ± 0,11 Hz, Flexi-Bar vs. Placebo-Stab,  $p > 0,05$ , Abbildung 3), wichen jedoch in Bezug auf die Beinmuskeln

signifikant voneinander ab (4,49 ± 0,10 vs. 2,39 ± 0,05 Hz, Flexi-Bar vs. Placebo-Stab,  $p < 0,0001$ , Abbildung 3).

Die durchschnittlichen Werte in Bezug auf Gelenkwinkel bei der Ellenbogenbeugung (17,3 ± 0,8° vs. 17,4 ± 0,6°) und der Winkelgeschwindigkeiten (52 ± 6°·s<sup>-2</sup> vs. 48 ± 6°·s<sup>-2</sup>), die während der Übungssätze registriert wurden, waren bei den Konditionen ausgeglichen (Flexi-Bar vs. Placebo-Stab,  $p > 0,05$ , Abbildung 4).

## MVC-Spitzenbelastung

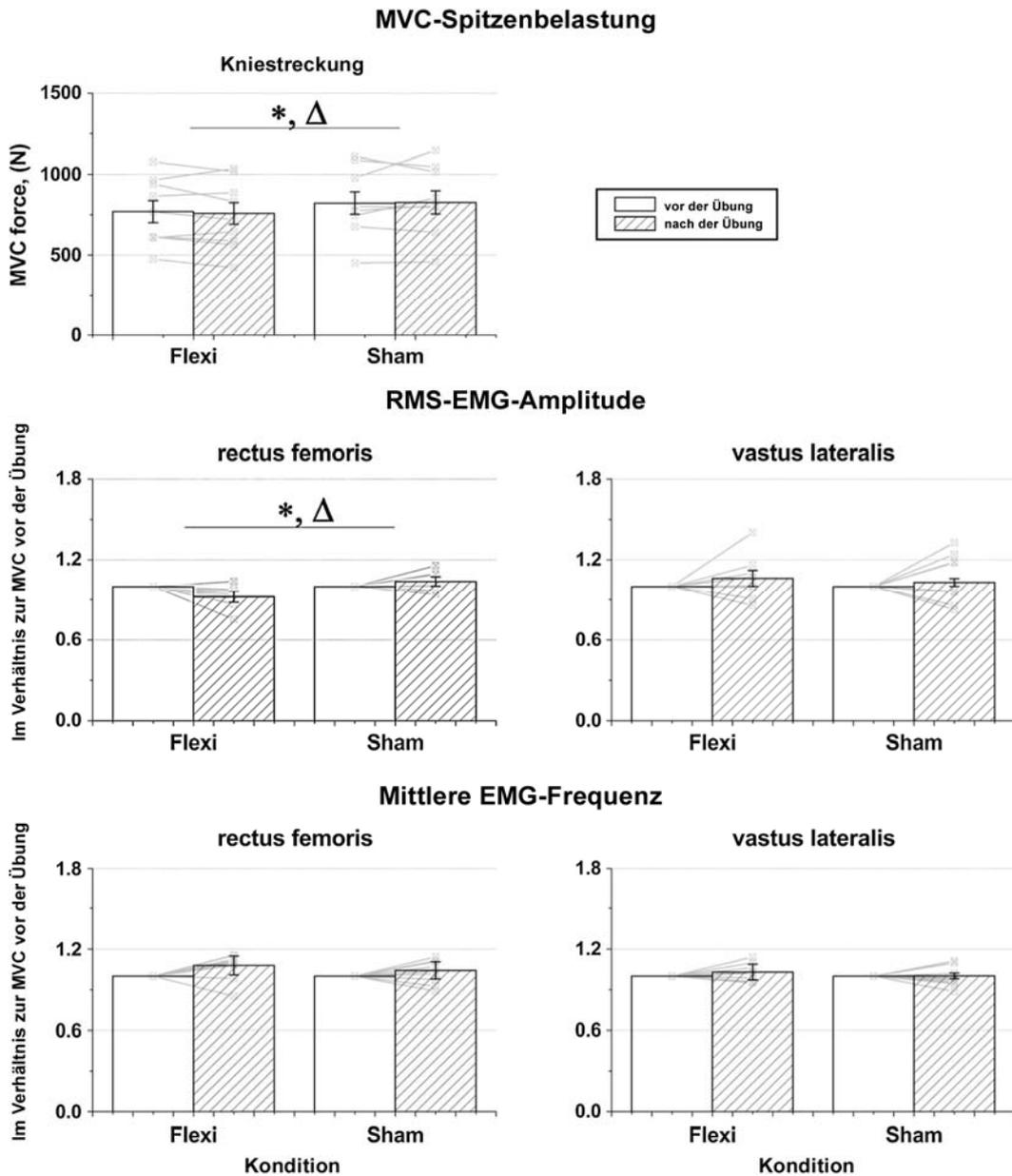


**Abbildung 6.** Durchschnittliche ( $n = 9$ ; mittlerer  $\pm$  SEM) Spitzenbelastung und normalisierte Veränderungen der EMG-Parameter der Armmuskulaktivität (biceps brachii und triceps brachii), berechnet aus den Tests zur maximalen willentlichen isometrischen Anspannung bei der Ellebogenbeugung und -streckung, durchgeführt vor (weiße Balken) und direkt nach (gestrichelte Balken) vier Übungssätzen á 30 Sekunden mit dem Flexi-Bar oder dem Placebo-Stab. Die Linien (hellgrau) zeigen die einzelnen Parameterwerte für jedes Studiensubjekt an. Es gab keine signifikanten Unterschiede bei den berechneten Parametern zwischen den Konditionen (Flexi vs Placebo) und/oder Zeitpunkten (Beginn vs. Ende). Das statistische Signifikanzniveau wurde auf  $p < 0,05$  gesetzt.

Die EMG-Aktivität der Armmuskeln verzeichnete wesentlich höhere RMS-Amplituden (BB:  $203 \pm 227\%$ ,  $p = 0,029$ ; TB:  $177 \pm 234\%$ ,  $p = 0,012$ ) und eine wesentlich niedrigere mittlere Spektralfrequenz (BB:  $-32 \pm 25\%$ ,  $p = 0,015$ ; TB:  $-40 \pm 13\%$ ,  $p < 0,001$ ) während der Flexi-Bar-Übung als bei der Placebo-Stab-Übung (Hauptkonditionseffekt, Abbildung 4). Auch die mittlere EMG-Frequenz war in den letzten 10 Sekunden wesentlich niedriger als in den ersten 10 Sekunden

der Sätze für beide getesteten Armmuskeln (BB,  $-8 \pm 9\%$ ,  $p = 0,015$ ; TB,  $-11 \pm 9\%$ ,  $p = 0,001$ ), doch die EMG-Amplitude änderte sich nicht signifikant im Zeitverlauf für den TB-Muskel und war beim BB-Muskel lediglich am Ende der Übungssätze tendenziell höher ( $37 \pm 75\%$ ,  $p = 0,057$ ) (Abbildung 4).

## Akute Effekte von Übungendem Flexi-Bar



**Abbildung 7.** . Durchschnittliche ( $n = 9$ ; mittlerer  $\pm$  SEM) MVC-Spitzenbelastung und normalisierte Veränderungen der EMG-Parameter der Beinmuskulatur (rectus femoris und vastus lateralis), berechnet aus den MVC-Tests zur Kniestreckung, durchgeführt vor (weiße Balken) und direkt nach (gestrichelte Balken) vier Übungssätzen à 30 Sekunden mit dem Flexi-Bar oder dem Placebo-Stab. Die Linien (hellgrau) zeigen die einzelnen Parameterwerte für jedes Studiensubjekt an. Symbole zeigen an: \*signifikante Unterschiede zwischen den Konditionen (Flexi vs Placebo) ▲ signifikante Interaktionseffekte Zeit vs. Kondition. Das statistische Signifikanzniveau wurde auf  $p < 0,05$  gesetzt.

Die durchschnittlichen Kniegelenkbeugewinkel ( $18,5 \pm 1,0^\circ$  vs.  $18,8 \pm 0,5^\circ$ ) variierten innerhalb der Durchgänge nicht (Hauptkonditionseffekt, Flexi-Bar vs. Placebo-Stab,  $p > 0,05$ , Abbildung 5), doch die Winkelgeschwindigkeit des Knies war bei der Flexi-Bar-Übung im Vergleich zur Placebo-Stab-Übung signifikant höher ( $15,5 \pm 1^\circ \cdot s^{-1}$  vs.  $12,5 \pm 1^\circ \cdot s^{-1}$  Flexi-Bar vs. Placebo-Stab,  $p = 0,024$ , Abbildung 5). Auch ein kleiner, aber signifikanter Rückgang des Kniegelenkbeugewinkels wurde am Ende des Satzes bei beiden Konditionen beobachtet ( $-2 \pm 1\%$  vs.  $-1,7 \pm 0,5\%$ , Flexi-Bar vs. Placebo-Stab,  $p = 0,007$ , Abbildung 5). Parallel

dazu wurden signifikant höhere RMS-Amplituden der EMG-Aktivität der Beinmuskeln während der Flexi-Bar- vs. Placebo-Stab-Übung festgestellt (Hauptkonditionseffekt, RF:  $32 \pm 36\%$ ; VL:  $57 \pm 37\%$ ,  $p = 0,001$ ,  $p = 0,03$ ), doch die mittleren EMG-Frequenzen wichen in den Durchgängen nicht voneinander ab ( $p > 0,05$ , Abbildung 5). Außerdem gab es

einen signifikanten Haupteffekt in Bezug auf die Dauer der Übungen sowohl bei der RMS-EMG-Amplitude (RF:  $17 \pm 11\%$ ,  $p < 0,001$ ; VL:  $14 \pm 15\%$ ,  $p = 0,011$ ) als auch bei der mittleren EMG-Frequenz (RF:  $-10 \pm 7\%$ ,  $p = 0,001$ ; VL:  $-4 \pm 2\%$ ,  $p = 0,008$ ) beider Beinmuskeln (Abbildung 5).

Übungsinduzierte Veränderungen der muskulären Leistung wurden durch einen Vergleich der MVC-Parameter für die Ellenbogenbeugung und -streckung und für die Kniebeugung vor und nach der Übung quantifiziert. Abbildung 2 zeigt Beispiele der Kraft- und EMG-Signale, die von einem repräsentativen Studiensubjekt während der MVC-Tests bei der Kniestreckung (Abbildung 2C) und der Ellenbogenstreckung (Abbildung 2D) aufgezeichnet wurden. Es wurden keine zeit- und konditionsabhängigen Unterschiede zwischen den EMG- und Kraftparametern festgestellt, die die Armmuskelaktivität und die muskuläre Leistung während der MVC-Tests quantifizierten (Abbildung 6). Es wurden jedoch signifikante Hauptkonditions- und Zeit-vs.-Kondition-Interaktionseffekte gefunden, als man die Werte der MVC-Kraft bei der Kniestreckung ( $p = 0,048$ ) und der RF-EMG-Amplitude ( $p = 0,039$ , Abbildung 7) vor und nach der Übung miteinander verglich. Im Vergleich zu den Durchgängen mit dem Placebo-Stab waren diese Messwerte bei den Durchgängen mit dem Flexi-Bar sowohl vor als auch nach der Übung niedriger (MVC:  $-3 \pm 7\%$  vs.  $+3 \pm 9\%$ ,  $p = 0,048$ ; RF RMS:  $-8 \pm 5\%$  vs.  $+4 \pm 9\%$ ,  $p = 0,039$ ; Flexi-Bar vs. Placebo-Stab; Abbildung 7). Die VL-EMG-Aktivität während der MVCs wurde weder von der Kondition noch von der Dauer wesentlich beeinflusst ( $p > 0,05$ , Abbildung 7).

## DISKUSSION

Das Hauptergebnis dieser Studie war, dass die in der einbeinigen Hockposition ausgeführte Übung mit dem Flexi-Bar zu spezifischen, akuten Anpassungen der muskulären Aktivität der direkt an der Übung beteiligten Muskeln geführt hat. Bei der Übung mit dem Flexi-Bar zeigten sich eine signifikant höhere EMG-Amplitude sowie eine signifikant niedrigere mittlere EMG-Spektralfrequenz der Aktivität der Muskeln, die dem Flexi-Bar nah waren (d.h. der Muskeln in dem den Stab haltenden Arm) im Vergleich zum Kontrolldurchgang mit dem Placebo-Stab. Die Amplitude der EMG-Aktivität in den studierten Beinmuskeln (RF und VL) stieg bei der Nutzung des Flexi-Bar ebenfalls signifikant an, doch das EMG-Kraftspektrum variierte bei den beiden Konditionen nicht wesentlich. Des Weiteren wurden signifikante zeitabhängige Veränderungen (erhöhte EMG-Amplitude und reduzierte MDF zum Ende der Übungssätze hin) bei der Aktivität sowohl der Arm- als auch der Beinmuskeln beobachtet. Dieses Änderungsmuster mit voranschreitender Zeit unterschied sich bei den beiden Konditionen nicht wesentlich, was nahelegt, dass die beobachteten zeitlichen Auswirkungen höchstwahrscheinlich auf die Anpassung der Muskelaktivierung an die verlängerte Übungsdauer oder auf das Einsetzen von Müdigkeitserscheinungen zurückzuführen sind.

Es gab keine Veränderungen der Kraft der isometrischen Ellenbogenbeugung oder -streckung nach der Übung mit dem

Flexi-Bar, was darauf schließen lässt, dass der Flexi-Bar-Stimulus allein nicht stark genug und/oder dass die Dauer der Übung nicht lang genug war, um zu signifikanten Restveränderungen der Leistung der Armmuskeln nach der Übung zu führen. Es wurde jedoch eine signifikante Reduzierung der isometrischen Kraft der Kniestreckung nach der Übung festgestellt. Es scheint, dass die Kombination der instabilen Haltung in der einbeinigen Hockposition mit der Flexi-Bar-Übung ausreichte, um zu akuten Restveränderungen der Beinmuskelaktivierung und muskulären Leistung zu führen.

Die Gelenkwinkel von Knie und Ellenbogen und die Winkelgeschwindigkeit des Ellenbogens wichen bei den Durchgängen nicht voneinander ab, was belegt, dass die kinematischen Bedingungen der Flexi-Bar-Übung in der Placebo-Stab-Übung gut reproduziert wurden. Die ICC-Werte für die Kraft- und EMG-Messungen, die aus den im Rahmen der vor der Übung durchgeführten MVC-Tests für beide Durchgänge erhoben wurden, demonstrierten eine mittlere bis gute Zuverlässigkeit in Übereinstimmung mit zuvor berichteten Zuverlässigkeitsmessungen in Bezug auf den Spitzendrehmoment und die EMG-Daten während dynamischer und isometrischer Anspannungen (20). Daher lassen sich die festgestellten Unterschiede bei der MVC-Kraft und den Muskelaktivierungsparametern (EMG-Amplitude und MDF) zwischen den verschiedenen Konditionen nicht den Unterschieden bei der Haltungscharakteristik oder der Datenvariabilität zuschreiben.

Der Flexi-Bar soll einen niederfrequenten, vibrationsartigen Stimulus (5 Hz) über den Kontaktpunkt (Hand) hin zu den übrigen Teilen des Körpers erzeugen, obwohl dies bisher noch nicht direkt quantifiziert wurde. Man weiß, dass die mechanische Vibration eine Interferenz in das EMG-Signal auf der Übermittlungsebene der Vibration induziert (2). Im Rahmen der vorliegenden Studie deckte die Analyse der Kraftspektren der EMG-Signale vor der Entfernung der Bewegungsartefakte Frequenzspitzen bei etwa 5 Hz in der Arm- und Beinmuskelaktivität für die Flexi-Bar-Durchgänge und in der Armmuskelaktivität bei den Placebo-Stab-Durchgängen auf, wenn auch in wesentlich geringerem Ausmaß (Abbildung 3). Interferenzspektralspitzen bei  $2,4 \pm 0,1$  Hz wurden in der Beinmuskelaktivität bei den Placebo-Stab-Durchgängen registriert. Dies legt nahe, dass die Flexi-Bar-Übung für eine erfolgreiche Weiterleitung der 5-Hz-Vibration in die Armmuskeln gesorgt hat, die effektiv von der Hand durch den Arm und Rumpf bis zu den Beinmuskeln geleitet wurde, zumindest, wenn sich das Studiensubjekt in der einbeinigen Hockposition befand. Es wird direkter Messungen der die Muskeln erreichenden Beschleunigung bedürfen, um die durch den Flexi-Bar entstehende Vibrationsübertragung zu quantifizieren.

Abercromby et al. quantifizierten kürzlich die Vibrationsübertragung durch den Körper im Stehen auf einer Ganzkörpervibrationsplattform (1). Das muskuloskeletale System verlässt sich auf eine Reihe passiver Mechanismen zur Abschwächung der Amplitude und Frequenz einer kontinuierlichen sinusoiden Vibration. Knochen und

## Akute Effekte von Übungendem Flexi-Bar

Weichgewebe sind zwei bemerkenswerte biologische Materialien, die die Verbreitung eines solchen Stimulus verhindern können. Bei verlängerter Aussetzung einer Vibration werden jedoch diese passiven Mechanismen allein nicht in der Lage sein, die entstehende Energie erfolgreich zu dämpfen (14), und es bedarf der Einflussnahme aktiver Mechanismen, einschließlich Muskelaktivierung und Veränderungen der segmentalen Geometrie, um Verletzungen von weiter rumpfwärts gelegenen Körperteilen zu vermeiden (19).

Die vorliegenden Ergebnisse zeigten signifikant höhere EMG-Amplituden (alle studierten Muskeln) und geringere MDF (Armmuskeln) des EMG-Kraftspektrums bei Einsatz des Flexi-Bar im Vergleich zum Placebo-Stab. Da die kinematischen Daten zwischen den Durchgängen gut abgeglichen wurden, können diese Abweichungen mit der durch den Flexi-Bar entstehenden Vibration (5 Hz) zusammenhängen. Es ist jedoch nicht möglich festzustellen, ob die beobachteten Unterschiede in der Muskelaktivität und -leistung zwischen den Konditionen und ihre Veränderungen im Laufe der Zeit auf den Stab selbst oder die durch die Verwendung des Flexi-Bar entstehenden Haltungsschwankungen zurückzuführen sind. Die erhöhte EMG-Amplitude zeigt die gesteigerte Muskelaktivierung (Häufigkeitscodierung und Einsatz der Motoreinheit). Die Abnahme der mittleren Frequenz reflektiert periphere (Reduzierung des Muskelfaseraktionspotenzials in Bezug auf die Anspannungsgeschwindigkeit) und zentrale Veränderungen (synchrones Abfeuern der Motoreinheiten und Hinzuziehen neuer Motoreinheiten) (3,28). Es ist unwahrscheinlich, dass solche Unterschiede innerhalb der ersten 10 Sekunden der Übungssätze auf Ermüdungserscheinungen zurückzuführen sind. Die beobachteten niedrigeren MDF-Werte in den Flexi-Bar-Durchgängen sind höchstwahrscheinlich auf die vibrationsinduzierte, gesteigerte Synchronisierung der Motoreinheit zurückzuführen, wie bereits zuvor nahegelegt (23).

Die RMS-EMG-Amplitude stieg im Zeitverlauf (Vergleich der ersten 10 Sekunden der Übungssätze mit den letzten 10 Sekunden) bei den Muskeln BB, RF und VL signifikant an. Parallel dazu wurde im Zeitverlauf eine signifikante Abnahme der MDF-Werte für alle untersuchten Muskeln beobachtet, was auf eine Ermüdung der Muskeln bei beiden experimentellen Konditionen schließen lässt (4,21). Höchstwahrscheinlich sind die größeren, zeitabhängigen Veränderungen der EMG-Aktivität der Beinmuskeln (RF und VL) eher auf die höheren Anforderungen in Bezug auf die Stabilität der Haltung in der einbeinigen Hockposition bei Ausführung der Übung als auf die Ablenkung durch den Vibrationsstimulus zurückzuführen (2,7). Bereits im Vorfeld wurde nachgewiesen, dass die Ganzkörpervibration in der einbeinigen Hockposition zu wesentlich höheren EMG-Amplituden führt als in der zweibeinigen Hockposition (31), was durch die Ergebnisse der vorliegenden Studie bestätigt wird. In den Flexi-Bar-Durchgängen folgte auf diese myoelektrischen Manifestationen von muskulärer Ermüdung eine geringe Abnahme (signifikant für die Kniestreckung und nicht

signifikant für die Ellenbogenbeugung) bei der MVC-Kraft, gemessen nach der Übung, was auf eine erhöhte Muskelermüdung im Vergleich zu den Placebo-Stab-Durchgängen schließen lässt.

### PRAKTISCHE ANWENDUNG

Das Potenzial des Flexi-Bar zur Abgabe eines stärkeren Trainingsstimulus an den Muskel während submaximaler Übungen erscheint vielversprechend. Das Schütteln des Flexi-Bar führte zu einer stark niederfrequenten Vibration entweder direkt über die Stabbewegung oder indirekt durch Steigerung der Haltungsschwingung. Dadurch wurden die Muskelaktivierungsgrade während der Flexi-Bar-Übung potenziert. Im Ergebnis wurde eine gesteigerte Ermüdungsentwicklung erreicht (geringere maximale isometrische Kniestreckungskraft), was potenziell zu einer Steigerung der Effizienz der Trainingsprotokolle führen könnte, insbesondere im Rahmen von Rehabilitationsmaßnahmen oder bei gebrechlichen Personen, die lediglich mit geringer Intensität oder für kurze Dauer trainieren können. Es bedarf weiterer Untersuchungen zur Feststellung, ob ein längslaufendes Flexi-Bar-Übungsprogramm eine effektive Trainingstechnik sein könnte.

### QUELLENANGABEN

1. Abercromby, AFJ, Amonette, WE, Layne, CS, McFarlin, BK, Hinman, MR und Paloski, WH. Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *MedSciSports Exerc* 39: 1794-1800, 2007.
2. Abercromby, AFJ, Amonette, WE, Layne, CS, McFarlin, BK, Hinman, MR und Paloski, WH. Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *MedSciSports Exerc* 39: 1642-1650, 2007.
3. Bigland-Ritchie, B, und Woods, JJ. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve* 7: 691-699, 1984.
4. Bosco, C, Cardinale, M und Tsarpela, O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *Eur J Appl Physiol* 79: 306-311, 1999.
5. Bosco, C, Cardinale, M, Tsarpela, O, Colli, R, Tihanyi, J, von Duvillard, SP und Viru, A. The influence of whole body vibration on jumping performance. *Biol Sport* 15: 157-164, 1998.
6. Bosco, C, Iacovelli, M, Tsarpela, O, Cardinale, M, Bonifazi, M, Tihanyi, J, Viru, M, De Lorenzo, A und Viru, A. Hormonal responses to whole-body vibration in men. *Eur J Appl Physiol* 81: 449-454, 2000.
7. Cardinale, M und Lim, J. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *J Strength Cond Res* 17: 621-624, 2003.
8. Carlsoo, S. The effect of vibration on the skeleton, joints and muscles. *Appl Ergonomics* 13: 251-258, 1982.
9. Cochrane, DJ und Stannard, SR. Acute whole-body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female hockey players. *Br J Sports Med* 39: 860-865, 2005.
10. Cochrane, DJ, Stannard, SR, Walmsely, A und Firth, EC. The acute effect of vibration exercise on concentric muscular characteristics. *J Sci Med Sport* [Epub ahead of print] 2007.
11. de Ruiter, C, van Raak, SM, Schilperoort, JV, Hollander, AP und de Haan, A. The effects of 11 weeks whole body vibration training on jump height, contractile properties and activation of human knee extensors. *Eur J Appl Physiol* 90: 595-600, 2003.
12. de Ruiter, CJ, van der Linden, RM, van der Zijden, MJA, Hollander, AP und de Haan, A. Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise. *Eur J Appl Physiol* 88: 472-475, 2003.
13. Delecluse, C, Roelants, M und Verschueren, S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med Sci Sports Exerc* 35: 1033-1041, 2003.

14. Derrick, TR, Dereu, D und McLean, SP. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Med Sci Sports Exerc* 34: 998-1002, 2002.
15. Erskine, J, Smillie, I, Leiper, J, Ball, D und Cardinale, M. Neuromuscular and hormonal responses to a single session of whole body vibration exercise in healthy young men. *Clin Physiol Funct Imaging* 27: 242-248, 2007.
16. Hazell, TJ, Jakobi, JM und Kenno, KA. The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Appl Physiol Nutr Metab* 32: 1156-1163, 2007.
17. Issurin, VB und Tenenbaum, G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci* 17: 177-182, 1999.
18. Issurin, VB, Tenenbaum, G und Liebermann, DG. Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *J Sports Sci* 12: 561-566, 1994.
19. Lafortune, MA, Lake, MJ und Henning, EM. Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *J Biomech* 29: 1531-1537, 1996.
20. Larsson, B, Karlsson, S, Eriksson, M und Gerdle, B. Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions. *J Electromyogr Kinesiol* 13: 281-287, 2003.
21. Luo, J, McNamara, B und Moran, K. A portable vibrator for muscle performance enhancement by means of direct muscle tendon stimulation. *Med Eng Phys* 27: 513-522, 2005.
22. Luo, J, McNamara, B und Moran, K. Influence of resistance load on electromyography response to vibration training with submaximal isometric contractions. *Int J Sports Sci Eng* 1: 45-54, 2007.
23. Martin, BJ und Park, HS. Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 75: 504-511, 1997.
24. McBride, JM, Porcari, JP und Scheunke, MD. Effect of vibration during fatiguing resistance exercise on subsequent muscle activity during maximal voluntary isometric contractions. *J Strength Cond Res* 18: 777-781, 2004.
25. Mester, J, Kleinoder, H und Yue, Z. Vibration training: benefits and risks. *J Biomech* 39: 1056-1065, 2006.
26. Mileva, KN, Naleem, AA, Biswas, SK, Marwood, S und Bowtell, JL. Acute effects of a vibration-like stimulus during knee extension exercise. *Med Sci Sports Exerc* 38: 1317-1328, 2006.
27. Moran, K, McNamara, B und Luo, J. Effect of vibration training in maximal effort (70% 1RM) dynamic biceps curls. *Med Sci Sports Exerc* 39: 526-533, 2007.
28. Petrofsky, JS. Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 41: 1-15, 1979.
29. Rittweger, J, Beller, G und Felsenberg, D. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clin Physiol* 20: 134-142, 2000.
30. Rittweger, J, Mutschelknauss, M und Felsenberg, D. Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. *Clin Physiol Funct Imaging* 23: 81-86, 2003.
31. Roelants, M, Verschueren, SMP, Delecluse, C, Levin, O und Stijnen, V. Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercises. *J Strength Cond Res* 20: 124-129, 2006.
32. Rubin, C, Pope, M, Fritton, JC, Magnusson, M, Hansson, T, and McLeod, K. Transmissibility of 15-Hz to 35-Hertz vibrations to the human hip and lumbar spine: determining the physiological feasibility of delivering low-level anabolic mechanical stimuli to skeletal regions at greatest risk of fracture because of osteoporosis. *Spine* 28: 2621-2627, 2003.
33. Torvinen, S, Kannus, P, Sievanen, H, Jarvinen, TAH, Pasanen, M, Kontulainen, S, Jarvinen, TLN, Jarvinen, M, Oja, P und Vuori, I. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med Sci Sports Exerc* 34: 1523-1528, 2002.
34. Torvinen, S, Kannus, P, Sievanen, H, Jarvinen, TAH, Pasanen, M, Kontulainen, S, Jarvinen, TLN, Jarvinen, M, Oja, P und Vuori, I. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clin. Physiol Phys Funct* 22: 145-152, 2002.
35. Torvinen, S, Sievanen, H, Jarvinen, TAH, Pasanen, M, Kontulainen, S und Kannus, P. Effect of 4 minute vertical whole-body vibration on muscle performance and body balance: a randomized cross-over study. *Int J Sports Med* 23: 374-379, 2002.
36. Wakeling, JM, Nigg, BM und Rozitis, AI. Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *J Appl Physiol* 93: 1093-1103, 2002.

Akute Effekte von Übungendem Flexi-Bar