

# Auswirkungen eines plyometrischen Trainings auf die neuromuskuläre Funktion und den Knochenstoffwechsel

(AZ 070504/13-14)

Martin Behrens<sup>1</sup>, Anett Mau-Möller<sup>2</sup>, Dagmar-Christiane Fischer<sup>3</sup> & Sven Bruhn<sup>1</sup> (Projektleiter)

<sup>1</sup>Institut für Sportwissenschaft, Universität Rostock

<sup>2</sup>Orthopädische Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock

<sup>3</sup>Universitäts-Kinder- und Jugendklinik, Universitätsmedizin Rostock

## 1 Problem

Der Begriff plyometrisches Training bezieht sich auf sportliche Übungen, die den Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) involvieren (Markovic & Mikulic, 2010b). Der DVZ ist durch eine exzentrische Muskelaktion, auf die eine konzentrische Muskelaktion folgt, gekennzeichnet und kommt bei alltäglichen und sportlichen Bewegungen, wie dem Gehen, Laufen und Springen, vor. Die dem DVZ zugrunde liegenden Mechanismen tragen zu einer Leistungssteigerung für die jeweilige Bewegungsaufgabe bei (Komi, 2000). Plyometrisches Training kommt bei gesunden Menschen zur Anwendung, es wird aber auch für spezielle Patientenpopulationen, z. B. Menschen mit Osteoporose, empfohlen (Markovic & Mikulic, 2010a). Es konnte gezeigt werden, dass plyometrisches Training muskuloskeletale (Kato et al., 2006; Kubo et al., 2007; Witzke & Snow, 2000; Wu et al., 2010) und neuromuskuläre Adaptationen (Grosset et al., 2009; Kyrolainen et al., 2005; Malisoux, Francaux, Nielens, Renard et al., 2006; Malisoux, Francaux, Nielens, & Theisen, 2006; Saez-Saez de Villarreal, Requena, & Newton, 2010) induzieren kann. Darüber hinaus konnten Studien nachweisen, dass diese Trainingsform zu einer Erhöhung der sportlichen Leistung beiträgt. Der positive Einfluss eines plyometrischen Trainings auf die isometrische maximale willkürliche Kontraktions (MVC)-Kraft konnte in mehreren Studien nachgewiesen werden (Cornu, Almeida Silveira, & Goubel, 1997; Kyrolainen et al., 2005; Spurrs, Murphy, & Watsford, 2003). Es existieren jedoch nur wenige Studien, die die zugrundeliegenden Mechanismen untersucht haben (Behrens, Mau-Moeller, & Bruhn, 2014; Kubo et al., 2007; Kyrolainen et al., 2005). Als Ursache für die Verbesserung der isometrischen MVC-Kraft wurden neuronale und muskuläre Anpassungen identifiziert (Behrens, Mau-Moeller, & Bruhn, 2014; Kubo et al., 2007; Kyrolainen et al., 2005; Malisoux, Francaux, Nielens, & Theisen, 2006). Die Untersuchung neuronaler Anpassungen infolge eines plyometrischen Trainings erfolgte in der Vergangenheit u. a. mit der Interpolated Twitch Technik (ITT). Diese Technik beinhaltet die Applikation supramaximaler elektrischer Stimuli an einem peripheren Nerv während einer isometrischen MVC. Demzufolge werden alle durch den Nerv versorgten Muskelfasern rekrutiert, auch diejenigen, die der Mensch nicht willkürlich aktivieren kann. Bei submaximaler willkürlicher Aktivierung während einer isometrischen MVC provozieren die supramaximalen elektrischen Stimuli einen zusätzlichen Kraftoutput, der quantifiziert werden kann und das Aktivierungsdefizit abbildet. Die Analyse neuronaler Anpassungen an ein plyometrisches Training mittels der ITT erfolgte in der Vergangenheit ausschließlich während isometrischer MVCs, obwohl das Training dynamisch erfolgt und durch einen Wechsel von exzentrischen und konzentrischen Muskelaktionen gekennzeichnet ist.

Deshalb haben wir die Effekte eines sechswöchigen plyometrischen Trainings auf die neuromuskuläre Funktion des M. quadriceps femoris während isometrischer, konzentrischer und exzentrischer MVCs untersucht. Die Muskelaktivierung wurde mittels der ITT und des normalisierten EMGs erhoben. Die Analyse der kontraktiven Eigenschaften des M. quadriceps femoris wurde zur Feststellung

potentieller trainingsbedingter Veränderungen auf Muskelebene herangezogen. Zusätzlich wurde die Sprunghöhe beim Countermovement Jump (CMJ) gemessen.

Wir haben eine trainingsinduzierte Erhöhung der willkürlichen Aktivierung und des maximalen willkürlichen Drehmomentes (MVT) während isometrischer, konzentrischer und exzentrischer MVCs erwartet. Aufgrund der relativ kurzen Trainingsdauer haben wir Modulationen auf Muskelebene ausgeschlossen. Zudem sind wir von einer Verbesserung der Sprunghöhe beim CMJ ausgegangen.

Auf die Darstellung der Parameter des Knochenstoffwechsels wird in diesem Bericht verzichtet.

## 2 Methoden

### 2.1 Studiendesign

Die neuromuskuläre Funktion des M. quadriceps femoris des rechten Beines sowie die Sprunghöhe beim CMJ wurden vor und nach einem sechswöchigen plyometrischen Training erhoben. Während der neuromuskulären Untersuchungen saßen die Testpersonen in einer standardisierten Position auf einem CYBEX NORM Dynamometer (Computer Sports Medicine®, Inc., Stoughton, MA). Die Tests beinhalteten supramaximale elektrische Stimulationen des N. femoralis unter Ruhebedingungen und während isometrischer, konzentrischer sowie exzentrischer MVCs (Abbildung 1). Die Kontraktionsformen wurden randomisiert durchgeführt. Zusätzlich wurde an einem separaten Tag die Sprunghöhe beim CMJ erhoben.

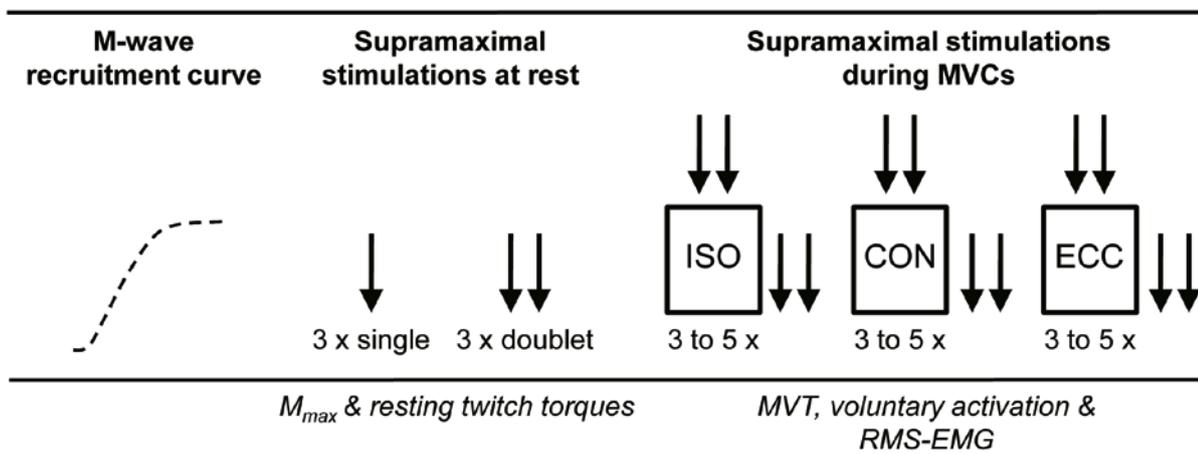


Abb. 1: Schematische Darstellung der durchgeführten neuromuskulären Tests und der extrahierten Parameter. Die Pfeile stehen für die supramaximale elektrische Stimulation des N. femoralis.  $M_{max}$ : maximale M-Welle, MVT: maximales willkürliches Drehmoment, RMS-EMG: root mean square des EMG Signals, ISO: isometrisch, CON: konzentrisch, ECC: exzentrisch.

Die Untersuchung wurde mit zwei moderat sportlich aktiven Probandengruppen durchgeführt ( $\leq 3$  Sporteinheiten pro Woche), die sich aus Studierenden beiderlei Geschlechts zusammensetzten. Die Testpersonen durften keine neurologischen und/oder orthopädischen Befunde sowie Vorerkrankungen aufweisen. Die Teilnehmenden wurden instruiert, 24 h vor den Experimenten keinen Alkohol und kein Koffein zu sich zu nehmen. Darüber hinaus sollten sie innerhalb der vorausgehenden 48 h auf sportliche Aktivität verzichten.

- Interventionsgruppe (INT; N = 14 (10 Männer, 4 Frauen; Alter:  $24,4 \pm 2,4$  Jahre; Größe:  $180,5 \pm 9,5$  cm; Gewicht:  $77,7 \pm 16,4$  kg)
- Kontrollgruppe (CON; N = 13 (10 Männer, 3 Frauen; Alter:  $25,3 \pm 4,6$  Jahre; Größe:  $182,0 \pm 6,6$  cm; Gewicht:  $76,5 \pm 8,0$  kg)

## 2.2 Ablauf des Experiments

Die Drehmomentsignale wurden mit einem CYBEX NORM Dynamometer (Computer Sports Medicine®, Inc., Stoughton, MA) gemessen. Die Messungen erfolgten mit einem standardisierten Hüftgelenkwinkel von  $80^\circ$ . Die Gelenkachse wurde in eine Ebene mit der Drehmomentachse gebracht und der Unterschenkel am Hebelarm fixiert. Außerdem wurde die Testperson an Hüfte und Brust fixiert. Die Probandinnen und Probanden wurden instruiert, innerhalb der verschiedenen Kontraktionsbedingungen (isometrisch, konzentrisch und exzentrisch) MVCs durchzuführen. Dabei wurden sie verbal motiviert und erhielten unmittelbare Rückmeldung über das produzierte Drehmoment mittels eines digitalen Oszilloskops (HM1508, HAMEG Instruments, Mainhausen, Germany). Die Pausenzeit zwischen den Versuchen lag bei 1 min. Vor den Messversuchen wurden Probeversuche durchgeführt. Innerhalb der MVC Messungen führte jede Testperson drei bis fünf MVCs für jede Kontraktionsbedingung durch. Dabei sollten die Drehmomente der besten drei Versuche unter einem Variationskoeffizienten von 5 % liegen (Mau-Moeller et al., 2013).

Für die Messung der Muskelaktivität kamen Oberflächenelektroden zum Einsatz. Die Elektroden wurden nach adäquater Präparation auf die Mm. vastus medialis, rectus femoris und vastus lateralis des rechten Beines aufgebracht.

Der N. femoralis wurde mittels einer Stabelektrode lokalisiert. Der optimale Stimulationspunkt wurde anhand der Höhe der M-Welle bei konstanter Stromstärke ausgemacht und markiert. Die Markierung diente der Fixierung einer Oberflächenelektrode, die die Stimulation während des Experiments gewährleistete. Die Elektrode (45 x 45 mm, Spes Medica, Italien), die als Anode diente, wurde über dem Trochanter major fixiert. Für die elektrische Stimulation wurden rechteckförmige Einzel- und Doppelstimuli (Doublet, Interstimulusintervall: 10 ms) von 1 ms Dauer (400 V) verwendet, die von einem Konstantstromstimulator (Digitimer® DS7A, Hertfordshire, UK) generiert wurden. Die Gewährleistung von randomisierten Interstimulusintervallen wurde durch ein Computerprogramm (Stimuli, Pfittec, Endingen, Germany) gesichert. Die Stimulationsprozedur beinhaltete die Applikation unterschiedlicher Intensitäten, woraus eine Rekrutierungskurve resultierte. Innerhalb dieser Rekrutierungskurve wurde die maximale M-Welle ( $M_{max}$ ) ausgemacht. Die Auslösung von  $M_{max}$  erfolgte mit supramaximaler Intensität (+40% zur Auslösung von  $M_{max}$ ) (Behrens, Mau-Moeller, & Bruhn, 2014; Behrens, Mau-Moeller, Heise et al., 2014). Dadurch wurde sichergestellt, dass alle Muskelfasern rekrutiert werden.  $M_{max}$  wurde drei Mal ausgelöst und aufgezeichnet. Die kontraktiven Eigenschaften des M. quadriceps femoris wurden anhand des generierten Drehmoments, induziert durch eine supramaximale Stimulation in Ruhe mit Einzel- und Doppelstimuli, abgeschätzt.

Die willkürliche Aktivierung während isometrischer, konzentrischer und exzentrischer Kontraktionen wurde mithilfe der ITT analysiert (Allen, Gandevia, & McKenzie, 1995). Die Stimuli wurden für alle Kontraktionsformen bei einem Kniewinkel von  $70^\circ$  (0 = volle Streckung) getriggert. In der isometrischen Kontraktionsbedingung wurden die elektrischen Stimuli (Doublet) 2 s nach dem Beginn der Kontraktion im Plateau der Drehmoment-Zeit-Kurve appliziert. Ein weiteres Doublet wurde 2 s nach der Kontraktion am ruhenden Muskel eingeleitet. Die konzentrischen und exzentrischen Kontraktionen erfolgten mit einer Geschwindigkeit von  $25^\circ/s$  (Klass, Baudry, & Duchateau, 2005; Wilder & Cannon, 2009). Während der dynamischen Kontraktionen wurden die elektrischen Stimuli automatisch

bei einem Kniewinkel von 70° appliziert. Nach den einzelnen Kontraktionen sollten die Testpersonen ihren M. quadriceps femoris relaxieren. Der Hebelarm des Dynamometers bewegte sich anschließend passiv durch das gleiche Bewegungsausmaß wie bei der jeweiligen dynamischen MVC und es wurde ebenfalls ein Doublet bei 70° Kniebeugung appliziert. Die Zeit zwischen den aktiven und passiven Versuchen betrug 6 s. Die elektrischen Stimulationen wurden mit einer LABVIEW® basierten Software (Stimuli, Pfitec, Endingen, Germany) getriggert.

Die Sprunghöhe wurde mithilfe eines Lichtschrankensystems (OptoGait, Microgate, Bolzano-Bozen, Italy) gemessen. Vor der Messung erwärmten sich die Testpersonen auf einem Fahrradergometer (5 min bei 60 W) und führten submaximale Probesprünge durch. Anschließend wurden die maximalen Sprungversuche mit den Händen an der Hüfte durchgeführt. Es wurde darauf geachtet, dass die Testpersonen Knie- und Hüftgelenke nicht vor der Landung beugten, um so die Sprunghöhe künstlich zu erhöhen. Zwischen den maximalen Sprüngen lag 1 min Pause. Die drei besten Sprünge gingen in die weitere Analyse ein.

## 2.3 Trainingsintervention

Die Testpersonen der Trainingsgruppe trainierten drei Mal pro Woche über einen Zeitraum von sechs Wochen. Die Teilnehmenden führten vor jedem Training eine individuelle Erwärmung durch. Die Trainingsintervention bestand aus verschiedenen CMJ-Varianten, d. h. vertikale und horizontale CMJs, CMJ über verschiedenen Hindernisse, Jump and Reach Sprünge etc. Zwischen den Einzelwiederholungen sollte eine Pause von 10 s eingehalten werden, damit die Probandinnen und Probanden sich auf jeden einzelnen Sprung vorbereiten und konzentrieren konnten. Sie hatten die Aufgabe, jeden Sprung mit maximaler Intensität durchzuführen. Die Belastungsgestaltung im Verlauf des Trainings ist in Tab. 1 aufgelistet. Während des Trainings wurde bei einem der vier bzw. fünf Sätze Rückmeldung über die erreichten Sprunghöhen gegeben. Dafür kamen eine Lichtschranke (OptoGait, Microgate, Bolzano-Bozen, Italy) sowie eine Kraftmessplatte (9290AD, Kistler, Winterthur, Switzerland) zum Einsatz. Die Kontrollgruppe wurde instruiert ihr physisches Aktivitätsniveau beizubehalten.

Tab. 1: Auflistung der Trainingsinhalte

Woche	Wiederholung pro Satz	Sätze	Satzpause
1	10	4	3 min
2	12	4	3 min
3	12	4	3 min
4	12	4	3 min
5	15	5	3 min
6	15	5	3 min

## 2.4 Datenanalyse

Alle Drehmomente wurden einer Gravitationskorrektur unterzogen. Die kontraktilen Eigenschaften wurden anhand der Kraftspitzen der Drehmoment-Zeit-Kurven, induziert durch die Applikation der Einzel- und Doppelstimuli in Ruhe, evaluiert (peak twitch torque Single und Doublet). Die  $M_{\max}$ -Amplituden wurden peak-to-peak gemessen und gemittelt. Die jeweils drei besten Versuche der isometrischen, konzentrischen und exzentrischen MVCs wurden für die weitere Auswertung herangezogen. Bei den isometrischen MVCs wurde das Maximum der Drehmoment-Zeit-Kurve berechnet. Für die dynamischen MVCs wurde das Drehmoment unmittelbar vor der elektrischen Stimulation zur Analyse herangezogen.

Die Muskelaktivierung während der MVCs wurde durch die Berechnung des root mean squares des EMG-Signals (RMS-EMG) bestimmt. Dafür wurde ein Zeitintervall von 200 ms um das isometrische MVT ( $\pm 100$  ms) und von 200 ms vor der elektrischen Stimulation für die dynamischen MVTs betrachtet. Der RMS-EMG der unterschiedlichen Muskeln wurde anschließend zu  $M_{\max}$  des M. vastus medialis, M. rectus femoris und M. vastus lateralis normalisiert (RMS-EMG/ $M_{\max}$ ). Zudem wurde durch die Bildung des Mittelwerts der Muskelaktivierung der Einzelmuskeln die M. quadriceps femoris Muskelaktivität berechnet ( $Q \text{ RMS-EMGMVT}/M_{\max}$ ).

Die Kalkulation der willkürlichen Aktivierung für die isometrische Bedingung erfolgte mit der Formel  $\%VA = (1 - \text{superimposed twitch} \cdot (Tb/MVT) \cdot \text{control twitch} - 1) \cdot 100$  (Behrens, Mau-Moeller, & Bruhn, 2012; Martin, Millet, Lattier, & Perrod, 2004; Strojnik & Komi, 1998). Tb repräsentiert das Drehmomentniveau unmittelbar vor den elektrischen Stimuli, die während einer isometrischen MVC appliziert wurden. Für die konzentrische und exzentrische Bedingung wurde die willkürliche Aktivierung mittels der Standardformel berechnet (Allen et al., 1995).

Die erhobenen Parameter wurden mittels des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung geprüft. Anschließend erfolgte der Test auf Varianzhomogenität (Levene-Test). Die Daten wurden in eine Kovarianzanalyse mit baseline-Adjustierung gegeben (Vickers & Altman, 2001). Das Geschlecht ging als weitere Kovariate in die Analyse ein. Das Signifikanzniveau wurde auf  $P \leq 0,05$  festgelegt. Für die statistische Analyse der Daten wurde SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) verwendet. Die Ergebnisse nach dem Training sind als adjustierte Mittelwerte  $\pm$  adjustierte Standardabweichungen dargestellt. Zudem werden die Unterschiede zwischen den Gruppen (95 % Konfidenzintervall) angegeben.

### 3 Ergebnisse

An der Studie nahmen 27 Personen teil, von denen zwei aufgrund von Krankheit ausscheiden mussten. Die Trainingsteilnahmequote lag bei 91,1 %.

Nach dem Training konnten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen festgestellt werden. Demnach wies die Interventionsgruppe einen höheren Wert für das isometrische MVT von 20,4 N·m (5,1 bis 35,8 N·m,  $P = 0,012$ ,  $\eta^2 = 0,267$ ,  $f = 0,604$ ), für das konzentrische MVT von 24,2 N·m (8,8 bis 39,5 N·m,  $P = 0,004$ ,  $\eta^2 = 0,338$ ,  $f = 0,715$ ) und das exzentrische MVT von 27,4 N·m (6,7 bis 48,2 N·m,  $P = 0,013$ ,  $\eta^2 = 0,299$ ,  $f = 0,653$ ) auf (Abb. 2 A).

Die Erhöhung des MVTs in den einzelnen Kontraktionsformen ging mit einer Verbesserung der willkürlichen Aktivierung um 7,8 % (1,8 bis 13,9 %,  $P = 0,013$ ,  $\eta^2 = 0,257$ ,  $f = 0,588$ ) für die isometrische Bedingung, von 7,0 % (0,4 bis 13,5 %,  $P = 0,039$ ,  $\eta^2 = 0,188$ ,  $f = 0,481$ ) für die konzentrische Bedingung und von 8,6 % (3,0 bis 14,2 %,  $P = 0,005$ ,  $\eta^2 = 0,366$ ,  $f = 0,759$ ) für die exzentrische Bedingung einher (Abb. 2 B). Die normalisierte Muskelaktivität für den M. quadriceps femoris ( $Q \text{ RMS-EMGMVT}/M_{\max}$ ) tendierte zu einem signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen für die isometrische und exzentrische Bedingung [0,012 (-0,002 bis 0,026,  $P = 0,094$ ,  $\eta^2 = 0,128$ ,  $f = 0,383$ ) und 0,011 (-0,002 bis 0,024,  $P = 0,090$ ,  $\eta^2 = 0,152$ ,  $f = 0,423$ )]. Für die konzentrische Kontraktionsform konnte kein Gruppenunterschied für die Muskelaktivität des M. quadriceps femoris festgestellt werden [0,016 (-0,008 bis 0,040,  $P = 0,171$ ,  $\eta^2 = 0,088$ ,  $f = 0,310$ )] (Abb. 2 C).

Die kontraktiven Eigenschaften änderten sich im Verlaufe des Trainings nicht. Die Sprunghöhe war nach dem Training 1,8 cm (0,14 bis 3,53 cm,  $P = 0,035$ ,  $\eta^2 = 0,195$ ,  $f = 0,492$ ) höher für die Interventionsgruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe.

## 4 Diskussion

Innerhalb des geförderten Projektes wurde die neuromuskuläre Funktion des M. quadriceps femoris vor und nach einem sechswöchigen plyometrischen Training untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass ein sechswöchiges plyometrisches Training dazu geeignet ist, die willkürliche Aktivierung und das MVT während isometrischer, konzentrischer und exzentrischer Kontraktionen zu erhöhen ( $f > 0,40$  für jede Kontraktionsform). Die kontraktile Funktion des M. quadriceps femoris, die mittels peripherer elektrischer Nervenstimulation des N. femoralis unter muskulären Ruhebedingungen bestimmt wurde, änderte sich infolge des Trainings nicht. Die Trainingsintervention führte zur Verbesserung der Sprunghöhe beim CMJ.

Laut unseres Wissens ist die vorliegende Studie die erste, die den Einfluss eines plyometrischen Trainings auf das MVT und die willkürliche Aktivierung bei isometrischen, konzentrischen und exzentrischen MVCs untersuchte.

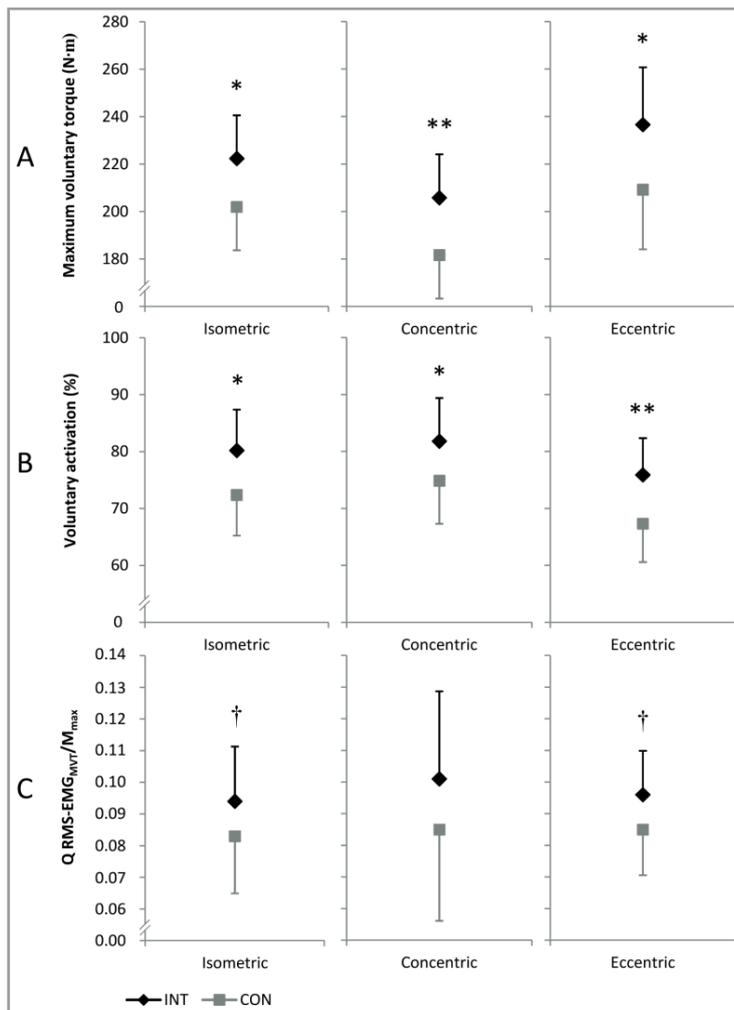


Abb. 2. Effekte des Trainings (INT) auf das maximale willkürliche Drehmoment (A), die willkürliche Aktivierung (B) und die normalisierte Muskelaktivität des M. quadriceps femoris ( $Q \text{ RMS-EMG}_{\text{MVT}}/M_{\text{max}}$ , C) während isometrischer, konzentrischer und exzentrischer MVCs. \* zeigt einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen an ( $* P \leq 0,05$ ;  $** P \leq 0,01$ ) und † zeigt eine Tendenz in Richtung eines signifikanten Unterschieds zwischen den Gruppen an ( $P \leq 0,10$ ). CON: Kontrollgruppe

Das isometrische MVT war infolge der Intervention signifikant erhöht (Gruppendifferenz: 10,1 %). Dieses Resultat ist in Übereinstimmung mit den Ergebnissen publizierter Studien, die ebenfalls eine Erhöhung der isometrischen MVC-Kraft nach einem Sprungtraining festgestellt haben (Behrens, Mau-Moeller, & Bruhn, 2014; Häkkinen et al., 1990; Kubo et al., 2007; Kyrolainen et al., 2005; Spurrs et al., 2003). In der vorliegenden Studie war das konzentrische und exzentrische MVT infolge der Trainingsintervention ebenfalls erhöht (Gruppendifferenz: konzentrisch 13,3 % und exzentrisch 13,1 %). Demnach scheint das plyometrische Training das MVT unabhängig von der Kontraktionsform zu erhöhen. Unsere Daten weisen darauf hin, dass eine verbesserte willkürliche Aktivierung für die Erhöhung des mechanischen Outputs nach dem Training verantwortlich war. Die normalisierte Muskelaktivität zeigte eine Tendenz in Richtung eines signifikanten Unterschieds an und stützt damit die Daten für die willkürliche Aktivierung. Die kontraktiven Eigenschaften des M. quadriceps femoris veränderten sich durch das Training nicht. Demnach scheint die sechswöchige Trainingsintervention primär neuronale Anpassungen provoziert zu haben. Kyrolainen et al. (2005) und Behrens et al. (2014) kamen zu ähnlichen Ergebnissen. Die Autoren konnten zeigen, dass ein 15-wöchiges und achtwöchiges Sprungtraining die isometrische MVC-Kraft der Plantarflexoren (Kyrolainen et al., 2005) und Knieextensoren (Behrens, Mau-Moeller, & Bruhn, 2014) erhöht hat. Diese Veränderungen gingen mit einer verbesserten Muskelaktivierung einher, während keine Veränderungen auf Muskelebene detektiert werden konnten. Es existieren jedoch auch Studien, die neuronale und/oder muskuläre Anpassungen infolge eines plyometrischen Trainings nachweisen konnten (Kubo et al., 2007; Malisoux, Francaux, Niens, & Theisen, 2006). Die partiell inkonsistenten Ergebnisse können zum einen durch die Durchführung unterschiedlicher Trainingsübungen und zum anderen durch die differente Dauer der Trainingsmaßnahmen bedingt sein. Die zitierten Studien untersuchten trainingsbedingte Anpassungen jedoch immer nur unter statischen Bedingungen, d. h. während isometrischer MVCs. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass ein Sprungtraining ebenfalls dazu geeignet ist, die willkürliche Aktivierung und damit das MVT während konzentrischer und exzentrischer Kontraktionen zu erhöhen. Das hauptsächlich neuronale Anpassungen zur Erhöhung der Kraft in den ersten Wochen des Trainings beitragen, konnte mehrfach nachgewiesen werden (Duchateau, Semmler, & Enoka, 2006; Häkkinen et al., 1990; Moritani & deVries, 1979). Aufgrund der Dauer der Trainingsmaßnahme gehen wir von primär neuronalen Anpassungen aus, die für die MVT Erhöhung während isometrischer, konzentrischer und exzentrischer MVCs verantwortlich waren. Interessanterweise konnten ähnliche Verbesserungen infolge des Trainings für die drei Kontraktionsformen nachgewiesen werden. Generell führt ein konzentrisches Training hauptsächlich zur Erhöhung der konzentrischen Kraft, während ein exzentrisches Training primär die exzentrische Kraft erhöht (Higbie, Cureton, Warren, & Prior, 1996; Hortobagyi et al., 1996). In der vorliegenden Studie wurden während des Trainings CMJs durchgeführt, die durch eine exzentrische Muskelaktion gefolgt von einer Konzentrischen charakterisiert sind (DVZ). Interessanterweise führte diese Art von Training zu ähnlichen Anpassungen im Hinblick auf die willkürliche Aktivierung und das MVT während isometrischer, konzentrischer und exzentrischer MVCs. Das Training führte außerdem zur Verbesserung der Sprungperformance beim CMJ. Dieses Ergebnis deckt sich mit den Resultaten publizierter Studien (Behrens, Mau-Moeller, & Bruhn, 2014; de Villarreal, Kellis, Kraemer, & Izquierdo, 2009; Markovic, 2007).

Zusammenfassend kann konstatiert werden, dass ein plyometrisches Training dazu geeignet ist die willkürliche Aktivierung und das MVT während isometrischer, konzentrischer und exzentrischer Kontraktionen zu erhöhen. Die dafür verantwortlichen Mechanismen beinhalten u. a. eine trainingsbedingte Erhöhung der  $\alpha$ -Motoneuronen Rekrutierung und/oder Feuerfrequenz während isometrischer, konzentrischer und exzentrischer MVCs.

## 5 Literatur

- Allen, G. M., Gandevia, S. C., & McKenzie, D. K. (1995). Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle & nerve*, *18* (6), 593-600.
- Behrens, M., Mau-Moeller, A., & Bruhn, S. (2012). Effect of Exercise-induced Muscle Damage on Neuromuscular Function of the Quadriceps Muscle. *International journal of sports medicine*, *33* (8), 600-606.
- Behrens, M., Mau-Moeller, A., & Bruhn, S. (2014). Effect of plyometric training on neural and mechanical properties of the knee extensor muscles. *International journal of sports medicine*, *35* (2), 101-109.
- Behrens, M., Mau-Moeller, A., Heise, S., Skripitz, R., Bader, R., & Bruhn, S. (2014). Alteration in neuromuscular function of the plantar flexors following caffeine ingestion. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, DOI: 10.1111/sms.12243.
- Cornu, C., Almeida Silveira, M. I., & Goubel, F. (1997). Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, *76* (3), 282-288.
- de Villarreal, E. S., Kellis, E., Kraemer, W. J., & Izquierdo, M. (2009). Determining variables of plyometric training for improving vertical jump height performance: a meta-analysis. *Journal of strength and conditioning research*, *23* (2), 495-506.
- Duchateau, J., Semmler, J. G., & Enoka, R. M. (2006). Training adaptations in the behavior of human motor units. *Journal of applied physiology*, *101* (6), 1766-1775.
- Grosset, J. F., Piscione, J., Lambertz, D., & Perot, C. (2009). Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *European journal of applied physiology*, *105* (1), 131-139.
- Häkkinen, K., Pakarinen, A., Kyrolainen, H., Cheng, S., Kim, D. H., & Komi, P. V. (1990). Neuromuscular adaptations and serum hormones in females during prolonged power training. *International journal of sports medicine*, *11* (2), 91-98.
- Higbie, E. J., Cureton, K. J., Warren, G. L., 3rd, & Prior, B. M. (1996). Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *Journal of applied physiology* (1985), *81* (5), 2173-2181.
- Hortobagyi, T., Hill, J. P., Houmard, J. A., Fraser, D. D., Lambert, N. J., & Israel, R. G. (1996). Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *Journal of applied physiology* (1985), *80* (3), 765-772.
- Kato, T., Terashima, T., Yamashita, T., Hatanaka, Y., Honda, A., & Umemura, Y. (2006). Effect of low-repetition jump training on bone mineral density in young women. *Journal of applied physiology*, *100* (3), 839-843.
- Klass, M., Baudry, S., & Duchateau, J. (2005). Aging does not affect voluntary activation of the ankle dorsiflexors during isometric, concentric, and eccentric contractions. *Journal of applied physiology*, *99* (1), 31-38.
- Komi, P. V. (2000). Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of biomechanics*, *33* (10), 1197-1206.

- Kubo, K., Morimoto, M., Komuro, T., Yata, H., Tsunoda, N., Kanehisa, H., et al. (2007). Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 39 (10), 1801-1810.
- Kyrolainen, H., Avela, J., McBride, J. M., Koskinen, S., Andersen, J. L., Sipila, S., et al. (2005). Effects of power training on muscle structure and neuromuscular performance. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 15 (1), 58-64.
- Malisoux, L., Francaux, M., Nielens, H., Renard, P., Lebacqz, J., & Theisen, D. (2006). Calcium sensitivity of human single muscle fibers following plyometric training. *Medicine and science in sports and exercise*, 38 (11), 1901-1908.
- Malisoux, L., Francaux, M., Nielens, H., & Theisen, D. (2006). Stretch-shortening cycle exercises: an effective training paradigm to enhance power output of human single muscle fibers. *Journal of applied physiology*, 100 (3), 771-779.
- Markovic, G. (2007). Does plyometric training improve vertical jump height? A meta-analytical review. *British journal of sports medicine*, 41 (6), 349-355.
- Markovic, G., & Mikulic, P. (2010a). Neuro-musculoskeletal and performance adaptations to lower-extremity plyometric training. *Sports medicine*, 40 (10), 859-895.
- Markovic, G., & Mikulic, P. (2010b). Neuro-musculoskeletal and performance adaptations to lower-extremity plyometric training. *Sports medicine*, 40 (10), 859-895.
- Martin, V., Millet, G. Y., Lattier, G., & Perrod, L. (2004). Effects of recovery modes after knee extensor muscles eccentric contractions. *Medicine and science in sports and exercise*, 36 (11), 1907-1915.
- Mau-Moeller, A., Behrens, M., Lindner, T., Bader, R., & Bruhn, S. (2013). Age-related changes in neuro-muscular function of the quadriceps muscle in physically active adults. *Journal of electromyography and kinesiology*, 23 (3), 640-648.
- Moritani, T., & deVries, H. A. (1979). Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 58 (3), 115-130.
- Saez-Saez de Villarreal, E., Requena, B., & Newton, R. U. (2010). Does plyometric training improve strength performance? A meta-analysis. *Journal of science and medicine in sport*, 13 (5), 513-522.
- Spurrs, R. W., Murphy, A. J., & Watsford, M. L. (2003). The effect of plyometric training on distance running performance. *European journal of applied physiology*, 89 (1), 1-7.
- Strojnik, V., & Komi, P. V. (1998). Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *Journal of applied physiology*, 84 (1), 344-350.
- Vickers, A. J., & Altman, D. G. (2001). Statistics notes: Analysing controlled trials with baseline and follow up measurements. *Bmj (Clinical research ed.)*, 323 (7321), 1123-1124.
- Wilder, M. R., & Cannon, J. (2009). Effect of age on muscle activation and twitch properties during static and dynamic actions. *Muscle & nerve*, 39 (5), 683-691.
- Witzke, K. A., & Snow, C. M. (2000). Effects of plyometric jump training on bone mass in adolescent girls. *Medicine and science in sports and exercise*, 32 (6), 1051-1057.
- Wu, Y. K., Lien, Y. H., Lin, K. H., Shih, T. T., Wang, T. G., & Wang, H. K. (2010). Relationships between three potentiation effects of plyometric training and performance. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 20 (1), e80-86.