
Longitudinale Plastizität des Muskels – Entwicklung von Trainingsmethoden auf der Grundlage exzentrischer Muskelkontraktionen

(AZ 070124/09-10)

Adamantios Arampatzis (Projektleiter), Ali Sharifnezhad & Robert Marzilger

Humboldt-Universität zu Berlin
Abteilung Trainings- und Bewegungswissenschaften

Problem

Der Erwerb von Kenntnissen über Mechanismen, die die Adaptation des Muskels regeln, ist seit langem Bestandteil von zahlreichen Forschungsgruppen in der internationalen Literatur. Die meisten von diesen Projekten orientieren sich an der radialen Plastizität (Hypertrophie) des Muskels, so dass kaum Informationen über die longitudinale Muskeladaptation (Muskelfaserlänge) existieren. Eine trainingsinduzierte longitudinale Adaptation des Muskels kann die maximale Verkürzungsgeschwindigkeit und die maximale mechanische Leistung des Muskels erhöhen. Die longitudinale Adaptation des Muskels ist aus diesem Grund ein zusätzlicher Mechanismus, um die maximale mechanische Leistung des Muskels zu erhöhen ohne eine notwendige radiale Hypertrophie im Muskel. Allerdings kommen die wenigen existierenden Informationen fast ausschließlich aus Tierexperimenten, womit ihre sportartspezifische Übertragbarkeit auf Athletinnen bzw. Athleten limitiert ist.

In der Literatur ist allgemein akzeptiert, dass Muskeln drei Strategien verfolgen, um sich an eine veränderte Anforderung anzupassen (longitudinale Veränderung, radiale Veränderung und spezifische kontraktile Kapazität, Goldspink, 1985). Die longitudinale Veränderung des Muskels resultiert aus der Modulation der Anzahl der Sarkomere der Muskelfaser in Serie. Die radiale Veränderung resultiert aus der Modulation der Anzahl der parallel geschalteten Sarkomere des Muskels. Die spezifische kontraktile Kapazität des Muskels wird durch die spezifische Kraft (N/cm²) charakterisiert und erfolgt durch eine Modifikation der kontraktile Proteinen (z. B. myosin heavy chain). Eine trainingsinduzierte radiale Hypertrophie (Zunahme des physiologischen Querschnitts) des Muskels durch funktionelle Belastung wurde sowohl am Menschen (MacDougall et al., 1979; Sale et al., 1990) als auch im Tierexperiment (Timson et al., 1985; Watt et al., 1982) festgestellt und in einer Vielzahl von Studien untersucht. Im Gegenteil dazu wurde die Möglichkeit, die in Serie geschalteten Sarkomere eines Muskels durch geeignete Trainingsstimuli zu beeinflussen, kaum untersucht, obwohl deutliche Hinweise über die longitudinale Plastizität der Muskelfaser existieren (Lynn & Morgan, 1994).

Lynn und Morgan (1994) waren die ersten, die über eine erhöhte Anzahl von Sarkomeren in Serie im Muskel Vastus intermedius von Ratten als Folge von exzentrischer Belastung berichteten. Die zu Grunde liegenden Mechanismen für die Erhöhung der Anzahl von Sarkomeren in Serie eines Muskels durch exzentrische Kontrak-

tionen bleiben bis heute unklar. In der internationalen Literatur ist akzeptiert, dass exzentrische Kontraktionen insbesondere im absteigenden Teil der Kraft-Längen-Relation des Muskels, Schädigungen in den Sarkomeren hervorrufen (Asmussen, 1956; Armstrong, 1984; Lieber & Friden, 2002). Des Weiteren wird angenommen, dass diese strukturelle Schädigung des Muskels aufgrund der exzentrischen Kontraktionen zu einer Erhöhung der Anzahl der Sarkomere in Serie führt, damit der Muskel vor weiteren Verletzungen geschützt wird (Lynn & Morgan, 1994; Proske & Morgan, 2001). Die logische Konsequenz einer erhöhten Anzahl von Sarkomeren in Serie ist, dass die Sarkomere bei gleicher Amplitude der Muskeldehnung in einer kürzeren Länge arbeiten (geringere Dehnung der Sarkomere), so dass das Verletzungsrisiko aufgrund der Instabilität der Sarkomere reduziert wird. Aber fast alle Informationen über den Einfluss der exzentrischen Belastung und der zu Grunde liegenden Mechanismen der longitudinalen Adaptation des Muskels stammen aus Tierexperimenten, wodurch ihre Übertragbarkeit auf Menschen limitiert ist.

Das Ziel der Arbeit war, Kenntnisse über die Kette exzentrischer Trainingsreize und longitudinaler Anpassungserscheinungen im menschlichen Skelettmuskel in Abhängigkeit von der Reizmagnitude und Reizfrequenz zu gewinnen. Es wird die Hypothese aufgestellt, dass bei gleich bleibendem Reizvolumen, aber einer höheren Magnitude und Frequenz des exzentrischen Reizes ein höherer Einfluss auf die longitudinale Adaptation des Muskels erzeugt wird.

Method

Es wurden vier Trainingsinterventionen mit exzentrischer Belastung durchgeführt, wobei gezielt die Magnitude des Reizes (Muskelkraft) und Reizfrequenz während einer Trainingsperiode von 10 Wochen modifiziert wurden. Darüber hinaus gab es eine Kontrollgruppe (kein spezifisches Training) mit 11 weiteren Personen (Alter: 29 ± 3 J, Körper Masse: 78.3 ± 10.4 kg, Körper Größe: 177.8 ± 7.2 cm). Alle vier Interventionen wurden für die Knieextensoren (hauptsächlich auf die eingelenkigen Vastii) absolviert. In Rahmen dieses Berichtes werden die Ergebnisse von zwei Interventionen (Modifikation der Magnitude des Reizes) und der Kontrollgruppe dargestellt.

Von zehn Probanden (Alter: 25 ± 4 J, Körper Masse: 77.1 ± 7.5 kg, Körper Größe: 183.5 ± 7.3 cm) wurden wiederholte isokinetische exzentrische Kontraktionen im Kniegelenk ($90^\circ/s$, 10 Wochen, 3-mal pro Woche, 5 Sätze pro Trainingstag) absolviert. Ein Bein wurde mit einer geringen Magnitude der Muskelkraft (65 % der maximalen willkürlichen Kontraktion (MVC)) und das andere Bein mit einer hohen Muskelkraftmagnitude (100 % der MVC) trainiert. Das Training wurde in beiden Trainingsinterventionen bei einer Winkelamplitude zwischen 10° und 90° (d. h. in der gesamten Beugung des Kniegelenkes) durchgeführt, damit die größte Muskelfaserdehnung des Vastus Lateralis erreicht wird. Die Muskelfaserdehnung des Vastus Lateralis war in beiden Interventionen gleich (Abb. 1). Das gesamte Trainingsvolumen (Integral des Kniegelenkmomentes über die Zeit) war auch in beiden Interventionen gleich. Deswegen realisierten bei der Intervention von 100 % der MVC die Probanden 6 Wiederholungen und bei der Intervention von 65 % 10 Wiederholungen.

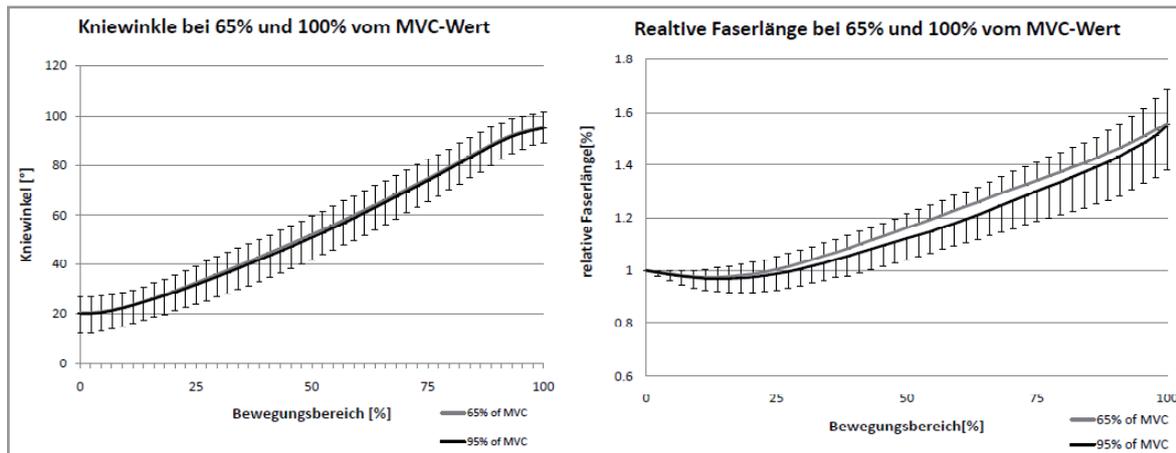


Abb. 1. Kniewinkelbereich (links) und relative Faserlängenänderung des Vastus Lateralis (rechts) während der exzentrischen Trainingskontraktionen bei 65% und 100% der MVC. Die x-Achse ist normalisiert auf einer Kniewinkelamplitude von 10° bis 90° (0° Knie gestreckt).

Die Faserlänge des M. Vastus Lateralis wurde vor und nach der 10-wöchigen Trainingsintervention mit einer linearen Ultraschallsonde (7.5 MHz, 10 cm Breite, ESA-OTE MyLab 60) gemessen. Die Auswertung der Ultraschallbilder im Hinblick auf die Muskelfaserlänge erfolgt mit Hilfe eines halbautomatischen Tracking-Algorithmus, der in MATLAB (Version R2009b, The Mathworks) implementiert wurde. Hierbei wurden zunächst die Aponeurosen manuell identifiziert und die Faserorientierung in einem sehr gut identifizierbaren Bild der Ultraschallsequenz festgelegt. Im zweiten Schritt wurde davon ausgehend die Veränderung der Faserorientierung von Bild zu Bild automatisch verfolgt. Hierzu wurde die proximale bzw. distale Verschiebung von Strukturen auf vielen diskreten Niveaulinien zwischen den Aponeurosen durch ein nicht-lineares Least-Squares-Fitting der Helligkeitsprofile bestimmt. Die Messung wurde beim inaktiven Muskel und bei einem Kniewinkel von 35° bis 85° (0° Knie gestreckt) realisiert (Abb. 2). Für die statistische Auswertung wurde der Mittelwert der Muskelfaserlänge in diesem Winkelbereich betrachtet.

Die mechanische Konsequenz einer Erhöhung der Anzahl von Sarkomeren in Serie, zum Beispiel im Muskel Quadrizeps femoris, ist eine Verschiebung der Moment-Winkelrelation in Richtung größeren Kniewinkel (mehr Beugung im Kniegelenk bei konstant gehaltenem Hüftwinkel). Für die Bestimmung der Moment-Winkelrelation wurden die maximal willkürlich erzeugten Kniegelenkmomente im Bereich von 25° bis 70° des Kniewinkels alle 5° gemessen. Die Probanden absolvieren jeweils eine maximal willkürliche (MVC) isometrische Knieextension an einem Dynamometer (Biodex System 3) mit einem Hüftwinkel von 90°. Durch die Kombination des Dynamometers und des Bewegungsanalysesystems (VICON) wurde das resultierende Gelenkmoment über die inverse Dynamik berechnet (Arampatzis et al., 2004).

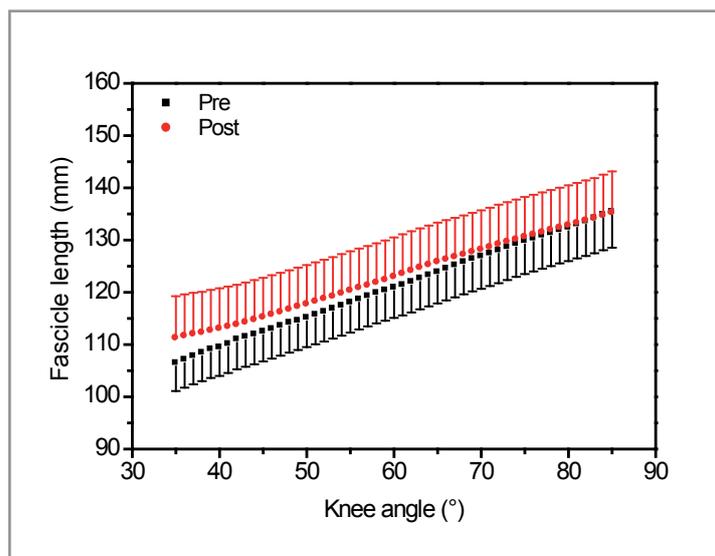


Abb. 2. Faserlänge des inaktiven M. Vastus Lateralis vor (Pre) und nach (Post) der exzentrischen Trainingsintervention bei 100 % der MVC in Abhängigkeit des Kniegelenkwinkels (N = 10).

Ergebnisse

Nach dem 10-wöchigen Training wurden nur in beiden Trainingsinterventionen (Tab. 1) die maximalen resultierenden Kniegelenkmomente signifikant ($p > 0.05$) größer. Im Mittelwert war die Zunahme des maximalen Kniegelenkmomentes beim Training von 65 % der MVC ca. 14 % und beim Training von 100 % der MVC ca. 20 %. Die Zunahme war signifikant höher ($p > 0.05$) im Vergleich zu der Kontrollgruppe sowohl beim 65 % als auch beim 100 % MVC-Training, zeigte aber keine Unterschiede ($p > 0.05$) zwischen den zwei Interventionen.

Tab. 1. *Mittelwert und Standardabweichung der Faserlänge des M. Vastus Lateralis (Faserlänge), des maximalen Kniegelenkmomentes (Knie M_{max}) und Kniewinkel beim Knie M_{max} (Knie θ_{Mmax}) vor (Pre) und nach (Post) der Intervention*

	Intervention 1 (N = 10) (65 % MVC)		Intervention 2 (N = 10) (100 % MVC)		Kontrollgruppe (N = 11)	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Faserlänge (mm)	124.6 ± 20.1	124.6 ± 21.4	117.9 ± 14.6	117.0 ± 13.7	134.0 ± 28.3	133.5 ± 22.9
Knie M_{max} (N)	308.9 ± 50.6	350.7 ± 51.8 *	295.0 ± 46.5	355.2 ± 60.7 *	336.3 ± 40.6	335.5 ± 43.6
Knie θ_{Mmax} (°)	50.0 ± 5.8	45.5 ± 4.9	49.0 ± 6.6	46.0 ± 5.1	50.0 ± 5.4	49.1 ± 4.9

Der Kniewinkel, in dem das maximale resultierende Kniegelenkmoment erreicht wurde, zeigte eine Tendenz zum kleineren Winkel nach dem Training in beiden Interventionen (Tab. 1), was auf eine Verschiebung der Moment-Winkelrelation in Richtung kleineren Kniewinkel (weniger Beugung im Kniegelenk) hindeutet. Aber diese Verschiebung war nicht signifikant unterschiedlich ($p > 0.05$) im Vergleich zur Kontrollgruppe. Darüber hinaus zeigte die Faserlänge des M. Vastus Lateralis bei keiner der untersuchten Gruppen (Tab. 1) signifikante Unterschiede ($p > 0.05$) vor und nach der 10-wöchigen Periode.

Diskussion

Nach der 10-wöchigen Trainingsintervention mit exzentrischen Kontraktionen auf die Muskeln der Knie-Extensoren bei 65 % und bei 100 % der MVC und mit einer Winkelgeschwindigkeit von $90^\circ/s$ waren wir nicht in der Lage, eine Zunahme der Faserlänge des M. Vastus Lateralis und eine Verschiebung der Moment-Winkelrelation in Richtung größeren Kniewinkel zu messen. Das bedeutet, dass durch die zwei angewandten Interventionen eine longitudinale Adaptation auszuschließen ist.

Die maximale Muskelkraft der Knie-Extensoren wurde verbessert (15-20 %) und diese Änderung war signifikant unterschiedlich im Vergleich zur Kontrollgruppe. Dieses Ergebnis zeigt, dass die Effektivität des Trainings gegeben ist und dass morphologische Anpassungserscheinungen stattgefunden haben. Darüber hinaus konnten wir durch unsere Trainingsprotokolle den M. Vastus Lateralis exzentrisch belasten. Die Dehnung des Muskels bei beiden Interventionen war ca. 60 % (Abb. 1) und ein Teil der Dehnung passierte im absteigenden Teil der Kraft-Längen-Relation des Muskels. Deswegen ist es schwierig zu erklären, warum durch die angewandten exzentrischen Trainingsreize keine longitudinalen Anpassungserscheinungen aufgetreten sind.

In Abbildung 1 sieht man, dass in den ersten 25 % der Bewegungsamplitude, trotz einer Beugung im Kniegelenk die Muskelfasern des Vastus Lateralis sich verkürzen (d. h. sie kontrahieren konzentrisch). Das ist ein Resultat der Sehnen-Elastizität. Aufgrund der Dehnbarkeit der Sehne, obwohl sich die Muskelsehnen-Einheit des Vastus Lateralis dehnt, kontrahieren die Muskelfaser in diesen ersten 25 % der Bewegungsamplitude konzentrisch. Diese anfänglich konzentrische Kontraktion könnte eventuell ein Grund für die nicht gefundene longitudinale Adaptation sein. Eine Steigerung der Dehnungsfrequenz (d. h. höhere Winkelgeschwindigkeit beim Training) könnte diese Phase minimieren und so ein geeigneter Trainingsreiz für die longitudinale Anpassung sein.

Literatur

- Arampatzis, A., Karamanidis, K., De Monte, G., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G. & Brüggemann, G.-P. (2004). Differences between measured and resultant joint moments during voluntary and artificially elicited isometric knee extension contractions. *Clinical biomechanics*, 19 (3), 277-283.
- Armstrong, R. B. (1984). Mechanisms of exercise-induced delayed onset muscular soreness: a brief review. *Medicine and science in sports and exercise*, 16 (6), 529-538.
- Asmussen, E. (1956). Observations on experimental muscular soreness. *Acta rheumatologica Scandinavia*, 2 (2), 109-1016.
- Goldspink, G. (1985). Malleability of the motor system: a comparative approach. *Journal of experimental biology*, 115, 375-391.
- Lieber, R. L. & Fridén, J. (2002). Mechanisms of muscle injury gleaned from animal models. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 81 (11), S. 70-79.
- Lynn, R. & Morgan, D. L. (1994). Decline running produces more sarcomeres in rat vastus intermedius muscle fibers than does incline running. *Journal of applied physiology*, 77 (3), 1439-1444.
- MacDougall, J. D., Sale, D. G., Moroz, J. R., Elder, G. C., Sutton, J. R. & Howald, H. (1979). Mitochondrial volume density in human skeletal muscle following heavy resistance training. *Medicine and science in sports*, 11 (2), 164-166.
- Proske, U. & Morgan, D. L. (2001). Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *Journal of physiology*, 537 (Pt 2), 333-345.
- Sale, D. G., MacDougall, J. D., Jacobs, I. & Garner, S. (1990). Interaction between concurrent strength and endurance training. *Journal of applied physiology*, 68 (1), 260-270.
- Timson, B. F., Bowlin, B. K., Dudenhoeffer, G. A. & George, J. B. (1985). Fiber number, area and composition of mouse soleus muscle following enlargement. *Journal of applied physiology*, 58 (2), 619-624.
- Watt, P. W., Kelly, F. J., Goldspink, D. F. & Goldspink, G. (1982). Exercise-induced morphological and biochemical changes in skeletal muscles of the rat. *Journal of applied physiology*, 53, 1144-1151.