

Evaluation der Möglichkeit die kontraktile Eigenschaften der Muskulatur anhand der Reaktion des Muskelbauches non-invasiv zu bewerten

R. Dahmane¹, V. Valencic², N. Knez², I. Erzen¹

1 Institut für Anatomie, Medizinische Fakultät, Ljubljana, Slowenien

2 Fakultät für Elektrotechnik, Universität von Ljubljana, Slowenien

Im Original: Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of the muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response, aus *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2001, Vol. 39, pp 52 – 55.

Dieser Artikel ist im Original in englischer Sprache und wurde übersetzt von: Andreas Mecking, Kontakt: Andreas.Mecking@web.de

Abstract

Die histochemischen und biomechanischen Beziehungen der Muskulatur an den Extremitäten werden an zwei Gruppen zu je 15 Personen untersucht. Die Probanden sind zwischen 17 und 40 Jahren alt. Sieben Muskeln wurden ausgewählt: m. biceps brachii, m. triceps brachii (TB), m. flexor digitorum superficialis, m. extensor digitorum, m. biceps femoris, m. tibialis anterior und m. gastrocnemius caput mediale (GCM). Das Ziel dieser Vorstudie ist, die Evaluation einer alternativen Methode, basierend auf der non invasiven Tensiomyographie Messung (TMG). Der in der histochemischen Analyse ermittelte Prozentsatz an Type I Fasern ist für den langsamsten Muskel (GCM) um das 2,2fache höher als für den schnellsten (TB). Die mit dem TMG gemessene Kontraktionszeit ist für den GCM um das 1.9fache höher als für den TB. Die statistische Auswertung der Befunde der histochemischen und tensiomyographischen Analyse zeigt eine signifikante Korrelation zwischen der mit dem TMG gemessenen Kontraktionszeit und dem Anteil an Typ I Muskelfasern (Der Korrelationskoeffizient erreicht 0,93). Das Resultat legt eine Anwendung der TMG Methode zur Bestimmung des Typ I Muskelfaseranteils nahe.

1 Einleitung

Die Messung der elektrisch stimulierten Muskelbauchverschiebung haben Unterschiede einzelner Muskeln aufgezeigt. In den Vorstudien (VALENCIC und KNEZ, 1997) konnte gezeigt werden, dass die Messung der Kontraktion des Muskelbauches mit einem Verformungssensor wertvolle Hinweise auf dessen Charakteristik liefert.

VALENCIC und KNEZ (1997) wiesen nach, dass der normalisierte Geschwindigkeitsparameter des m. vastus lateralis und des m. brachioradialis viermal größer als der des m. soleus ist. Histochemisch gesehen sind m. vastus lateralis und m. brachioradialis schnelle Muskeln, während der m. soleus ein langsamer Muskel ist (POLGAR et al., 1973; EDGERTON et al., 1974; LEXELL et al., 1984). Die Werte von m. gastrocnemius und m. tibialis anterior liegen zwischen den Extremwerten der schnellsten und langsamsten Muskeln. Die Unterschiede der Geschwindigkeiten hängen mit dem Aufbau der Muskeln zusammen. Dieser Artikel zeigt, dass die TMG Methode wertvolle Informationen über den Muskelaufbau liefert.

2 Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung

Zwei Gruppen von Probanden wurden mit einer der beiden Messmethoden untersucht. Aus statistischen Gründen waren beide Gruppen hinsichtlich Alter, Geschlecht und Gesundheitszustand homogenisiert (Es gab keine Hinweise auf vorangegangene neuromuskuläre Einschränkungen).

2.1 Muskel Nekropsie

Bei Autopsien an 15 männlichen Subjekten im Alter von 17 – 40 Jahren wurden Muskelproben entnommen. Alle 15 Personen starben an plötzlichem Herztod. Eine post mortem Unter-

suchung ergab keine signifikante pathologische Veränderung, außer der mit der Todesursache in direktem Zusammenhang stehenden. Es konnten keine Hinweise auf neuromuskuläre Erkrankungen gefunden werden.

Die Muskelproben des m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. flexor digitorum superficialis, m. extensor digitorum, m. biceps femoris, m. tibialis anterior und m. gastrocnemius caput mediale wurden an der rechten Extremität, 5 bis 24 Stunden nach Eintritt des Todes entnommen. Die Proben entsprachen Blöcken von 1 cm^3 und wurden bei -196°C in flüssigem Stickstoff eingefroren. Die gefrorenen Sektionen wurden in Scheiben von 10 Mikrometern geschnitten und myofibrillare Adenosintriphosphat Aktivität wurde bei einem pH Wert von 9,6 mit der histochemischen Calcium Methode (PADYKULA & HERMAN, 1955) und nach Präinkubation bei pH Werten von 4,6 und 4,3 (GUTH & SAMAHA, 1970) nachgewiesen.

Aus jeder Muskelprobe wurde eine Scheibe zufällig ausgewählt, die mit einem Opton Fotomikroskop bei konstanter 116facher Vergrößerung fotografiert wurde. Damit sollten wenigstens zwei Faszen mit mindestens 100 Fasern im Bild enthalten sein. Die Konturen der einzelnen Fasern wurden mit einem Cherry Graphic Tablet auf einem PC digitalisiert. Die Muskelfaserzusammensetzung wurde prozentual mit dem computergestützten Verfahren von PERNUS et al (1986) ermittelt.

2.2 TMG Messung

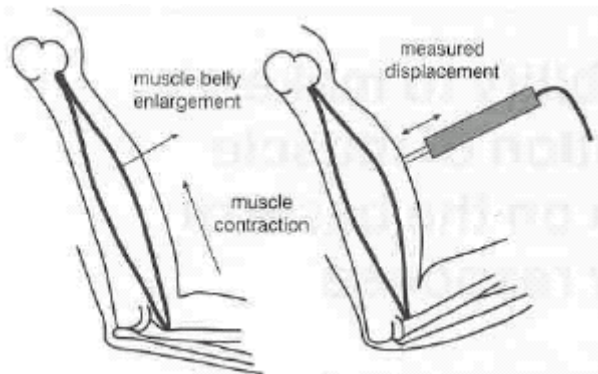


Abb. 1 TMG Messprinzip: Kontrahiert der Muskel vergrößert sich der Muskelbauch. Die radiale Verschiebung kann mit einem Verformungssensor gemessen werden.

Tensiomyographie ist eine Messmethode zur Bestimmung der kontraktiven Eigenschaften der Skelettmuskulatur. Sie fußt auf einer Eigenschaft der Muskelkontraktion, der Verdickung des Muskelbauches. Mit Hilfe eines Verformungssensors wird dessen radiale Vergrößerung aufgezeichnet (Abb.1).

Während der Messung wird der Verformungssensor auf die Haut über dem Muskelbauch senkrecht zur Muskeleoberfläche aufgesetzt. Für die Messung wird ein Drucksensor, in dem eine Feder von $0,17 \text{ N/mm}$ Stärke Spannung aufnimmt, benutzt. Der Sensor übt einen Anfangsdruck von circa $1,5 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ auf einer Aufsatzfläche von 113 mm^2 aus. Es wurden die Reaktionen sieben verschiedener Muskeln der echten Körperseite von 15 gesunden männlichen Probanden, im Alter von 17 bis 40 Jahren, ermittelt.

Abhängig von der Lage des zu messenden Muskels saßen die Probanden in einem Messstuhl oder lagen auf dem Bauch auf einer Messliege. Um isometrische Bedingungen herzustellen, wurde der zu messende Arm oder das Bein mit ein oder zwei Bändern am Rahmen befestigt. Die Messpunkte für jeden Muskel wurden anatomisch aus dem „Guide for electromyographers“ (DELAGHI et al., 1975) bestimmt. Eine Übersicht bietet Tabelle 1.

Tabelle 1 Anatomische Position der Messpunkte für sieben gemessene Muskeln nach DELAGHI et al. (1975)

Biceps brachii (BB)	Mittelpunkt der Linie zwischen dem lateralen Kopf der Clavicula und dem Radiuskopf
Triceps brachii (TB)	Hintere Fläche in der Mitte des Oberarms auf dem TB caput laterale der TB Sehne
Flexor digitorum superficialis (FDS)	Schnittpunkt zwischen mittlerem und oberem Drittel des Unterarmes (10 cm kaudal des medialen Epicondylus am Humerus)
Extensor digitorum (ED)	Schnittpunkt zwischen oberem und mittlerem Drittel des Unterarmes (10 cm kaudal des lateralen Epicondylus des Humerus)
Biceps femoris (BF)	Mittelpunkt einer Linie zwischen Fibula Kopf und Tuberositas Ischi
Tibialis anterior (TA)	Vier fingerbreit unterhalb der Tuberositas Tibiae und ein fingerbreit lateral der Crista Tibiae
Gastrocnemius caput Mediale (GCM)	Eine Handbreite unterhalb der Poplitea Falte an der medialen Muskelmasse der Wade

Der Muskel wurde mit einem einmaligen Impuls, der durch zwei, symmetrisch zum Sensor angeordnete, selbstklebende Elektroden übertragen wurde, stimuliert. Die Anode wurde distal, die Kathode proximal, jeweils 20 bis 50 mm vom Messpunkt, angebracht. Die bipolare Elektrostimulation bestand aus einem 1ms langen DC (Gleichstrom) Impuls und einer Spannung, die 10V bis 40 V oberhalb der Schwellenamplitude, lag. Der Stimulator war ein GRASS 8800, der die Spannung über eine Isoliereinheit abgibt. Die Muskelreaktionen wurden auf einem PC gespeichert und analysiert.

Die TMG Werte lieferten die folgenden Parameter: Verzögerungszeit, Kontraktionszeit, Erhaltungszeit, Erholungszeit. Der signifikanteste Parameter für diese Untersuchung war die Kontraktionszeit der Muskelreaktion. Die Kontraktionszeit Δt_c ist die Zeit zwischen 10% und 90% der maximalen Muskelreaktion (VALENCIC & KNEZ, 1997).

2.3 Statistik

Die Signifikanz der Korrelation zwischen dem histochemisch bestimmten Prozentsatz an Typ I Fasern und der Kontraktionszeit wurde mit Pearsons Korrelationskoeffizient bestimmt.

Die Nullhypothese war: der Prozentsatz an Typ I Fasern (Daten aus der histochemischen Analyse gewonnen) ist mit der Kontraktionszeit korreliert (Daten aus der non-invasiven bio-mechanischen TMG Messung gewonnen).

3 Ergebnisse und Diskussion

Im Gegensatz zu den invasiven Methoden zur Bestimmung der Kontraktionseigenschaften der Muskulatur vieler Autoren (BUCHTHAL & SCHMALBRUCH 1970; SICA & MCCOMAS 1971; STEIN et al, 1972; PARKER, 1984) liefert die non-invasive Untersuchung mit dem TMG Informationen über die funktionellen Eigenschaften des gesamten Muskels.

Die meisten invasiven Untersuchungsverfahren beschränken sich auf die Analyse der Reaktion einer einzelnen motorischen Einheit. Dies ist jedoch nicht genug um eine vollständige Aussage über die Reaktion des gesamten Muskels treffen zu können. Andere non-invasive Methoden liefern einen Wert der Muskelkraft als endgültiges Ergebnis. Diese Methoden haben einige Nachteile: sie messen das Drehmoment in einem Gelenk, das von Gelenkcharakteristiken und anderen Muskeln, die ebenfalls an der Produktion des selben Drehmoments beteiligt sind, abhängig ist. Werden diese Nachteile eliminiert, sind die Methoden sehr aufwendig und können nur auf einige wenige oder nur eingelenkige Muskeln angewandt werden (GYDIKOV et al., 1976).

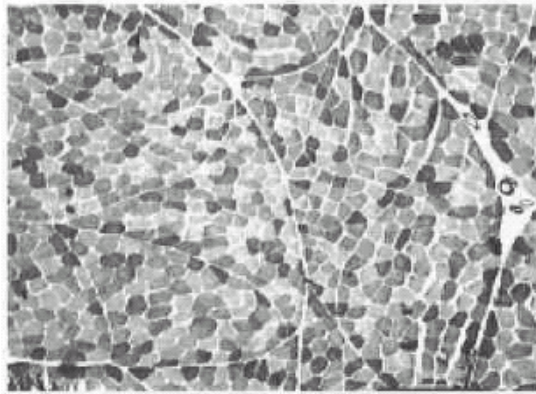
Das TMG misst die Muskelkraft nicht direkt, statt dessen misst es die Verformung des Muskelbauches. Diese Verformung während der Muskelkontraktion ist mit der Muskelkraft korreliert. Mit dem TMG lassen sich einzelne Muskelreaktionen untersuchen und die Messung lässt sich ohne Veränderung des Apparateaufbaus auf sämtliche oberflächlich liegenden Skelettmuskeln anwenden.

Die meisten Messungen von Muskelbauchreaktionen, die mit radialen Verschiebungssensoren aufgenommen werden, sind limitiert. Besonders wenn sie mit gemessener Muskelkraft verglichen werden. Dies ist vor allem auf die unterschiedlichen Faszienbeschaffenheiten und auf den Anfangsdruck des Sensors zurückzuführen.

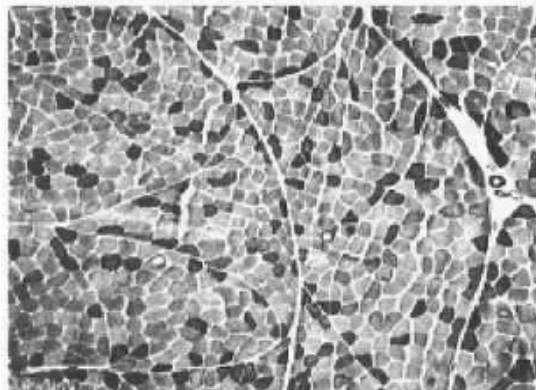
Nach KNAFLITZ et al. (1990) ist bei oberflächlicher Elektrostimulation die Rekrutierungsreihenfolge der Muskelfasern nicht eindeutig festgelegt, anders als willentlich ausgelöste Kontraktionen, bei der zunächst die ST- dann die FT-Fasern kontrahieren oder der Nervenstimulation, bei der zunächst die FT- dann die ST Fasern zucken. Deshalb kann der exakte Prozentsatz von rekrutierten schnellen und langsamen Muskelfasern nicht genau bestimmt werden (In der vorliegenden Studie wurde keine supra-maximale Stimulation benutzt. Flexoren und Extensoren des Handgelenks liegen nah an m. flexor digitorum superficialis und m. extensor digitorum. Am Messpunkt (nach DELAGI et al., 1975) liegt der Muskelbauch des gemessenen Muskels mit ausreichendem Platz zu den Muskelbäuchen der umliegenden Muskeln.

Der TMG ermöglicht eine selektive Muskelmessung nach Elektrostimulation. Durch oberflächliche Elektrostimulation werden auch benachbart liegende Muskeln gereizt. Mit Hilfe eines ausreichend kleinen Verformungssensors lässt sich deren Reaktion ausblenden. Mit hoher Stromamplitude lassen sich sogar die tieferliegenden Muskelschichten reizen. Für die Experimente wird vor allem eine niedrige bipolare Amplitude zur Stimulation verwendet, die hauptsächlich die oberflächlich gelegenen Muskelfasern reizt.

In histochemischen Untersuchungen (BUCHTHAL & SCHMALBRUCH, 1970; SICA & MCCOMAS 1971; STEIN et al., 1972) wurden metabolische Enzymaktivitäten nachgewiesen, die mit der Ermüdungsresistenz des Muskels korrelieren. Die beschriebene Adenosintriphosphat Aktivität ist mit der Geschwindigkeit der Muskelkontraktion korreliert.



a



b

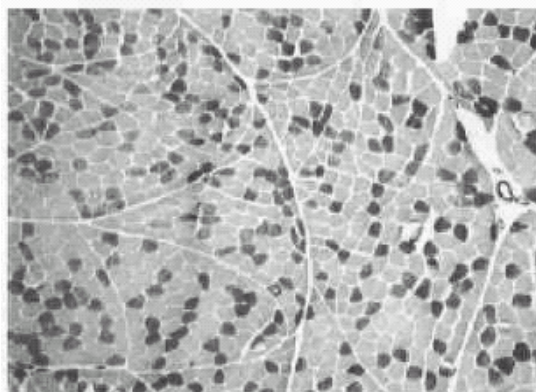
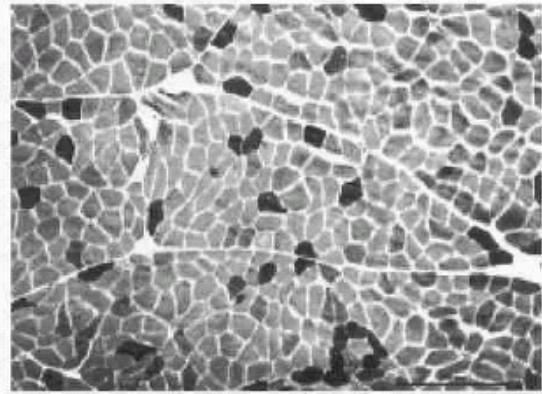
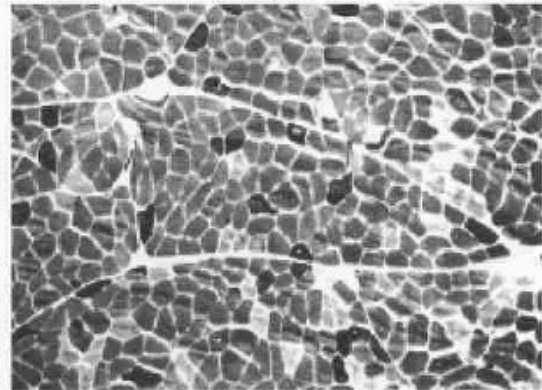


Abb. 2 Histochemische Erscheinung von verschiedenen Fasertypen des ED (schneller Muskel der oberen Extremität). a) Demonstration der myofibrillären Adenosintriphosphat Aktivität mit der Calcium Methode bei pH 9,4. b) Demonstration von myofibrillärer Adenosintriphosphat Aktivität nach Präinkubation bei pH 4,6. c) Demonstration von myofibrillärer Adenosintriphosphat Aktivität nach Präinkubation bei pH 4,3.



a



b

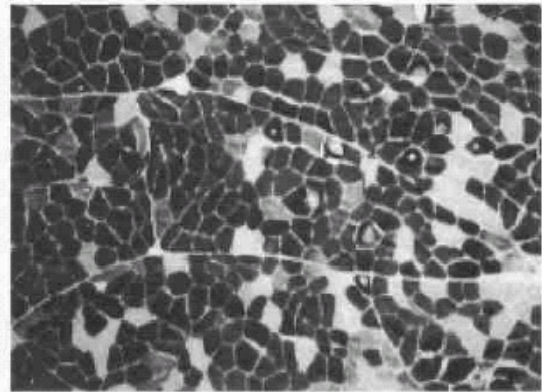


Abb. 3 Histochemische Erscheinung von verschiedenen Fasertypen des GCM (langsamer Muskel der unteren Extremität). a) Demonstration der myofibrillären Adenosintriphosphat Aktivität mit der Calcium Methode bei pH 9,4. b) Demonstration der myofibrillären Adenosintriphosphat Aktivität nach Präinkubation bei pH 4,6. c) Demonstration der myofibrillären Adenosintriphosphat Aktivität nach Präinkubation bei pH 4,3.

Tabelle 2 Kontraktionszeiten des Muskelbauches und Prozentsatz an Typ I Fasern für sieben gemessene Muskeln an zwei Gruppen von Probanden

Muskel	Kontraktionszeit, ms	Prozentsatz an Typ I Muskelfasern
m. biceps brachii	34±4	52±8
m. triceps brachii	30±6	35±8
m. flexor digitorum superficialis	30±10	43±6
m. extensor digitorum	29±5	51±6
m. tibialis anterior	50±9	77±8
m. gastrocnemius caput mediale	55±11	78±7
m. biceps femoris	36±9	43±10

Proben des m. extensor digitorum und des m. gastrocnemius caput mediale, die für den Nachweis der myofibrillären Adenosintriphosphat Aktivität mit der Calcium Methode bei pH 9,4 und nach Präinkubation bei pH 4,6 sowie pH 4,3 genommen wurden, zeigten die charakteristische mosaikartige Struktur (Abb. 2 & 3).

In Tabelle 2 werden die Werte der histochemischen und der TMG Messungen für die sieben Muskeln dargestellt. Die histochemische Untersuchung ergab einen um 2,24fach höheren Prozentsatz an ST-Fasern im langsamsten gemessenen Muskel (m. gastrocnemius caput mediale) verglichen mit dem Schnellsten (m. triceps brachii). Die mit dem TMG ermittelte Kontraktionszeit der Muskelbauchzuckung war für den m. gastrocnemius caput mediale um das 1,86fache höher als für den m. triceps brachii.

Der Korrelationskoeffizient nach Pearson zwischen dem histochemischen Befund und dem mit dem TMG gemessenen biomechanischen Parameter Kontraktionszeit war 0,93. Die Nullhypothese konnte bei zweiseitig ermitteltem Alpha Fehler auf 0,05 Signifikanzniveau angenommen werden.

Der prozentuale Anteil an Typ I Fasern und die Kontraktionszeit der Reaktion des Muskelbauches auf elektrische Stimulation, sind stark korreliert (Abb. 4 & 5).

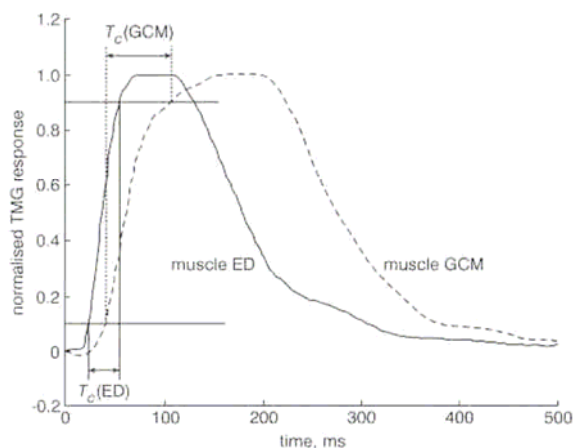


Abb. 4 Mit dem TMG gemessene Kontraktionszeit der Reaktion des Muskelbauches nach Elektrostimulation für ED (schneller Muskel) und GCM (langsamer Muskel). Die Kontraktionszeit ist bei langsamen Muskeln länger als bei schnellen.

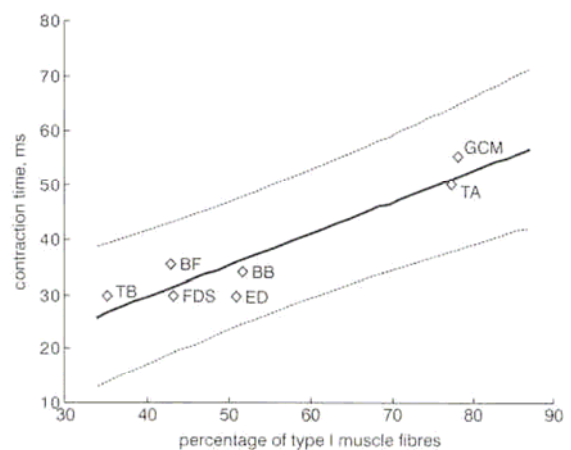


Abb. 5 Mittel- und beide Extremwerte des Prozentsatzes an Typ I Fasern und der Kontraktionszeit des Muskelbauches nach Elektrostimulation von m. biceps brachii (BB), m. triceps brachii (TB), m. flexor digitorum superficialis (FDS), m. extensor digitorum (ED), m. biceps femoris (BF), m. tibialis anterior (TA), m. gastrocnemius caput mediale (GCM)

Aussagen über die Struktur der Skelettmuskulatur sind für die Untersuchung von muskulären Erkrankungen und anderen Veränderungen wichtig. Sportler können mit der Information den Trainingsprozess optimieren. Die zuverlässigsten Methoden um die Struktur zu erkennen sind invasiv.

In dieser Studie wurden die Ergebnisse einer non-invasiven Untersuchungsmethode, Tensiomyographie, mit denen einer invasiven histochemischen Analyse verglichen. Die statistische Prüfung zeigt eine starke Korrelation zwischen der histochemisch ermittelten Anzahl an Typ I Fasern und der mit dem TMG gemessenen Reaktion des Muskelbauches nach Elektrostimulation. In dieser Studie wird eine non-invasive Methode, TMG, zur Ermittlung reliabler Informationen über die Struktur der Skelettmuskulatur benutzt. Die Methode ist selektiv, der gleiche Apparateaufbau kann für die Messung sämtlicher oberflächlich liegender Skelettmuskeln benutzt werden und die Ergebnisse liegen direkt im Anschluss an die Messung vor. Die Autoren empfehlen die TMG Messmethode als non-invasiven Alternative zu einer invasiven histochemischen Analyse.

Danksagung: Diese Studie wurde vom Slowenischen Ministerium für Erziehung und Sport, vom Ministerium für Forschung und Technik und von der Slowenischen Sportförderung unterstützt.

Literatur

- Buchthal, F. & Schmalbruch, H., (1970). Contraction times and fibre types in intact human muscle. *Acta Physiol. Scand.*, 79., pp. 435 – 452.
- Delagi, E.F., Perotto, A., Iazetti, J. & Morrison, D., (1975). Anatomic guide for the electromyographer: the limbs. Springfield, Illinois (USA): Charles C. Thomas.
- Edström, L. & Kugelberg, B., (1968). Histochemical composition, distribution of fibres and fatigability of single motor units. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.*, 31, pp. 424 – 433.
- Edgerton, V.H., Smith, J. L. & Simpson, D. R., (1975). Muscle fibre type populations of human leg muscles. *Histochem. J.*, 7, pp. 259 – 266.
- Guth, F. & Samaha, F.J., (1970). Procedure for the histochemical demonstration of actomyosine ATPase (research note). *Exp. Neurol.*, 28, pp. 365 – 367.
- Gydikov, A. Dimitrov, G., Kosarov, D. & Dimitrova, N., (1976). Functional differentiation of motor units in human opponens pollicis muscle., *Exper. Neurol.*, 50, pp. 36 – 47.
- Knaflitz, M., Merletti, R. & DeLuca, C.J., (1990). Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology*, 68, (4), pp. 1657 – 1667.
- Lexell, J., Henriksson-Larsen, K. & Sjøström, M., (1983). Distribution of different fibre types in human muscles. *Acta Physiol. Scand. Part 2*, 117, pp. 115 – 122.
- Padykula, H.A. & Herman, E., (1955). The specificity of the histochemical method for adenosine triphosphatase. *J. Histochem. Cytochem.*, 3, pp. 170 – 183.
- Parker, P. A., Körner, I. & Kadefors, R., (1984). Estimation of muscle force from intramuscular total pressure. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 22, pp. 453 – 457.
- Pernus, F., Erzen, L. & Bjelogrić, Z., (1986). A computer-aided method for muscle fibre type quantification. *Acta Stereol.*, 5, pp. 49 – 54.
- Polgar, J., Johnson, M. A., Weighman, D. & Appleton, D., (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. *J. Neurol. Sci.*, 19, pp. 307 – 318.
- Sica, R.E.P. & McComas, A.J., (1971). Fast and slow twitch units in a human muscle. *J. Neurol. Neurosurg, Psychiat.*, 34, pp. 113 – 120.
- Stein, R.B., French, A.S., Mannard, A. & Yemm, R., (1972). New methods for analysing motor function in man and animals. *Brain Res.*, 40, pp. 187 – 192.
- Valencic, V. & Knez, N., (1997). Measuring of skeletal muscles dynamic properties. *Artific. Org.*, 21, pp. 240 – 242.