

Muskelfunktionsdiagnostik auf höchstem Niveau



ayUROPA



TFI – Talentschmiede
Fußball International

Der vorliegende Artikel stellt eine Zusammenfassung von Erkenntnissen zum Thema Tensiomyographie dar.

Der hauptsächliche Inhalt besteht aus zwei separaten Publikationen:

- Boštjan Šimunič, Sergej Rozman & Rado Pišot, *Detecting the velocity of the muscle contraction*. Publikationsort unbekannt.
- R. Dahmane, V. Valencic, N. Knez & I. Erzen, *Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response*. Publiziert in *Medical & Biological Engineering and Computing*, 2001, Vol. 39, p. 51 – 55.

Beide Artikel sind im Original in englischer Sprache und wurden ins Deutsche übersetzt von Andreas Mecking, Kontakt: Andreas_Mecking@web.de.

TMG GERMANY

Abstract

Nach heutigem Stand der Technik gibt es kaum Methoden, die objektive Daten über die Muskelbeschaffenheit der Skelettmuskulatur non-invasiv liefern. In absehbarer Zeit werden sicherlich verstärkt derartige Methoden entwickelt. Der Tensiomyograph, kurz TMG, liefert bereits jetzt diese Daten. Mit Hilfe des TMG lassen sich die kontraktile Muskeleigenschaften, Verzögerungszeit, Kontraktionsgeschwindigkeit, Erhaltungszeit und die halbe Erholungszeit sowie die maximale radiale Muskelbauchverschiebung ermitteln. Aus den Parametern kann die Refraktärzeit, das neuromotorische Aktivierungsniveau sowie der Ermüdungszustand, selektiv ermittelt werden. Der TMG bietet zusätzlich die Möglichkeit, FT- von ST-Fasern zu differenzieren.

Dies alles wird durch den neuartigen Messansatz ermöglicht. Die Messsonde wird von außen auf den Muskelbauch aufgebracht und misst dessen Verformung. Dadurch sind die Daten unabhängig von den Eigenschaften der den Muskel umgebenden passiven Strukturen. Mit Hilfe der gewonnenen Daten lassen sich Schwachstellen im aktiven Bewegungsapparat identifizieren, Trainingspläne individuell erstellen und steuern, Rehabilitationsmaßnahmen individueller gestalten und in deren Verlauf kontrollieren, sowie einzelne Trainingseinheiten begleitend effektiver gestalten.

Das Gerät besteht aus einem Laptop, einem Impulsgeber und einem Stativ an dessen Ende die Messsonde angebaut ist. Die Bedienung ist einfach, das Gerät ist schnell auf- und abzubauen und man kann mit dem selben Gerät die gesamte oberflächlich liegende Muskulatur messen.

1 Einleitung

Die Kontraktionsgeschwindigkeit der Skelettmuskulatur ist neben der Muskelkraft ein sehr wichtiger Parameter um die Qualität der umgebenden passiven und bindegewebsartigen Strukturen zu bewerten und somit eine Aussage über die Leistungs- und Entwicklungsfähigkeit der Muskulatur zu erhalten. Die Entwicklung standardisierter Messprotokolle ist wegen der individuellen Unterschiede in der Muskelspezifik und deren möglicher Einflüsse auf die Ergebnisse schwierig. Die Tensiomyographie wurde entwickelt und evaluiert um diese Hindernisse zu umgehen.

Ein konstantes Muskelvolumen vorausgesetzt, sind die lateral und transversal Verschiebungen im Muskel während einer Kontraktion eng verknüpft. Bereits im 19. Jahrhundert entdeckte VOLLASTON, dass ein Zusammenhang zwischen dem Geräusch und der Kraft einer Muskelkontraktion besteht. Diese These wurde später wissenschaftlich bestätigt und ein erstes Verfahren zur Messung von Muskelkontraktionen wurde entwickelt. Die Mechanomyographie, MMG. In ihrer Folge standen weitere Verfahren wie die Phonomyographie, die Vibromyographie und das Akustikmyogramm.

Die Verdickung des Muskelbauches während einer Kontraktion wurde mit Hilfe einer Lasermessung 1999 und 2000 von ORIZIO et al festgestellt. Lateralschwingungen der Muskelfasern wurden von ZHANG et al. 1992 und ORIZIO 1993 mit einem Beschleunigungsmesser sowie 1985 von BARRY et al und 1990 von MATON et al mit Hilfe von Mikrofonen ermittelt.

Die Daten des TMG werden mit einem radialen Verformungssensor aufgezeichnet.

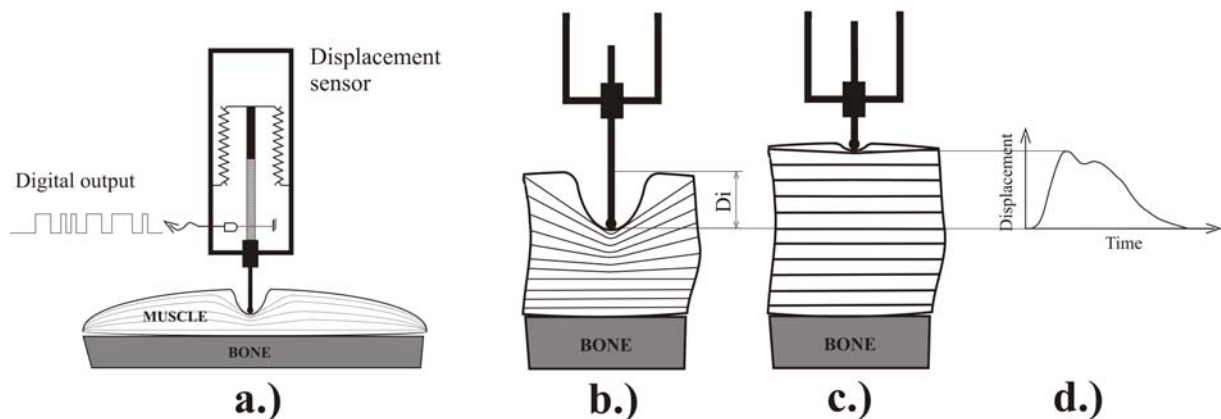


Abb. 1 TMG Messprinzip

Der Sensor misst die selektive Verformung der Muskelfasern eines einzelnen Muskels und überträgt diese Daten in ein digitales Signal. Die Methode wurde 1990 von VALENCIC vorgestellt und 2000 von DAHMANE histochemisch, 2002 von KERSEVAN mit dem EMG und 2003 von SIMUNIC im Bezug zu Muskelkraft und Kraftdrehmoment evaluiert. Der TMG bietet verschiedenste Einsatzmöglichkeiten in Breiten- und Leistungssport. Training kann effektiver gestaltet und Trainingseinheiten individueller angepasst werden. Die selektive Analyse des Seitenvergleichs sowie synergistischer und antagonistischer Ketten bieten die Möglichkeit präventiv Schwachstellen im aktiven Bewegungsapparat zu identifizieren, Leistungshemmnisse durch Abschwächungen zu beseitigen oder Therapien in der Rehabilitation wirksam zu steuern und zu kontrollieren.

2. Histochemische Evaluation

2.1 Einleitung

VALENCIC und KNEZ (1997) konnten einen engen Zusammenhang zwischen der Messung der Verformung des Muskelbauches bei Elektrostimulation mit einem Verformungssensor und den Kontraktionseigenschaften eines Muskels nachweisen. Untersucht wurden m. vastus lateralis, m. brachioradialis und m. soleus sowie m. gastrocnemius und m. tibialis anterior. Die gemessene Geschwindigkeit der Muskelkontraktion war bei m. vastus lateralis und m. brachioradialis 4 mal höher als beim m. soleus. Sowohl m. vastus lateralis als auch m. brachioradialis sind histochemischen Untersuchungen zur Folge schnelle Muskeln, mit einem hohen Anteil von FT-Fasern, während der m. soleus einen hohen Anteil an ST-Fasern hat. Die m. gastrocnemius und m. tibialis anterior liegen mit ihren Reaktionszeiten zwischen m. vastus lateralis sowie m. brachioradialis auf der einen und m. soleus auf der anderen Seite. Diese Unterschiede führen VALENCIC und KNEZ auf die unterschiedlichen Ausprägungen der Typ I und Typ II Fasern zurück.

2.2 Versuchsaufbau und -durchführung

2000 evaluierten DAHMANE, ERZEN, KNEZ & VALENCIC die TMG Methode mit einer histochemischen Entnahme an kürzlich Verstorbenen. Die Studie umfasste zwei homogenisierte Gruppen von je 15 Personen, die zwischen 17 und 40 Jahren alt waren. Die Muskelentnahme erfolgte an Körpern von Personen, die an plötzlichem Herztod verstorben waren und wurde nicht länger als 24 Stunden nach dem Tod durchgeführt. Die Personen hatten keinerlei nachweisbare Vorerkrankungen auf neuromuskulärer Ebene. Proben wurden von m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. flexor digitorum superficialis, m. extensor digitorum, m. biceps femoris, m. tibialis anterior und m. gastrocnemius caput mediale genommen. Die Proben wurden an den rechten Extremitäten entnommen und entspra-

chen Blöcken von 1 cm^3 . Diese Blöcke 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 Calcium Histochemischen 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 Faszien 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.

Die 15 Probanden der zweiten Gruppe waren zwischen 17 und 40 Jahren und gesund. Die Gruppe wurde mit dem TMG vermessen. Während der Messung saßen oder lagen die Probanden auf einer Massagebank mit verstellbarer Lehne.

Für die TMG Messung wird der Verformungssensor von außen auf den Muskelbauch aufgesetzt, so dass er leicht in den Bauch hinein drückte. Ober- und unterhalb des Sensors werden Elektroden auf den Muskel aufgeklebt. 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.

Abhängig vom zu messenden Muskel, saßen oder lagen die Probanden während der Messung auf einem Messstuhl oder einer Messbank. Das Körperteil, welches gemessen wurde, wurde mit einem oder zwei Bändern fixiert, um eine isometrische Haltung herzustellen. Anschließend wurde der Muskel elektrisch stimuliert und die Ergebnisse auf einem Computer festgehalten.

2.3 Ergebnisse und Diskussion

Im Gegensatz zu invasiven Methoden, liefert die non-invasive Untersuchung mit dem TMG Informationen über die funktionellen Eigenschaften des gesamten Muskels. Viele invasive Versuchsanordnungen beziehen sich auf eine einzelne motorische Einheit. Für einen Schluss über das Verhalten des gesamten Muskels, ist dies wenig repräsentativ. Weitere non-invasive Muskeluntersuchungen bieten Muskelkraft als Ergebnis an. Diese Methoden haben verschiedene Nachteile. Die gewonnenen Werte beziehen das Drehmoment in einem Gelenk mit ein und sind somit von seinen funktionellen Eigenschaften abhängig. Eventuelle Bewegungseinschränkungen beeinflussen die Ergebnisse. Außerdem beeinflusst synergistisch agierende Muskulatur die Werte zusätzlich. Werden diese Nachteile eliminiert, sind die Methoden sehr aufwendig und können nur auf einige wenige oder nur eingelenkige Muskeln angewandt werden.

Das TMG misst die Muskelkraft nicht direkt. Statt dessen misst es die Verformung des Muskelbauches. Diese Verformung ist von der ausgeübten Kraft abhängig. Mit dem TMG lassen sich einzelne Muskeln untersuchen und es lässt sich ohne Veränderung der Apparatur auf sämtliche oberflächlich liegenden Muskeln anwenden.

Die meisten Messungen von Muskelbauchreaktionen, die mit einem Sensor, der die Dickenveränderung misst, 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 die Rekrutierungsreihenfolge der Muskelfasern bei Elektrostimulation nicht auf Fast Twitch zu Slow Twitch festgelegt. Deshalb kann die exakte Zusammensetzung der Fasern im Muskel nicht genau bestimmt werden (In der vorliegenden Studie wurde keine Supra-maximale Stimulation benutzt). Für die Auswertung spielt dies aber keine Rolle, da die Reaktionszeit der FT-Fasern höher liegt und somit die Werte anhand der Auswertungskurven gut ermittelbar sind.

Am Handgelenk liegen Flexoren und Extensoren nah beieinander. An einem bestimmten Punkt (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 Messung einzelner Muskeln mit Elektrostimulation. Mit der oberflächlichen Elektrostimulation werden auch benachbart liegende Muskeln gereizt, Dank des ausreichend kleinen Sensors wird nur die Reaktion des zu messenden Muskels aufgezeichnet. Mit hoher Stromamplitude lassen sich sogar die tieferliegenden Muskelschichten reizen. Normalerweise wird eine niedrige bipolare Stromamplitude, die nur die oberflächlich liegende Muskulatur reizt, verwendet.

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

In den für den Nachweis der Adenosintriphosphat Aktivität genommenen Proben des m. extensor digitorum und des m. gastrocnemius caput mediale zeigten sich die bekannte mosaikartige Ausprägungen von FT- und ST-Fasern.

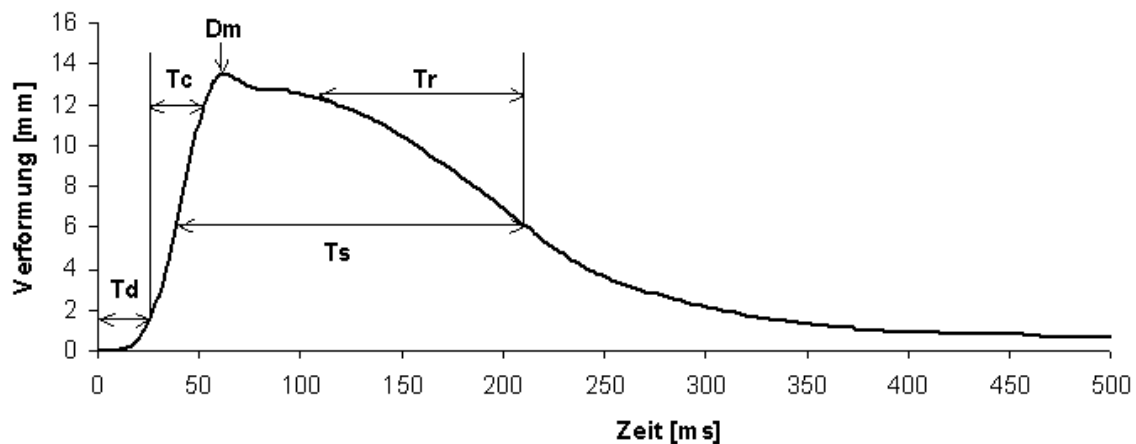
Die histochemische Untersuchung ergab einen um 2,24fach höheren Wert an St-Fasern im langsamsten gemessenen Muskel (m. gastrocnemius caput mediale) verglichen mit dem Schnellsten (m. triceps brachii). Die mit dem TMG ermittelte Kontraktionszeit der Muskelbauchzuckung war für den m. gastrocnemius caput mediale um das 1,86fache höher als für den m. triceps brachii.

Der Korrelationskoeffizient nach Pearson zwischen dem histochemischen Befund und der mit dem TMG gemessenen Kontraktionszeit des Muskelbauches war 0,93. Die Nullhypothese, dass der histochemisch ermittelte Prozentsatz an ST-Fasern mit der Kontraktionszeit des Muskelbauches korreliert, konnte bei zweiseitig ermitteltem Alpha Fehler auf 0,05 Signifikanzniveau angenommen werden.

Mit der Studie konnte gezeigt werden, dass die Ermittlung der kontraktilen Eigenschaften der Skelettmuskulatur nicht zwingend invasiv erfolgen muss. Die statistische Prüfung zeigt eine starke Korrelation zwischen der histochemisch ermittelten Anzahl an ST-Fasern und der mit dem TMG gemessenen Zuckung des Muskelbauchs. Damit konnte nachgewiesen werden, dass die Messung mit dem TMG einen Aufschluss über die Faserzusammensetzung eines Muskels liefert. Da die Methode non invasiv ist und mit geringem Apparatenaufwand durchgeführt werden kann, ist sie eine Alternative zu invasiven Methoden.

3. Mögliche Anwendungsgebiete

Der TMG ist ein einfach zu bedienendes universelles Gerät um die kontraktile Eigenschaften eines Muskels zu bestimmen. Die Daten werden durch die Messung der radialen Muskelbauchverschiebung nach Elektrostimulation ermittelt. Mit dem TMG Verfahren werden fünf Standardparameter erhoben. Die Standard Parameter sind: Verzögerungszeit, sie liefert Aufschluss über die Reaktionsgeschwindigkeit des Nervensystems; Kontraktionszeit, sie ist eng korreliert mit der Muskelfaserausprägung während der Kontraktion; Erhaltungs- und Erholungszeit, geben an ab wann eine Neureizung des Muskels möglich ist und lässt damit Schlüsse auf die Aktivität der Calciumpumpen im sarkoplasmatischen Retikulum zu; Maximale Verformung, gibt das Muskelvolumen, den Muskeltonus und dessen Beweglichkeit an. Die durch die Messsonde aufgezeichneten Daten werden digitalisiert und in Form einer Kurve auf einem Computerbildschirm sichtbar gemacht.



Td: Reaktionszeit

Tc: Zeit bis der Muskel ganz zusammen gezogen ist.

Dm: Maximale Muskelbewegung

Ts: Zeit bis die Muskelbewegung fertig ist

Tr: Erholungszeit

Abb. 2 TMG Auswertungskurve

3.1 Laterale und funktionelle Symmetrien

Die Datenerhebung einer supramaximalen Kontraktion mit Elektroden- und Sensoreneinstellungen dauert circa 2 Minuten pro Muskel. In etwa einer halben Stunde kann somit jeder wichtige oberflächlich gelegene Muskel gemessen und seine Ergebnisse aufbereitet werden.

Mit Hilfe der Software lassen sich einzelne Muskeln miteinander vergleichen. Dazu werden die Kurven der lateral liegenden Muskeln übereinander gelegt.

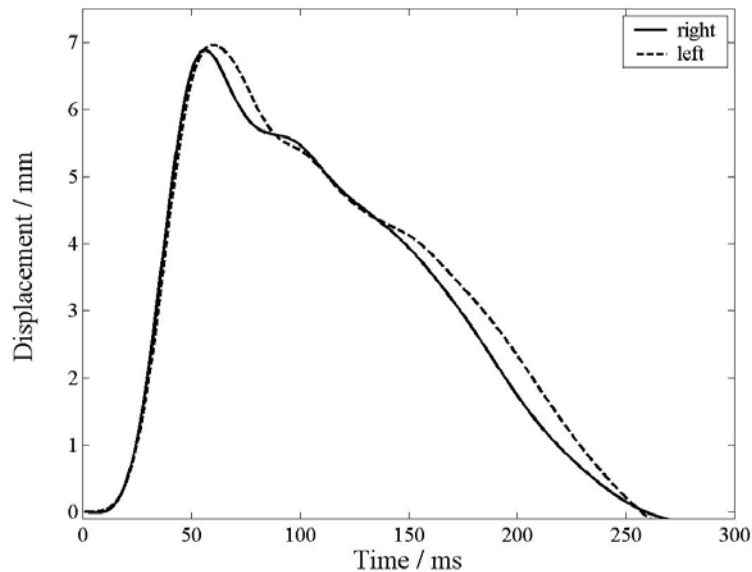


Abb. 3 Laterale Symmetrie des m. vastus lateralis eines Basketballspielers

Die Abbildung zeigt die laterale Symmetrie von linkem und rechtem m. vastus lateralis eines Basketballspielers. Die Symmetrierate liegt bei 96%.

Die laterale Symmetrierate wird aus allen fünf Standard Parametern abhängig von deren Wichtigkeit errechnet. Je nach Gesundheits- oder Trainingszustand werden unterschiedliche Gewichtungen der Parameter vorgenommen. Die normale laterale Symmetrierate liegt bei 80%. In bestimmten asymmetrischen Sportarten (z.B. Hockey, Golf) können niedrigere Raten auftreten. In diesem Fall muss in Abhängigkeit vom Einzelfall entschieden werden ob die Rate beibehalten werden kann oder ein spezielles Ausgleichstraining konzipiert werden muss.

Funktionelle Symmetrie kann auf zwei Wegen gemessen werden. Zum Einen als Symmetrie zwischen antagonistischen Muskelpaaren (z.B. m. biceps brachii und m. triceps brachii) zum Anderen als Symmetrie zwischen synergistischen Muskeln (z.B. m. vastus lateralis und medialis).

Die maximale Verformung hängt nicht nur vom Muskeltonus, sondern auch vom Muskelvolumen ab. Deshalb wird die funktionelle Symmetrie ohne diesen Parameter bestimmt. Die normale funktionelle Symmetrierate liegt bei 65%. Niedrigere Werte deuten auf mögliche Verletzungsgefahren, leistungslimitierende Schwachstellen, sportartenabhängige Asymmetrien oder schlecht ausgeheilte Verletzungen hin.

3.2 Leistungspotenzierung

Unter Potenzierung der Muskelleistung wird gemeinhin eine stärkere Zuckung der Muskelfaser nach einer vorangegangenen Serie willkürlicher oder künstlich stimulierter Kontraktionen verstanden. Übertagen in den Sport bedeutet das, dass sich die muskuläre Leistung durch einen intensiven Stimulus (z.B. Explosive Bewegungen) vor der eigentlichen Ausführungen steigern lässt. Mit dem TMG konnten stärkere Zuckungen der Muskelfasern nachgewiesen werden. Dieser Effekt hielt in der Untersuchung nicht lange vor. Nach 3minütiger Pause wurde wieder die Ausgangswerte gemessen.

3.3 Muskelermüdung

Wird der kurze intensive Stimulus, der zur Leistungspotenzierung eingesetzt wird verlängert, ermüdet die Muskulatur. Ermüdung und Potenzierung sind somit parallele Prozesse. Zu Anfang der dauerhaften Ausführung überwiegt die Potenzierung den Ermüdungseffekt. Mit fort-

schreitender Dauer wird der Ermüdungseffekt größer. Je genauer dieser Punkt bestimmt werden kann, desto effektiver kann das Training gestaltet werden. Mit dem TMG kann der Break Even Punkt zwischen den beiden Größen bestimmt werden. Der TMG kann sowohl zur Bestimmung der Erholungszeit nach einer Serie von Kontraktionen (z.B. Biceps Curl) als auch zur Bestimmung des Ermüdungszeitpunktes während einer Serie (z.B. Sprints) eingesetzt werden. Die Fragestellungen, die mit dem TMG untersucht werden, richten sich ganz nach dem Anforderungsprofil seitens der Athleten oder Trainer.

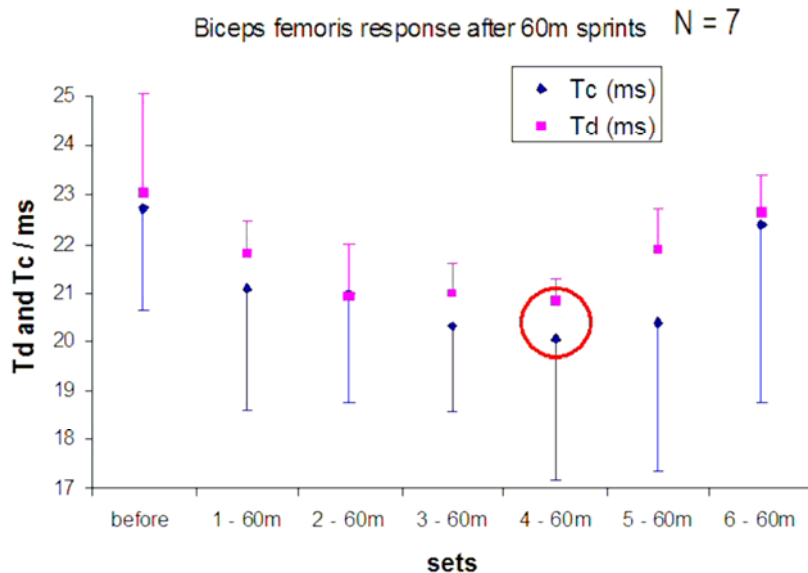


Abb. 4 Optimale Sprintanzahl in einer Serie. Als Parameter: Verzögerungszeit & Kontraktionszeit

3.4 Muskelanpassung

Der Skelettmuskel passt sich an langfristige Belastungen an. Einige dieser Anpassungsparameter, Muskeltonus, kontraktile Eigenschaften und Ermüdungswiderstandsfähigkeit, lassen sich mit dem TMG bestimmen. Untersuchungen an Top Sprintern, die über eine 22wöchige Trainingsperiode mit dem TMG arbeiteten, zeigten ein starke Zunahme der Synchronisation im Muskel während die Muskulatur selbst nicht entscheidend schneller wurde. Dies bedeutete ein Zunahme im Bereich der intra- und intermuskulären Synchronisation der Sprintrelevanten Muskulatur. Am Ende der Trainingsperiode wurden fliegende 30 Meter Sprints durchgeführt, wie sie auch während der Trainingsphase regelmäßig abgehalten wurden. Der Zeitpunkt der maximalen Leistungsfähigkeit konnte mit dem TMG bestimmt und durch die 30 Meter Sprints bestätigt werden.

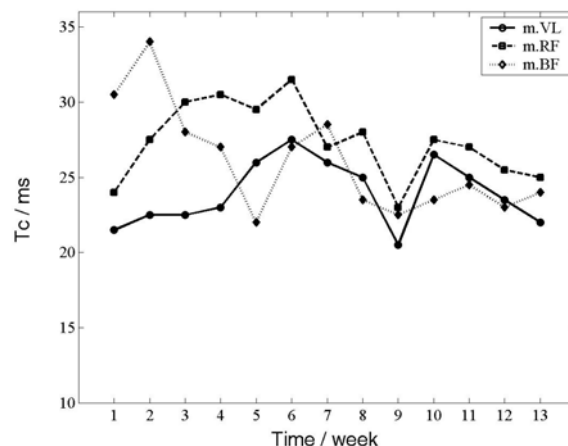


Abb. 5 Synchronisationsverlauf von m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. biceps femoris

3.5 Muskelrehabilitation

Muskelverletzungen gehören zum Sportalltag. Die meisten Beeinträchtigungen auf muskulärer Ebene sind Zerrungen, Faserrisse oder Muskelrisse. Sie entstehen häufig durch muskuläre Asymmetrien im Seiten- oder funktionellen Vergleich.

Fallbeispiel: Bei einem Stürmer einer Fußballmannschaft wurde ein sehr schneller ($T_c = 22$ ms) jedoch mit geringem Muskelvolumen ausgestatteter m. biceps femoris festgestellt. Die Kontraktionszeit der anderen entscheidenden Muskeln lag um 20 ms. Die Bewegungen des Spielers wurden mit hohem Tempo erwartet. Aufgrund des Befundes der TMG Messung wurde dem Spieler geraten, Muskelmasse aufzubauen. Drei Tage nach der Messung zerrte sich der Spieler am m. biceps femoris während eines Spiels. Die daran anschließende Rehabilitation wurde mit dem TMG begleitet. Der Zeitpunkt, an dem eine sichere Wiedereingliederung in das Spielgeschehen möglich wurde, konnte exakt bestimmt werden. Am 2., 5. und 12. Tag der Rehabilitation wurden Kontrollmessungen durchgeführt. Nach Erreichen der Ausgangswerte bekam der Spieler die Erlaubnis, wieder am Spielbetrieb teilzunehmen.

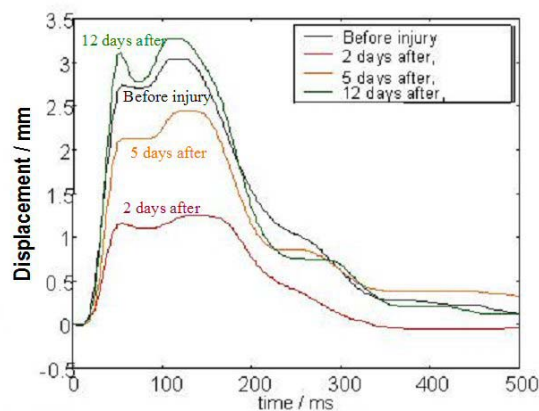


Abb. 6 Rehabilitationsverlauf eines Fußballspielers

Der Muskel konnte in der Rehabilitationsphase vollständig wieder aufgebaut werden. Dank der TMG Messungen konnte der Rehabilitationsverlauf zeitlich optimiert und die kontraktile Eigenschaften des Muskels vollständig wiederhergestellt werden.

3.6 Talentauswahl

In vielen Sportarten wird eine frühzeitige Erkennung von Talenten betrieben. Der TMG kann auch auf diesem Feld wertvolle Erkenntnisse liefern. So können mit ihm Eignungsuntersuchungen objektiver und effektiver gestaltet werden. Muskuläre Anlagen können identifiziert und gezielt gefördert werden. Gleichzeitig werden Schwächen im aktiven Bewegungsapparat erkannt und ein Ausgleichstraining kann aufgebaut werden. Dies verringert die Gefahr der frühzeitigen Verletzung eines Talents, die schlimmstenfalls zu einem verfrühten Ausscheiden aus dem Trainingsprozess führen können.

3.7 Spielerauswahl

Bestandteil eines jeden Spielerkaufs ist mittlerweile die medizinische Untersuchung. Angesichts steigender Preise im Profisport kommt dieser Untersuchung eine immer größere Bedeutung zu. Trotzdem fallen immer wieder Neuzugänge aus, die alte Verletzungen nicht ausreichend auskuriert oder sogar verheimlicht haben. Der TMG kann auch hier die Arbeit von Sportärzten und Physiotherapeuten objektiver und besser machen.

4. Referenzen

Der TMG hat seine Wirksamkeit bereits in den verschiedensten Bereichen des Sports unter Beweis gestellt:

- Das slowenische Olympiateam arbeitete 2000 und 2004 mit dem TMG
- Englische Olympia Stützpunkte setzen den TMG ein, derzeit wird an einem Projekt London 2012 gearbeitet.
- In Österreich wurde der TMG am Olympiastützpunkt Obertauern eingesetzt
- Mehrere Profi Klubs im Eishockey und Fußball in Europa arbeiten mit dem TMG
- Seit 2003 arbeitet der FC Barcelona mit dem TMG
- Viele Einzelathleten nutzen das TMG (u.a. Merlene Ottey)
- 285000 erfolgreiche Messungen an Spitzenathleten
- Der TMG wird regelmäßig zu Studien der ESA herangezogen.
- In Deutschland profitierte der SSV Jahn Regensburg vom Einsatz des TMG
- Die TU München nutzte den TMG um eine Studie zur Muskelfaserverteilung zu begleiten

5. Zusammenfassung

Der TMG ist ein neuartiges Gerät zur Optimierung von Trainingsplanung und –steuerung, zur diagnostischen Funktionsanalyse auf muskulärer Ebene, zur Dokumentation von Rehabilitationsverläufen und zum Monitoring von Adaptationen während des Trainingsprozesses. Er ist zuverlässig und einfach zu bedienen. Der Apparateaufbau umfasst ein Fotostativ mit einem variablen Arm, an dessen Ende der Messsensor angebracht ist. Einen Impulsgeber zur Elektrostimulation und einen Laptop zur Auswertung.

Die Daten werden anhand der Verformung des Muskelbauches mit einem radialen Verformungssensor ermittelt. Die Auswertungssoftware gibt den Verlauf der Kontraktion des Muskelbauches in Form einer Kurve wieder. Mit Hilfe der Software können die Kurven der einzelnen Muskeln miteinander verglichen und laterale oder funktionelle Symmetrien berechnet werden. Die Auswertung der Daten dauert zwischen drei und fünf Minuten. Dank des einfachen Aufbaus kann ein komplettes Muskelrelief der oberflächlich liegenden Muskeln in etwa 90 Minuten erstellt werden. Für die Messung der Leistungsmuskulatur eines Sportlers benötigt man circa 20 Minuten. Die eingebaute Hilfefunktion verdeutlicht die einzelnen Messpunkte.

Der TMG ist eine non-invasive Methode zur Bestimmung der Faserzusammensetzung in der Skelettmuskulatur. Die Messung anhand der radialen Verschiebung des Muskelbauches liefert ein Abbild der Reaktionsstruktur. Die Kontraktionszeit gibt dann Aufschluss über die Faserzusammensetzung. Gegenüber invasiven Methoden erhält man mit dem TMG ein Abbild des gesamten Muskels und nicht einiger weniger motorischer Einheiten.

Im Vergleich zu den herkömmlichen Methoden der Muskelfunktionsdiagnostik bietet der TMG weiterreichende Einsatzmöglichkeiten. Isokinetik oder Cybex haben den Nachteil, dass sie stark von der Motivation des Probanden abhängig sind. Den Willen die maximal zur Ver-

fügung stehende Kraft zu mobilisieren, haben nicht alle. Schlechte Tagesform, Schutz vor Schmerzerinnerungen oder akute pathologische Einschränkungen können die Testergebnisse beeinflussen. Der TMG liefert im Vergleich zu den genannten Methoden selektive Ergebnisse einzelner Muskeln. Der Einfluss synergistischer Muskulatur wird ausgeschlossen. Die Analyse kann also präziser erfolgen. Mögliche Schwachstellen können eindeutiger identifiziert werden.

Der TMG ist wissenschaftlich evaluiert worden. Die Daten der Messungen werden in einer Datenbank gespeichert und können jederzeit wieder abgerufen werden. In dieser Datenbank befinden sich Vergleichswerte zu anderen Probanden der gleichen Altersstruktur und des gleichen Konstitutionstyps unterschieden nach Sportarten. Für die Sparten Fußball, Radsport, Leichtathletik, Eishockey, Basketball, Ski alpin und nordisch, Golf, etc. sind bereits umfangreiche Datenbanken vorhanden. Die Daten von Spitzensportlern werden gesondert behandelt und zum Vergleich mit anderen Athleten nur anonym verwendet.

Der TMG bietet dank seiner variablen Auswertungs- und Einsatzmöglichkeiten viele Chancen. Er kann im Spitzensport sowie im Breitensport eingesetzt werden. Sportärzte und Physiotherapeuten können ebenso durch ihn profitieren wie Trainer und Betreuer. Die einfache Handhabung und Auswertung macht den TMG zu einem universell einsetzbaren Werkzeug, das sowohl der Leistungssteigerung als auch der Gesunderhaltung dient.

6. Literatur

- Barry, D.T., Geiringer, S.R. & Ball, R.D., (1985). Acoustic myography: a non-invasive monitor of motor unit fatigue. *Muscle & Nerve*, pp. 189 – 194.
- Buchtal, F. & Schmalbruch, H., (1970). Contraction times and fibre types in intact human muscle. *Acta Physiol. Scand.*, 79. pp. 435 – 452.
- Dahmane, R., Valencic, V., Knez, N. & Erzen, I., (2000). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical & Biological Engineering & Computing 2001*, Vol. 39, pp. 51 – 55.
- Delagi, E.F., Perotto, A., Iazetti, J. & Morrison, D., (1975). Anatomic guide for the electromyographer: the limbs. Springfield, Illinois (USA): Charles C. Thomas.
- Guth, F. & Samaha, F.J., (1970). Procedure for the histochemical demonstration of actomyosine ATPase (research note). *Exp. Neurol.*, 28, pp. 365 – 367.
- Kersevan, K., (2002). Comparison of biochemical and myoelectrical biceps brachii response in men. Master Thesis, Faculty of Electrical Engineering, Ljubljana, Slovenia.
- 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.
- Maton, B., Petitjean, M. & Cnockaert, J.C., (1990). Phonomyogram and electromyogram relationships with isometric force reinvestigated in man. *European Journal of Applied Physiology*, 60, 194 – 201.
- Orizio, C., (1993). Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Crit. Biomed. Eng.*, 21, pp. 201 – 243.

- Orizio, C., Baratta, R., Zhou, B., Solomonow, M. & Veicsteinas, A., (1999). Force and surface mechanomyogram relationship in cat gastrocnemius. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 9, pp. 131 – 140.
- Orizio, C., Baratta, R., Zhou, B., Solomonow, M. & Veicsteinas, A., (2000). Force and surface mechanomyogram frequency responses in cat gastrocnemius. *J. Biomech.*, 33, pp. 427 – 433.
- Padykula, H.A. & Herman, E., (1955). The specificity of the histochemical method for adenosine triphosphatase. *J. Histochem. Cytochem.*, 3, pp. 170 – 183.
- Pernus, F., Erzen, L. & Bjelogrić, Z., (1986). A computer-aided method for muscle fibre type quantification. *Acta Stereol.*, 5, pp. 49 – 54.
- 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.
- Simunic, B., (2003). Modelling of longitudinal and transversal skeletal muscle belly deformation. Doctor Thesis, Faculty of Electrical Engineering, Ljubljana, Slovenia.
- Simunic, Bostjan, Pisot, Rado & Rozman, Sergej, (2004). Detecting the velocity of the muscle contraction.
- 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., (1990). Direct measurement of the skeletal muscle tonus. *Advances in external control of Human Extremities*. Beograd, (Serbia): Nauka.
- Valencic, V. & Knez, N., (1997). Measuring of skeletal muscles dynamic properties. *Artific. Org.*, 21, pp. 240 – 242.
- Zhang, Y., Frank, C.B., Rangayyan, R.M. & Bell, G.D., (1992). A comparative study of simultaneous vibromyography and electromyography with active human quadriceps. *IEEE Trans Biomedical Engineering*, 39, pp. 1045 – 1052.