

Erkennung der Muskelkontraktionsgeschwindigkeit

Bostian Simunic^{1,2}, Sergei Rozman¹, Rado Pisot²

¹TMG-BMC Ltd. Biomedical Consulting, Ljubljana, Slowenien

²Institut für Kinesologie, Wissenschafts- und Forschungszentrum Koper, Universität Primorska, Slowenien

Im Original: Detecting the velocity of the muscle contraction

Der Artikel ist im Original in englischer Sprache und wurde übersetzt von: Andreas Mecking, Kontakt:

Andreas.Mecking@web.de

Abstract

Die Dynamik der mechanischen Muskelantwort kann nach heutigem Stand der Technik nicht non-invasiv und selektiv gemessen werden. Deshalb wurde Tensiomyographie zur Aufzeichnung der kontraktiven Eigenschaften der Skelettmuskulatur, wie Kontraktionsgeschwindigkeit, Refraktärzeit, Neuromotorisches Aktivierungsniveau sowie Ermüdungszustand, entwickelt. Dies wird durch den neuartigen Messansatz ermöglicht, der die Dickenzunahme des Muskelbauches während einer Kontraktion misst. Die Messwerte geben somit Aufschluss über die eigentlichen Eigenschaften des Muskels, unabhängig von den Eigenschaften der umgebenden passiven Strukturen. Die Zeitparameter sind Grundlage für die Untersuchung von Muskelkrankheiten, Rehabilitationsprozessen, Trainingssteuerung und Muskelanpassungen. Der Messaufbau und die Geräte wurden speziell entwickelt um den Bedürfnissen von Labor- und Feldforschung gerecht zu werden. Der TMG ist ein einfach zu bedienendes universelles Diagnosegerät.

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. Wegen der subjektiven Standardisierung des Messprotokolls und der muskelspezifischen Unterschiede, die die Ergebnisse beeinflussen, ist sie jedoch nur schwer festzustellen. Um diese Hindernisse zu umgehen, wurde Tensiomyographie entwickelt und in den vergangenen Jahren evaluiert.

Ein konstantes Muskelvolumen vorausgesetzt, sind die lateral und transversal Verschiebungen im Muskel während einer Kontraktion eng verknüpft. Bereits im 17. Jahrhundert konnten einige Personen die Geräusche einer Muskelkontraktion im starken Niederfrequenzbereich hören. 1810 entdeckte VOLLASTON, dass ein Zusammenhang zwischen dem Geräusch und der Kraft einer Muskelkontraktion besteht und dass die Geräusche in einem Frequenzbereich von 14 – 36 Hz zu hören sind. 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 sich aufgrund der Sensorbeschaffenheit unterschieden. Die Verdickung des Muskelbauches während einer Kontraktion wurde mit Hilfe eines Lasers 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.

Der TMG nutzt einen Verformungssensor um selektiv die transversal Verschiebung nach Elektrostimulation aufzuzeichnen (Abb. 1). Dieser Ansatz verringert die Schwankungsbreite und erhöht die Qualität der gewonnenen Informationen. 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 Drehmoment evaluiert. In dieser Studie werden nur einige Möglichkeiten vorgestellt, den TMG im Spitzensport einzusetzen. Die Analyse von lateraler und funktioneller Symmetrie, Muskelanpassung an sportartspezifische Be-

lastungen, Muskelpotenzierung und Ermüdung sowie die Rehabilitation nach einer Muskelverletzung.

2. Ergebnisse

Die vorgestellten Schlussfolgerungen sind nur die Ergebnisse der vorangegangenen teils veröffentlichten, teils unveröffentlichten Arbeiten. Die Zweck dieser Arbeit ist, einige Einsatzmöglichkeiten des TMG im Bereich des Sports aufzuzeigen. Die Methode ist eine einfach anzuwendende universelle Möglichkeit um objektiv die kontraktiven Eigenschaften der Muskulatur festzustellen. Die Ergebnisse sind störungsfrei und können deshalb sofort mit Hilfe von Standard Parametern interpretiert werden (Abb. 2).

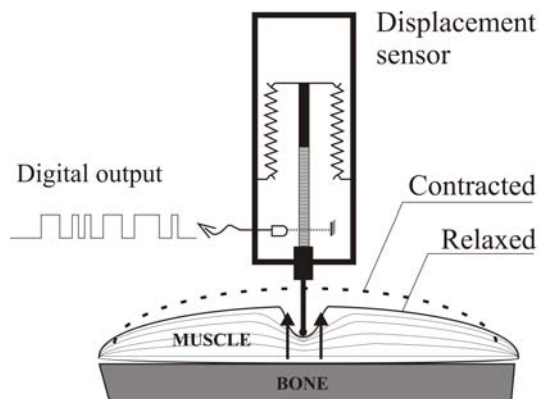


Abb. 1 TMG Messprinzip

Der Muskel wird mit einer Elektrostimulation zur Kontraktion gebracht, dies führt unter anderem zu einer Verdickung des Muskelbauches, die von einem Verformungssensor aufgezeichnet wird. Der Sensor wird senkrecht zur Hautoberfläche über dem Muskelbauch angebracht und die Spitze des Sensors wird so auf den Muskelbauch aufgesetzt, dass sie ihn leicht verformt.

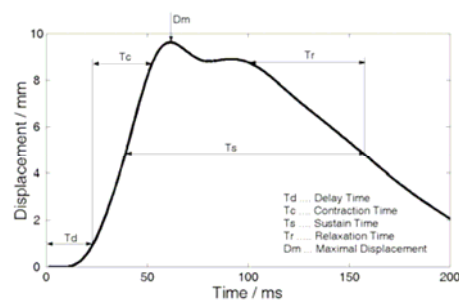


Abb. 2 TMG Parameter Definition

Verzögerungszeit (T_d) beschreibt die Reaktionsfähigkeit des Nervensystems, Kontraktionszeit (T_c) ist eng mit der Muskelzusammensetzung korreliert, Erhaltungs- und Erholungszeit beschreibt den Effekt der Calciumpumpen im sarkoplasmatischen Retikulum und Maximale Verschiebung (D_m) beschreibt den Muskeltonus und das Volumen.

2.1 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 zur Analyse aufbereitet werden.

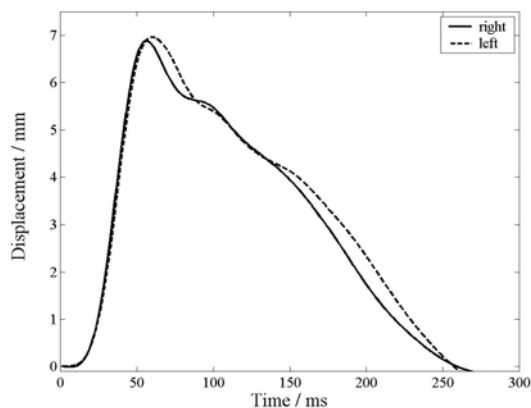


Abb. 3 Laterale Symmetrie des m. vastus lateralis, gemessen an einem Basketballspieler. Die Symmetrierate liegt bei fast perfekten 96%.

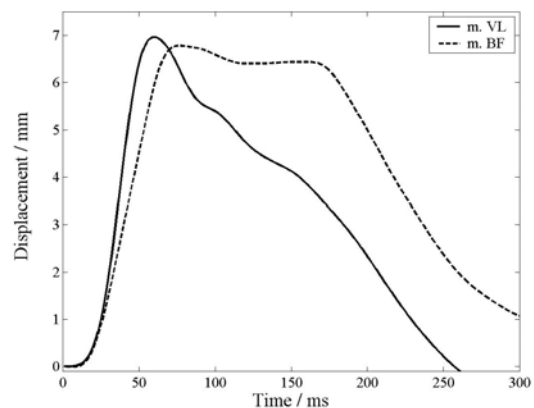


Abb. 4 Funktionelle Symmetrie des Kniegelenks zwischen m. vastus lateralis (VL) und m. biceps femoris (BF), gemessen ebenfalls an einem Basketballer. Die Symmetrierate liegt bei 58%, da die Kontraktionszeit des VL bei 23ms und die des BF bei 38ms liegt, auch die Erhaltungszeit ist asymmetrisch.

Die Ermittlung der lateralen Symmetrie anhand aller fünf TMG Parameter ermöglicht es, die gleichen Muskeln auf beiden Seiten des Körpers miteinander zu vergleichen. Wertet man die laterale Symmetrie mit den einzelnen Werten aus, vereinfacht dies die Ergebnisse. Da die Gewichtung des Einflusses der Parameter abhängig von der jeweiligen Sportart oder dem Gesundheitszustand des Probanden ist, werden sie nicht immer alle zur Ermittlung herangezogen. Unabhängig von der sportlichen Aktivität liegt die Symmetrierate normalerweise über 85% (Abb. 3). In einigen typischerweise asymmetrischen Sportarten (z.B. Golf) kommen kleinere Symmetriewerte vor. Es liegt dann am Betreuer ob dieses kleinere Ergebnis toleriert werden kann oder ob ein spezielles Trainingsprogramm erstellt wird, das die Asymmetrie verringert.

Funktionelle Symmetrie lässt sich als Symmetrie zwischen antagonistischen Muskelpaaren (z.B. m. biceps brachii und m. triceps brachii) oder als Symmetrie zwischen synergistischen Muskelpaaren (z.B. m. vastus lateralis und m. vastus medialis) berechnen. Da die maximale Verformung sowohl vom Muskeltonus als auch vom Muskelvolumen abhängt, wird sie nicht eingerechnet. Die optimale funktionelle Symmetrierate liegt über 65%. Niedrigere Werte deuten auf potentielle Verletzungsrisiken hin, spiegeln sportartspezifische Asymmetrien wieder oder weisen vorangegangene Verletzungen nach (Abb. 4). Sportler, die in periodischen oder explosiven Sportarten trainieren, sollten nicht nur eine kräftige, sondern auch eine schnelle Muskulatur haben, in deren homogener Gesamtleistung kein Muskel signifikant herausragt.

2.2 Leistungspotenzierung

Unter Potenzierung der Muskelleistung wird gemeinhin eine stärkere Zuckung der Muskelfaser nach einer vorangegangenen Serie willkürlicher oder künstlich stimulierter Kontraktionen verstanden. Übertragen auf den Sport bedeutet das, dass sich die muskuläre Leistung durch einen intensiven Stimulus (z.B. Explosive Bewegungen) vor der eigentlichen Ausführungen steigern lässt. Wir haben die muskuläre Antwort vor und nach 3 Sätzen von viersekündigen willentlichen maximalen Kontraktionen gemessen (Abb. 5) und zeigen die Vergänglichkeit des Phänomens (Abb. 6).

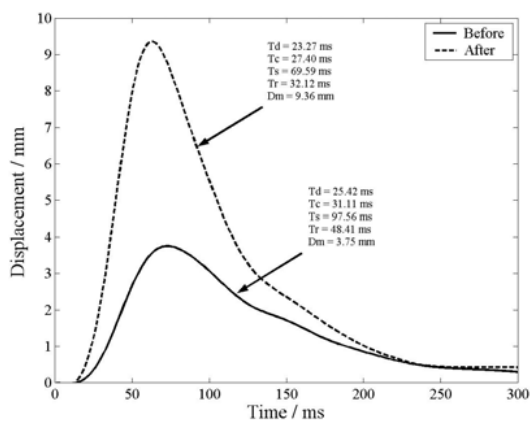


Abb. 5 TMG Kurve und Parameter des m. biceps brachii vor und nach kurzen hoch intensiven Kontraktionen. Alle vier Zeitparameter verringern sich und die maximale Verformung nimmt signifikant zu.

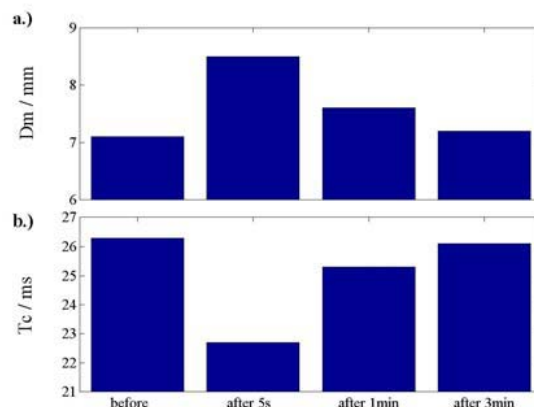


Abb.6 Chronologische Betrachtung des Potenzierungsphänomens, das nach 3 minütiger Erholung vollständig zurückgegangen ist. M. vastus lateralis wurde vor und dreimal nach der Übung getestet. Dm der Kontraktion steigt und Tc verringert sich.

2.3 Muskelermüdung

Wird der kurze intensive Stimulus, der zur Leistungspotenzierung eingesetzt wird verlängert, ermüdet die Muskulatur. Ermüdung und Potenzierung sind somit parallele Prozesse. Zu An-

fang der dauerhaften Ausführung überwiegt die Potenzierung den Ermüdungseffekt. Mit fortschreitender Dauer wird der Ermüdungseffekt größer. Je genauer dieser Punkt bestimmt werden kann, desto effektiver kann das Training gestaltet werden. Zwei Betrachtungsweisen spielen in der Trainingsplanung eine Rolle. Die Steuerung über die Pausenzeit oder über die Satzanzahl. In beiden Fällen müssen diese Parameter ermittelt werden und der TMG liefert allgemeine Antworten. In Abb. 7 wird die Erholung eines Muskels nach vollständiger Erschöpfung dargestellt. Als Ermüdungsprotokoll wurde selektive intermittierende Elektrostimulation angewendet. In Abbildung 8 wird der Verlauf der TMG Parameter Kontraktionszeit (Tc) und Reaktionszeit (Td) gezeigt, in dessen erstem Abschnitt auch Potenzierung sichtbar wird.

2.4 Muskelanpassung

Der Skelettmuskel passt sich an die Belastungen eines langfristigen Trainingsprozesses an. Einige Parameter dieser Anpassung, wie Muskeltonus, kontraktile Eigenschaften und Ermüdungswiderstandsfähigkeit, lassen sich mit dem TMG bestimmen. Die an der Untersuchung beteiligten Athleten waren Elite Sprinter, die über die gesamte 22wöchige Trainingsperiode mit dem TMG arbeiteten. Der Zeitpunkt der maximalen Leistungsfähigkeit konnte mit dem TMG vorausgesagt und durch fliegend gestartete 30 Meter Sprints bestätigt werden, wie sie auch während der Trainingsphase regelmäßig abgehalten wurden. Die TMG Messergebnisse der letzten 13 Wochen (Abb. 9) zeigen ein starke Zunahme der Synchronisation im Muskel während die Muskulatur selbst nicht entscheidend schneller wurde. Dies bedeutet eine Zunahme im Bereich der intermuskulären Synchronisation der sprintrelevanten Muskulatur.

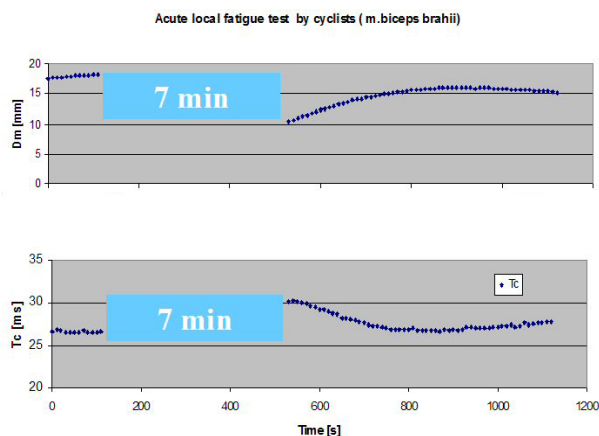


Abb. 7 Veränderungen der maximalen Verformung (Dm) und der Kontraktionszeit (Tc) nach akuter Ermüdung des m. biceps brachii durch intermittierende Elektrostimulation. Die TMG Messung wurde alle 15s über 2 Minuten vor und über 10 Minuten nach dem Ermüdungsprotokoll durchgeführt. Offensichtlich reichen 5 Minuten aus, dass beide Parameter wieder ihren Ausgangswert erreichen. Dm fiel um 55% und Tc stieg um 16%.

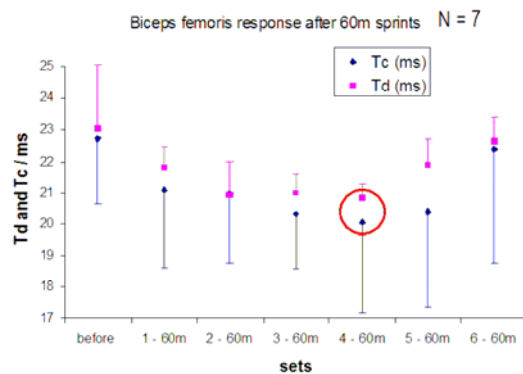


Abb. 8 Veränderung von Td und Tc Parametern nach 6 Sätzen von 60 Meter Sprints. 7 Probanden führten 6 Sprints aus und nach jedem wurde eine TMG Messung des m. biceps femoris durchgeführt. Nach dem ersten, zweiten, dritten, vierten Satz überwiegt die Potenzierung die Ermüdung. Im Anschluss an den fünften wird Ermüdung sichtbar, sie wird nach dem sechsten Satz noch stärker.

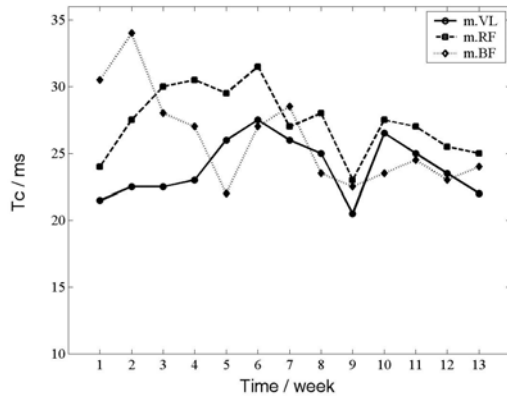


Abb. 9 Chronologische Analyse der Kontraktionszeiten des m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. biceps femoris von 6 Elite Sprintern. Es sind die letzten 13 Wochen der Gesamtstudie dargestellt. Die Kontraktionszeit wurde zur Beobachtung der intermuskulären Synchronisation ermittelt um die Athleten hinsichtlich ihrer besten Leistungsfähigkeit einzuschätzen. Mit dem Start der Wettkampferiode in der 13. Woche lieferten sie die besten Leistungen ab.

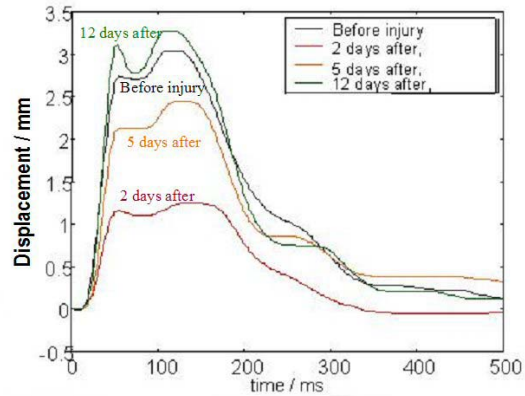


Abb.10 Zeitlicher Verlauf der Rehabilitation einer Verletzung des m. biceps femoris eines Fußballspielers. Er zerrte sich den Muskel während eines Spiels. Der Spieler wurde drei Tage vor der Verletzung und dann am zweiten, fünften und zwölften Tag nach der Verletzung gemessen. Der Muskel war nach 12 Tagen wieder vollständig hergestellt.

2.5 Muskelrehabilitation

Muskelverletzungen gehören zum Sportalltag und die Beinbeuger sind häufig von Zerrungen oder Rissen betroffen. Etwa 70% aller Beugerverletzungen treffen den m. biceps femoris, da er doppelt so schnell ist wie m. semitendinosus und m. semimembranosus. Bei einem Stürmer einer Fußballmannschaft wurde ein sehr schneller ($T_c = 22$ ms) jedoch mit geringem Muskelvolumen ausgestatteter m. biceps femoris festgestellt. Die Kontraktionszeiten der anderen entscheidenden Muskeln lagen um 20 ms, deshalb wurde ein hohes Bewegungstempo erwartet. Aufgrund des Befundes der TMG Messung wurde dem Spieler geraten, die Muskelmasse des m. biceps femoris aufzubauen. Drei Tage nach der Messung zerrte sich der Spieler diesen Muskel 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. In Abb. 10 wird gezeigt, dass die Aktivierung des Muskels wegen der Einschränkung am zweiten Tag der Rehabilitation wesentlich niedriger ist. Am zwölften Tag ist der Muskel wieder vollständig hergestellt und der Spieler ist für das nächste Spiel bereit. Dank der TMG Messungen konnte der Rehabilitationsverlauf zeitlich optimiert werden und die kontraktile Eigenschaften des Muskels blieben unverändert.

3. Zusammenfassung

In dieser Studie wurde die TMG Methode und ihre Nützlichkeit präsentiert. Es wurden einige Anwendungsgebiete gezeigt und erste vorläufige Daten vorgestellt. Die Methode kann in verschiedenen Untersuchungen der oberflächlich liegenden Skelettmuskulatur abhängig von der Sportart des Probanden angewendet werden. Die Variabilität wurde bereits untersucht und konnte auf 5% Niveau gebracht werden. Die Untersuchung wurde von einem Expertenteam, die an der Entwicklung des Gerätes beteiligt waren durchgeführt (SIMUNIC 2001).

4. 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.
- 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.
- Kersevan, K., (2002). Comparison of biochemical and myoelectrical biceps brachii response in men. Master Thesis, Faculty of Electrical Engineering, Ljubljana, Slovenia.
- 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.
- Valencic, V., (1990). Direct measurement of the skeletal muscle tonus. Advances in external control of Human Extremities. Beograd, (Serbia): Nauka.
- Simunic, B., (2003). Modelling of longitudinal and transversal skeletal muscle belly deformation. Doctor Thesis, Faculty of Electrical Engineering, Ljubljana, Slovenia.
- Šimunič, B. (2001). Variability analysis of skeletal muscles response to electrical stimulation. Master Thesis, Faculty of Electrical Engineering, Ljubljana, Slovenien.
- 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.