

fizjoterapia polska

POLISH JOURNAL OF PHYSIOTHERAPY

OFICJALNE PISMO POLSKIEGO TOWARZYSTWA FIZJOTERAPII

THE OFFICIAL JOURNAL OF THE POLISH SOCIETY OF PHYSIOTHERAPY

NR 1/2017 (17) KWARTALNIK ISSN 1642-0136

Efekty dziesięcioletniej, kompleksowej rehabilitacji dziecka z zespołem cri du chat

The Effects of 10-Year Comprehensive Rehabilitation of a Child with the Cri Du Chat Syndrome

Fizjoterapia blizny w świetle aktualnych doniesień o powięzi Physiotherapy of a Scar in Light of the Current Reports on Fascia

ZAMÓW PRENUMERATE!

SUBSCRIBE!

www.fizjoterapiapolska.pl
prenumerata@redakcja-fp.pl



TANITA

Monitoring Your Health

Profesjonalne Analizatory
Składu Ciała



NIEZBĘDNE W GABINECIE
KAŻDEGO LEKARZA



Analizatory firmy TANITA korzystają z nieinwazyjnej metody pomiaru bioimpedancji elektrycznej (BIA), pozwalając na szczegółową analizę składu ciała w 20 sekund.

Analiza całego ciała mierzy parametry takie jak:

- masa ciała • tkanka tłuszczowa
- tkanka mięśniowa • masa protein
- minerały kostne • tkanka wisceralna
 - woda w organizmie (zewnątrz- i wewnątrzkomórkowa)
 - wiek metaboliczny
- wskaźnik budowy ciała
- wskaźnik podstawowej przemiany materii (BMR)

 MICROGATE

OPTOGAIT

OPTOGAIT to nowoczesny system optyczny pozwalający na pomiar i rejestrację parametrów czasoprzestrzennych dla chodu, biegu, innych form poruszania się oraz testów narządu ruchu.

Obiektywny pomiar parametrów wsparty jest rejestracją testu w formie wideo FULL HD, i pozwala na ocenę techniki ruchu, regularne monitorowanie narządu ruchu pacjenta, wykrywanie problematycznych obszarów, ocenę biomechanicznych braków oraz błyskawiczną ocenę występowania asymetrii pomiędzy kończynami dolnymi.



GyKo to inercyjne urządzenie pomiarowe generujące informacje na temat kinematyki w każdym segmencie ciała podczas chodu lub biegu.

GYKO zawiera najnowszej generacji części, umożliwiając wykonywanie dokładnych i powtarzalnych pomiarów:

- Akcelerometr 3D • Żyroskop 3D
- Magnetometr 3D

GYKO



Wyłączny dystrybutor urządzeń Tanita i Optogait w Polsce

Więcej informacji na temat urządzeń

Tanita na: www.tanitapolska.pl

Optogait i GyKo na: www.optogait.com.pl

MEDKONSULTING, UL. JANA LUDYGI-LASKOWSKIEGO 23, 61-407 POZNAŃ
T/F: +48 61 868 58 42, T: 502 705 665, BIURO@MEDKONSULTING.PL



TROMED TRAINING

program szkoleniowy

REHABILITACJA KARDIOLOGICZNA W PRAKTYCE

Szkolenie skierowane do osób zajmujących się problematyką rehabilitacji kardiologicznej, podzielone na dwa moduły.

Moduł I obejmuje zasady rehabilitacji kardiologicznej, metody diagnostyczne i terapeutyczne oraz rolę fizjoterapeuty w procesie rehabilitacji.

Moduł II omawia zagadnienia Kompleksowej Rehabilitacji Kardiologicznej u chorych po ostrym zespole wieńcowym, po zabiegach kardiochirurgicznych, po wszczepieniach kardiostymulatora oraz u chorych z chorobami współistniejącymi.

SCHORZENIA STAWU BARKOWEGO - REHABILITACJA Z WYKORZYSTANIEM ELEMENTÓW TERAPII MANUALNEJ

Szkolenie skierowane do fizjoterapeutów oraz studentów fizjoterapii, obejmujące zagadnienia z anatomii i fizjologii obręczy barkowej, podstaw artro i osteokinematyki, charakterystyki wybranych urazów i uszkodzeń w obrębie obręczy barkowej, profilaktyki schorzeń barku, diagnostyki pourazowej barku oraz praktycznego zastosowania technik manualnych w rehabilitacji

DIAGNOSTYKA I LECZENIE MANUALNE W DYSFUNKCJACH STAWU KOLANOWEGO

Szkolenie skierowane do fizjoterapeutów oraz studentów fizjoterapii, obejmujące zagadnienia z anatomii stawu kolanowego, biomechaniki struktur wewnątrzstawowych, charakterystyki wybranych uszkodzeń w stawie kolanowym, diagnostyki pourazowej stawu kolanowego oraz praktycznego zastosowania technik manualnych w rehabilitacji.

PODSTAWY NEUROMOBILIZACJI NERWÓW OBWODOWYCH - DIAGNOSTYKA I PRAKTYCZNE ZASTOSOWANIE W FIZJOTERAPII

Szkolenie podzielone na dwie części. Zajęcia teoretyczne obejmują zagadnienia dotyczące budowy komórek nerwowych, anatomii i fizjologii obwodowego układu nerwowego i rdzenia kręgowego, pozycji napięciowych i pozycji początkowych testów napięciowych w kończynach oraz kręgosłupie. Zajęcia praktyczne obejmują wykonanie neuromobilizacji dla nerwów obwodowych i opony twardej oraz przykładowe wykorzystania neuromobilizacji w jednostkach chorobowych.

TERAPIA PACJENTÓW Z OBRZĘKIEM LIMFATYCZNYM

Szkolenie podzielone na zajęcia teoretyczne z zakresu anatomii i fizjologii gruczołu piersiowego oraz układu chłonnego, objawów raka piersi, leczenia chirurgicznego, rehabilitacji przed i pooperacyjnej oraz profilaktyki przeciwobrzękowej. Zajęcia praktyczne mają na celu zapoznanie z metodami stosowanymi w terapii przeciwobrzękowej, praktycznym wykorzystaniem materiałów do kompresjoterapii oraz omówieniem zaopatrzenia ortopedycznego stosowanego u pacjentek po mastektomii.

FIZJOTERAPIA W ONKOLOGII - ZASADY POSTĘPOWANIA W WYBRANYCH PRZYPADKACH KLINICZNYCH

Szkolenie obejmuje zagadnienia dotyczące epidemiologii nowotworów i czynników ryzyka, diagnostyki, leczenia oraz następstw leczenia nowotworów (leczenie układowe, chirurgiczne, chemioterapia, radioterapia), podstaw terapii pacjentów leczonych w chorobach nowotworowych piersi, płuc, przewodu pokarmowego, okolicy głowy i szyi, układu moczowo-płciowego, układu nerwowego. Część praktyczna to ćwiczenia oraz metody fizjoterapeutyczne w jednostkach chorobowych.

LOGOPEDIA W FIZJOTERAPII

Szkolenie obejmuje następujące zagadnienia teoretyczne: założenia, zakres działań i uprawnienia terapii logopedycznej, narzędzia diagnozy logopedycznej, grupy pacjentów objętych terapią logopedyczną (dzieci z opóźnionym rozwojem mowy i dorośli, m.in. pacjenci z afazją, SM, chorobą Parkinsona), zaburzenia mowy a globalne zaburzenia rozwoju psychoruchowego, dysfunkcje układu ruchowego narządu żucia, wspólne obszary działania fizjoterapeuty i logopedy. Część praktyczna obejmuje studium przypadku: ćwiczenia - kształtowanie umiejętności świadomego i prawidłowego operowania oddechem.

INFORMACJE I ZAPISY



TROMED Zaopatrzenie Medyczne

93-309 Łódź, ul. Grażyny 2/4 (wejście Rzgowska 169/171)

tel. 42 684 32 02, 501 893 590

e-mail: szkolenia@tromed.pl



TROMED TRAINING

program szkoleniowy

PODSTAWY NEUROREHABILITACJI - UDAR MÓZGU - MODUŁ 1

Szkolenie obejmuje zajęcia teoretyczne omawiające mechanizm udaru mózgu i jego następstwa kliniczne, diagnostyki dla potrzeb fizjoterapii, rokowań, mechanizmów zdrowienia, plastyczności układu nerwowego oraz aktualne zalecenia dotyczące fizjoterapii pacjentów po udarze mózgu. Zajęcia praktyczne to przykłady terapii pacjentów w okresie wczesnej i wtórnej rehabilitacji, propozycje rozwiązywania problemów strukturalnych i funkcjonalnych oraz wykorzystanie metody Bobathów w rehabilitacji pacjentów po udarze mózgu.

PODSTAWY NEUROREHABILITACJI - UDAR MÓZGU - MODUŁ 2

Szkolenie obejmuje warsztaty praktyczne z zakresu diagnostyki funkcjonalnej pacjentów, podstawowych problemów strukturalnych i funkcjonalnych oraz propozycje terapii: reedukacji funkcji kończyny górnej i dolnej oraz wybranych strategii rehabilitacji. Omawiane jest również zagadnienie dysfagii, w tym objawy zaburzeń połykania, testy i ocena zaburzeń, zasady bezpiecznego karmienia, strategie terapeutyczne, ćwiczenia miofunkcyjne oraz specjalne techniki ułatwiające połykanie.

SCHOROZENIA NARZĄDÓW RUCHU U DZIECI I MŁODZIEŻY - ZASADY I KRYTERIA LECZENIA ORTOPEDYCZNEGO

Szkolenie obejmuje zagadnienia wad postawy u dzieci i młodzieży, wad wrodzonych narządów ruchu, wczesnego wykrywania nabytych schorzeń narządów ruchu, naukę badania ortopedycznego oraz zbierania wywiadu oraz praktyczne wskazówki oraz koncepcje w stosowaniu ortez i aparatów ortopedycznych. Szkolenie skierowane do lekarzy ortopedów, pediatrów, lekarzy rodzinnych, lekarzy rehabilitacji medycznej, fizjoterapeutów oraz średniego personelu medycznego.

WSPÓŁCZESNE METODY LECZENIA WYBRANYCH DYSFUNKCJI STAWU SKOKOWEGO I STOPY

Szkolenie obejmuje zagadnienia z anatomii, biomechaniki stawu skokowego i stopy, metodyki badania stopy, postępowania w leczeniu urazów stawu skokowego i stopy, nabytych zniekształceń stopy (przyczyny, objawy, sposoby postępowania) oraz pozostałych dysfunkcjach w obrębie stawu skokowego i stopy (entezopatie, przeciążenia, zapalenia, zespoły uciskowe nerwów, gangliony, zmiany zwyrodnieniowe, stopa cukrzycowa, stopa reumatoidalna).

CHOROBA ZWYRODNIENIOWA STAWÓW - ALGORYTM POSTĘPOWANIA DIAGNOSTYCZNO-TERAPEUTYCZNEGO

Szkolenie obejmuje następujące zagadnienia: choroba zwyrodnieniowa stawów - podstawowe pojęcia, algorytm postępowania diagnostyczno-terapeutycznego, nowoczesne metody leczenia w chorobie zwyrodnieniowej stawów, nauka prawidłowej oceny zaawansowania choroby zwyrodnieniowej w oparciu o wywiad, badania ortopedyczne i badania dodatkowe, zastosowanie ortez i aparatów ortopedycznych w chorobach zwyrodnieniowych. Szkolenie skierowane do lekarzy ortopedów, pediatrów, lekarzy rodzinnych, lekarzy rehabilitacji medycznej, fizjoterapeutów oraz średniego personelu medycznego.

MOBILNOŚĆ I STABILNOŚĆ W SPORCIE I FIZJOTERAPII

Szkolenie obejmuje następujące zagadnienia: znaczenie treningu mobilności i stabilności w sporcie i fizjoterapii, definicja mobilności, przyczyny ograniczeń, strategie postępowania oraz techniki pracy nad zwiększeniem mobilności z użyciem przyborów, definicja stabilności, przyczyny zaburzeń, strategie postępowania oraz trening stabilności w sporcie i fizjoterapii - zajęcia praktyczne.

MÓZGOWE PORAZENIE DZIECIĘCE - ALGORYTM POSTĘPOWANIA DIAGNOSTYCZNO-TERAPEUTYCZNEGO

Szkolenie obejmuje następujące zagadnienia: MPD - zespół symptomów, etapy leczenia, cele i wskazówki terapeutyczne, kwalifikacje pacjenta do danego etapu leczenia, nauka badania ortopedycznego w Mózgowym Porażeniu Dziecięcym, zastosowanie ortez i aparatów ortopedycznych w MPD. Szkolenie skierowane do lekarzy ortopedów, pediatrów, lekarzy rodzinnych, lekarzy rehabilitacji medycznej, fizjoterapeutów oraz średniego personelu medycznego.

INFORMACJE I ZAPISY



TROMED Zaopatrzenie Medyczne

93-309 Łódź, ul. Grażyny 2/4 (wejście Rzgowska 169/171)

tel. 42 684 32 02, 501 893 590

e-mail: szkolenia@tromed.pl



NOWY WYMIAR FIZJOTERAPII



od 1993

ECHOTRON

www.echotron.pl

info@echotron.pl

81 886 36 13

HONDA ELECTRONICS

HS-2200



Ultrasonograf jest podstawowym urządzeniem w pracy wielu klinik i gabinetów fizjoterapeutycznych.



W Polsce już ponad dwustu fizjoterapeutów pracuje na ultrasonografie HONDA.



USG umożliwia w ciągu kilku sekund rozpoznanie, czy pacjent może być leczony technikami fizjoterapii, czy też pilnie skierowany do specjalistycznej opieki medycznej.



W połączeniu z odpowiednią metodą, ultrasonograf służy do programowania rehabilitacji schorzeń narządu ruchu w sposób szybszy i bezpieczniejszy.



Zastosowanie m.in.: leczenie zespołu bolesnego karku, niestabilność kolana, stabilizacja odcinka lędźwiowego kręgosłupa, reedukacja postawy.



W cenie ultrasonografu trzydniowy, profesjonalny kurs USG dla fizjoterapeutów i lekarzy.



**Najlepszy przenośny ultrasonograf B/W na świecie.
Idealny do badań ortopedycznych i fizjoterapeutycznych.**

polrentgen®

03-287 Warszawa, ul. Skarba z Gór 67/16
tel. 22/855 52 60. **kom. 695 980 190**

www.polrentgen.pl



Made in Japan

Electromyographic responses of the quadriceps muscles to fast and slow perturbations after fatiguing exercise

Nosratollah Hedayatpour^(A,B,C,D,E,F,G), Zahra Izanloo^(B,C,E,F,G)

Center for Biomechanic and Motor Control (BMC), Department of Sport Science, University of Bojnord, Bojnord, Iran

Abstract

Introduction. An appropriate postural response of the quadriceps muscle to an unexpected perturbation reduces the risk of knee injuries. The aim of this study was to investigate the effect of fatigue on postural response of the quadriceps to fast and slow perturbations.

Material and method. Fatigue induced to the quadriceps muscle using a KinCom Isokinetic Dynamometer (Chattanooga, TN). Bipolar surface electromyographic (EMG) signals were simultaneously recorded from quadriceps components (vastus medialis, rectus femoris, and vastus lateralis) during pre- and post-fatigue postural perturbation performed at two different velocities of 120 ms and 250 ms.

Results. Maximal voluntary knee extension force and time to task failure were significantly reduced after fatiguing knee exercise ($P < 0.05$). The ARV of EMG during fast-perturbation was significantly higher than slow-perturbation ($P < 0.05$). Moreover, The ARV of EMG was significantly reduced during post fatigue perturbation, with a largest reduction identified for fast-perturbation compared with slow perturbation ($P < 0.05$).

Conclusion. Reduction in quadriceps muscle activity during post fatigue fast-perturbation was significantly larger than post fatigue slow- perturbation, most likely due to preferential recruitment of fast twitch muscle fiber which is more susceptible to fatigue. This may partly explain that why knee injuries is common after fast ballistic movement.

Key words:

Electromyography, Perturbation, Fatigue, Quadriceps, Velocity

Introduction

Quadriceps muscle as most important antigravity muscle of the leg, maintain the structure of the knee joint (...e.g., ligament, patella...) in normal anatomic position during unexpected postural perturbation [1]. Fatigue is common after high intensity exercise, most likely due to high accumulation of metabolites [2]. Quadriceps femoris muscle is more susceptible to fatigue, since this muscle is frequently involved in various movements (...eg, jumping, landing) during sport activities. After high intensity exercise, a high accumulation of metabolites (acid lactate...) within the quadriceps muscle would contribute to motor control changes at the level of muscle fiber membrane and/or central nerve system [3, 4], and as consequences may reduce the ability of this muscle to maintain the structure of the knee joint in normal anatomic position during unexpected postural perturbation. In fact, maintaining dynamic stability during unexpected perturbation is dependent on cortically programmed muscle activations

and reflex-supplied muscle contractions [5]. Athletics are usually faced with postural perturbation during rapid movement (ballistic movement) and slow movement (ramp movement) that may challenge knee stability. During ballistic movement when individuals are faced with unexpected knee perturbation, fast twitch muscle fibers contribute to force production to stabilize knee joint [6, 7]. While during slow movement (ramp movement) slow twitch muscle fibers are main contributors to stabilize joint during an unexpected perturbation [7]. However fast twitch fibers are more susceptible to fatigue in comparison with slow twitch muscle fibers [8], and may reduce the ability of quadriceps to stabilize knee joint during a fast perturbation with respect to a slow perturbation. However there are no human studies that have investigated quadriceps activity during fast- and slow postural perturbation after fatiguing exercise. Thus, the main aim of this study is to investigate quadriceps reflex activity during fast- and slow postural perturbation after fatiguing exercise.

Methods

Subjects: Ten healthy men (mean \pm SD; age = 28.2 ± 2.2 yr, body mass = 79.5 ± 5.4 kg, height = 1.74 ± 0.09 m) participated in the study. All subjects were right leg dominant and were not involved in regular exercise of their quadriceps for at least 9 months before the experiment.

Fatigue protocol

A KinCom Isokinetic Dynamometer (Chattanooga, TN) was used to induce fatigue to quadriceps muscle. The subject sat comfortably on the adjustable chair of the KinCom with his hip flexed at 90° flexion. The dynamometer axis of rotation was carefully aligned with the knee center of rotation, and the right leg was secured to the lever arm with a Velcro strap. The subjects were asked to perform voluntary concentric knee extension contractions at a speed of $60^\circ/\text{s}$ between 90 and 170° of knee extension until exhaustion.

Electromyographic (EMG) recording: Three pairs of circular (Ag–AgCl surface electrodes Ambu Neuroline, Ambu A/S, Ballerup, Denmark; conductive area = 28 mm^2) were placed in bipolar configuration (interelectrode distance = 2 cm) over the quadriceps femoris muscle. Electrodes were placed over the quadriceps components at 10% of the distance between medial border, superior border and lateral border of the patella (for vastus medialis (VM), rectus femoris (RF) and vastus

lateralis (VL) respectively) and anterior superior iliac spine. Before electrode placement, the skin was shaved and lightly abraded at the selected locations.

Muscle function

The subject performed two maximal isometric knee extensions ($3\text{--}5 \text{ s}$ in duration) on the KinCom dynamometer, in 90° - knee flexion, with 2 min of rest between contractions. The highest MVC value was used as a reference for the definition of the submaximal force level. The sustained contraction was performed on the KinCom Dynamometer with the subject in the same position as in the maximal voluntary contractions. Task failure was defined as a drop in force greater than 5% MVC for more than 5 s after strong verbal encouragement to the subject to maintain the target force.

Perturbations and surface EMG. The subject stood comfortably with equal weight on each limb, and their right limb on a movable platform. The subject's left foot was positioned on the ground. Platform translated 6 cm frontally (forward and backward direction) at two different velocities of 120 mes and 250 mes . Two 3-s trials were collected at each velocity in which the plate was triggered to move at a random interval within the 3 s . Subjects were unaware of when the plate would be triggered to move. Surface EMG signals were recorded from the quadriceps muscle of the right limb Figure 1.

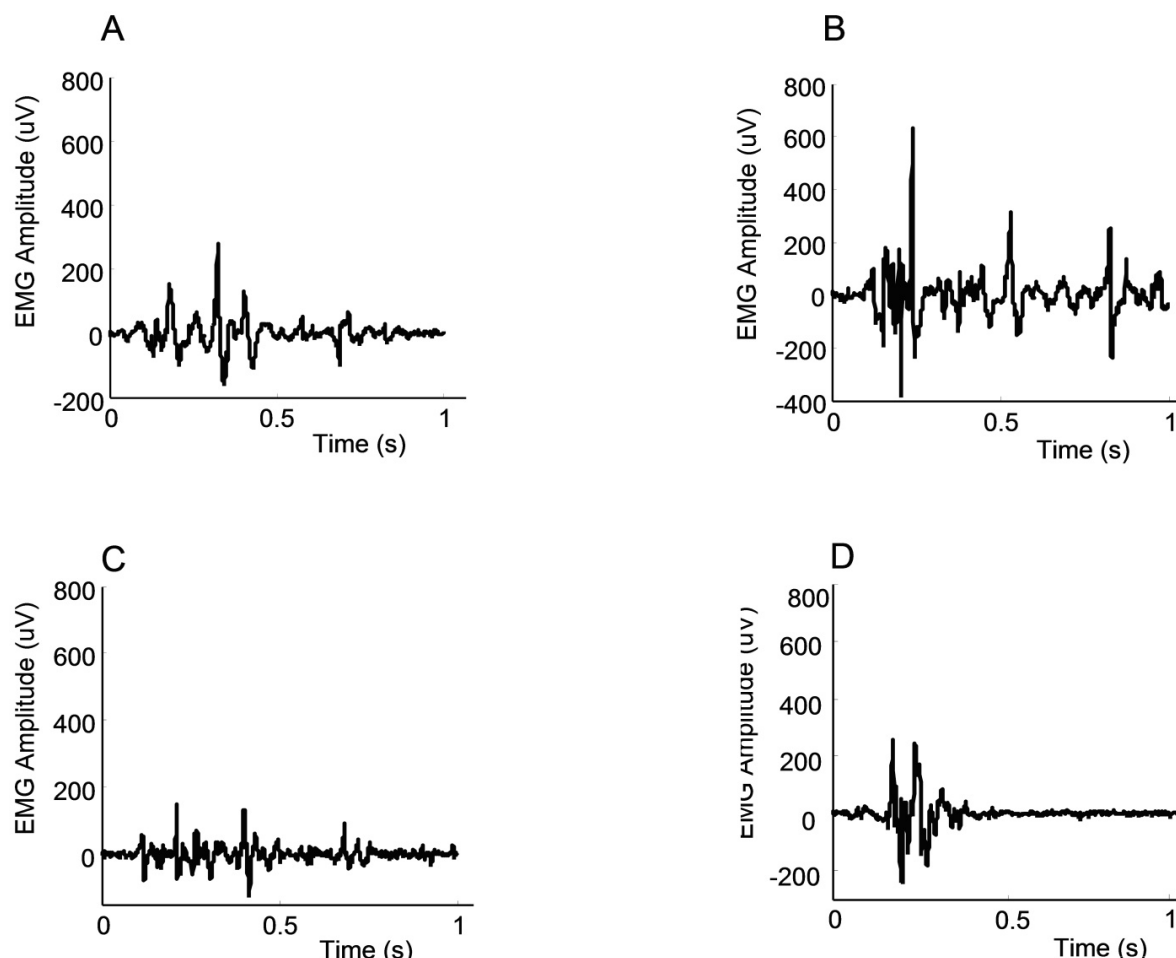


Figure 1: Examples of surface EMG signals recorded from the distal portion of the vastus lateralis muscle of one subject; before muscle fatigue in response to slow perturbation (A) and fast perturbation (B); and after muscle fatigue in response to slow perturbation (C) and fast perturbation (D)

Signal analysis

Surface EMG signals were amplified (EMG amplifier (EMG-128; LISIN-OT Bioelettronica, Turin, Italy; bandwidth of 10–500 Hz), sampled at 2048 Hz, and stored after 12-bit A/D conversion.

To assess the amplitude of muscle reflex activity, the ARV of individual muscles was calculated over a fixed window, which was 180 ms after the onset of plate movement (monosynaptic stretch reflex).

The ARV obtained from the 180-ms epochs in two trials were averaged to obtain a representative value.

Results

One-way ANOVA showed that maximal voluntary knee extension force and time to task failure were significantly reduced after fatiguing exercises ($P < 0.05$). Three-ways ANOVA revealed that ARV of EMG was also dependent on perturbation direction, perturbation velocity, session and interaction between session and perturbation velocity. ARV of EMG during backward direction was significantly larger than forward direction ($F = 4.1$, $P < 0.05$), and during fast-perturbation was significantly higher than slow-perturbation ($F = 6.2$, $P < 0.05$). Moreover, ARV of EMG was significantly reduced during post exercise perturbation ($F = 3.7$, $P < 0.05$), with the largest reduction identified for fast-perturbation compared with slow perturbation ($P < 0.05$) (Figure 2 and 3).

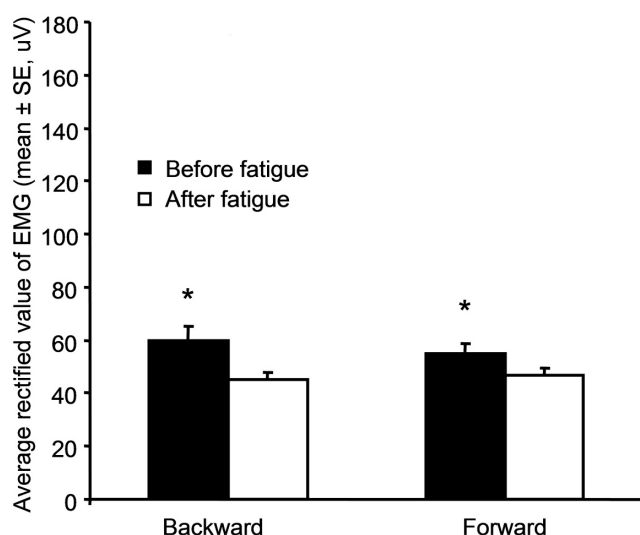


Figure 2: Average rectified value of EMG (mean \pm SE, $n = 10$ subjects) obtained from 180 -ms epochs during slow perturbation (average for three muscles) in backward and forward directions before and after muscle fatigue; * $P < 0.05$

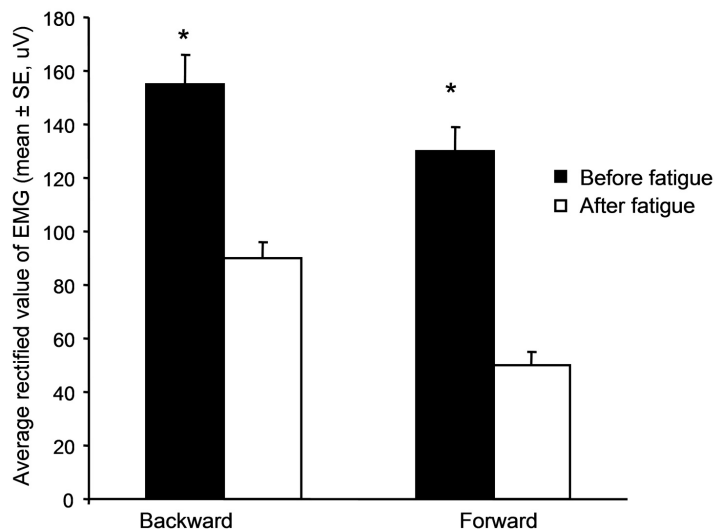


Figure 3: Average rectified value of EMG (mean \pm SE, $n = 10$ subjects) obtained from 180 -ms epochs during fast perturbation (average for three muscles) in backward and forward directions before and after muscle fatigue; * $P < 0.05$

Discussion

The result of this study showed a greater EMG activity of the quadriceps muscle in response to fast-perturbation as compared with slow-perturbation. Moreover, quadriceps muscle reflected a larger reduction in EMG activity during fast-perturbation with respect to slow-perturbation after muscle fatigue.

Muscle function and fatigue

Maximal voluntary contraction of the quadriceps muscle significantly reduced after fatiguing exercise [9]. Moreover, time to task failure was significantly decreased after fatiguing exercise, indicating a significant reduction in quadriceps ability to maintain sub maximal force during sustained contraction [10]. This result indirectly suggests that fatigue induced to the quadriceps muscle was large enough to contribute to the reduced ability of the quadriceps muscle to generate force.

Fast – and slow-perturbation before muscle fatigue

Before muscle fatigue, EMG activity of the quadriceps muscle during fast-perturbation was significantly higher than slow-

perturbation. This may be related to neural strategies in controlling fast and slow perturbations. Typically, central nervous system (CNS) employs a different neural strategy to control human movements with various degrees of complexity, velocity and intensity [11]. It has been reported that during fast movements such as ballistic movement, CNS preferentially recruit fast twitch motor unit to produce appropriate force [6, 7]. While during slow movement (ramp movement) slow twitch muscle fibers are main contributors to muscle contraction [7]. For example, there are a number of evidences that showed faster motor units may be recruited, independent of slower units, during rapid locomotor tasks [12, 13]. Wakeling et al. [14] reported when subjects cycle at increased cadences, EMG signals from the gastrocnemii shift to higher frequencies consistent with the recruitment of faster motor units [15]. Similarly, fast twitch motor unit recruitment has been observed as subject increased their locomotor speeds from level walking to galloping [16]. Fast twitch motor units are characterized by large diameter, faster muscle fiber conduction velocity and higher motor unit discharge rate [17, 18], which in turn result in greater EMG amplitude [19]. Conversely, a low EMG

amplitude during slow- perturbation can be explained by slower muscle fiber conduction velocity and discharge rate produced by slow-twitch motor unit [17, 18, 19, 20].

Fast – and slow-perturbation after muscle fatigue

After muscle fatigue, EMG activity of the quadriceps muscle during fast- and slow perturbation were significantly lower than pre fatigue condition, most probably due to high accumulation of metabolites within the skeletal muscle. It has been proposed that an increase in metabolites by-productions (...eg acid lactic) would reduce pH of the extra-cellular environment and increases potassium (K⁺) permeability in the muscle fiber membrane, which in turn increases the excitation threshold, decreases the action potential amplitude and conduction velocity [20, 21, 22]. Moreover, the decreased reflex muscle activation after fatiguing dynamic exercise can be explained by a disturbance in the γ -motoneuron system involved in regulating muscle activation. Fatigue changes the function of intrafusal chain and static bag fibers [23], and consequently, results in a reduction in Ia afferent inflow from muscle spindles [24]. Fatigue would also effect on force-feedback mediated by the Golgi tendon organ, and therefore can inhibit spinal motor neurons [25].

However, EMG activity rate of reduction during post fatigue fast-perturbation was significantly larger than post fatigue slow-perturbation, most likely due to preferential recruitment of fast twitch motor unit by CNS. Fast twitch motor units are

characterized by a high glycolytic, but poor oxidative capacity [26], and fatigue more rapidly and to a greater extent than slow twitch motor unit. Previous studies have also demonstrated that after fatiguing dynamic and isometric contractions, the fast twitch fibers produced higher lactate, and a high correlation was also observed between fatigability, EMG changes and percent fast twitch fibers content [27, 28, 29, 30].

Conclusions

In conclusion, the result of the current study demonstrated a larger reduction of quadriceps EMG activity during fast-perturbation after fatiguing exercise as compared with slow perturbation, most likely due to preferential recruitment of fast twitch motor unit. This indicates an insufficient ability of the fatigued quadriceps to stabilize knee joint during a fast-perturbation, which in turn may expose knee structures to abnormal loading and injuries.

Adres do korespondencji / Corresponding author

Nosratollah Hedayatpour, Ph.D.

Center for Biomechanic and Motor Control (BMC),
Department of Sport Science, University of Bojnord,
Bojnord, Iran
Post cod: 9453155111
Fax: 0584-2410700
Tel: 0584-2284610-13

Piśmiennictwo/ References

- Waligora AC., Johanson NA., Hirsch BE.: Clinical anatomy of the quadriceps femoris and extensor apparatus of the knee. Clin Orthop Relat Res, 2009;46:3297-306.
- Kent-Braun JA.: Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1999; 80:57-63
- D K McKenzie., B Bigland-Ritchie., R B Gorman., S C Gandevia.: Central and peripheral fatigue of human diaphragm and limb muscles assessed by twitch interpolation. J Physiol, 1992; 454: 643-656
- Hedayatpour N., Arendt-Nielsen L., Farina D.: Motor unit conduction velocity during sustained contraction of the vastus medialis muscle. Exp Brain Res, 2007;180:509-16
- Albright TD., Jessell TM., Kandell ER., Posner MI.: Progress in the neural sciences in the century after Cajal (and the mysteries that remain). Ann N Y Acad Sci, 2001;929:11-40
- Zehr EP., Sale DG.: Ballistic movement: muscle activation and neuromuscular adaptation. Can J Appl Physiol, 1994; 19:363-78
- Garnett R., Stephens JA.: Changes in the recruitment threshold of motor units produced by cutaneous stimulation in man. J Physiol, 1981; 311:463-73
- Edström L., Kugelberg B.: Histochemical composition., distribution of fibers and fatigability of single motor units. Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry, 1968; 31: 424-433
- Hedayatpour N., Arendt-Nielsen L., Falla D.: Facilitation of quadriceps activation is impaired following eccentric exercise. Scand J Med Sci Sports, 2014 ; 24: 355-62
- Hedayatpour N., Arendt-Nielsen L., Farina D.: Non-uniform electromyographic activity during fatigue and recovery of the vastus medialis and lateralis muscles. J Electromyogr Kinesiol, 2008;18:390-6
- Hedayatpour N., Falla D.: Physiological and Neural Adaptations to Eccentric Exercise: Mechanisms and Considerations for Training. Biomed Res Int, 2015; 2015:193741
- Hodson-Tole E. F., Wakeling J.: M. Motor unit recruitment for dynamic tasks: current understanding and future directions. J. Comp. Physiol, 2009; 179: 57-66
- Wakeling JM., Uehli K., Rozitis AI.: Muscle fibre recruitment can respond to the mechanics of the muscle contraction. J R Soc Interface, 2006; 3(9):533-44
- Raez M. B., Hussain M. S., Mohd-Yasin F.: Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. Biol. Proced, 2006; 8 : 11-35
- Citterio G., Agostoni E.: Selective activation of quadriceps muscle fibers according to bicycling rate. J. Appl. Physiol, 1984; 57:371-379
- Lee SS., de Boef Miara M., Arnold AS., Biewener AA., Wakeling JM.: Recruitment of faster motor units is associated with greater rates of fascicle strain and rapid changes in muscle force during locomotion. J Exp Biol, 2013; 216(Pt 2):198-207
- Wakeling JM., Syme DA.: Wave properties of action potentials from fast and slow motor units of rats. Muscle Nerve, 2002; 26:659-68
- Pucci AR., Griffin L., Cafarelli E.: Maximal motor unit firing rates during isometric resistance training in men. Exp Physiol, 2006; 91:171-8
- Lowery MM., O'Malley MJ.: Analysis and simulation of changes in EMG amplitude during high-level fatiguing contractions. IEEE Trans Biomed Eng, 2003; 50:1052-62
- Borg J.: Properties of single motor units of the extensor digitorum brevis in elderly humans. Muscle Nerve, 1981; 4:429-34
- Castle NA., Haylett DG.: Effect of channel blockers on potassium efflux from metabolically exhausted frog skeletal muscle. J Physiol, 1987; 383:31-43
- Jones DA.: Muscle fatigue due to changes beyond the neuromuscular junction. Ciba Found Symp, 1981; 82:178-96
- Kössler F., Lange F., Caffier G., Küchler G.: External potassium and action potential propagation in rat fast and slow twitch muscles. Gen Physiol Biophys, 1991; 10:485-98
- Emonet-Dénand., L Jami., Y Laporte., N.: Tankov Glycogen depletion of bag1 fibers elicited by stimulation of static gamma axons in cat peroneus brevis muscle spindles. J Physiol, 1980; 302: 311-321
- Kernell D.: Neuromuscular frequency-coding and fatigue. Adv Exp Med Biol, 1995; 384:135- 55
- Bongiovanni LG., Hagbarth K-E.: Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. J Physiol (Lond), 1990; 423:1-14
- Park JH., Brown RL., Park CR., McCully K., Cohn M., Haselgrove J., Chance B.: Functional pools of oxidative and glycolytic fibers in human muscle observed by 31P magnetic resonance spectroscopy during exercise. Proc Natl Acad Sci USA, 1987; 84:8976-80
- Essen B., Haggmark T.: Lactate concentration in type I and II muscle fibers during muscular contraction in man. Acta Physiol Scand, 1975; 95: 344-346
- Thorstensson A., Karlsson J.: Fatigability and fiber composition of human skeletal muscle. Acta Physiol Scand, 1976; 98: 318-322
- Komi PV., Tesch P.: EMG frequency spectrum., muscle structure., and fatigue during dynamic contractions in man. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1979; 42(1):41-50