

Utjecaj umora miškulature na proprioceptivnu osjetljivost

Mr. sc. Mario Kasović,
Prof. dr. Mladen Mejovšek
Prof. dr. Vladimir Medved

Kineziološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Kontakt:

Mario Kasović,
Kineziološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu,
Horvačanski zavoj 15, 10000 Zagreb
E-mail: mario.kasovic@kif.hr

Rad je prijavljen za **poster prezentaciju**

UTJECAJ UMORA MUSKULATURE NA PROPRIOCEPTIVNU OSJETLJIVOST

SAŽETAK

U radu se analizira utjecaj umora muskulature na propioceptivnu osjetljivost i motoričku kontrolu u koljenom zglobo pri izvođenju jednostavnih i kontroliranih pokreta. Ispitanici su bili raspoređeni u dvije skupine. Uzorak je obuhvatio: kinematičke, kinetičke i elektromiografske varijable. Kao pokazatelj umora korišten je pomak spektra snage mioelektričkog signala prema nižim vrijednostima frekvencije te količina laktata u krvi. Registrirani kinematički i kinetički podaci analizirani su korelacijskom analizom. Korelacijska analiza kinematičkih i kinetičkih parametara pokazuje umanjene vrijednosti korelacija ispitanika eksperimentalne skupine u drugom dijelu protokola.

Ključne riječi: *biomehanika, koljeni zglob, umor muskulature, propioceptivna osjetljivost*

UVOD

Povrede koljenog zgloba čine 25-30 % svih povreda u sportu, a oko 75 % svih povreda koljenog zgloba odnosi se na nogomet i skijanje. Najvažniju ulogu u ljudskom pokretu ima središnji živčani sustav (SŽS) koji objedinjuje veliki broj različitih mehanizama važnih za neuromuskularnu motoričku kontrolu pokreta. Svojestvo propioceptivne igra ključnu ulogu u motoričkoj kontroli pokreta, tj. dinamičkoj stabilnosti koljenog zgloba jer utječe na aferentne informacije koje stvaraju mehanoreceptori te tako utječe na odgovor kojim SŽS upravlja i balansira stabilizacijom i pokretljivošću zgloba (McNitt-Gray i sur., 2001., Michelson i Hutchins, 1995). Proprioceptivnu opisuju dva osjeta podražaja: statički i dinamički osjet za položaj tijela. Statički osjet omogućuje svjesnu orijentaciju jednog dijela tijela u odnosu na drugi dio u mirovanju. Dinamički osjet daje povratnu informaciju o procjeni i smjeru gibanja tijela. Prema tome propioceptivnu možemo opisati kao složen neuromuskularni proces koji uključuje oba osjeta i omogućuje tijelu stabilnost i orijentaciju tijekom statičkih i dinamičkih aktivnosti. Globalno, to je proces kojim tijelo može u trenutku mijenjati veličinu mišićne kontrakcije kao odgovor na informacije o pojavi vanjske sile (Kasović i sur., 2002). Proučavanjem umora (jedan od najvažnijih faktora pojave povreda) moglo bi se predvidjeti pojavu povrede te ju na vrijeme spriječiti (Beard i sur., 1994). Cilj ovog istraživanja je utvrđivanje utjecaja umora muskulature donjih ekstremiteta na propioceptivnu osjetljivost u koljenom zglobo primjenom jednostavnih i kontroliranih motorički testova doskoka i funkcionalnog opterećenja na traci.

METODE RADA

Uzorak ispitanika raspoređen je u dvije homogene skupine, kontrolnu (n=10) i eksperimentalnu (n=5). Skupine su činili potpuno zdravi studenti (istih antropometrijskih karakteristika) prve godine studija na Kineziološkom fakultetu u Zagrebu. Protokol sadrži slijedeće faze testiranja: 1. faza obuhvaća testiranje snage mišića koljenog zgloba (izvođenje testa maksimalne voljne kontrakcije prilikom koje su prikupljani mioelektrički signali prije umaranja), 2. faza obuhvaća testiranje dinamičke stabilnosti koljenog zgloba (izvođenje testova jednonožnih doskoka s klupice visine 40 cm za vrijeme kojih su prikupljani kinematički i kinetički parametri), 3. faza obuhvaća funkcionalno umaranje muskulature donjih ekstremiteta (hodanje i trčanje na pokretnoj traci progresivnim opterećenjem do otkaza), 4. faza je ista kao i prva i 5. faza je ista kao i druga. Razlika između protokola grupa je u 4. fazi u kojoj kontrolnu skupinu ispitanika ne umaramo. Uzorak varijabli obuhvaćao je: kinematičke, kinetičke i elektromiografske varijable. Kinematičke varijable pretsavljaju informaciju o poziciji centra koljenog zgloba pri izvođenju specificiranih zadataka, a dobivaju se mjerenjem kinematičkim sustavom ELITE, BTS. Kinematičke varijable koje se ovim radom proučavaju: kut valgus i varus, kut unutarnje i vanjske rotacije i kut fleksije i ekstenzije u koljenom zglobo (Davis i sur., 1991.). Kinetičke varijable odražavaju interakciju koja nastaje između ispitanika i podloge prilikom kontakta ispitanika s podlogom. Interakcija je opisana pomoću sile reakcije podloge koja se sastoji od tri komponente sila (Fx u smjeru naprijed - natrag, Fy u smjeru desno - lijevo i Fz u okomitom smjeru). Kinetička varijabla uzima u obzir vremenski period od prve dvije sekunde provedene na platformi. Kinetičke varijable mjere se pomoću platforme sila reakcije podloge proizvođača Kistler, Švicarska (www.kistler.com). Elektromiografske varijable predstavljaju izmjerene izvorni EMG signali mjerene pri izvođenju maksimalne statičke kontrakcije u trajanju od 10 sekundi uz pomoć dinamometrijske klupice. Izmjerene su signali mišića lijeve i desne noge: m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. biceps femoris i m. gastrocnemius. Tako izmjerene signali pokazatelj su umora muskularnog sustava, a dobivaju se mjerenjem sustavom BTS Myolab (www.bts.it). Pri definiranju elektromiografskih varijabli korišten je SENIAM protokol (Hermens, H.J. i sur., 1999) koji određuje pozicije površinskih elektroda na tijelo ispitanika. Kao

pomoćna metoda za detekciju razine umora korištena je metoda određivanja koncentracije laktata u krvi ispitanika. Uzorak za analizu uziman je prije i nakon umaranja na traci kod istog ispitanika. Jednonožni doskok s klupice služi za utvrđivanje funkcije koljenog zgloba (Ageberg i sur., 1998). Test se izvodi uz pomoć klupice visine 40 cm što predstavlja prosječnu vrijednost maksimalnog skoka u vis. Ispitanik doskače sa ruba klupe na platformu. Registrirani podaci mjerenja obrađeni su pomoću statističkog programskog paketa "Statistica 6.0" te pomoću programskog jezika "Matlab 6.5". Za procjenu umora mišićne mase korištena je analiza EMG-a u frekvencijskoj domeni. U analizi signala kao pokazatelj umora koristi se pomak spektra snage mioelektričkog signala prema nižim vrijednostima frekvencija te parametar spektra snage frekvencija medijana. Dobivene vrijednosti frekvencije medijana spektra snage analizirane su T-testom za zavisne uzorke.

REZULTATI I RASPRAVA

Mnogi se autori slažu u tvrdnji da je umor mišićne mase, uz koncentraciju i motivaciju jedan od najčešćih faktora koji dovodi do gubitka proprioceptivnog osjeta koji prethodi nastanku povreda (Lattanzio i sur., 1997). U radu je prikazan postupak mjerenja i analize površinskih mioelektričnih signala za određivanje lokalnog mišićnog umora te kontrolni postupak određivanja koncentracije laktata u krvi. Motorički zadatak trčanja na traci do otkaza s progresivnim opterećenjem izabran je za umaranje mišićne mase u dinamičkim uvjetima. Zadatak simulira dinamičke uvjete i umaranja kakva postoje u različitim sportskim igrama. Dobiveni rezultati razlika frekvencije medijana prije i nakon umaranja pokazuju da se prilikom trčanja na traci kao cikličke aktivnosti ne umaraju svi mišići podjednako. Pad frekvencije medijana spektra snage primijećen je kod većine mjerenih mišića. Od tog broja statistički značajnu razliku (pogreška zaključivanja $p < 0.05$) između prvog i drugog mjerenja, unutar kontrolne skupine imaju mišići valstus medialis i vastus lateralis (TABLICA 1). Rezultati koncentracije laktata u krvi (mmol/l) pokazuju razlike između prvog i drugog mjerenja kod ispitanika eksperimentalne skupine (TABLICA 2) što pokazuje da je osoba bila u određenom režimu rada (treninga) te da je nastupio umor. Korelacijska analiza kinematičkih parametara pojedinog ispitanika unutar svoje grupe pokazuju umanjenju korelaciju (TABLICA 3) kod ispitanika eksperimentalne skupine u B dijelu protokola. Razlog tome je zasigurno registrirani umor mišićne mase. Korelacijska analiza kao pomoćna metoda daje nam na uvid u razinu proprioceptivne osjetljivosti i mogućnost motoričke kontrole putem izvođenja pravovaljane dinamičke akcije stabilizacije koljenog zgloba te ponovljivost pravilnog doskoka. Na TABLICI 3 vidljive su promjene unutar eksperimentalne skupine izazvane umorom mišićne mase, a koje su osobito izražene u kutu unutarnje i vanjske rotacije (RKR, LKR) obje noge te valgus-varus (RKVV, LKVV) poziciji. Rezultati kontrolne skupine vidljivo su viši te ne postoji bitna razlika između dva rezultata mjerenja te se može govoriti o ponovljivosti pokušaja. Daljnjim analizama između eksperimentalne i kontrolne skupine, u kontrolnim mjerenjima, nalazimo statistički značajne razlike gotovo u svim kinematičkim parametrima. Razlike su statistički značajne između eksperimentalne skupine u prvom i drugom mjerenju nakon umaranja. Razlike su statistički značajne i između kontrolne skupine u prvom i drugom mjerenju (odmoreno stanje) u usporedbi s drugim mjerenje eksperimentalne (umoreno stanje). Analiza kinetičkih parametara ovog istraživanja također prikazuje značaj razlika između grupa u skoro svim kinetičkim parametrima (TABLICA 4). Dodatne analize razlika aritmetičkih sredina korelacija pojedine grupe potvrđuju nam tu tvrdnju. Statistički beznačajne su sile desnom nogom naprijed natrag. Objašnjenje za ovu pojavu možemo potražiti u samom izvođenju testa vertikalnog doskoka koji od ispitanika ne zahtjeva pretjerane napore kontroliranja sila naprijed-natrag.

ZAKLJUČAK

Rad je pokazao značajan utjecaj umora na proprioceptivnu osjetljivost i motoričku kontrolu dobivenih putem kinematički i kinetičkih pokazatelja dinamičke stabilnosti. S obzirom na rezultate ovog istraživanja, primjena i dobrobit ove metode mogla bi biti prvenstveno u prevenciji nastanka ozljeda, kao prediktor mogućeg ozljeđivanja koljenog zgloba. Isti tako metodu je moguće primijeniti u fazi rehabilitacije kada je potrebna informacija o spremnosti sportaša za povećane napore i pravovaljanom trenutku uključivanja u trenažni proces.

LITERATURA

1. Ageberg E., Zatterstrom R., Moritz U. (1998). Stabilometry and one-leg hop test have high test-retest reliability. Scand J Med Sci Sports., 8(4), 198-202.

2. Beard, D.J., Dodd, C.A., Trundle, H.R. (1994). Proprioception enhancement for anterior cruciate ligament deficiency: a prospective randomised trial of two physiotherapy regimes. *J Bone Joint Surg*, 76(4), 654-659.
3. BTS, Italy company, web informations: www.bts.it
4. Davis III, R. B., Öunpuu, S., Tyburski, D. (1991.) A gait analysis dana collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10, 575-587.
5. Hermens, H.J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Hägg, G. (1999). European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAN project, Roessingh Research and Development b.v., ISBN: 90-75452-14-4 (CD-rom)
6. Kasović, M., Medved, V., & Vučetić, V. (2002). Testing take-off capacities in the lower extremities of top football players. In D. Milanović & F. Prot (Eds.), *Proceedings, 3rd International Scientific Conference "Kinesiology – New Perspectives"*, Opatija 2002 (pp. 677-680). Zagreb: Faculty of Kinesiology, University of Zagreb.
7. Kistler, Swiss company, web informations: www.kistler.com
8. Lattanzio PJ, Petrella RJ, Sproule JR, Fowler PJ. (1997). Effects of fatigue on knee proprioception. *Clin J Sport Med*. 7(1), 22-27.
9. McNitt-Gray J. L., Hester D. M. E., Mathiyakom W., Munkasy B. A. (2001). Mechanical demand and multijoint control during landing depend on orientation of the body segments relative to the reaction force. *Journal of Biomechanics*, 34, 1471-1482.
10. Michelson, J.D. and Hutchins, C. (1995). Mechanoreceptors in human ankle ligaments. *J Bone Joint Surg*, 77(2), 219-224.

THE EFFECT OF MUSCLE FATIGUE ON PROPRIOCEPTIVE SENSITIVITY

ABSTRACT

The purpose of this research was to determine the effect of the lower extremity muscle fatigue on the proprioceptive sensitivity of the motor control in knee joint. Controlled motor tests of the landing as well as functional strain at the treadmill were applied. The test subject consisted of a control (n=10) and an experimental group (n=10). The test protocol for the experimental group consisted of following testing phases: 1. testing of the knee joint muscle power (execution of the maximum voluntary contraction, during which the myoelectric signals before fatigue were collected), 2. testing of the knee joint dynamic stability (execution of the tests with two-legged and one-legged (landings) from the 40 cm high bench, during which the kinematic and kinetic parameters were collected), 3. functional fatiguing of the lower extremity musculature (walking and running at the treadmill with progressive strain until fail, approximately 15-20 min.), 4. identical to phase 1, 5. identical to phase 2. The control group, contrary to the above stated, has maintained in the 3rd phase the daily level of the physical activity without fatiguing the musculature. The participants were first year students (freshmen) of the kinesiology, completely healthy and with well developed motor abilities. Following kinematic variables were studied: valgus and varus angle, angle of the inner and outer rotation as well as the angle of the flexion and extension in the knee joint (Davis et al., 1991.) and ground reaction force (GRF). The original EMG signals m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. biceps femoris and m. gastrocnemius, have been measured during execution of the maximum static contraction lasting for 10 seconds, with the aid of an dynamo-metric bench, and used for assessment of the fatigue by spectral analysis. The method of determination of the lactates in subject's blood was used as an additional control indicator of the fatigue occurrence. The drop in media frequency of the EMG signal power spectrum was noticed at majority of the measured muscles, but statistically significant difference ($p < 0.05$) between first and second measurement within the experimental group, only showed the muscles vastus medialis and vastus lateralis. The differences in the lactate concentration confirm these results and point to registered fatigue within the experimental group. Correlational analysis of the measured signals gave an insight of the motor control and reproducibility of the landing stereotype. Statistically significant drop in correlation coefficient of the kinematic parameters, within the experimental group after fatiguing, is particularly expressed in inner and outer rotation angle as well as valgus-varus movement of both legs, what points at a motor deficit i.e. decrease of the proprioceptive senses caused by musculature fatigue. The analysis of the GRF signal also shows statistically significant differences between groups at almost all components, excluding component in direction front - back. This phenomenon could be explained with the way of landing execution, which does not require excessive efforts in the control of the forces in direction front - back. This research showed a significant influence of the fatigue on the proprioceptive sensitivity and the motor control in knee joint. The analysis in further researches should also include other components of the kinematic chain, such as ankle and other joints. The implementation and benefit of this method could be in the prevention of the injuries in the rehabilitation phase, when the information of the athlete's ability for the increased strain is needed, and determining the proper moment for involvement into the training process or adequate kinesiological exercise programme respectively.

Key words: *biomechanics, knee joint, muscle fatigue, proprioceptive sensitivity*

TABLICA 1: Rezultati razlika frekvencija medijana spektra snage prije i nakon umaranja dobiveni T-testom kod eksperimentalne skupine

	Sred.	Std.Dv.	Br.	Razl.	Std.Dv. Raz.	t	df	p
RVAM_PR	53.080	4.287						
RVAM_PO	47.966	6.840	5	-5.114	2.895	-3.950	4	0.017
RVAL_PR	56.600	3.750						
RVAL_PO	50.704	3.017	5	-5.896	3.384	-3.896	4	0.018
LVAM_PR	57.292	2.613						
LVAM_PO	49.328	3.489	5	-7.964	3.661	-4.864	4	0.008
LVAL_PR	55.584	5.675						
LVAL_PO	52.166	7.896	5	-3.418	2.517	-3.036	4	0.039

_PR – prije umaranja _PO – poslije umaranja

TABLICA 2: Srednje vrijednosti koncentracije laktata u krvi prije i nakon opterećenja eksperimentalne i kontrolne skupine

Grupa	Prije	Nakon
Eksperimentalna	0.8	13.34
Kontrolna	0.88	0.86

TABLICA 3: Korelacijska matrica kinematičkih rezultata eksperimentalne i kontrolne skupine ispitanika prije i nakon faze umaranja

Grupa	RKVV	LKVV	RKR	LKR	RKFE	LKFE
Eksperimentalna - prije	0.79	0.73	0.76	0.69	0.86	0.90
Eksperimentalna - nakon	0.55	0.49	0.43	0.46	0.79	0.65
Kontrolna - prije	0.88	0.87	0.79	0.8	0.93	0.93
Kontrolna - nakon	0.86	0.84	0.80	0.84	0.93	0.89

RKVV - desno koljeno kut valgus i varus, LKVV - lijevo koljeno kut valgus i varus, RKR - desno koljeno kut unutarnje i vanjske rotacije, LKR - lijevo koljeno kut unutarnje i vanjske rotacije, RKFE - desno koljeno kut fleksije i ekstenzije, LKFE - lijevo koljeno kut fleksije i ekstenzije.

TABLICA 4: Korelacijska matrica kinetičkih rezultata eksperimentalne i kontrolne skupine ispitanika prije i nakon faze umaranja

Grupa	RFAS	LFAS	RFML	LFML	RFVE	LFVE
Eksperimentalna - prije	0.80	0.84	0.67	0.59	0.87	0.83
Eksperimentalna - nakon	0.68	0.71	0.47	0.36	0.76	0.66
Kontrolna - prije	0.81	0.79	0.71	0.63	0.87	0.81
Kontrolna - nakon	0.84	0.71	0.58	0.90	0.86	0.84

RFAS - desna noga Fx u smjeru naprijed-natrag, LFAS - lijeva noga Fx u smjeru naprijed-natrag, RFML - desna noga Fy u smjeru desno-lijevo, LFML - lijeva noga Fy u smjeru desno-lijevo, RFVE - desna noga Fz u okomitom smjeru, LFVE - lijeva noga Fz u okomitom smjeru.