

ELEKTROMIOGRAFSKA AKTIVNOST MUSKULATURE NOGU PRI IZVOENJU OSNOVNOG KORAKA NA RAZLIITIM VISINAMA STEP KLUPICE

ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITIES OF LEG MUSCLES WHEN PERFORMING BASIC STEP AT DIFFERENT HEIGHTS OF THE STEP BENCH

Maja Horvatin-Fu kar, Vladimir Medved, Mario Kasovi

Kineziološki fakultet Sveuilišta u Zagrebu, Hrvatska

SAŽETAK

Utvrđiti opterećenost muskulature donjih ekstremiteta tijekom dinamičkih kontrakcija penjanja i spuštanja na step klupicu pri izvoenju osnovnog (*basic step*) koraka na različitim visinama step klupice (15.2 cm, 20.3 i 25.4 cm) bio je cilj ovog istraživanja. 8-kanalni (*TELEMG*) sustav za mjerenje EMG signala omogućio je istovremeno praćenje, osam karakterističnih mišića nogu: *m. rectus femoris*, *m. biceps (caput longum)*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. gluteus maximus*, desne i lijeve noge, za koju se aktivnost može sa sigurnošću reći i da su pri izvoenju step koraka značajni. Mjerenjem je bilo obuhvaćeno 9 ispitanika, dugogodišnjih profesionalnih voditelja step aerobike. Analizom osnovnih statističkih parametara promatranih mišića izračunanih iz obrađenih EMG signala, vidljivo je da je ukupni utrošak energije *desne noge*, tzv. vodeće noge, otkrivano najveći. Najveći utrošak imao je *m. biceps femoris*; zatim *m. gastrocnemius medialis*, *m. gluteus maximus*, te *m. rectus femoris*. Wilcoxon-ov test ekvivalentnih parova je dokazao da postoje otkrivane statistički značajne razlike u intenzitetu mišićne kontrakcije povećanjem intenziteta opterećenja s povišenjem step klupice.

Ključne riječi: elektromiografija (EMG), muskulatura donjih ekstremiteta, step aerobika

SUMMARY

The main goal of this research was to establish the exertion of lower extremities' muscles during dynamic contractions of stepping up and down the step bench when performing the basic step at different heights of the step bench (6, 8 and 10 inches). The 8-channel measuring system (*TELEMG*) for measuring EMG signals enabled the monitoring of eight characteristic muscles of both right and left leg: *m. rectus femoris*, *m. biceps (caput longum)*, *m. gastrocnemius medialis*, and *m. gluteus maximus*, whose activities are significant while performing the step aerobic steps. The measuring procedures included 9 examinees, long-term professional step aerobics trainers. By analyzing the basic statistics parameters of the monitored muscles calculated from the processed EMG signals, it is evident that the total energy consumption of the *right leg*, so-called the leading leg, is the greatest. The biggest consumption was in *m. biceps femoris*; then *m. gastrocnemius medialis*, *m. gluteus maximus*, and finally in *m. rectus femoris*. The Wilcoxon matched pairs test has proved that there are statistically significant differences in muscle contraction intensity when increasing the exertion intensity by increasing the height of the step bench.

Key words: electromyography (EMG), muscles of lower extremities, step aerobics

UVOD

Površinska elektromiografija, zbog svoje je neinvazivnosti najčešće korištena mjerna tehnika u kineziologiji kojom se registriraju bioelektrični signali, nastali superpozicijom nizova akcijskih potencijala velikog broja motornih jedinica. Prolaskom takvog sveukupnog bioelektričnog procesa kroz tkivo do površine tijela, generiraju i u okolini mišićnog vlakna elektromagnetsko polje, postavljanjem elektroda u dometu tog polja možemo izmjeriti napon, koji prikazan u vremenu nazivamo *akcijski potencijal mišićnog vlakna* (2). Akcijski potencijal je brza promjena membranskog potencijala koja se širi uzduž membrane. Započinje naglom promjenom s normalnog negativnog potencijala mirovanja na pozitivni potencijal, a završava gotovo jednako brzom promjenom natrag prema negativnom potencijalu. (2). Dobiveni *mioelektrični signal* predstavlja električnu manifestaciju neuro-muskularne aktivnosti uvjetovane kontrakcijom mišića, što znači da podražaj koji preko motoneurona dolazi do mišića aktivira sva mišićna vlakna motornih jedinica koju taj motoneuron inervira. Depolarizacijom post-sinaptičke membrane mišića val depolarizacije širi se u oba smjera duž mišića, a posljedica toga je generiranje elektromagnetskog polja u okolini mišićnih vlakana (19).

Ova metoda omogućava praćenje u stvarnom vremenu i praćenje umaranja pojedinih mišića, no glavni nedostatak ove metode je problem preslušavanja mioelektričnog signala susjednih mišića te moguće mjerjenje samo površinskih mišića. (10).

Pozitivni transformacijski efekti uvjetovani različitim programima aerobike postižu se u prvom redu zbog karakterističnog dinamičnog režima mišićnog rada, pri kojem je veći dio mišićne mase aktivan u kontinuiranom modalitetu rada, pri čemu se osigurava optimalno funkcioniranje sustava za prijenos kisika. Ostale mišićne grupacije uključuju se u rad sukcesivno, jedna za drugom, povećavaju i tako ukupnu energetske potrošnje u jedinici vremena. (21).

Ovim istraživanjem se uz pomoć biomehanike metodologije, elektromiografskom analizom željelo utvrditi količinu opterećenosti mišića, njihova amplituda i koordinacija rada donjih ekstremiteta pri penjanju i spuštanju na i sa step klupice, s ciljem utvrđivanja znakovitih pokazatelja koji karakteriziraju optimalnu tehniku pojedinih kretnih struktura u step aerobici.

METODE RADA

Uzorak ispitanika

Mjerenjem je obuhvaćeno 9 ispitanika (5 instruktora i 4 instruktora) dugogodišnjih profesionalnih voditelja step aerobike. Instruktorice su bile prosječne starosne dobi 25.2 ± 1.8 godina, prosječne visine 171.6 ± 8.4 cm, prosječne mase tijela 59.4 ± 7.7 kg, dok su instruktori bili prosječne starosne dobi 27.4 ± 3.1 godina, prosječne visine 175.6 ± 10.4 cm, prosječne mase tijela $74.9 \pm 8,6$ kg.

Uzorak elektromiografskih varijabli

Mjerenje EMG signala (mV) provodilo se pomoću

uređaja TELEMG, osam-kanalnog elektromiografskog sustava za detekciju mioelektričnih signala. Samoljepljive bipolarne (Ag/AgCl) elektrode, ispitanicima su bile postavljene sukladno SENIAM protokolu (9) na: *m. rectus femoris*, *m. biceps femoris*, *m. gastrocnemius medialis* i *m. gluteus maximus*, desne i lijeve noge.

MJERNI PROTOKOL

U cilju postizanja podjednako tempa i ritma izvođenja pojedinog koraka korištena je glazbena podloga brzine izvođenja od 130 udaraca u minuti (bpm), kao najprimjerenija brzina glazbe, koja osigurava rad u aerobnom režimu pri izvođenju jednostavnih koreografija, ne remete i tehnički pravilno izvođenje koraka. Za ovo istraživanje izdvojena su za svakog ispitanika tri serije po osam ponavljanja osnovnog koraka na tri različite visine step klupice (15.2, 20.3 i 25.4 cm).

OBRADA I ANALIZA EMG SIGNALA

Dobiveni izvorni EMG signali predstavljaju ukupni mioelektrični signal (*mp*), tzv fiziološki mioelektrični signal koji možemo opisati linearnom kombinacijom nizova akcijskih potencijala motornih jedinica (*ui*), ovisan o broju nizova akcijskih potencijala motornih jedinica koji tvore mioelektrični signal (*q*) (2, 4):

$$(jed. 1) \quad m_p(t, F) = \sum_{i=1}^q u_i(t, F)$$

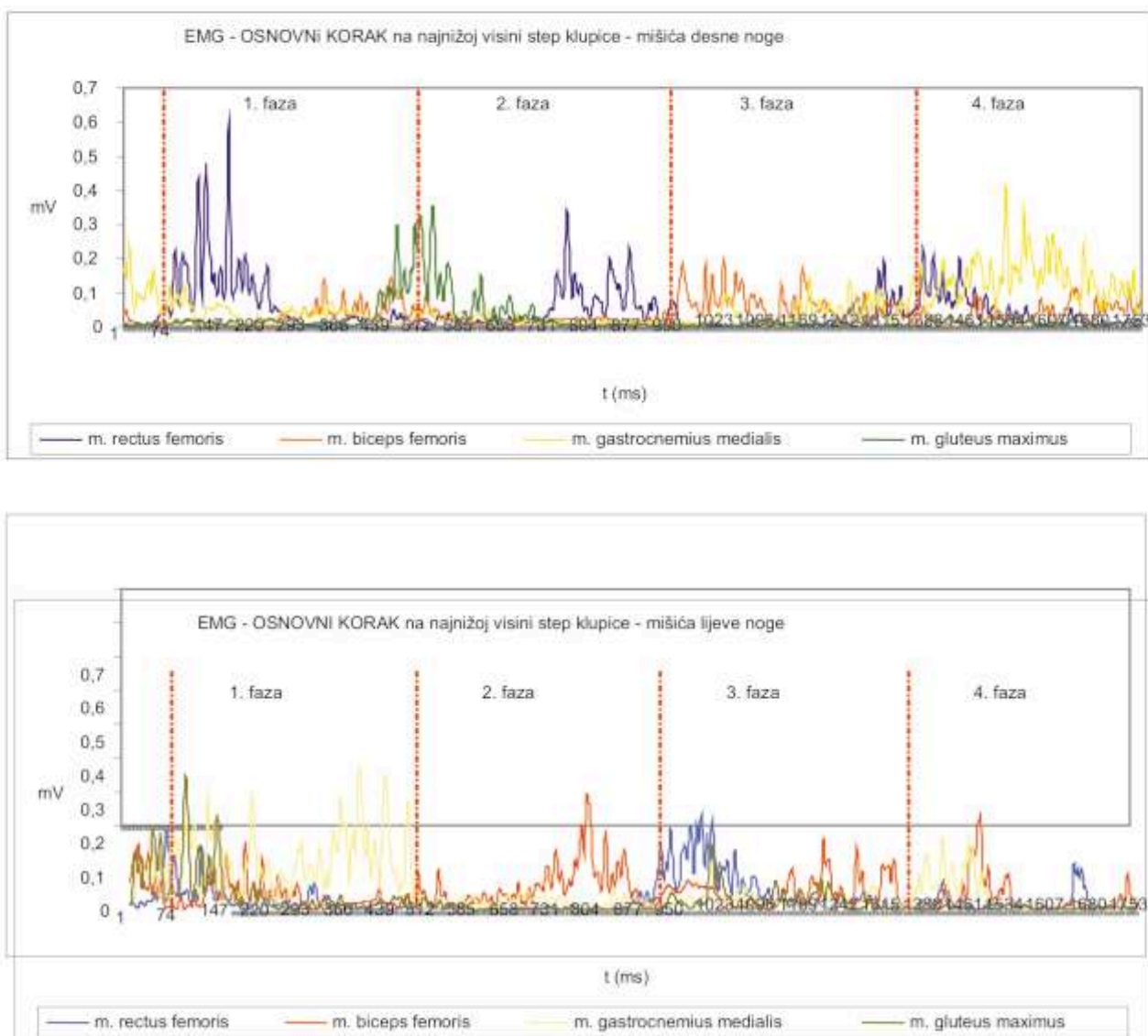
Elektromiografski signal je izuzetno kompleksan signal jer ovisi o anatomsko fiziološkim karakteristikama mišića, kontroli centralnog živčanog sistema, kao i o karakteristikama aparature koju koristimo u istraživanjima (1, 2). Odražava djelovanje aktivnog kontraktibilnog elementa dok ostali elementi, locirani uglavnom u vezivnom tkivu i tetivama ne manifestiraju električnu samo mehaničku aktivnost. Stoga je površinski EMG signal cijelog mišića kvazi-stohastičnog karaktera. (16).

Izvorni EMG signali, frekvencijom uzorkovanja 1 kHz prikupljeni ovim mjerenjem obradeni su pomoću programskog paketa Myolab 1.0, u kojem je izvršena daljnja obrada signala. Najbolju korelaciju vremenske zavisnosti aktivnih sila dominantnih mišića pokazuje EMG signal obraden punovalnim ispravljanjem i niskopropusnim filtriranjem, jer jedino takva obrada i prikaz signala omogućuje studiju stupnja uvježbanosti promatranih pokreta (18). *Normalizacija* EMG signala je provedena ne samo zbog poznatih varijabilnosti EMG signala, izmeću pojedinih ispitanika već i zbog varijabilnosti izmeću različitih pokušaja, ponavljanja istog pokreta. U svijetu su se razvile različite tehnike normalizacije koje reduciraju tu varijabilnost. Najčešće se kao faktor normalizacije izdvaja najviša vrijednost EMG signala (22), koja se izmjeri na način da ispitanici mišićnu mase maksimalno voljno kontrahiraju. Ova je tehnika ista tema rasprave istraživača, jer su pri dinamičkom pokretu

vrijednosti EMG signala znatno više od izmjerenih maksimalnih izometričkih vrijednosti (26). Iz tog razloga, normalizacija EMG signala (vremenom uzorkovanja 10 ms) je u ovom radu provedena na način da su srednje vrijednosti amplituda dobivenih, usrednjenih EMG signala podijeljene sa srednjom vrijednošću u maksimalnim *peak*-ovima, maksimalnim vrijednostima aktivacije u

dinamičkom radu (26). Dobivene vrijednosti amplituda elektromiograma su izražene u postocima, pri maksimalnom dinamičkom naprežanju promatranog mišića.

Osnovni korak (*basic step*) je zbog lakšeg praćenja i detaljne analize EMG signala podijeljen u 4 faze vidljive iz Slike 1.

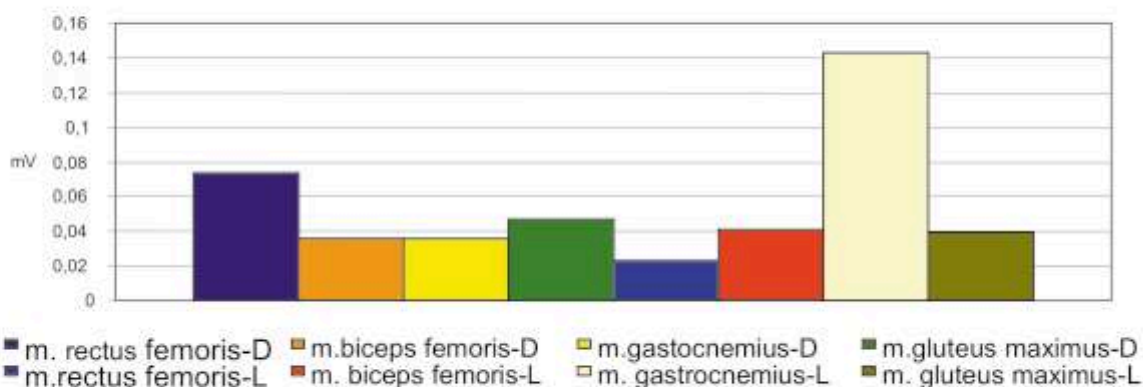


Slika 1. Prikaz usrednjenih EMG signala, pojedina po mišića desne i lijeve noge u pojedinim fazama osnovnog koraka

Figure 1. Averaged EMG signals of the right leg (above) and the left leg (below) during four phases of the basic step

U 1. fazi koraka koji započinje iz početnog položaja, koračno prema step klupici, dolazi do postavljanja i podizanja desnom, koračnom nogom na step klupicu. Kretanju započinje *m. rectus femoris* desne noge, nakon čega *m. gastrocnemius medialis* lijeve vrši odraz sa tla. Iz Slike 2. je vidljivo da je u ovoj fazi koraka najveći utrošak

energije ima mišić *m. gastrocnemius medialis* lijeve noge, ne samo zbog odraza, već i zbog činjenice da se ispitanici u fazi prije odraza sa tla niti u jednom trenutku ne spuštaju na puno stopalo, ostaju na prstima, zbog pripreme za slijedeći korak.

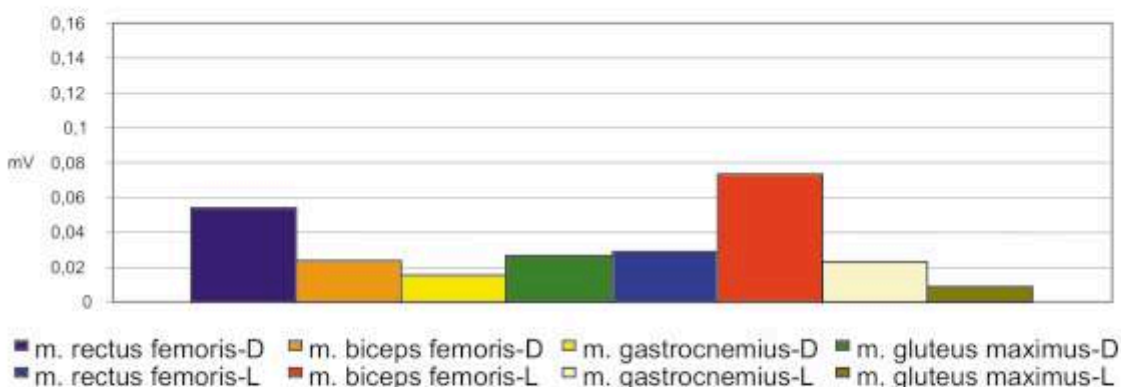


Slika 2. Prikazuje prvu fazu osnovnog koraka

Figure 2. The first phase of the basic step

U 2 fazi koraka lijeva se noga spušta na step klupicu uz ravnomjeran prijenos težine tijela na obje noge (Slika 3). Najveći i utrošak energije pokazuje m. biceps femoris, lijeve noge, koji osim fleksije u koljenom zglobu ima i funkciju opružanja zgloba kuka što je u ovom dijelu koraka

dominantno pri podizanju u uspravni položaj na step klupici. *M. gluteus maximus* desne noge izmeću ove dvije faze nakon odraza sa tla preuzima ulogu ekstenzora u zglobu kuka i stabilizatora koljenog zgloba pri ekstenziji.

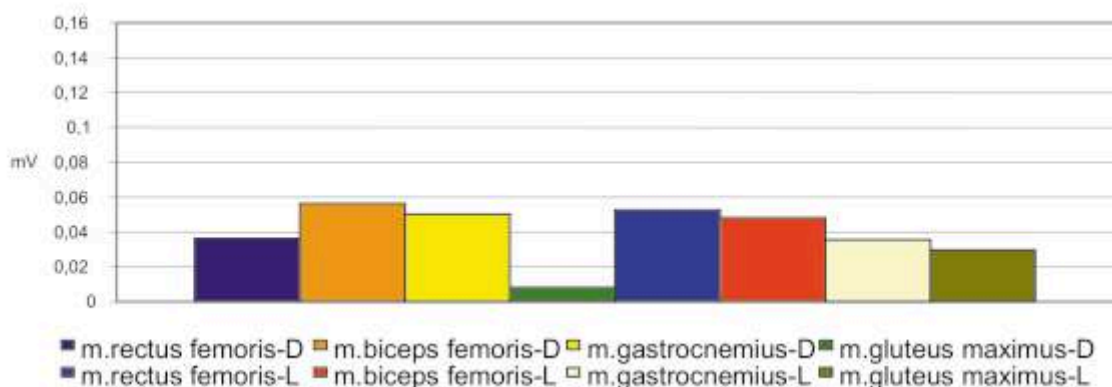


Slika 3. Druga faza osnovnog koraka

Figure 3. The second phase of the basic step

Treća faza koraka (Slika 4), započinje prijenosom težine tijela na lijevu nogu. U prvom dijelu su vrijednosti m. rectus femoris lijeve noge i m. bicepsa femorisa desne najviše, jer se prijenosom težine istovremeno ispravlja gornji dio tijela, ispravlja se kut u zglobu oba kuka. U drugom dijelu ove faze m. biceps femoris lijeve noge

preuzima funkciju ekstenzora zgloba kuka, te *m. rectus femoris* desne vrši fleksiju u zglobu kuka podižu i koljeno desne za spuštanje na tlo. U ovoj fazi koraka ne dolazi do velikih amplituda kretanja pri izvođenju koraka zbog čega su vrijednosti dobivenih EMG signala manje i međusobno ujednačene.

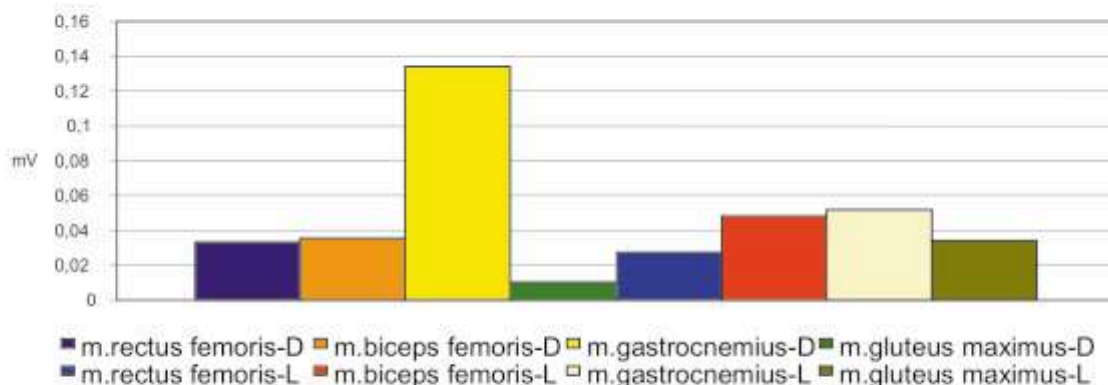


Slika 4. Treća faza osnovnog koraka

Figure 4. The third phase of the basic step

etvrta faza koraka (Slika 5), faza amortizacije na desnoj, *m. gastrocnemius* desne noge ima vode u ulogu zbog prenošenja cijele težine tijela sa step klupice na prste desnog stopala. U prvom dijelu ove faze koraka podjednake vrijednosti, uz naizmjenično preuzimanje

uloga vrše *m. rectus femoris* desne noge, kao ekstenzor koljenog zgloba; *m. gastrocnemius* lijeve, kao fleksor koljenog zgloba i *m. biceps femoris* lijeve, kao fleksor koljenog zgloba lijeve noge.



Slika 5. etvrta faza osnovnog koraka
Figure 5. The fourth phase of the basic step

REZULTATI I RASPRAVA

Nakon obrade EMG signala, izrađeni su osnovni statistički parametri komponenti normaliziranih usrednjenih vrijednosti EMG signala. Analizom prikazanih grafova i iz Tablice 1 vidljivo je da je najveći i najveći utrošak energije desne noge ima *m. biceps femoris* pri postavljanju i penjanju na step klupicu, kada postiže svoje maksimalne vrijednosti, dok je u ostalim fazama koraka

taj utrošak energije znatno manji. Zatim slijede *m. gastrocnemius medialis* koji je dominantan prilikom penjanja i pri spuštavanju sa step klupice u fazi amortizacije; zatim *m. gluteus maximus* u fazi penjanja na step klupicu, te *m. rectus femoris* pri podizanju noge i cijelog tijela na step klupicu

Tablica 1. Descriptivni statistički parametri EMG signala mišića desne noge
Table 1. Descriptive statistical parameters of EMG signals in right leg muscles

m. rectus femoris	N	AS	MIN	MAX	SD
BS-15	27	0,078	0,035	0,120	0,026
BS-20	27	0,085	0,046	0,123	0,025
BS-25	27	0,101	0,061	0,128	0,020
m. biceps femoris					
BS-15	27	0,113	0,043	0,216	0,045
BS-20	27	0,117	0,043	0,209	0,044
BS-25	27	0,127	0,051	0,201	0,041
m. gastrocnemius medialis					
BS-15	27	0,110	0,063	0,179	0,032
BS-20	27	0,113	0,066	0,172	0,029
BS-25	27	0,122	0,077	0,173	0,026
m. gluteus maximus					
BS-15	27	0,081	0,024	0,226	0,057
BS-20	27	0,092	0,029	0,255	0,063
BS-25	27	0,102	0,034	0,293	0,067

Najveći i najveći utrošak energije lijeve noge, vidljivo iz Tablice 2, ima *m. gluteus maximus* što može upućivati na mogućnost voljne kontrakcije mišića ispitanika, pri prvim pokušajima u mjerenjima. Zatim slijedi utrošak *m. biceps femoris* kao ekstenzora u zglobu kuka pri podizanju u

uspravni položaj na step klupici, te *m. rectus femoris* kao ekstenzora u koljenom zglobu u istoj fazi koraka, najmanje vrijednosti utroška energije, iako u prvoj fazi koraka pri odrazu sa tla ima vode u ulogu, ima *m. gastrocnemius medialis*.

Tablica 2. Descriptivni statistički parametri EMG signala mišića lijeve noge
Table 2. Descriptive statistical parameters of EMG signals in left leg muscles

m. rectus femoris	N	AS	MIN	MAX	SD
BS-15	27	0,080	0,019	0,136	0,032
BS-20	27	0,089	0,023	0,130	0,030
BS-25	27	0,106	0,032	0,146	0,032
m. biceps femoris					
BS-15	27	0,092	0,029	0,173	0,036
BS-20	27	0,097	0,032	0,168	0,039
BS-25	27	0,115	0,040	0,259	0,048
m. gastrocnemius medialis					
BS-15	27	0,083	0,048	0,121	0,023
BS-20	27	0,083	0,048	0,119	0,022
BS-25	27	0,090	0,056	0,130	0,025
m. gluteus maximus					
BS-15	27	0,093	0,023	0,238	0,061
BS-20	27	0,106	0,023	0,241	0,061
BS-25	27	0,122	0,026	0,271	0,066

Iz dobivenih vrijednosti možemo zaključiti da je ukupan utrošak energije mišića desne i lijeve noge na svim visinama step klupice veći u korist desne noge, zbog njezine uloge "vođenja" noge, jer je svaki korak započeo desnom. Zbog toga u programima i prvenstveno koreografijama step aerobike treba voditi računa o podjednako opterećenju lijeve i desne strane tijela, podjednako podjelom uloga "vođenja" noge.

Obradom podataka neparametrijskom statistikom za testiranje značajnosti izmeću dva zavisna uzorka, Wilcoxonovim testom ekvivalentnih parova željelo se utvrditi da li postoje statistički značajne razlike u intenzitetu mišićne kontrakcije, utrošku energije pri izvođenju osnovnog koraka na tri različite visine step klupice.

Tablica 3. Wilcoxonov test ekvivalentnih parova mišića desne noge
Table 3. Wilcoxonov matched pairs test for right leg muscles

Wilcoxon test – razina značajnosti testa je $p \leq 0,05$					
m. rectus femoris – desne noge					
	N	T	Z	p-level	
BS-15 & BS-20	27	68	2,907	0,004*	
BS-15 & BS-25	27	12	4,252	0,000*	
BS-20 & BS-25	27	22	4,012	0,000*	
m. biceps femoris – desne noge					
BS-15 & BS-20	27	113	1,826	0,068	
BS-15 & BS-25	27	101	2,114	0,034*	
BS-20 & BS-25	27	112	1,850	0,064	
m. gastrocnemius medialis – desne noge					
BS-15 & BS-20	27	145	1,057	0,290	
BS-15 & BS-25	27	70	2,859	0,004*	
BS-20 & BS-25	27	57	3,171	0,002*	
m. gluteus maximus – desne noge					
BS-15 & BS-20	27	13	4,228	0,000*	
BS-15 & BS-25	27	7	4,373	0,000*	
BS-20 & BS-25	27	65	2,979	0,003*	

Mišići i desne noge (Tablica 3); odnosno *m. rectus femoris* kao ekstenzor koljenog zgloba i fleksor zgloba kuka, pokazuje otkrivajući statistički značajne razlike jer su svi koraci započeli postavljanjem i podizanjem na

step klupicu desnom, a intenzitet mišićne kontrakcije tog mišića, kao i ostalih promatranih mišića je uvjetovan visinom step klupice. *M. biceps femoris*, kao fleksor koljenog zgloba i ekstenzor zgloba kuka u ovom koraku

ima značajnu ulogu, pri postavljanju i penjanju na step klupicu, zbog toga u njemu, uspravljanju i održavanju težine tijela na istoj. Statistiku značajnost ne pokazuju varijante izvođenja: na najnižoj i srednjoj visini step klupice i na srednjoj i najvišoj visini, razlog tome je najvjerojatnije uvjetovan malom statističkom snagom Wilcoxonova testa ekvivalentnih parova jer su vrijednosti sume rangova na donjoj granici ne prihvaćanja statističke značajnosti razlika na razini značajnosti od 5%. *M. gastrocnemius medialis*, kao fleksor skočnog zgloba i

pomoć pri fleksiji koljenog zgloba ima veliku ulogu pri amortizaciji prilikom spuštanja sa step klupice. Analizom izvođenja ovog koraka statistički značajnu razliku imaju varijante izmeću najniže i najviše visine step klupice i izmeću srednje i najviše visine step klupice, zbog faze amortizacije desnom nogom prilikom silaska sa step klupice. *M. gluteus maximus* zbog svoje osnovne funkcije ekstenzora zgloba kuka i stabilizatora pri ekstenziji koljenog zgloba ima pri penjanju na step klupicu otkrivajući veliku značajnost.

Tablica 4. Wilcoxonov test ekvivalentnih parova mišića lijeve noge

Table 4. Wilcoxonov matched pairs test for left leg muscles

Wilcoxon test – razina značajnosti testa je $p < 0,05000$				
m. rectus femoris – lijeve noge				
	N	T	Z	p-level
BS-15 & BS-20	27	88	2,427	0,015*
BS-15 & BS-25	27	30	3,820	0,000*
BS-20 & BS-25	27	12	4,252	0,000*
m. biceps femoris – lijeve noge				
BS-15 & BS-20	27	113	1,830	0,068
BS-15 & BS-25	27	51	3,315	0,001*
BS-20 & BS-25	27	36	3,676	0,000*
m. gastrocnemius medialis – lijeve noge				
BS-15 & BS-20	27	177	0,288	0,773
BS-15 & BS-25	27	81	2,595	0,009*
BS-20 & BS-25	27	15	4,180	0,000*
m. gluteus maximus – lijeve noge				
BS-15 & BS-20	27	90	2,378	0,017*
BS-15 & BS-25	27	42	3,532	0,000*
BS-20 & BS-25	27	37	3,652	0,000*

Intenzitet mišićne kontrakcije lijeve noge prikazan je u Tablici 4. *m. rectus femoris* nema tako značajnu ulogu u pokretima kao isti mišić desne noge, no njegova uloga nije zanemariva. Analizom dobivenih rezultata vidljivo je da postoji otkrivajući statistički značajna razlika izmeću svih varijanti izvođenja promatranog pokreta. Statistički značajna razlika nije dobivena u varijanti izvođenja koraka izmeću najniže i srednje visine kod *m. biceps femoris-a*. Razlog tome je u strukturi kretanja jer je važnost uloge ovog mišića prvenstveno u fazi usprava na step klupicu i prijenosa težine tijela na istu, prije spuštanju desne noge sa step klupice. Na višim visinama step klupice su i opterećenja veća, što uvjetuje statistički značajniju razliku. *M. gastrocnemius medialis* najviše u ulogu ima u fazi odraza sa tla. Statistički značajna razlika nije dobivena izmeću inačica izvođenja na najnižoj i srednjoj visini step klupice što je najvjerojatnije uvjetovano činjenicom da u svakodnevnom radu instruktori najčešće rade na te dvije visine, pa je automatizam pokreta najveći. *M. gluteus maximus* u svim varijantama osnovnog koraka pokazuje statistički značajnu razliku, jer je i amplituda kretanja i opterećenja ovog mišića značajna s obzirom na povišenja step klupice.

ZAKLJUČAK

Analizom osnovnih statističkih parametara promatranih mišića i izraženosti iz obratnih, punovalno ispravljenih, niskopropusno filtriranih i normaliziranih EMG signala, vidljivo je da je ukupni utrošak energije pri izvođenju osnovnog koraka na različitim visinama step klupice u svim promatranim mišićima desne noge, kao vodećeg, otkrivajući najveći. Najveći utrošak imao je *m. biceps femoris*, pri postavljanju i penjanju na step klupicu; zatim *m. gastrocnemius medialis* pri penjanju i amortizaciji prilikom spuštanja sa step klupice; zatim *m. gluteus maximus* pri ekstenziji koljenog zgloba, te *m. rectus femoris* pri podizanju noge i cijelog tijela na step klupicu. Kod promatranih mišića lijeve noge najveći je utrošak energije imao *m. gluteus maximus* sa velikom raspršenosti u rezultata što ukazuje na mogućnost pogreške pri mjerenju zbog voljne kontrakcije ispitanika pri prvim pokušajima mjerenja; zatim *m. biceps femoris* kao ekstenzor u zglobu kuka pri podizanju na step klupicu, *m. rectus femoris* kao ekstenzor u koljenom zglobu te *m. gastrocnemius medialis* iako pri odraza sa tla ima vodeću ulogu.

Wilcoxon-ov test ekvivalentnih parova je iz normaliziranih EMG signala promatranih mišića pokazao o ekvivalentnu statistički značajnu razliku pri izvođenju osnovnog koraka na različitim visinama step klupice, jer se s povišenjem step klupice povećala i ukupna opterećenost ispitanika. Statistički značajne razlike koje nisu dobivene kod *m. biceps femoris* desne noge i *m. biceps femoris* lijeve noge, između najniže i srednje visine step klupice, uvjetovane su malom statističkom snagom

Wilcoxonova testa ili činjenicom da u svakodnevnom radu, instruktori najčešće rade na te dvije visine step klupice, pa je automatizirano pokretanje. Možemo zaključiti da postoje statistički značajne razlike u intenzitetu mišićne kontrakcije pri izvođenju osnovnog koraka na različitim visinama step klupice. Razlog tome uglavnom leži u strukturi koraka i povećanju intenziteta opterećenja s povišenjem step klupice, pa su dobivene razlike i logično značajne.

Literatura

1. Basmajian JV, De Luca C. *Muscles Alive Their Functions Revealed by Electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
2. Cifrek, M. *Analiza mioelektri kih signala tijekom dinami kog umaranja*. (Doktorska disertacija). Zagreb: Fakultet elektrotehnike i ra unarstva Sveu ilišta u Zagrebu, 1997.
3. Clarys JP, Cabri J. Electromyography and the study of sports movements: a review. *J Sports Sci*, 1993; 11:379-448.
4. De Luca CJ. Physiology and mathematics of myoelectric signals. *IEEE Trans. Biomed Eng BME*, 1979; 26:313-25.
5. De Luca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *CRC Crit Rev Biomed Eng*, 1984; 11: 251-78.
6. Franco S, Santos R, Correia P, Veloso A. Influence of Bench Height on Muscle Participation Level in Step Exercise. In *Proceeding of the 5th Annual Congress European College of Sport Science*, (ed. Avela, J., P. V. Komi, J. Komulainen), July 19-23, 2000, Jyväskylä, Finland; 269.
7. Gruji Šupuk, T. Mjerenje, obrada i analiza EMG signala miši a lokomotornog sustava. (Magistarski rad). Split: Fakultet elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje Sveu ilišta u Splitu, 2003.
8. Guyton CA, Hall JE. *Medicinska fiziologija*. (ur. Hrvatskog izdanja S. Kukulja Taradi, I. Andreis) (10 izd.) Zagreb: Medicinska naknada, 2003.
9. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Rau G, Hägg G, Stegeman D, editors. *SENIAM European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy (Results of the SENIAM project)*. Roessing Research and Development; 1999.
10. Horita T, Ishiko T. Relationships between muscle lactate accumulation and surface EMG activities during isokinetic contractions in man. *Eur J Appl Physiol*, 1987; 56, 18-23.
11. Horvatin-Fu kar M. *Razlike u nekim biomehani kim parametrima kod izvo enja step aerobike*. (doktorska disertacija) Zagreb: Kineziološki fakultet Sveu ilišta u Zagrebu, 2006.
12. Juriša M. *Utjecaj visine klupice na fiziološko optere enje u step aerobici*. (magistarski rad). Zagreb: Fakultet za fizi ku kulturu Sveu ilišta u Zagrebu, 2001.
13. Lourdes Machado M, Abrantes J. *Basic Step Vs. Power Step. Peak Values Of Vertical Grf Analysis*. In book of abstracts from 16th Annual Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports, July 21-25, 1998 University of Konstanz, Germany, 1998.
14. Machado M, Santos-Rocha R, Veloso A. *Peak Vertical Ground Reaction Force In Step Exercise*. In *Book of Abstracts* (ed. Happeler, H., Reilly, T., Tsolakidis, E., Gfeller, L. and Klossner, S.) from 11th Annual Congress of the European College of Sport Science, July 5th - 8th, 2006, Lausanne/ Switzerland, 2006; 574-75.
15. McGinnis P. *Biomechanics of Sport and Exercise*. Human Kinetics, Champaign, 1999.
16. Medved V. *Komparativna analiza bioelektri kih i biomehani kih svojstava miši a donjih ekstremiteta kod sportskih aktivnosti*. (Doktorska disertacija). Zagreb: Elektrotehni ki fakultet Sveu ilišta u Zagrebu, 1988.
17. Medved V. *Algoritam za kvantifikaciju jednostavnih kretanja s pomo u bioelektri kih i biomehani kih signala*. *Elektrotehnika*, 1992; 35, 3:137-44.
18. Medved V. *Analiza elektromiograma u športu*. U. Pe ina, M., Heimer, S. (ur.) *Sportska medicina Odabrana poglavlja*. Zagreb: Naprijed, 1995; 64-70.
19. Medved V, Kasovi -Vidas M. *Površinski EMG izravno pra enje aktivnosti muskulature U: Zbornik radova Znanstveno-stru nog savjetovanja "Trener i suvremena dijagnostika"*, 8. Zagreba ki sajam športa 24. do 28. velja e 1999. (ur. Ž. Hraski i Br. Matkovi); 29-36.
20. Medved V. *Measurement of Human Locomotion*. CRC Press LLC, Boca Raton, Florida, 2001.
21. Metikoš D, Zagorc M, Prot F, Furjan-Mandi G, Zahtel P. *Rasprava o mogu im initeljima razvoja suvremene aerobike*. U: *Zbornik radova Me unarodno znanstveno-stru nog savjetovanja "Suvremena aerobika"*, 6. Zagreba ki sajam športa 26 02. 01. 03. 1997. (ur. D. Metikoš, F. Prot, G. Furjan-Mandi , K. Kristi); 4-18.
22. Perry J, Bekey GA. *EMG force relationship in skeletal muscle*. *CRC Crit Rev Biomed Eng*, 1981; 12: 1-22.
23. Santos R, Franco S., Correia P, Veloso A. Influence of Music Tempo on Muscule Participation Level in Step Exercise. In *Proceeding of the 5th Annual Congress European College of Sport Science*, (ed. Avela, J., P. V. Komi, J. Komulainen), July 19-23, 2000, Jyväskylä, Finland; 644.
24. Santos-Rocha R., Veloso A., Franco S., Correia P. *Biodynamics of Step Down Phase of Step Exercise. Influence of bench hight*. In *Book of Abstracts* (ed. Measter, J., G. King, H. Strüder, E. Tsolakidis, A. Osterburg) from 6th Annual Congress European College of Sport Science, July 24-28, 2001, Cologne, Germany; 801.
25. Sekuli D. *Procjena nekih indikatora energetskog optere enja kod izvo enja kretnih struktura u step aerobici*. (diplomski rad). Fakultet za fizi ku kulturu Sveu ilišta u Zagrebu, 1995.
26. Yang JF, Winter DA. *Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis*. *Arch Phys Med Rehab*, 1984; 65: 517-21.