

EMG I GRF ANALIZA PRI IZVOĐENJU KORAK DOKORAKA NA RAZLIČITIM VISINAMA STEP KLUPICE

EMG AND GRF ANALYSIS OF STEP TOUCH PERFORMANCE AT DIFFERENT HEIGHTS OF STEP BENCH

Maja Horvatin-Fučkar, Jadranka Vlašić, Drena Trkulja-Petković

Kineziološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, Hrvatska

SAŽETAK

Ovo istraživanje je provedeno s ciljem utvrđivanja nekih prediktivnih biomehaničkih pokazatelja: elektromiografska aktivnost (EMG) nogu i kinetički parametri sile reakcije podloge (GRF) tijekom izvođenja dinamičkog pokreta penjanja i spuštanja na različite visine step klupice korak dokorakom. Mjerenje EMG signala provedeno je 8-kanalnim (TELEMG) sustavom kojim su praćeni dominantni, karakteristični mišići nogu: *m. rectus femoris*, *m. biceps (caput longum)*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. gluteus maximus*. Kinetički signali su izmjereni Kistler platformom za mjerenje sile reakcije podloge, tipa 9281C, uz frekvenciju uzrokovanja od 1000 Hz. Mjerenjem je bilo obuhvaćeno 9 ispitanika, dugogodišnjih profesionalnih voditelja step aerobike. Analizom osnovnih statističkih parametara obrađenih EMG signala promatranih mišića najveći utrošak energije imao je: *m. gastrocnemius medialis* (L), zatim *m. biceps femoris* (L), *m. rectus femoris* (D), te *m. gastrocnemius medialis* (D). Wilcoxon-ov test ekvivalentnih parova je dokazao da postoje očekivano statistički značajne razlike u intenzitetu mišićne kontrakcije povećanjem intenziteta opterećenja s povišenjem step klupice. Osnovni statistički parametri sile reakcije podloge (GRF) ukazuju na najveće vrijednosti u vektorima sile F_z i F_y , kao i statistički značajne razlike na različitim visinama step klupice što je uvjetovano povećanjem amplitude pokreta, a time i većim intenzitetom opterećenja pri silasku na mjernu platformu i penjanju na veće visine step klupice.

Ključne riječi: elektromiografija (EMG), sila reakcije podloge (GRF) instruktori step aerobike

SUMMARY

The main goal of this research was to establish some predictive biomechanical performance indicators: electromyographic activities (EMG) of leg muscles and kinetics parameters of ground reaction force (GRF) during dynamical movements stepping on and off at different heights of step bench performing the step touch. Measuring EMG signals was made by 8-channel (TELEMG) system monitoring the dominant, characteristic of both legs muscles: *m. rectus femoris*, *m. biceps (caput longum)*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. gluteus maximus*. Kinetics signals was measured by Kistler platform for ground reaction force type 9281C, with frequency of sampling 1000 Hz. The measuring procedures included 9 examinees, long-time professional step aerobics instructors. By analyzing the basic statistics parameters from the processed EMG signals highest energy consumption had: *m. gastrocnemius medialis* (L), then *m. biceps femoris* (L), *m. rectus femoris* (R), and *m. gastrocnemius medialis* (R). Wilcoxon matched pairs test has proved that there are statistically significant difference in muscle contraction intensity when increasing the exertion intensity by increasing the height of the step bench. The basic statistics parameters of the ground reaction force (GRF) indicate the greatest values in vectors F_z and F_y , as statistically significant differences between different height of the step bench conditional increasing the amplitude of movement and increasing the intensity during stepping on and off at different heights of step bench.

Key words: electromyography (EMG), ground reaction force (GRF), step aerobics instructors

UVOD

Step aerobiku karakterizira izvođenje jednostavnih i složenijih koraka naizmjeničnim penjanjem i spuštanjem na i sa step klupice čime se mijenja intenzitet opterećenja, a time i povećava opterećenje mišićnog i zglobno-koštanog sustava. Instruktori step aerobike kao reprezenti tehnički pravilnog i optimalnog izvođenja pojedinog pokreta u svom radu najčešće vježbačima demonstriraju naglašeno "karikirani" pokret ističući pojedine faze koraka i pokreta, ključnih za tehnički pravilno izvođenje pokreta u cjelini (13), dok s druge strane pri izvođenju koreografija najekonomičnije izvode pojedini pokret, bez "remetećih", suvišnih pokreta. Takav način rada predstavlja za instruktore, izuzetno veliko opterećenje muskulature, koštano-zglobnog, neuromuskularnog, srčano-žilnog i dišnog sustava. (13)

Angažiranost i opterećenost pojedinog neuromuskularnog sustava u pojedinoj aktivnosti najčešće se mjeri neinvanzivnom površinskom elektromiografijom, mjernom tehnikom kojom se registriraju bioelektrični signali, nastali superpozicijom nizova akcijskih potencijala velikog broja motoričkih jedinica (2, 12). *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 motoričke jedinice 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 (22). *Iako ova metoda omogućava praćenje umaranja pojedinih mišića u stvarnom vremenu nedostatak je što omogućava mjerenje samo površinskih mišića* (10, 12).

Kinetička mjerenja odraz su složene dinamike tijela kao cjeline u izvođenju studirane strukture kretanja pružajući uvid u mehaničko djelovanje između tijela i podloge, pri čemu je registrirana sila reakcije vektorska veličina (tro-komponentni vektor), koji odražava ukupni učinak proizveden tijelom ispitanika (24). U signalu sile reakcije podloge, zbog povezanosti morfologije valnog oblika signala, u okviru definirane tehnike promatrane strukture kretanja mogu se naći i informacije o specifičnom načinu izvođenja strukture kretanja što odražava individualnost pojedinih ispitanika (18). U nekim slučajevima moguće je razlikovati i pratiti napredak u kvaliteti tehnike te na temelju toga pokušati izvršiti korekcije samog trenažnog procesa (19). Istraživanja i analize sile reakcije podloge proučavaju mehanička opterećenja i preopterećenja donjih ekstremiteta, radi optimalizacije tehnike te utvrđivanja i sprečavanja koštano-mišićnih ozljeda (28). Definiranja optimalne tehnike i utvrđivanje maksimalnih vrijednosti sile reakcije podloge povećanjem mehaničkog opterećenja donjih ekstremiteta na različitim visinama step klupice može se uspješno kontrolirati adaptacijom na vrstu i tehniku pokreta (27). kombiniranjem izvođenja koraka različitim tempom, te ukupnog trajanja step programa (16)

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 $175. \pm 10.4$ 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 mioelektričkog 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.

Uzorak kinetičkih varijabli

Sila reakcije podloge, predstavljena je tro-komponentnim vektorima, a registrirala je signal pri odrazu na i silasku sa step klupice. Platforma je bila postavljena na čvrstoj podlozi iza step klupice, no zbog načina izvođenja kretanja penjanja i silaznja na i sa *step klupice*, kako bi ispitanici imali veću manipulativnu površinu pri silasku na platformu, smjer kretanja uvjetovao je promjenu vektora F_x u F_y i obrnuto, s obzirom na uobičajeni način interpretiranja u biomehanici (slika 3). Vektori sile reakcije podloge su prikazani kao: F_z – vertikalna komponenta; F_y – antero-posteriorna komponenta i F_x – medijalno-lateralna komponenta sile reakcije podloge.



Slika 3. Smjer vektora sile reakcije podloge (Kasović i sur., 2002)

Figure 3. Direction of the ground reaction force (Kasović and associates, 2002)

MJERNI PROTOKOL

Za ovo istraživanje za svakog ispitanika izdvojene su tri serije po osam ponavljanja korak dokoraka (*step touch*) na tri različite visine step klupice (15.2, 20.3 i 25.4 cm). Kako bi tempo i ritam izvođenja bio podjednak ispitanici su izvodili korake uz glazbenu podlogu brzine izvođenja od 130 udaraca u minuti (bpm), kao najprimjereniji tempo glazbe, koji osigurava rad u aerobnom režimu pri izvođenju jednostavnih koreografija, ne remeteći tehnički pravilno izvođenje koraka.

OBRADA I ANALIZA EMG SIGNALA

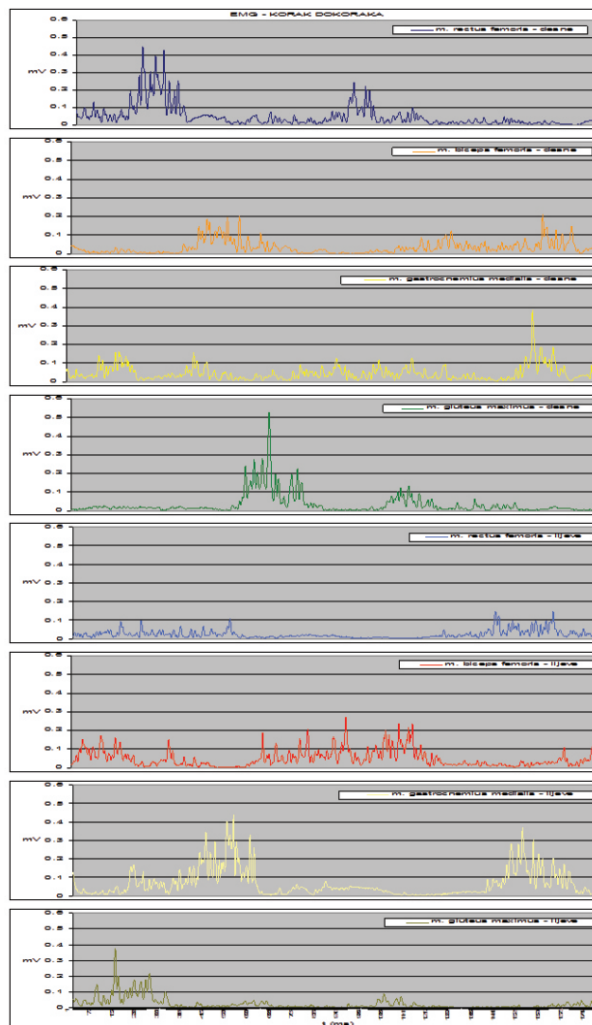
Izvorni elektromiografski – EMG signali dobiveni mjerenjem predstavljaju ukupni mioelektrički signal, tzv fiziološki mioelektrički signal koji se može opisati linearnom kombinacijom nizova akcijskih potencijala motoričkih jedinica (2, 4). EMG signal je izuzetno kompleksan signal jer ovisi o anatomsko fiziološkim karakteristikama mišića, kontroli centralnog živčanog sistema, kao i o karakteristikama aparature koja se koristi u istraživanjima (1, 2). Površinski EMG signal cijelog mišića je kvazi-stohastičkog karaktera jer odražava djelovanje aktivnog kontraktilnog elementa dok ostali elementi, locirani uglavnom u vezivnom tkivu i tetivama ne manifestiraju električku već samo mehaničku aktivnost (18).

Izvorni EMG signali, frekvencijom uzorkovanja 1 kHz prikupljeni ovim mjerenjem obrađeni 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 obrađen punovalnim ispravljanjem i niskopropusnim filtriranjem, jer jedino takva obrada i prikaz signala omogućuje studiju stupnja uvježbanosti promatranih pokreta (21). *Normalizacija* EMG signala se provedi zbog varijabilnosti EMG signala između pojedinih ispitanika i zbog varijabilnosti između različitih pokušaja, ponavljanja istog pokreta. Za faktor normalizacije, koji reducira tu varijabilnost u ovom istraživanju je normalizacija EMG signala (vremenom uzorkovanja 10 ms) provedena na način da su srednje vrijednosti amplitude dobivenih, usrednjenih EMG signala podijeljene sa srednjom vrijednošću maksimalnih *peak*-ova, maksimalnim vrijednostima aktivacije u dinamičkom radu (29). Dobivene vrijednosti amplitude elektromiograma izražene su u postocima, pri maksimalnom dinamičkom napreznju promatranih mišića.

Korak dokorak (*step touch*) podijeljen je u 4. faze (11)

Prva faza koraka započinje iz počučnja na lijevoj (L) dotikom vrhovima prstiju desne (D), fazu započinje *m. gluteus maximus* (L) uspravom iz počučnja, te *m. rectus femoris* (D), pogrčenim podizanjem i spuštanjem noge na step klupicu, nakon čega *m. gastrocnemius medialis* (L) vrši odraz sa platforme, te je njegov utrošak energije u ovoj fazi najveći.

Druga faza koraka u potpunosti se odvija na step klupici, gdje uz počučanj na (D) dolazi do djelomičnog prijenosa težine tijela na prste (L), zbog čega najveću

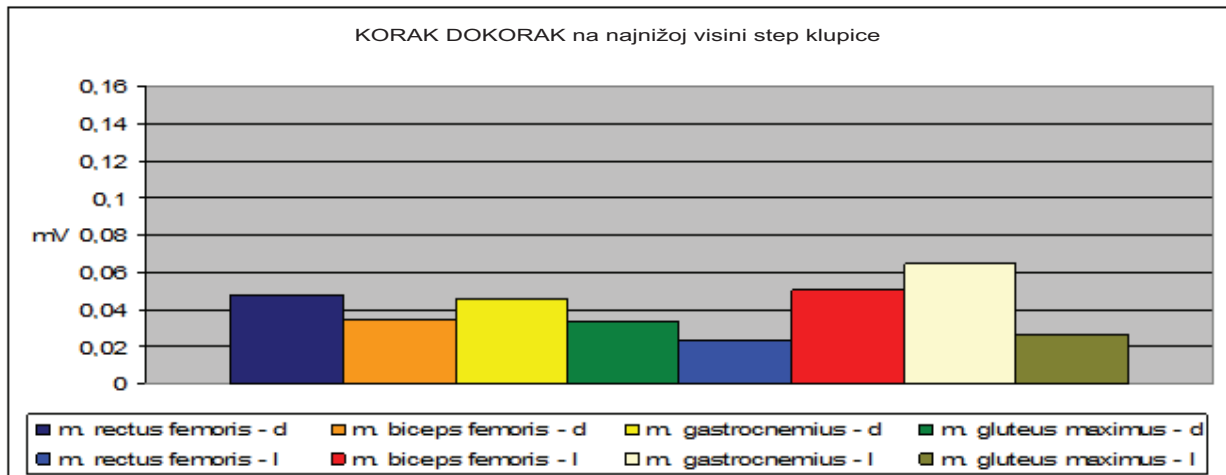


Slika 1. Grafički prikaz EMG signal svakog pojedinog mišića pri izvođenju osnovnog koraka
Figure 1. Averaged EMG signals of legs during four phases of the basic step.

ulogu uz najveći utrošak energije ima *m. gluteus maximus* (D), pri djelomičnoj ekstenziji u zglobu kuka, pri podizanju na step klupicu, te *m. biceps femoris* (L), kao fleksor zgloba koljena pri privlačenju vrhovima prstiju lijeve noge desnoj. Na kraju ove faze *m. rectus femoris* (D) ponovo preuzima ulogu pri počučnju uz djelomičan prijenos težine tijela na obje noge u kojem se vježbač priprema za spuštanje sa step klupice (L).

U *trećoj fazi* koraka pri spuštanju sa step klupice na platformu, najveći utrošak energije pokazuje *m. biceps femoris* (L) u ulozi ekstenzora u zglobu kuka. Vrijednosti EMG signala ostalih promatranih mišića su ujednačene zbog njihovog ravnomjernog sudjelovanja.

Četvrta faza koraka započinje amortizacijom lijeve noge pri spuštanju sa step klupice na platformu, uz potpuni prijenos težine tijela na prste iste, zbog čega su vrijednosti energetske potrošnje *m. gastrocnemius medialis* (L) najveće. Više vrijednosti energetske potrošnje pokazuje i *m. gastrocnemius medialis* (D) jer se prije potpune amortizacije na lijevu težinu tijela održava



Slika 2. Omjer ukupnog utroška energije promatranih mišića u jednom korak dokoraku.
Figure 2. Total energy consumption of the observed muscle in one step touch.

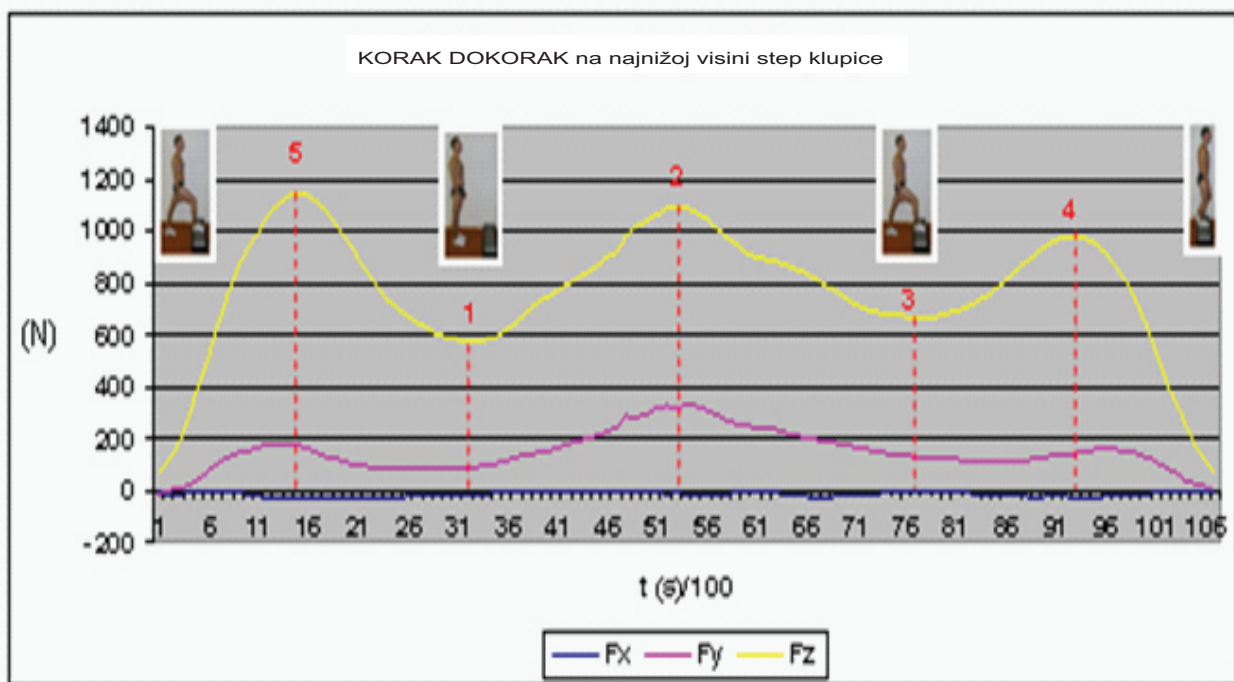
na prstima desne. Zatim kod *m. biceps femoris* kao fleksora zgloba koljena kod obje noge je gotovo identičan zbog spuštanja (L) i privlačenja, dokoraka (D) na prste uz djelomičan prijenos težine tijela. U posljednjem dijelu ove faze *m. biceps femoris* (L) radi zib počučnjem u pripremi za sljedeći korak (D).

ANALIZA KINETIČKIH SIGNALA

Kinetički signali su izmjereni *Kistler* platformom za mjerenje sile reakcije podloge, tipa *9281C*, dimenzija 60 x

40 cm uz frekvenciju uzrokovanja od 1000 Hz. Sinusoidni izgled krivulje vertikalne sile reakcije podloge F_z ima pet karakterističnih referentnih točaka: Z1 – faza s težinom tijela potpuno na odraznoj L nozi; Z2 – faza djelomičan prijenos na D, uz zib počučnjem; Z3 – faza podizanja i postavljanje koračne D na step klupicu; Z4 – faze odraza sa platforme i nastavka koraka na step klupicu; Z5 – faze amortizacije na odraznu L pri silasku na platformu.

Krivulja sile F_y ima karakterističan izgled, također s prepoznatljivih pet referentnih točaka, umjerenijih padova i uspona zbog karakteristike samog koraka, uz



Slika 4. Prikaz karakterističnih krivulja sile reakcije podloge pri izvođenju korak dokoraka
Figure 4. Characteristic ground reaction force curve in step touch with the characteristics phases of the movement.

Tablica 1. Deskriptivni statistički parametri – EMG signala mišića nogu
Table 1. Descriptive statistical parameters – EMG signals legs muscles

visina klupice – 15.2 cm (6 inch)	N	AS	MIN	MAX	SD
m. rectus femoris (D)	27	0.078	0.036	0.112	0.019
m. biceps femoris (D)	27	0.086	0.038	0.130	0.024
m. gastrocnemius medialis (D)	27	0.082	0.055	0.113	0.016
m. gluteus maximus (D)	27	0.073	0.039	0.171	0.038
m. rectus femoris (L)	27	0.058	0.033	0.074	0.011
m. biceps femoris (L)	27	0.095	0.036	0.138	0.025
m. gastrocnemius medialis (L)	27	0.091	0.050	0.128	0.022
m. gluteus maximus (L)	27	0.077	0.039	0.139	0.032
visina klupice – 20.3 cm (8 inch)					
m. rectus femoris (D)	27	0.086	0.036	0.123	0.025
m. biceps femoris (D)	27	0.093	0.041	0.149	0.031
m. gastrocnemius medialis (D)	27	0.077	0.044	0.104	0.019
m. gluteus maximus (D)	27	0.078	0.038	0.190	0.045
m. rectus femoris (L)	27	0.061	0.027	0.089	0.016
m. biceps femoris (L)	27	0.095	0.032	0.140	0.029
m. gastrocnemius medialis (L)	27	0.094	0.052	0.132	0.023
m. gluteus maximus (L)	27	0.075	0.033	0.140	0.034
visina klupice – 25.4 cm (10 inch)					
m. rectus femoris (D)	27	0.100	0.046	0.134	0.026
m. biceps femoris (D)	27	0.101	0.046	0.156	0.032
m. gastrocnemius medialis (D)	27	0.078	0.050	0.124	0.019
m. gluteus maximus (D)	27	0.081	0.045	0.191	0.043
m. rectus femoris (L)	27	0.068	0.028	0.112	0.022
m. biceps femoris (L)	27	0.094	0.026	0.150	0.033
m. gastrocnemius medialis (L)	27	0.101	0.060	0.138	0.024
m. gluteus maximus (L)	27	0.072	0.031	0.127	0.031

djelomičnim prijenosom težine tijela pri zibu počućem u dokoraku na platformi, uz nagnuti položaj tijela prema naprijed u pripremi za sljedeći korak.

Krivulja sile F_x nema ujednačen, karakterističan oblik jer su ispitanici pri izvođenju koraka kontinuirano na prstima odrazne noge, uz samo djelomičan prijenos težine tijela na prste druge, na smanjenoj podložnoj površini teže održavaju jednoličan pokret stopalom L pri kretanju u novi korak.

REZULTATI I DISKUSIJA

Na temelju analize dobivenih rezultata deskriptivnih statističkih parametara (Tablica 1) i prikazanih krivulja (Slika 1) normaliziranih i usrednjenih vrijednosti EMG signala vidljivo je da je pri izvođenju promatranog koraka ukupno najveći utrošak energije postiže *m. gastrocnemius medialis* (L), pri odrazu i održavanju ravnotežnog položaja na prstima pri dokoraku (D) na platformi. Zatim slijede *m. biceps femoris* (L) u funkciji fleksora zgloba koljena pri dokoraku na step klupici i ekstenzora zgloba kuka pri spuštanju na platformu, te *m. rectus femoris* (D) pri podizanju pogrčene noge i podizanju u počućanj na step klupicu, te *m. gastrocnemius medialis* (D)

Vertikalna komponenta sile reakcije podloge F_z očekivano pokazuje najveće vrijednosti ($AS = 0.999$), kao i najveću raspršenost rezultata ($SD = 0.022$) na najvišoj visini step klupice jer je i amplituda pokreta na toj visini

klupice najveća. Najveća vrijednost F_y komponente u smjeru *naprijed-nazad* neočekivano je postignuta na najnižoj visini ($AS = 0.203$) što je najvjerojatnije uvjetovano promjenom strukture kretanja u kontinuitetu cjelokupnog istraživanja, jer su ispitanici prije ovog koraka izvodili osnovni korak.

Tablica 2. Deskriptivni statistički parametri sile reakcije podloge – vektora F_z , F_y , F_x

Table 2. Descriptive statistical parameters of ground reaction force (GRF)

F_z	N	AS	MIN	MAX	SD
15.2 cm	27	0.952	0.922	1.006	0.022
20.3 cm	27	0.977	0.935	1.034	0.024
25.4 cm	27	0.999	0.951	1.058	0.027
F_y					
15.2 cm	27	0.203	0.166	0.242	0.021
20.3 cm	27	0.198	0.157	0.243	0.026
25.4 cm	27	0.193	0.152	0.235	0.026
F_x					
15.2 cm	27	-0.019	-0.033	0.000	0.010
20.3 cm	27	-0.020	-0.041	-0.003	0.010
25.4 cm	27	-0.019	-0.035	0.002	0.009

Daljnja obrada podataka s ciljem utvrđivanja značajnosti razlika između dva zavisna uzorka provedena

je neparametrijskim Wilcoxon-ovim testom ekvivalentnih parova. Statistički značajne razlike u intenzitetu mišićne kontrakcije, ukupnom utrošku energije pojedinog promatranog mišića pri izvođenju korak dokoraka očekivano je uvjetovano visinom step klupice. Značajne razlike na razini značajnosti od 5% dobivene su na "vodećem" mišiću *m. rectus femoris* (D) ekstenzoru zgloba koljena i fleksora zgloba kuka kojim započinje svaki korak, postavljanjem i podizanjem na step klupicu; *m. biceps femoris* (D) dominantnim održavanjem težine tijela na istoj, zibom počučnjem na step klupici, te *m. gastrocnemius medialis* (L) pri amortizaciji i održavanju težine tijela na prednjem dijelu stopala uz djelomičan prijenos težine tijela na drugu i dominantno odrazom sa mjerne platforme. Karakteristična struktura kretanja definirala je očekivano statistički značajne razlike na *m. gluteus maximus* (D), *m. rectus femoris* (L), *m. gastrocnemius medialis* (D) na pojedinim visinama step klupice zbog povećanja amplitude pokreta, a time i povećanja intenziteta opterećenja promatranih mišića.

Tablica 3. Wilcoxonov test ekvivalentnih parova mišića nogu

Table 3. Wilcox test matched pairs test legs muscles

Wilcoxon test – razina značajnosti testa je $p \leq .050$				
<i>m. rectus femoris</i> (D)	N	T	Z	p-level
15.2 & 20.3	27	81	2.595	0.009
15.2 & 25.4	27	17	4.132	0.000
20.3 & 25.4	27	20	4.060	0.000
<i>m. biceps femoris</i> (D)				
15.2 & 20.3	27	92	2.330	0.019
15.2 & 25.4	27	29	3.844	0.000
20.3 & 25.4	27	76	2.715	0.007
<i>m. gastrocnemius medialis</i> (D)				
15.2 & 20.3 cm	27	109	1.922	0.055
15.2 & 25.4 cm	27	99	2.162	0.031
20.3 & 25.4 cm	27	177	0.288	0.773
<i>m. gluteus maximus</i> (D)				
15.2 & 20.3 cm	27	69	2.883	0.004
15.2 & 25.4 cm	27	46	3.436	0.001
20.3 & 25.4 cm	27	125	1.538	0.124
<i>m. rectus femoris</i> (L)				
15.2 & 20.3 cm	27	114	1.802	0.072
15.2 & 25.4 cm	27	89	2.403	0.016
20.3 & 25.4 cm	27	59	3.123	0.002
<i>m. biceps femoris</i> (L)				
15.2 & 20.3 cm	27	178	0.264	0.792
15.2 & 25.4 cm	27	175	0.336	0.737
20.3 & 25.4 cm	27	182	0.168	0.866
<i>m. gastrocnemius medialis</i> (L)				
15.2 & 20.3 cm	27	96	2.234	0.025
15.2 & 25.4 cm	27	53	3.267	0.001
20.3 & 25.4 cm	27	48	3.388	0.001
<i>m. gluteus maximus</i> (L)				
15.2 & 20.3 cm	27	150	0.937	0.349
15.2 & 25.4 cm	27	145	1.057	0.290
20.3 & 25.4 cm	27	166	0.553	0.581

Statistički značajne razlike su na razini značajnosti ($p \leq .050$) dobivene u vektorima sile F_z i F_y , zbog karakteristike i ujednačenosti krivulja oba vektora, a logično je da se intenzitet opterećenja značajno povećavao povišenjem step klupice zbog razlike u amplitudi pokreta, a time i položaju tijela na mjernoj platformi u pripremi za sljedeći pokret. Medijalno-lateralna komponenta sile F_x nije pokazala statistički značajne razlike zbog kontinuirane neujednačenosti pokreta pri održavanju težine tijela na smanjenoj podložnoj površini (prstima L) uz djelomičan prijenos težine tijela zibom počučnjem.

Tablica 4. Wilcoxonov test ekvivalentnih parova sile reakcije podloge – vektora F_z , F_y , F_x

Table 4. Wilcox test matched pairs test of ground reaction force – vectors F_z , F_y , F_x

Wilcoxon test – razina značajnosti $p \leq .050$				
vektora F_z	N	T	Z	p-level
15.2 & 20.3 cm	27	0	4.541	0.000
15.2 & 25.4 cm	27	0	4.541	0.000
20.3 & 25.4 cm	27	3	4.469	0.000
vektora F_y				
15.2 & 20.3 cm	27	90	2.378	0.017
15.2 & 25.4 cm	27	33	3.748	0.000
20.3 & 25.4 cm	27	107	1.970	0.049
vektora F_x				
15.2 & 20.3 cm	27	160	0.697	0.486
15.2 & 25.4 cm	27	175	0.336	0.737
20.3 & 25.4 cm	27	178	0.264	0.792

ZAKLJUČAK

S ciljem utvrđivanja opterećenosti muskulature i koštano-zglobnih tijela nogu pri izvođenju korak dokoraka provedena je analiza osnovnih statističkih parametara punovalno ispravljenih, niskopropusno filtriranih i normaliziranih EMG signala osam dominantnih mišića nogu, te su utvrđeni prediktivni biomehanički parametri, tro-komponentne sile reakcije podloge (F_z , F_y , F_x) pri odrazu na i silasku sa različitim visina step klupice pri izvođenju jednog od osnovnih koraka step aerobike, korak dokoraka. Najveći utrošak energije imao je *m. gastrocnemius medialis* (L) zbog dominantne opterećenosti pri amortizaciji i odrazu sa mjerne platforme i održavanju ravnotežnog položaja na prstima pri dokoraku desnom i zibom počučnjem na platformi. Zatim slijede *m. biceps femoris* (L) u funkciji fleksora zgloba koljena pri dokoraku na step klupici i ekstenzora zgloba kuka pri spuštanju na platformu, te *m. rectus femoris* (D) pri podizanju pogrčene noge i podizanju u počučanj na step klupicu, te *m. gastrocnemius medialis* (D) pri održavanju ravnotežnog položaja u dokoraku na step klupici. Vrijednosti utroška energije promatranih mišića su se očekivano povećavale povišenjem step klupice jer se povećala amplituda pokreta kako bi se savladala pojedina visina klupice.

Vertikalna komponenta F_z u promatranom koraku na najvišoj visini step klupice očekivano pokazuje najveće vrijednosti kao i u raspršenosti rezultata jer su i amplitude kretanja cijelog tijela najveće. Karakteristične pozitivne vrijednosti *anterio-posteriorne* sile F_y s najvećim vrijednostima dobivene su na najnižoj visini step klupice, najvjerojatnije zbog uspostavljanja ravnotežnog položaja na smanjenoj podložnoj površini, na prstima lijeve uz djelomičan prijenos težine na desnu zibom počućem što su ispitanici pri izvođenju istog koraka na različitim visinama step klupice ujednačili. Iz istog razloga su vrijednosti F_x komponente *medio-lateralne* pokazale veću raspršenost rezultata i neujednačenost krivulja pri izvođenju 8 ponavljanja promatranog koraka.

Wilcoxon-ov test ekvivalentnih parova je iz normaliziranih EMG signala promatranih mišića pokazao očekivanu statističku značajnost u ukupnom opterećenju onih mišića koji su povišenjem step klupice i povećanjem amplitude kretanja dominantno sudjelovali u izvođenju korak dokoraka. Statistički značajna razlika između svih

visina step klupice dobivena je kod *m. rectus femoris* (D), *m. biceps femoris* (D), te *m. gastrocnemius medialis* (L). Dok su kod ostalih mišića *m. rectus femoris* (L), *m. gluteus maximus* (D), te *m. gastrocnemius medialis* (D) dobivene statistički značajne razlike samo između pojedinih visina, najvjerojatnije zbog statistički male snage Wilcoxon-ova testa, manje dominacije pojedinih mišića u promatranom koraku, te optimalnog izvođenja koraka jer su ispitanici bili dugogodišnji instruktori.

Statistički značajne razlike dobivene su u F_z i F_y vektorima sile reakcije podloge što je uvjetovano razlikom, odnosno povećanjem amplitude pokreta, a time i većim intenzitetom opterećenja pri silasku na mjernu platformu i penjanju na veće visine step klupice. Stoga je nužno pri učenju tehnike optimizirati pojedine faze pokreta, prilagoditi visinu step klupice kako bi se adaptacijom na vrstu i tehniku pokreta smanjila opterećenost na mišićno-zglobni sustav, a time smanjila mogućnost povreda i preopterećenosti donjih ekstremiteta.

Literatura

1. Basmajian JV, De Luca C. Muscles Alive – Their Functions Revealed by Electromyography. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
2. Cifrek M. Analiza mioelektričkih signala tijekom dinamičkog umaranja. (Doktorska disertacija). Zagreb: Fakultet elektrotehnike i računarstva Sveučilišta 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. Grujić Šupuk T. Mjerenje, obrada i analiza EMG signala mišića lokomotornog sustava. (Magistarski rad). Split: Fakultet elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje Sveučilišta 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-Fučkar M. Razlike u nekim biomehaničkim parametrima kod izvođenja step aerobike. (doktorska disertacija) Zagreb: Kineziološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, 2006.
12. Horvatin-Fučkar M, Medved V, Kasović M. Elektromiografska aktivnost muskulature nogu pri izvođenju osnovnog koraka na različitim visinama step klupice. HŠMV 2007; 22(1): 16-24.
13. Horvatin-Fučkar M, Mejovšek M, Živčić Marković K. Ground reaction force in performance of steps in aerobics at varying heights of step bench. Kinesiology, 2008; 40(2), 189–99.
14. Juriša M. Utjecaj visine klupice na fiziološko opterećenje u step aerobici. (magistarski rad). Zagreb: Fakultet za fizičku kulturu Sveučilišta u Zagrebu, 2001.
15. Lourdes Machado M, Abrantes J. Basic Step Vs. Power Step. Peak Values Of Vertical Grf Analysis. In book of abstracts from 16 th Annual Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports, July 21-25, 1998 University of Konstanz, Germany, 1998.
16. 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.
17. McGinnis P. Biomechanics of Sport and Exercise.

- Human Kinetics, Champaign, 1999.
18. Medved V. Komparativna analiza bioelektričkih i biomehaničkih svojstava mišića donjih ekstremiteta kod sportskih aktivnosti. (Doktorska disertacija). Zagreb: Elektrotehnički fakultet Sveučilišta u Zagrebu, 1988.
 19. Medved V, Tonković S. Method to evaluate the skill level in fast locomotion through myoelectric and kinetic signal analysis. *Med Biol Erg Comput*, 1991.
 20. Medved V. Algoritam za kvantifikaciju jednostavnih kretanja s pomoću bioelektričkih i biomehaničkih signala. *Elektrotehnika*, 1992; 35, 3:137-44.
 21. Medved V. Analiza elektromiograma u športu. U: Pećina, M., Heimer, S. (ur.) *Sportska medicina – Odabrana poglavlja*. Zagreb: Naprijed, 1995; 64-70.
 22. Medved V, Kasović-Vidas M. Površinski EMG – izravno praćenje aktivnosti muskulature U: *Zbornik radova Znanstveno-stručnog savjetovanja "Trenner i suvremena dijagnostika"*, 8. Zagrebački sajam športa 24. do 28. veljače 1999. (ur. Ž. Hraski i Br. Matković); 29-36.
 23. Medved V. *Measurement of Human Locomotion*. CRC Press LLC, Boca Raton, Florida, 2001.
 24. Mejovšek, M. Konstrukcija i evaluacija biomehaničkog n-segmentalnog modela za analizu gibanja muskuloskeletnog sistema ljudskog tijela. (Doktorska disertacija). Zagreb: Fakultet za fizičku kulturu Sveučilišta u Zagrebu, 1989.
 25. Perry J, Bekey GA. EMG – force relationship in skeletal muscle. *CRC Crit Rev Biomed Eng*, 1981; 12: 1-22.
 26. 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.
 27. 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.
 28. Santos-Rocha R, Veloso A. (2004). Joint Reaction Forces and Moments of Step Exercise. In *Book of Abstracts* (ed. Praagh, E. and Coudert, J.) from 9th Annual Congress European College of Sport Science, July 3-6, 2004, Clermont – Ferrand, France; 340-341.
 29. 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.