

ORIGINALNI NAUČNI RAD**Жељко Вукић¹, Миломир Тривун², Владимир Јаковљевић¹**¹Факултет физичког васпитања и спорта, Универзитет у Бањој Луци²Факултет физичког васпитања и спорта, Универзитет у Источном Сарајеву

UDK: 796.035

DOI: 10.7251/SIZ0117110V

**ФУНКЦИОНАЛНЕ СПОСОБНОСТИ И НАПОРИ ДВА РАЗЛИЧИТА МОДЕЛА
ХОДА УЗ НАГИБ****Сажетак**

У раду се пореде функционалне способности и субјективни осјећај оптерећења током два различита модела хода уз нагиб. У ту сврху је тестирано 28 студената факултета физичког васпитања и спорта (старости 21.4, ± 1.27). За оба протокола хода је кориштена моторизована покретна трака управљана дијагностичким апаратом Фитмејт Мед (Cosmed, Italy) и забиљежени су максимална потрошња кисеоника (VO_{2max}), максимална срчана фреквенција (HR_{max}) а након сваког протокола испитаници су изразили субјективни осјећај оптерећења (RPE). Након првог мјерења, на којем су испитаници ходали самоизабраним моделом хода, приступило се 12 часовној обуци задатог модела хода уз нагиб након чега се приступило другом мјерењу гдје су испитаници ходали задатим моделом. На оба мјерења је кориштен субмаксимални тест „Chester treadmill walk test“. Добијени подаци су анализирани кинематском методом и статистичким процедурама. Закључак је да постоје разлике између испитиваних модела хода, односно да задати модел изискује веће енергетске трошкове а изазива мање субјективно оптерећење.

Кључне ријечи: ход уз нагиб, потрошња кисеоника, срчана фреквенција, T – тест.

1. УВОД

Када би се тражила основна карактеристика људи као врсте, једни би навели велики мозак, други би навели способност прављења софистицираног алата и његовог кориштења док би трећи истакли усправан начин кретања, односно ходање (Lovejoy, 1988). Ходање је циклична активност у којој један корак слиједи за другим по континуираном обрасцу и по биомеханичкој класификацији спада у основна кретања (Микић и Бјековић, 2004). Уопштено, људи бирају начин хода који ће имати оптималну потрошњу енергије иако је нејасно зашто је то тако. Претпоставља се да човјек користи проприоцептивне повратне информације како би идентификовао економичне облике кретања (Hubbuck, Bennett и Dean, 2015) Као код сваке физичке активности тако и код ходања постоје захтјеви за потрошњом енергије. Познато је да при самоизабраној брзини хода тијело троши најмање енергије (McNeill, 2002; Микић и Бјековић, 2004; Willis, Ganley и Herman, 2005). На потрошњу енергије утиче више фактора. Један од фактора је начин хода, односно помјерање тежишта тијела, дужина и брзина корака, постотак тјелесне масти (Pandolf et al. 1977 према Silder, Besier & Scott, 2012). Карактеристике хода, као што су промјена самоизабране дужине корака (Donelan, Kram & Kuo, 2001), смањени или непостојећи замаси рукама (Umberger,

2008), као и ходање са савијеним кољенима (Waters и Mulroy, 1999) такође утичу на промјену потрошње енергије при ходу. Такође ходање различитим брзинама, уз и низ нагиб и са и без терета, утиче на потрошњу енергије организма, односно од наведених параметара зависи из којих се енергетских резервоара црпи енергија (Entin, Gest, Trancik и Coast, 2010).

Узимајући у обзир да су потрошња кисеоника (VO_{2max}) и срчана фреквенција (ХР) параметри на основу којих се процјењује потрошња енергије (Keytel, Goedecke, Noakes, Hiilloskorpi, van der Merwe и Lambert 2005; Hiilloskorpi, Pasanen, Fogelholm, Laukkanen и Mänttari 2003), исти су кориштени за процјену потрошње енергије као и за поређење што је и циљ рада.

Брдско планински рељеф са мноштвом ријека и већином шумовитим подручјима али и остале природно географске карактеристике Босне и Херцеговине и земаља региона изразито погодују развоју ходања као средства спортске рекреације. С обзиром на разноликост облика и квалитета терена али и физичких способности ходача, примјењују се различите технике хода: по путевима и утабаним стазама, приликом успона и спуштања, по камењару, по травнатом терену, кроз шипражје, по шуми и снијегу... (Калем, Тривун, 2007).

2. МЕТОДЕ

Узорак за истраживање су студенти Факултета физичког васпитања и спорта у Бањој Луци и броје 28 испитаника старости 21.4 године, ± 1.27 .

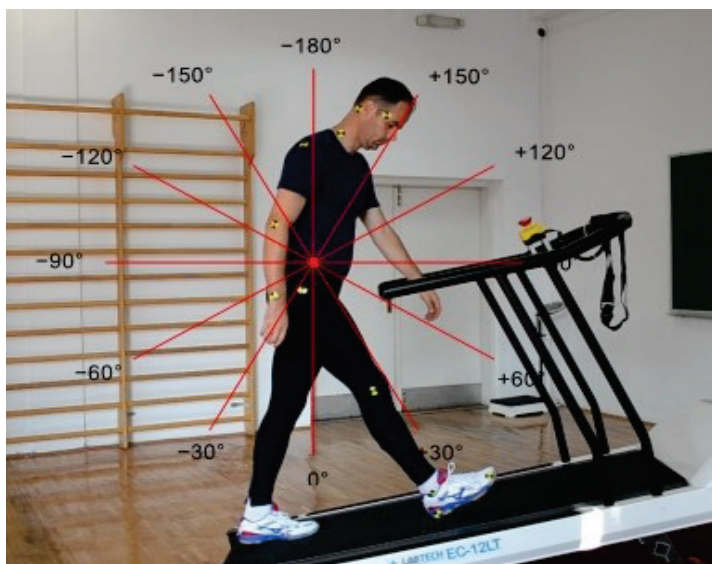
Испитаници су и на првом и на другом мјерењу подвргнути субмаксималном тесту хода „Chester treadmill walk test“ (Sykes, 2007) који подразумева дванаестоминутно ходање уз нагибе 0, 3, 6, 9, 12, 15% (два минута по нагибу) при брзини од 6,2 км/ч. Тест се изводио на покретној траци којом се управља апаратом Фитмејт мед (Cosmed) који је забиљежио податке за VO_{2max} (мл/кг/мин) и HR_{max} (у/мин). Након оба мјерења испитаници су исказали RPE од 6 до 20 (Борг, 1982).

Након првог мјерења, на којем су испитаници ходали самоизабраним начином хода, приступљено је програму обуке новог модела хода уз нагиб у трајању од 12 школских часова. На првом часу је аудио - визуелно приказан задати модел хода уз нагиб. На другом часу је приказан ход уз нагиб са практичним вјежбама које ће испитаници проћи у току обуке. Практичне вјежбе су подразумјевале ход уз нагиб са сличним покретима задатог модела: ходање по равном са савијеним кољенима, ходање по равном са савијеним кољенима и са нагласком на усправан труп, на замахе рукама, ходање по равном са полагањем цијелог стопала на тло, ходање уз степенице са нагласком на усправан труп, ходање по покретној траци са савијеним кољенима, ходање по покретној траци са савијеним кољенима и замасима рукама.

Након тога су испитаници вјебали задати модел хода уз нагиб у трајању од 10 школских часова који су се одржавали у интервалу сваки други дан у трајању од два школска часа. Након оцјене о увјежбаности задатог модела хода уз нагиб приступило се другом мјерењу. Стање увјежбаности задатог модела су оцијенили три стручњака. Два стручњака из планинарства и један из области атлетике – брзо ходање. Скала оцјена је била од 1 до 5 а просјечна оцјена стања увјежбаности је износила 3,9.

ОПИС МОДЕЛА ХОДА УЗ НАГИБ

Кинематском методом се указује на разлике између самоизабраног начина хода уз нагиб, односно модела 1 и задатог модела хода уз нагиб, модела 2. Када се анализира људски покрет, мишићно-коштани систем може бити представљен као низ повезаних тјелесних сегмената за стварање виртуелног модела човјека у простору (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2004. према Zerpa, Lees, Patel, Prysuscha, 2015). Фотографија испитаника је изолована из видео снимка у тренутку када пета искорачне ноге додирује траку за ходање у такозваном иницијалном контакту (Sutherland, Kaufman и Moitoza, 1994). На десну страну тијела је постављено 11 рефлексивних маркера, ради лакшег уочавања на видео и фото снимку. На те снимке је постављен угломјер центриран на предњу горњу бедрену бодљу (anterior superior iliac spine) према Дејвисовом протоколу (Bell, Pedersen, & Brand, 1990, према Tranberg, 2010. према Tranberg, 2010. стр. 22; Медвед, Касовић, 2007).

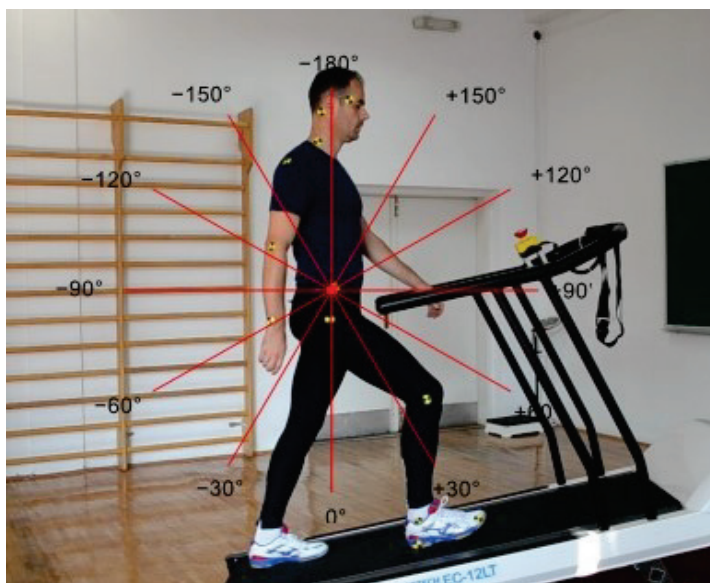
МОДЕЛ 1, САМОИЗАБРАНИ МОДЕЛ ХОДА УЗ НАГИБ

Слика 1. самоизабрани ход уз нагиб 15%; модел 1.

Слика 1 (самоизабрани ход уз нагиб 15%; модел 1) показује положај тијела у фази хода - иницијални контакт. У овој фази пета замашне ноге додирује подлогу. У моделу 1 се запажају сљедећи детаљи:

1. искорачна нога у тренутку контакта са подлогом опружена зглобу кољена
2. прсти стопала искорачне ноге су 4 до 8 цм високо од подлоге у односу на модел 2
3. труп је у благом претклону у односу на хоризонталу између 60° и 80°,
4. глава је у претклону у односу на вертикалу за 15°,
5. рамена су повијена према напријед и спуштена у односу на правилну поштуру (Микић, Бјековић, 2004. стр. 143; Јововић, 2008. стр. 100), а руке су опуштене.

МОДЕЛ 2, ЗАДАТИ МОДЕЛ ХОДА УЗ НАГИБ



Слика 2. Задати модел хода уз нагиб 15%; модел 2.

Слика 2 (задати модел хода уз нагиб 15%; модел 2) показује положај тијела у фази хода - иницијални контакт. У овој фази пета замашне ноге додирује подлогу. На фото и видео снимак је постављен угломјер центриран на предњу горњу бедрену бодљу (anterior superior iliac spine) према Дависовом протоколу (Bell, Pedersen, & Brand, 1990, према Tranberg, 2010. према Tranberg, 2010. стр. 22; Медвед, Касовић, 2007). У моделу 2 се запажају сљедећи детаљи:

1. искорачна нога у тренутку контакта са подлогом је савијена у зглобу кољена а поткољеница је окомита на хоризонталу,
2. прсти стопала искорачне ноге су до три (3) центиметра високо од подлоге,
3. труп је окомит у односу на хоризонталу,
4. глава је у наставку трупа и окомита у односу на хоризонталу
5. рамена су у положају правилне постуре (Микић, Бјековић, 2004. стр. 143: Јововић, 2008. стр. 100), тј. отворена а руке су контролисане самим положајем рамена

3. РЕЗУЛТАТИ

Табела 1. Дескриптивни статистички параметри са К-С тестом нормалности расподеле

	<i>N</i>	<i>Аритм. средина</i>	<i>Мин.</i>	<i>Макс.</i>	<i>Стд. грешка</i>	<i>К-С Тест</i>
VO2max1 (мл/кг/мин)	28	56.35	40.60	70.30	6.34	.406
VO2max2 (мл/кг/мин)		56.67	47.10	68.00	5.02	.502
HRmax1 (у/мин)	28	176.68	152.00	205.00	12.88	.788
HRmax2 (у/мин)		180.32	149.00	205.00	13.50	.829
RPE1	28	14.89	11.00	20.00	2.36	.143
RPE2		14.07	9.00	18.00	2.37	.655

У табели 1. су приказани дескриптивни статистички параметри са К-С тестом нормалности расподеле гдје се види да су аритметичке средине код варијабли VO_{2max} и HR_{max} веће на другом мјерењу док код варијабле RPE је та вриједност мања. Колмогоров Смирнов тест показује нормалност распореда за све варијабле.

Табела 2. Вриједности Т- теста упарених узорака

				Интервал повјерења		t	степен слободе	значајност
	аритм. сред	стд. дев	стд. грешка	доњи	горњи			
$VO_{2max} - VO_{2max2}$	-0.491	1.814	0.342	-1.195	0.211	-1.434	27	.163
$HR_{max} - HR_{max2}$	-3.642	7.02	1.327	-6.366	-0.918	-2.744	27	.011
RPE – RPE2	0.821	2.34	0.442	-0.086	1.729	1.856	27	.074

У табели 2. су приказане вриједности добијене Т тестом упарених узорака, односно вриједности првог и другог мјерења. Што се тиче варијабле HR_{max} ($HR_{max} - HR_{max2} = .011$), постоји статистички значајна разлика између првог и другог мјерења, а увидом у негативан предзнак аритметичке средине се може закључити да је на другом мјерењу било потребан статистички значајно већи број откуцаја срца. Варијабле VO_{2max} и RPE немају статистички значајне разлике између првог и другог мјерења док је средња вриједност на другом мјерењу већа код VO_{2max} а код RPE мања.

4. ДИСКУСИЈА

Истраживањем су тражене разлике одређених функционалних способности испитаника током два модела хода уз нагиб као и перцепција напора истих. Кинематском анализом је утврђено да се модели разликују по положају и кретању сегмената тијела током извођења кретања. У моделу 1 (слика 1.). глава се налази у претклону у односу на труп и прави велике амплитуде (напријед – назад) током циклуса хода док се при моделу 2 (слика 2.) налази у правилном постуралном положају и са малим амплитудама у кретању према напријед и назад. Рамена су затворенија и опуштена током модела 1 и самим тим условљавају да се покрети руку одвијају антеро-сагиталном простору (испред тијела) док су код модела 2 у правилно постуралном положају и на тај начин условљавају покрете руку у антеро-постеро-сагиталном простору (и испред и иза тијела). Труп је у претклону и као и глава прави велике амплитуде док је у моделу 2 у правилној постури, ротира око уздужне осе. Искорачна нога модела 1 је у тренутку иницијалног контакта опружена док при моделу 2 је савијена у зглобу кољена. Што се тиче стопала искорачне ноге модела 1 иницијални контакт се остварује врхом пете а прсти су високо изнад подлоге док се у моделу 2 контакт остварује скоро цијелом површином стопала односно само прсти стопала не додирују подлогу.

Дескриптивни параметри статуса функционалних способности првог и другог мјерења приказани у табели 1. Повећано оптерећење се потврђује већим вриједностима другог мјерења варијабли VO_{2max} и HR_{max} . Оно што је веома занимљиво је, да упркос већем оптерећењу које је било на другом мјерењу, односно кориштењем модела 2, да су средње вриједности варијабле RPE мање на другом мјерењу на основу чега се може рећи да су испитаници имали субјективни осјећај мањег оптерећења ходањем моделом 2. Мање средње вриједности на првом мјерењу се могу објаснити да су испитаници ходајући моделом 1, односно самоизабраним начином хода, потрошили

мање енергије баш због свог начина хода, односно самоизабраним начином, што се поклапа са досадашњим истраживањима (Pandolf et al. 1977. према Silder, Besier & Scott, 2012). Мање средње вриједности на првом мјерењу се могу објаснити, што је приказано кинематском анализом, смањеним или непостојећим замасима рукама (Umberger, 2008.) који такође утичу на потрошњу енергије. Веће средње вриједности варијабли на другом мјерењу се могу објаснити промјеном дужине корака, односно смањењем дужине корака у моделу 2 а самим тим повећањем броја корака за исту раздаљину што се такође поклапа са досадашњим истраживањима (Donelan и сар. 2001). Користећи модел 2 се увидјела савијеност искорачне ноге у зглобу кољена што је утицало на смањење корака, што нас наводи на закључак да је био потребан већи број корака. Карактеристике хода, као што су промјена самоизабране дужине корака, као и ходање са савијеним кољенима (Waters и Mulroy, 1999) такође утичу на промјену потрошње енергије при ходу.

У табели 2 су приказане вриједности добијене Т тестом упарених узорака. Негативне вриједности аритметичких средина указују на веће вриједности добијене другим мјерењем, односно кориштењем модела 2 гдје постоји статистичка значајност упарених узорака варијабле HRmax ($HR_{max} - HR_{max2} = .011$), а увидом у позитиван предзнак аритметичке средине се може закључити да је на другом мјерењу било потребан статистички значајно већи број откуцаја срца. Познато је да при самоизабраној брзини хода тијело троши најмање енергије (McNeill, 2002; Микић и Бјековић, 2004; Willis, Ganley & Herman, 2005; Russell & Apatozcky, 2016) а како је брзина хода (6,2 км/ч) била константна током хода на траци може се закључити да су испитаници потрошили мање енергије користећи модел 1, односно самоизабрани начин хода, што се поклапа са досадашњим истраживањима (Pandolf и сар. 1977 према Silder, Besier и Scott, 2012). Повећање потрошње енергије се такође огледа у томе да су код модела 2 били заступљенији покрети рукама (Umberger, 2008; Mascherini, Battiston, Salvo и Galanti 2015) у односу на модел 1. Користећи модел 2 се увидјела савијеност искорачне ноге у зглобу кољена што је утицало на смањење дужине корака, што нас наводи на закључак да је био потребан већи број корака. Карактеристике хода, као што су промјена самоизабране дужине корака (Donelan и сар. 2001), као и ходање са савијеним кољенима (Waters и Mulroy, 1999) такође утичу на промјену потрошње енергије при ходу.

ЗАКЉУЧАК

Генерално се може закључити да постоје разлике између испитиваних модела хода, односно да задати модел изискује веће енергетске трошкове а изазива мање субјективно оптерећење. Постоји вјероватноћа да испитаници усвојивши елементе модела 2 ипак нису довољно аутоматизовали те покрете који су на тај начин утицали на повећање потрошње енергије.

ЛИТЕРАТУРА

1. Borg, G.A. (1982). *Psychophysical bases of perceived exertion*. Medicine and Science in Sports and Exercise.; 14:377-381.
2. Donelan J.M., Kram, R., Kuo A.D. (2001). *Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking*. Proceedings. Biological Sciences. 2001 Oct 7;268(1480):1985-92.
3. Entin, P. L., Gest, C., Trancik, S., Coast, J. R. (2010). *Fuel oxidation in relation to walking speed influence of gradient and external load*. European Journal of Applied Physiology, Vol. 110 Issue 3, p515-521

4. Hiilloskorpi H.K., Pasanen M.E., Fogelholm M.G., Laukkanen R.M., и Mänttari A.T. (2003). *Use of heart rate to predict energy expenditure from low to high activity levels.* Int J Sports Med. Jul;24(5):332-6.
5. Hubbuck, J., E., Bennett, B., W. и Dean, J., C. (2015). *Proprioceptive feedback contributes to the adaptation toward an economical gait pattern.* Journal of Biomechanics 48(11).
6. Јововић, В. (2008). Корективна гимнастика са кинезитерапијом. Филозофски факултет, Никшић. Стр. 100
7. Калем, М., Тривун, М. (2007). *Начини кретања у планинарењу.* Гласник Факултета физичког васпитања и спорта, Бања Лука, стр. 136
8. Mascherini, G., Battiston, L., Salvo D. & Galanti G. (2015). *How to increase energy expenditure during human walking?* High Blood Pressure and Cardiovascular Preventive, At SIPREC NAPOLI, Volume: 22.
9. McNeill, R., A. (2002). *Energetics and optimization of human walking and running.* The 2000 Raymond Pearl Memorial Lecture American Journal of Human Biology 14(5):641-8.
10. Микић, Б., Бјековић, Г. (2004). *Биомеханика спортске локомоције.* Факултет физичке културе Пале, стр. 17, 143, 378-379
11. Keytel L.R., Goedecke J.H., Noakes T.D., Hiilloskorpi H., Laukkanen R., van der Merwe L. и Lambert E.V. (2005). *Prediction of energy expenditure from heart rate monitoring during submaximal exercise.* J Sports Sci. Mar;23(3):289-97.
12. Lovejoy, O. (1988). *Evolution of Human Walking.* Scientific American, 118-125.
13. Russell, D.M., Apatoczky, D.T. (2016). *Walking at the preferred stride frequency minimizes muscle activity.* Gait Posture. Mar;45:181-6. doi: 10.1016/j.gaitpost.
14. Silder, A., Besier, T. & Scott L., D. (2012). *Predicting the metabolic cost of incline walking from muscle activity and walking mechanics.* Journal of biomechanics.
15. Sutherland, D. H., Kaufman, K.R., Moitza J.R. (1994). *Kinematics of normal human walking.* In: Rose J, Gamble JG, eds. *Human walking*, 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins,;2:23-45
16. Sykes, K. (2007). Chester Treadmill Walk Test for the Assessment of Aerobic Fitness. Centre for Exercise & Nutrition Science, University of Chester.
17. Tranberg, R. (2010). Analysis of body motions based on optical markers: Accuracy, error analysis and clinical applications. University of Gothenburg.
18. Umberger, R. B. (2008). *Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetic of human walking.*
19. Waters, R.L., Mulroy, S., (1999). *The energy expenditure of normal and pathologic gait.* Gait & Posture 9, 207–231.
20. Willis, W. T., Ganley, K. J., Herman, R. M., (2005). *Fuel oxidation during human walking.* 793-9.
21. Zerpa, C., Lees, C., Patel, P., Pryzsucha, E. (2015). *The Use of Microsoft Kinect for Human Movement Analysis.* International Journal of Sports Science 2015, 5(4): 120-127

Примљено: 10. априла. 2017

Измјене примљене: 19. маја. 2017

Одобрено: 22. маја, 2017

Кореспонденција:

Жељко Вукић

Факултет физичког васпитања и спорта,

Универзитет у Бања Луци

Булевар војводе Петра Бојовића 1 а,

78000 Бања Лука, Република Српска,

Босна и Херцеговина

e-mail: zeljko.vukic@ffvs.unibl.org