



УНИВЕРЗИТЕТ У БАЊАЛУЦИ



ФАКУЛТЕТ ФИЗИЧКОГ ВАСПИТАЊА И СПОРТА

Жељко Вукић

**РЕЛАЦИЈЕ РАЗЛИЧИТИХ МОДЕЛА ХОДА УЗ НАГИБ
СА ФУНКЦИОНАЛНИМ СПОСОБНОСТИМА И
МОРФОЛОШКИМ КАРАКТЕРИСТИКАМА**

ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА

БАЊА ЛУКА, 2016.



UNIVERSITY OF BANJA LUKA



FACULTY OF PHYSICAL EDUCATION AND SPORT

Željko Vukić

**RELATIONS BETWEEN FUNCTIONAL CAPACITIES
AND MORPHOLOGICAL CHARACTERISTICS
TWO DIFFERENT MODELS OF THE ASCENT WALKING**

DOCTORAL DISSERTATION

BANJA LUKA, 2016.

Ментор: др Миломир Тривун, ванредни професор Универзитета у Источном Сарајеву, Факултет физичког васпитања и спорта

Наслов докторске дисертације: РЕЛАЦИЈЕ РАЗЛИЧИТИХ МОДЕЛА ХОДА УЗ НАГИБ СА ФУНКЦИОНАЛНИМ СПОСОБНОСТИМА И МОРФОЛОШКИМ КАРАКТЕРИСТИКАМА

САЖЕТАК

У раду се истражују релације различитих модела хода уз нагиб са морфолошким карактеристикама и функционалним способностима. У ту сврху је тестирано 28 студената факултета физичког васпитања и спорта (старости 21.4 ± 1.27). Измјерено је 20 морфолошких карактеристика (техника и услови мјерења су проведени у складу са Интернационалним биолошким програмом (ИБП) и 8 тестова функционалних способности (FITMATE MED)). 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. На оба мјерења је кориштен субмаксимални тест „Chester treadmill walk test“. Након извршене анализе су утврђене разлике између два модела хода као и корелациона повезаност морфолошких карактеристика и функционалних способности.

Кључне ријечи: ход уз нагиб, функционалне способности, морфолошке карактеристике обука, Т – тест.

Научна област: Друштвене науке

Научно поље: Физички тренинг, моторичко учење, спорт

Класификациона ознака: S 273

Тип одабране лиценце Креативне заједнице: Ауторство - некомерцијално

Mentor: dr Milomir Trivun, associate professor University of East Sarajevo, Faculty of physical education and sport

Title of doctoral dissertation: Relations between functional capacity and morphological characteristics during two different models of the ascent walking

ABSTRACT

Relations between functional capacity and morphological characteristics during two different models of the ascent walking are compared in this work. 28 students of Faculty of physical education (aged 21.4 ± 1.27) were examined for that purpose. Streamlined treadmill managed by a diagnostic device Fitmate Med (Cosmed) was used for both walking protocols and eight (8) tests of functional capacities were recorded. After the first measuring, when the examinees chose the walking model, there was a 12-minute training of set ascent walking model; then the second measuring followed, when the examinees practised the set walking model. Submaximal test "Chester treadmill walk test" was applied on both measuring activities. Acquired data were analysed by kinematic method and statistic procedures. In conclusion, differences between examined walking models do exist, i. e, the set model requires larger energy expenditure amount and causes lower level of rated perceived exertion.

Key words: ascent walking, functional capacity, morphological characteristics, training, T – test.

Scientific area: Social sciences

Scientific field: Physical training, motorial learning, sport

Classification code for the scientific area by CERIF codebook: S 273

Type of the selected license (Creative Commons) how to use the content of the dissertation: authorship – non - commercial

Рад посвећен мојој породици

САДРЖАЈ

УВОД	1
ТЕОРИЈСКИ ОКВИР ИСТРАЖИВАЊА	3
ДОСАДАШЊА ИСТРАЖИВАЊА	15
ПРЕДМЕТ И ПРОБЛЕМ ИСТРАЖИВАЊА	37
ЦИЉ И ЗАДАЦИ ИСТРАЖИВАЊА	38
ХИПОТЕЗЕ ИСТРАЖИВАЊА	40
МЕТОДОЛОГИЈА ИСТРАЖИВАЊА	41
ОПИС ИСТРАЖИВАЊА	44
ИНТЕРПРЕТАЦИЈА РЕЗУЛТАТА	50
ДИСКУСИЈА РЕЗУЛТАТА	77
ЗАКЉУЧАК	84
ПРИЛОГ	94
БИОГРАФИЈА	97

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 основна кретна активност човјека и иако не постоји универзална дефиниција може се рећи да је људски ход процес физичке активности код које се тијело помјера ослањајући се с једне ноге на другу. Способност препознавања човјека по ходу нам говори о високо индивидуализованој кротној активности и разлике не зависе само од тјелесних карактеристика већ се могу уочити и код исте особе а у зависности од тренутног расположења, умора, обуће коју носи као и по неким другим параметрима.

Многи су позитивни разлози за ходањем као средством спортске рекреације. Оно што можемо пронаћи у сваком часопису, новинама, интернет порталима су многобројни чланци са савјетима, разлозима, оправданостима за ходањем. И оно што је заједничко свима јесте да је ходање врло корисна и високо препоручљива физичка активност али континуирана и редовна јер тек тада се испољавају ефекти. Редовним ходањем побољшавамо циркулацију и са побољшањем циркулације смањујемо шансе за инфаркт миокарда. Одређеним интензитетом ходања утичемо на смањење масноћа у организму као и снижавању крвног притиска. Јачају се кости и мишићи а зглобови постају флексибилнији и спречава или успорава процесе типичне за остеопорозу. Важна чињеница је и да је код ходања оптерћење на кољена много мање него код трчања као и да ублажава болове у врату и леђима. Ходање потиче добро расположење и благотворно дјелује на блаже случајеве депресије и стреса, има благотворан утицај на ритам и квалитету спавања а особе које редовно ходају брже се опорављају након болести (Harvard Health Publications).

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 травнatom терену, кроз шипражје, по шуми и снијегу... (Калем, Тривун, 2007).

Економска оправданост ходања је вишеструка. За разлику од већине спортско рекреативних активности за ходање је потребна добра воља а некад ни то. Није потребна посебна опрема односно куповина специјализоване опреме. Не зависи од амбијента, не тражи посебне припреме ни изузетне напоре а углавном не зависи ни од временских услова.

Ходање се обично не сматра као вид саобраћаја. Али ходање је заправо највиталније превозно средство на коме све друштвене активности зависе. Усправно кретање се сматра као људско најзначајније еволутивно постигнуће које је на крају довело до технолошког тријумфа "шетње" по Мјесецу. Ходање је уткано у све аспекте људског развоја. Први градови су организовани тако да су средства за преживљавање концентрисана у непосредној близини. Чак и у механизованом друштву данашњице, ходање је основно средство за кретање унутар градова. То је једини начин интеракције лицем у лице која је неопходна у свим комерцијалним и културним активностима које чине урбани миље.

Генерално се може рећи да је ход уз нагиб кориснији од трчања у зависности од циља јер се одређеном брзином хода уз нагиб замјењује трчање по равном (Rhea, 2008) и на тај начин омогућује особама у рехабилитационом процесу (Ehlen, Reiser, Browning и Raymond, 2011) да повећају аеробни интензитет без повећања оптерећења на зглобове.

Из горе наведеног може се закључити да је ходање једна од најкориснијих активности за људски организам а опет као таква је неоправдано запостављена како кроз свакодневницу тако и кроз систем образовања, односно и од појединца и од друштва. Веома мало се придаје значају ходања у предшколским, основним, средњошколским и високошколским плановима и програмима за физичку културу.

ТЕОРИЈСКИ ОКВИР ИСТРАЖИВАЊА

Основне карактеристике људског хода

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. стр. 336). При ходу се разликује корак и двокорак. Дужина корака се мјери од пете једне до пете друге ноге и у просјеку износи 69,5 цм. Дужина двокорака односно циклус хода се дефинише од пете једне ноге до пете те исте ноге и у просјеку износи 139 цм (Burnifield & Powers, 2006, 119). Ритам хода се дефинише као фреквенција хода и просјечна износи 116 корака у минути, за жене 121 корак/минут а за мушкарце 111 корак/минут.

Сваки циклус хода је подијељен у двије фазе, фаза ослонца и фаза замаха. Фаза ослонца је вријеме када је стопало у контакту са тлом, представља 62 одсто циклуса хода (слика 1). Када се узме у обзир да је стопало једини сегмент људског тијела који додирује подлогу током стајања, хода и трчања (Tiberio, 1998) и то 62% времена, претпоставка је да има важан удио у комплетној структури хода.

Са практичног становишта, стопало мора да се прилагоди подлози и истовремено амортизује силу која настаје ударцем стопала о тло и да дјелује као полуга преко које се остатак тијела преноси кроз ваздух (Dylevský, 2009. према Marenčáková, Svoboda, Vařeka and František, 2016). Фаза замаха означава вријеме када је стопало у ваздуху, који чине преосталих 38 одсто циклуса хода (Аууарра, 1997).

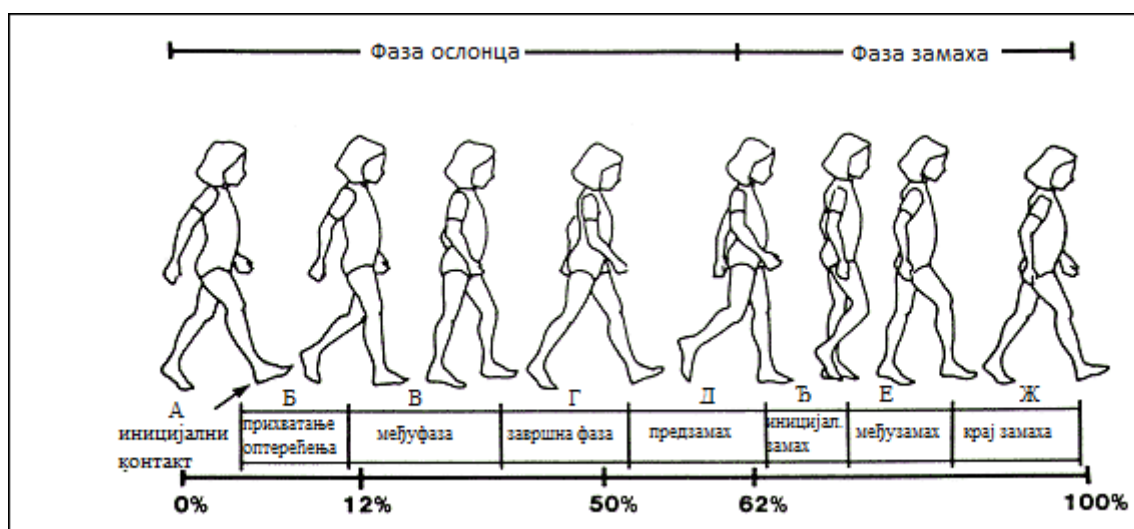
Визуелна анализа циклуса хода

Горе поменуто, циклус хода се дијели у двије фазе, фаза ослонаца 62% и фаза замаха 38% (слика 1). Ове фазе имају неколико подфаза и минифаза.

Фаза ослонаца

(А) Први (иницијални) контакт (foot strike, heel strike)

У овој фази пета замашне ноге додирује подлогу.



Слика 1. Циклус хода у фазама

(Б) Прихватање оптерећења/двоструки ослонац (loading response)

Главне карактеристике ове подфазе су пренос тежишта тијела и апсорпција ударца насталог петом о подлогу (ИБИД).

(В) Међуфаза (midstance)

Ово је фаза циклуса хода у којој се комплетна тежина тијела преноси на једну ногу и представља прву половину ослонаца на једној нози, која се јавља од 10 до 30 одсто циклуса хода. Почиње кад контралатерално стопало напусти земљу и наставља док тјелесна тежина се преноси дуж стопала све док се не поравна изнад врха стопала.

(Г) Завршна фаза (terminal stance)

Ова фаза представља другу половину ослонаца на једној нози, која се јавља од 30 до 50 одсто циклуса хода. Почиње са одизањем пете а завршава се када контралатерално стопало додирне тло. Током ове фазе, тјелесна тежина се креће испред врха стопала.

(Д) Предзамах/двоструки ослонац (preswing)

Предзамах је крај периода претходне, завршне фазе и заузима 12 одсто од укупне фазе хода од 50 до 62 одсто. Почиње са контактом контралатералног стопала са тлом а завршава са подизањем од тла палца ипсилатералног стопала. Током овог периода стајна нога је растерећена док се тјелесна тежина преноси на контралатерални екстремитет.

Фаза замаха

(Ђ) Иницијални замах (toe off, initial swing)

Иницијални замах је подфаза и једна трећина фазе замаха, од 62 до 75 одсто периода циклуса хода (Sutherland, Kaufman & Moitza 1994). Она почиње у тренутку кад се стопало подиже од подлоге и наставља се до максималног савијања кољена, када је замашна нога директно испод тијела.

(Е) Међузамах (midswing)

Међузамах чини другу трећину фазе замаха, од 75 до 85 одсто циклуса хода (Ибид). Ова фаза почиње након максималне флексије кољена и завршава се када је тибија у вертикалном положају.

(Ж) Крај замаха (terminal swing)

Завршну фазу замаха чини од 85 до 100 одсто циклуса хода (Ибид). Тибија наставља покрет после окомице а кољено се у потпуности опружа у припреми за контакт петом.

Потрошња енергије при ходу

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 (Hubbush, Bennett и Dean, 2015). Интензитет одређене активности се мјери

на два генерална начина. Један начин је да се измјери стварни рад односно снага дате активности и да се изрази у килоџулима у секунди (kJ/sec) или у ватима (W). У неким случајевима је прилично лако јер машине, као што су бицикл ергометри, су дизајнирани да обезбједе тачне мјере извршеног рада. Са друге стране измјерити стварни рад кошаркаша током игре је доста теже мада кориштењем акцелерометара и других справа осјетљивих на покрет помаже. Подаци, добијени овим техникама, се могу користити за одређивање доминантног енергетског система при потрошњи енергије. Други начин мјерења интензитета односно потрошње енергије је праћење активности три енергетска система човјека. Због прецизног мјерења потрошње енергије кисеоника и угљендиоксида је лако квантификовати удио потрошене енергије из аеробног система док је удио потрошене енергије анаеробним системом далеко теже утврдити (Ward-Smith, 1999. према Williams, Anderson, & Rawson, 2012). Потрошња енергије добијене из система аденозинтрифосфата и фосфокреатина ATP-PCr се мјери са неколико процедура. Једна процедура укључује биопсију мишића али се добијају подаци само из тог мишића. ATP- PCr помоћу система за анализу покрета, неинвазивном процедуром али дата вјежба треба да буде ограничена на специфичне покрете због природе опреме за обраду слике. Зато је веома тешко добити прецизне физиолошке и биохемијске податке током тестова за експлозивну снагу као што су кратки спринтеви (Lange and Bury, 2001. према Williams, Anderson, & Rawson, 2012). Друга процедура подразумијева лабораторијске технике које мјере улогу млијечне киселине при вјежбању, примарно мјерећи концентрацију млијечне киселине у крви и мишићним ткивима. Једна од метода мјерења физичког оптерећења је мјерење анаеробног прага. Лабораторијски тестови су неопходни за мјерење аеробног система током вјежбања и ово је најчешће кориштена метода за мјерење интензитета вјежбања. Техника која се најчешће користи за мјерење је максимална потрошња кисеоника, што представља највећу количину кисеоника коју појединац може конзумирати током вјежбања. Изражава се као $\dot{V}O_{2\text{max}}$, односно потрошених литара у минути или милилитара по килограму тјелесне тежине у минути.

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 & 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 et al., 2002), смањени или непостојећи замаси рукама (Umberger, 2008), као и ходање са савијеним кољенима (Waters & 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 & Coast, 2010).

Функционалне способности

Енергија за мишићни рад добија се из два енергетска система, анаеробног (без присуства кисеоника) и аеробног (уз присуство кисеоника). Наведени системи дјелују истовремено али са различитим нивоом учешћа, зависно од интензитета активности. Основно гориво које мишићне станице користе за контракције је аденозин трифосфат - АТП. Разградњом хранљивих твари ослобађа се енергија за синтезу АТП-а. Кидањем једне од фосфатних веза, ослобађа се енергија потребна за рад мишића. Молекул аденозин дифосфата (АДП) може се претворити у нови АТП молекул, путем аеробног и анаеробног система. Приликом задовољавања енергетских потреба аеробним путем, највећи удио у процесу имају угљикохидрати и масти. Оксидацијом масти (липолиза) добија се 2 пута већа количина енергије, но ограничавајући фактор овог система је мањи енергетски темпо у односу на оксидацију угљикохидратима (аеробна гликолиза). Анаеробни систем ствара АТП пуно брже, метаболизирајући гликоген (полимер глукозе) који је највећим дијелом похрањен у мишићима и јетри. Овај процес се одвија без присутности кисеоника, али као нуспродукт се јавља млијечна киселина, а и количина похрањеног гликогена је ограничена на 1 до 3 минуте рада, високог интензитета. За разлику од гликогена, масти су готово неограничен извор енергије које омогућују далеко дужи рад. Код ходања као средства физичке активности али и активности уопште преовладава аеробни енергетски систем. Аеробни капацитет одређује укупност функција организма од којих зависи примитак кисеоника и његово искоришћавање у ткивима, а показатељи су: капацитет спољашњег дисања, крвоток, систем крви, ткивно

дисање и усклађеност у раду свих тих система (Нићин, 2000. према Јаковљевићу, 34).

Код дуготрајног физичког рада као што је ходање, које се може окарактерисати као оптерећење ниског и средњег интензитета, енергија се добија оксидацијом угљикохидрата и масти. У ланцу оксидативних процеса (Кребсов циклус и оксидативна фосфоризација) са кисеоником обезбјеђеног кардиоваскуларним системом, од једног мола глукозе се ствара 38 мола АТФ. Масти ослобађају знатно већу количину енергије од угљикохидрата али за исту количину ослобођене енергије се потражује 15% више кисеоника или при истој потрошњи кисеоника се ослобађа 15% мање енергије. Апсолутни удио масти као извора енергије расте са повећањем оптерећења и постиже максималну вриједност при интензитету од приближно 60 до 70% максималне потрошње кисеоника (Шантија 2010. према Јаковљевићу 2012, 32).

Метаболички еквивалент - METс

METс је друго име за метаболички еквивалент, мјера вјежбања на основу потрошње кисеоника. Прецизније, један MET се дефинише као количина кисеоника коју човјек потроши (или енергија која је утрошена) по јединици тјелесне тежине током 1 минута одмора (Brooks, Fahey & White 1995. према Smith, 2006). Једнака је око 3,5 милилитра кисеоника по килограму (кг) тјелесне тежине у минути, или 1 килокалорија (ккал) по кг тјелесне тежине на сат. За особу од 70кг, 1 MET је једнак потрошњи кисеоника 245мл у минути ($3,5\text{мл} \times \text{кг} \cdot \text{мин}^{-1} \times 70\text{кг}$), или отприлике 70ккал по сату (односно $1 \text{ ккал} \times 70\text{кг}$). Концепт „потрошње енергије“ је присутан онолико дуго колико концепт „максимална потрошња кисеоника“ или $\text{VO}_2\text{макс}$, који је развијен у 1920. а дефиниција „фитнес капацитета“ је "степен до којег лице може повећати интензитет вјежбања и одржавати тај степен на повећаном нивоу" (Ибид). Логично би било да што је већи интензитет вјежбања и што дуже појединац може да одржи тај интензитет, да је и његов фитнес капацитет већи. Иако кардиолози и љекари користе METс као мјеру потрошње енергије годинама, тек одавно је фитнес заједница обратила пажњу и почела га искоришћавати у своје сврхе (Smith, 2006).

Фреквенција дисања – РФ

Фреквенција дисања – РФ је број дисајних циклуса у току једног минута. Један дисајни циклус се састоји из фазе удисаја која је краћа и издисаја који је дужи. Са повећањем фреквенције скраћује се трајање сваког циклуса а обе фазе се временски изједначе. Фактори који утичу су: узраст – код дјете је већа фреквенција него у одраслих; пол – код жена је већа фреквенција него код мушких; тјелесна температура – са порастом температура расте и фреквенција; сан – нижа фреквенција него при будном стању и интензитет метаболизма – са порастом метаболизма расте и фреквенција. Горња граница је одређена брзином при којој нервно-мишићни систем може да изазива наизмјеничне покрете. Испитивања су показала да особа спонтано уравнотежује дубину и фреквенцију дисања што даје ефикасност вентилације (најмањи утрошак O_2 у респираторним мишићима). Код спортиста, при скоро максималном напору, фреквенција износи 30-35 мин⁻¹ и тада је најефикаснија, прилагођава се ритму вршења рада (Николић, 2003. стр. 145).

Срчана фреквенција - ХР

Процеси метаболизма, окарактерисани биоенергетским способностима човјека и интензитетом оптерећења, су уско повезани са срчаном фреквенцијом. Срчана фреквенција је ритам којим срце испумпава у артерије, а пулс је параметар који се у свакодневној активности мјери из разних разлога. У мировању, непосредно после буђења, прије спавања, прије, у току и после физичке активности су неки од момената мјерења пулса. Фреквенција срца, изражена бројем, говори о важним физиолошким процесима при различитим активностима, било психичким или физичким. Користећи разне апарате за мјерење (пулсметри, монитори фреквенције срца, кардиотахометри) може се закључити: како брзо и коју врсту енергије тијело троши, каквим интензитетом вјежбамо, требамо ли убрзати или успорити, реакцију на врућину и влажност у атмосфери, јесмо ли опорављени од прошлог тренинга за нови напор и др. Веома важно је познавати унутрашње и спољашње факторе који имају утичу на пулс, како би га исправно могли користити и на њега утицати. Током мањег или већег оптерећења – спортске активности, када су метаболизам и сами метаболички процеси убрзани због већих енергетских потреба, јавља се потреба да

се што брже и више крви допреми ткивима која појачано раде, то су у првом реду мишићи, плућа и срчани мишић. То се постиже појачаним радом срца и прерасподјелом крви у корист појачано ангажованих ткива (Николић, 2003. стр. 131).

Просјечна фреквенција срца здравог човјека је између 60 и 80 откуцаја. Што је појединац утрениранији то је средња вриједност мања па се спушта и испод 35 откуцаја у минути (ИБИД, стр. 95).

Основни параметри срчане фреквенције су:

- Срчана фреквенција у мировању
- Максимална срчана фреквенција
- Срчана фреквенција током тренинга
- Срчана фреквенција при опоравку

Фактори који утичу на фреквенцију срца током рада су: интензитет рада (потрошња O_2 за вријеме напора), мишићна маса, трајање рада, врста рада, положај тијела, тренираност и темпо вршења рада (ИБИД, стр. 93). При већем оптерећењу а самим тим и већом срчаном фреквенцијом, расте и потрошња калорија, односно у зависности од интензитета оптерећења организам користи различите изворе енергије.

Потрошња кисеоника - VO_2

Потрошња кисеоника је количина кисеоника коју тијело искористи у минути током одређеног рада. Удахнути ваздух кроз плућа се користи за производњу АТП у митохондријама наших ћелија. С обзиром да се већина енергије у тијелу аеробно производи, VO_2 може да се користи за одређивање потрошње енергије. Потрошња кисеоника се изражава у апсолутном смислу (л/мин) или у односу на тјелесну масу (мл/кг x мин). Потрошња кисеоника зависи од способности срца да пумпа крв, способност ткива за издвајање кисеоника из крви, способности за вентилацију и способности алвеола да извуку кисеоник из ваздуха (Ohio University).

$$VO_2 = XР \times UV \times (A - VO_2)$$

Гдје је: XP = откуцаји срца у минути

UV = ударни волумен (количина испумпане крви из срца по удару)

$A-VO_2$ = количина кисеоника O_2 екстрахована из крви од ткива

$$VO_2 = VEx(.2093 - FEO_2)$$

Гдје је VE = удахнута и издахнута количина ваздуха из плућа у минути

$(.2093 - FEO_2)$ = количина O_2 издвојена из ваздуха од стране плућа

Апсолутне вриједности у мировању имају тенденцију да буду око .2-.5л/мин код мушкараца и .15-.4л/мин код жена. Приближне вриједности у мировању VO_2 за све појединце је 3.5мл/кг x мин.

Максимална потрошња кисеоника - $\text{VO}_2\text{макс}$

Максимална потрошња кисеоника или $\text{VO}_2\text{макс}$ фактор који одређује капацитет спортисте да изведе континуирану физичку вјежбу у одређеном степену оптерећења. $\text{VO}_2\text{макс}$ се односи на максималну количину кисеоника коју тијело може искористити током физичке активности високог интензитета. Максимална потрошња кисеоника се изражава у милилитрима O_2 који су утروшени током једног минута по килограму тјелесне тежине. $\text{VO}_2\text{макс}$ се сматра једним од најбољих индикатора кардиоваскуларног стања спортисте и његових аеробних способности. Теоријски гледано каже да колико више кисеоника спортиста искористи током интензивне вежбе, толико више АТП (енергије) може произвести. Мјерење се врши према стриктном протоколу у лабораторијским условима. Протокол подразумијева постепено повећање интензитета вјежбе и прикупљање података везаних за волумен и концентрацију кисеоника у инспираторном и експираторном ваздуху. Максимална потрошња кисеоника расте сразмјерно повећању интензитета вјежбе све до једне тачке. Постоји одређена тачка на којој престаје повећење $\text{VO}_2\text{макс}$ и поред тога што се наставља повећење интензитета вежбе. Тачка тј. раван у потрошњи кисеоника која се појављује представља максималну потрошњу кисеоника спортисте. Иако је $\text{VO}_2\text{макс}$ генетски условљен, истраживања су показала да се он може повећати адекватним тренингом. За то је неопходно повећање и обима и интензитета у тренажном порцесу. Фактори који утичу на максималну потрошњу кисеоника су старост, пол и надморска висина. Што се тиче старости $\text{VO}_2\text{макс}$ је највећи око 20-е године живота, а до 65-е године се снижава за читавих 30%. Код жена је просјеку $\text{VO}_2\text{макс}$ око 20% нижи него код мушкараца а на надморској висини вишој од 2000м, у тренутку мерења, $\text{VO}_2\text{макс}$ је око 5% нижи код спортиста. Већина врхунских спортиста има $\text{VO}_2\text{макс}$ знатно изнад 60мл/кг/мин, али висок $\text{VO}_2\text{макс}$ није гаранција врхунског резултата. Висок $\text{VO}_2\text{макс}$ говори о предиспозицијама спортисте за аеробну издржљивост, али многи други фактори одиграће велике улоге у стварању спортског резултата (Ohio University).

Плућна вентилација - VE

Плућна вентилација је количина ваздуха која уђе и изађе из плућа у минути. Зависи од дубине сваког удаха (дисајни волумен) и број удисаја у минути (фреквенција дисање). Већина појединаца имају VE од 6-10л/мин у мировању а

максималне вриједности ($VE_{\text{макс}}$) при напору су у распону од 100-170л/мин за већину појединаца. Код елитних веслача су забиљежене вриједности до 250л/мин. VE расте линеарно са VO_2 при оптерећењу до око 60% од максимума. Иза ове тачке се повећава већом фреквенцијом удисаја (Ohio University).

Фракција издахнутог ваздуха ($O_2\%$) - $ФЕО_2$

Фракција издахнутог ваздуха ($O_2\%$) је проценат издахнутог ваздуха из плућа ваздуха који је кисеоник. У ваздуху који удишемо садржи 20.93% кисеоника а организам обично екстрахује 3-6% од ваздуха који је кисеоник. Тако да је ваздух који је издахнут садржи око 15-18% кисеоника (O_2). Ниске вриједности за $ФЕО_2$ указују на то да организам добро искориштава кисеоник (O_2) и на тај начин сугерише да је размјена гасова у алвеолама добра (Ибид).

Субјективни осјећај оптерећења (РПЕ)

Субјективни осјећај оптерећења (РПЕ) је начин да се измјери колики је напор у одређеном тренутку вјежбања или физичке активности. Углавном се користи Боргова скала оптерећења коју је конструисао др Гунар Борг. Скала почиње са "без осјећаја напора", са нумеричком вриједношћу 6, а завршава се са "веома, веома тешко", са нумеричком вриједношћу 20. Скала је конструисана тако да субјективно процјењује срчану фреквенцију, односно вриједности оптерећења помножене са 10 дају приближни пулс за одређени ниво активности (Борг, 1982).

Морфолошке карактеристике

Досадашња истраживања морфолошке структуре, и то само њен статички аспект, који дефинише димензионалност на основу антропометријских мерења, највише су се базирала на узорцима испитаника који су доспјели у релативно стабилну фазу раста и развоја, дакле на одраслим особама. Добијени резултати могу се генерализовати и на основу њих закључити да се на одраслим особама може поставити четвородимензионални модел морфолошких димензија: лонгитудинална димензионалност скелета, трансверзална димензионалност скелета (димензионалност зглобова, крајњих екстремитета и главе) волумен и маса тела (циркуларна димензионалност тела) и поткожно масно ткиво (Момировић, 1970). Међутим, често се лонгитудинална и трансверзална димензионалност скелета уједињују у јединствену димензију, која се понекад назива лонгитудинална, а понекад само као димензионалност скелета, па се може говорити и о тродимензионалном моделу (нпр. Szivoczka, Момировић, Хошек и Гредел, 1980; Малацко, Бала и Патарић, 1981). За утврђивање антропометријских карактеристика и манифестације одговарајућих морфолошких карактеристика, потребно је користити одговарајуће антропометријске мјере. Манифестације морфолошких карактеристика које се испољавају кроз резултате антропометријских мјерења своју сврху налазе кроз практичну примјену. Информације о броју, структури и релацијама морфолошких димензија човјека, као резултат физиолошког функционисања и регулације човјековог биолошког раста и развоја су кључна за научна истраживања (Бала, 2000; 95-96).

ДОСАДАШЊА ИСТРАЖИВАЊА

McGuigan (2009) у докторској дисертацији „*Reliability and validity of the Chester treadmill walk test for the prediction of aerobic capacity*“ покушава да докаже поузданост и ваљаност Честер теста хода на траци (CTWT) у процјени аеробног капацитета. Четири мушка и три женске испитанице 25.1 (± 3.3) година старости физички активни и здрави су учествовали у студији. CTWT, тест субмаксималног оптерећења је извршен у два пута у различита дане а трећи пут, испитаници су подвргнути максималном тесту оптерећења (Bruce Protocol treadmill test). Током CTWT је биљежена срчана фреквенција и субјективни осјећај оптерећења (RPE) док су приликом теста максималног оптерећења биљежени срчана фреквенција, субјективни осјећај оптерећења (RPE) и потрошња кисеоника (VO_2). Нема статистички значајне разлике између првог и трећег тестирања (0.226) нити између другог и трећег (0.252). CTWT је прецјенио $VO_{2\text{макс}}$ у првом и другом тестирању за $4.0 \pm 15.4 \text{ ml/kg} \cdot \text{l} \cdot \text{min}^{-1}$ и $4.8 \pm 19.7 \text{ ml/kg} \cdot \text{l} \cdot \text{min}^{-1}$. Просјечне вриједности $VO_{2\text{макс}}$ добијене тестирањем су 49.5 ± 7.8 за прво, 50.3 ± 8.4 за друго и $45.5 \pm 10.7 \text{ ml/kg} \cdot \text{l} \cdot \text{min}^{-1}$ за треће тестирање. Интервалом повјерења од 95% је установљена прецјењеност максималне срчане фреквенције (ХРмакс) за 6.4 ± 14.6 откуцаја у минути, али без статистичке значајности (.062). Технике мјера поузданости теста (ICC) и интервал повјерења од 95% су кориштене за процјену VO_2 ($-0.8 \pm 5.2 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$), ХР ($3.0 \pm 2.8 \text{ bpm}$) и RPE (-0.2 ± 0.6) поузданости између првог и другог теста. ICC од 0.95, 0.99 и 0.99 су пронађене између првог и другог теста код VO_2 , ХР и RPE. Упитно је да ли је CTWT валидан тест за процјену субмаксималног оптерећења али доказано да је поуздан тест. $VO_{2\text{макс}}$ је прецјењен у оба мјерења поредећи са стварним $VO_{2\text{макс}}$ али је пронађена позитивна релација између ХР и RPE вриједностима између првог и другог тестирања.

Pegrey, S., Fabre, N. (2008) у раду Потрошња енергије током хода уз и низ нагиб и по равном са и без кориштења штапова истражују ефекте кориштења штапова при ходу на субјективни осјећај напора (RPE), физиолошке и кинематичке параметре, и на средње вриједности односа локомоције и респираторних параметара. Дванаест здравих мушких и женских добровољаца, у доби од 22 до 49 година, су ходали на траци 12 пута 10 минута самоизабраном брзином хода, на три нивоа (хоризонтални,

узбрдо или низбрдо са нагибом 15%), са и без штапова и оптерећењем 15% тјелесне масе. Током сесија, мјерен је пулс (ХР), потрошња кисеоника (VO_2), вентилација (ВЕ), дисајни волумен (ВТ), фреквенција дисања (РФ) и фреквенција корака и континуирано биљежени током последњих 5 минута сваког хода. На крају сваког хода, испитаници су замољени да дају RPE. Потрошња енергије (ЕК) и ВЕ су се значајно повећали са нагибом ($-15\% < 0\% < +15\%$) и са ношењем терета. При кориштењу штапова ВТ је значајно мањи, док је РФ знатно повећана. VO_2 и ЕК су повећани ($p < .05$) са употребом планинарских штапова само током хода низ нагиб. Штапови не утичу значајно на ХР, РПЕ, и самоизабрану брзину хода. Тестирани експериментални фактори (сва три) су значајно утицали на просјечни однос локомоторних и респираторних фреквенција. Постоји значајна повезаност између просјечног односа корака и удаха са ЕК ходања у свим условима ($p = 0,83$, $n = 12$). Ови резултати показују да употреба планинарских штапова има значајан утицај на респираторне и енергетске параметре само током хода низ нагиб.

McIntosh, A. S., Beatty, K. T., Dwan, L. N. & Vickers D., R. (2005) у раду Динамика корака при ходу уз и низ нагиб, квантификују и описују биомеханику нормалног хода при различитим нагибима. На узорку од 11 здравих мушких добровољаца анализирају ход при 0° , 5° , 8° и 10° нагиба са Vicon system 370. Оптички маркери су постављени на сваког испитаника који су ходали самоизабраном брзином уз и низ нагиб. Реакција силе подлоге и електромиографија су такође мјерени а ход је анализиран системом Vicon Clinical Manager. Описане су промјене углова доњих екстремитета а између испитаника и услова под којим су се кретали, односно између биомеханичких параметара, су уочене значајне разлике. Флексија кука се повећава при контакту петом стопала од -10° до $+10^\circ$. Угао флексије кољена и дорзифлексије стопала при контакту пете стопала се повећава са повећањем угла нагиба при ходу уз али не и низ нагиб. Закључују да механизми који управљају тијелом при ходу уз и низ нагиб посебно при подизању и спуштању тежишта тијела, и при том спречавају проклизавање, се највише очитују у прилагођавању доњих екстремитета. Повећања амплитуде покрета као и мишићне снаге требају бити разматрана при дизајнирању протеза за доње екстремитете за ортопедску и неуролошку рехабилитацију.

Umberger (2008) у раду Ефекти замаха руку на кинематику, кинетику и енергетику

људског хода истражују како замаси руку утичу на наведене параметре. У ту сврху је кориштено 8 испитаника који су ходали истом брзином и фреквенцијом/дужином корака са и без замаха руку. Резултати су показали да бруто и нето потрошња енергије је значајно већа при нормалном ходу (са замасима руку) од хода без замаха рукама.

Mascherini, G., Battiston, L., Salvo D. и Galanti G. (2015) у раду Како повећати потрошњу енергије током људског хода истражују може ли се повећаном активношћу горњих екстремитета утицати на потрошњу енергије при ходу и трчању. На узорку од четири здрава мушкарца (старости $27,5 \pm 4,4$ год, висина $176.7 \pm 12,2$ цм, тежине $69,6 \pm 10,6$ кг) врше тестирање на покретној траци при брзинама од 3 км/ч до 7.5 км/ч са повећањем од 1,5 км/ч свака 3 минута и 1 минутом активног опоравка. Након недјељу дана понављају тестирање у којем испитаници имају задатак да повећају замахе рукама при ходу и трчању. Резултати другог мјерења показују статистички значајне разлике у потрошњи енергије ходањем при брзинама 3, 4,5 и 6 км/ч док при брзини од 7,5 км/ч нема разлике у потрошњи енергије.

Russell & Apatozsky (2016) у студији Ходање преферираном брзином смањује мишићну активност покушавају да утврде да ли ходање преферираном фреквенцијом корака смањује мишићну активност у поређењу са другим фреквенцијама корака при истој брзини. Испитаницима је забиљежено 10 антропометријских карактеристика и ходали су 6 минута са осам различитих ритмова одређеним метрономом: преферираном фреквенцијом корака -35, -25, -15, 0, +15, +25, + 35% од префериране фреквенције корака. Потрошња кисеоника је мјерена преко анализатора гаса. Електромиографијом је мјерена мишићна активност десне ноге и то: гастрoцнемиус (ГА), тибалис антериор (ТА), бицепс феморис (БФ) и ректус феморис (РФ). Закључују да преферирана фреквенција корака које испитаници лако усвајају током ходања смањује активирање ГА, ТА, БФ и РФ мишића, што заузврат смањује укупне метаболичке трошкове.

Marenčáková, Svoboda, Vařeka and František (2016) у раду Клиничка типологија стопала и кинематски параметри хода анализирају разлике кинематских параметара хода. На узорку од 18 здравих мушкараца (23.2 ± 1.9 година) тродимензионалном

кинематском анализом истражују ефекте различитих типова стопала на зглобове доњих екстремитета и кука. Закључују да различити типови стопала могу утицати на формирање различитих типова хода.

Salamuddin, N., Harun, M. T. & Abadi, F. H. (2014) у раду Релације између дужине ноге и потрошње енергије током хода истражују потрошњу енергије при различитим брзинама са циљем да се утврди однос између дужине ноге (ЛЛ) и потрошње енергије током хода. Укупно 191 студент је учествовао у студији. Праћена је потрошња енергије за осам минута хода по траци при две различите брзине (4,6 км/ч и 5.4 км/ч). Вишеструка регресиона анализа показала је да постоји значајна веза између потрошње енергије током ходања и дужином ноге при већој брзини код мушкараца а код жена при обе брзине.

Keytel, Goedecke, Noakes, Hiiloskorpi, van der Merwe и Lambert (2005) истражују потрошњу енергије физичком активношћу мјерено срчаном фреквенцијом и развијају формулу за предикцију потрошње енергије на основу срчане фреквенције. Мјерено је 115 испитаника који редовно вјежбају, старости између 18 и 45 година, тјелесне тежине 47 до 120 кг. Подвргнути су тесту максималне потрошње кисеоника ($\text{VO}_2\text{макс}$ тест), користећи инкременталне протоколе било за бицикл-ергометар било за тредмил. Након тога су одрадили по три континуиране вјежбе на тредмилу (10 мин) или бицикл-ергометру (15 мин) при оптерећењу 35%, 62% и 80% од $\text{VO}_2\text{макс}$, који одговарају 57%, 77% и 90% од максималне срчане фреквенције. При том су прикупљани подаци за срчану фреквенцију и респираторни однос размјене гасова током сваке вјежбе. Анализом је показана да су пол, срчана фреквенција, тежина, $\text{VO}_2\text{макс}$ и старост фактори који најбоље предиктују релацију срчане фреквенције и потрошње енергије. Модел (са највећим фактором ризика) је коришћен за процјену потрошње енергије. Коефицијент корелације (r) између измјерене и процјењене потрошње енергије је 0.913. Дакле, модел чине 83,3% (R^2) од варијансе енергетске потрошње у овом узорку. Због честе недоступности тестирању помоћу $\text{VO}_2\text{макс}$, модел теста без $\text{VO}_2\text{макс}$ је проведен. Коефицијент корелације између измјерене и процјењене потрошње енергије моделом теста без $\text{VO}_2\text{макс}$ је био 0.857. Из тога слиједи да резултати модела теста без $\text{VO}_2\text{макс}$ 73,4% варијансе потрошње енергије у овом узорку. На основу ових резултата, можемо закључити да је могуће процијенити потрошњу енергије физичком активношћу мјерено срчаном

фреквенцијом групи особа са великом тачношћу, након корекције за старост, пол, телесну масу и кондицију.

Hiilloskorpi, Pasanen, Fogelholm, Laukkanen и Mänttari (2003) у свом раду истражују процјену потрошње енергије (ЕЕ) мјерењем срчане фреквенције (HR) и потрошње кисеоника (VO_2) при физичкој активности од ниског до високог интензитета, са једначинама базираним на мјерењу срчане фреквенције. Кориштена је општа једначина за процјену ЕЕ успостављена на основу појединачних односа ХР и ЕЕ. А такође су коришћене алтернативне формуле за побољшање процјене ЕЕ. Алтернативе су биле „HRR“: % HR резерве: $100 \times [(\text{активни HR} - \text{HR у мировању}) / (\text{максимални HR} - \text{HR у мировању})]$, и „HRnet“: разлика између активног HR и HR у мировању (активни HR – HR у мировању). Четрдесет два мушкарца (старости 36.5 [sd 7.6] у, BMI 24.5 [2.4] $\text{kg} \times \text{m}^{-2}$, $\text{VO}_2 \text{ max}$ 45.2 [6.5] $\text{kg} \times \text{ml} \times \text{min}^{-1}$) и 47 жена (просечне старости 37.5 [9.5], BMI 23.3 [3.4], $\text{VO}_2 \text{ max}$ 36.3 [5.4]) су извели тестове који се састоје од физичке активности ниског интензитета и теста максималног интензитета ходања уз нагиб на траци. Индиректном калориметријом је израчунат однос респираторних гасова. HR је регистрован од стране ЕКГ и ЕЕ је израчуната из потрошње VO_2 и угљен-диоксида (VCO_2). Статистичка анализа (Generalised linear models with random effects) је коришћена за процјену ЕЕ. ЕЕ вриједности тестова (једна вриједност на сваком нивоу интензитета) су предвиђени у одвојеним моделима одговарајуће HR, HRR или HRnet вриједности. Остали предиктори који су коришћени у свим моделима су тјелесна тежина, пол и интензитет вјежбања. Стандардна грешка процјене (CEE) је 1,41 kcal/min^{-1} (5,89 kJ) у моделу са HR варијаблом као предиктором, 1,01 kcal/min^{-1} (4,22 kJ) са HRR варијаблом и 1.08 (4,51 kJ) са HRnet варијаблом. Резултати показују да предвиђање ЕЕ је прецизније ако HRR или HRnet се користе у једначини прогнозе уместо HR.

Willis, Ganley и Herman (2005) у свом раду истражују потрошњу енергије током ходања. У овој студији, 12 одраслих, просјечне старости 30.0 + / - 2.6 година ходали су самоизабраном (преферисаном) брзином ходања (ПБХ) 4,7 + / - 0,1 km/h . Индиректном калориметријом је мјерена потрошња енергије током хода по равном на траци брзинама од 3,2 до 7,2 km/h прогресивно повећаваним сваких 0,8 km/h -1 и са десетоминутним интервалима. Поткрепљујући многе претходне извјештаје, потрошња кисеоника (O_2) ($\text{ml O}_2/\text{kg}/\text{km}$) је била нумерички најмања при брзини хода

4,8 км/ч, што одговара брзини ПБХ, али није се значајно разликовала потрошњи при брзини од 5,6 км/ч. Међутим, брзина хода је битно утицала на потрошњу енергије из различитих депоа. При брзинама мањим или једнаким са ПБХ, оксидациони ниво метаболизма угљених хидрата скелетних мишића (ЦХО) је био прилично низак, у опсегу који би могао бити упарен са глуконеогенезом. Изнад 4.8 км/ч оксидациони ниво ЦХО се нагло повећава и прати перцепцију напора (РПЕ). Stepwise линеарна регресија је показала да метаболизам угљених хидрата објашњава 70% варијансе у перцепцији напора (РПЕ), и брзина хода објашњава додатних 4%. Насупрот томе, остале промјенљиве укључене у анализу, метаболизам масти, срчана фреквенција, и потрошња O_2 , нису допринјеле никакво додатно објашњене варијансе у РПЕ. Закључују да је ПБХ испод прага брзине, након којег ЦХО се нагло повећава. Могуће је да централни нервни систем вођен перцепцијом напора при избору ПБХ минимизира зависност од ЦХО оксидације. На крају, аутори закључују да метаболичка контрола скелетних мишића је важан фактор који треба узети у обзир од стране централног нервног система при управљању моторичким функцијама.

Ganley, Stock, Herman, Santello и Willis (2011) у свом раду узимају у обзир и метаболички извор енергије као један од фактора који учествују у транзицији људског хода у трчање поред других фактора (антропометријски, кинетички, механички, кинематички и енергетски). Индиректна калориметрија је коришћена за мјерење потрошње енергије, а перцепција напора забиљежена код 10 одраслих особа који су тестирани на празан стомак на траци по равном при брзинама повећаваним за 0,11 м/с од 1,56 до 2,46 м/с током 10 минута на три начина: (1) неспутан избор хода, (2) ходање на свим брзинама, и (3) трчање на свим брзинама. Пожељна брзина транзиције је била $2,08 \pm 0,03$ м/с. Транзицијом из ходања у трчање повећава се стопа потрошње кисеоника, смањује перцепција напора и смањује стопа оксидације угљених хидрата. Аутори предлажу, у еволуционом контексту, да горе поменута транзиција, вођена перцепцијом напора, може да се посматра као стратегија мање потрошње угљених хидрата.

Bereket (2005) у раду Ефекти антропометријских параметара и фреквенције корака на процјену потрошње енергије при ходу развија општу једначину за процјену потрошње кисеоника VO_2 током самоизабране брзине хода на траци. Такође, покушава да установи која комбинација фреквенције корака (ФК) и дужине

корака (ДК) утиче на највећу потрошњу кисеоника. Узорак испитаника је 100 (50 мушких и 50 женских) узраста од 18 до 57. Измјерене су висина, сједишна висина, ширина кукова, дужина поткољенице и наткољенице, тјелесна маса и самоизабрана брзина (СБ) је одређена за сваког испитаника. Након тога је поновљен тест са СБ коришћењем 5 различитих ФК темпом одређеним помоћу метронома. За сваку од ових 5 ФК-ДК комбинација је забиљежена срчана фреквенција и метаболички параметри. Степвајз регресиона анализа је показала да дужина поткољенице и брзина траке су две независне варијабле које су значајно учествовале у варијанси у којој су VO_2 и преферирана фреквенција корака користиле као зависне варијабле. Резултати добијени АНОВА анализом показали су да VO_2 , рад срца и фреквенција дисања учесника су значајно нижи ($p < 0,05$) у ПИО у односу на остале 4 ФК. Истраживање је показало да, осим брзине ходања, дужина поткољенице има значајан утицај на процјену енергетске потрошње ходања. Осим тога, на кардиоваскуларне параметре се може утицати промјеном ФК и ДК као алтернативним видовима тренинга у режимима ходања.

Morton, King, Papalia, & Willmore (1995) пореде максималну потрошњу кисеоника са оралним и дисањем кроз нос. На узорку од 20 здравих испитаника (11 мушких и 9 женских), непушача и физички активних се показало се дисањем на нос боље искориштава ваздух у алвеолама за разлику од дисања на нос и уста заједно и да се може обезбједити довољно кисеоника само за аеробне активности (базирано на срчаној фреквенцији и проценту максималне потрошње кисеоника).

Понорац, Н., Матавуљ, А., Грујић, Н., Рајковача, З. и Ковачевић, П. (2005) у раду Максимална потрошња кисеоника ($\text{VO}_{2\text{макс}}$) као показатељ физичке способности спортисте анализирају вриједности максималне потрошње кисеоника код спортиста различитих врста спортова и пореде вриједности $\text{VO}_{2\text{макс}}$ спортиста са вриједностима неспортиста. Максимална потрошња кисеоника је одређивана директним методом. Најбоље резултате $\text{VO}_{2\text{макс}}$ остварили су веслачи (4,52 л/мин – 55,8 мл/кг/мин) у односу на фудбалере (4,2 л/мин – 53,6 мл/кг/мин), џудисте (3,58 л/мин – 47,2 мл/ кг/мин) и неспортисте (3,28 л/мин – 42,3 мл/кг/мин). Закључују да резултати показују и веће вриједности $\text{VO}_{2\text{макс}}$ спортиста у односу на неспортисте, што је последица искључиво тренажног процеса.

Souza, Martins de, & Rodacki (2012) у раду *Анализа хода одраслих и особа треће доби са различитим седмичним оптерећењима физичке активности уз и низ нагиб*, оцјењују разлике између начина хода између активних и неактивних особа треће доби са одраслим особама. Основне разлике се очитују у брзини хода низ нагиб вјероватно због еластичности мишића кука али ипак ниво физичке активности не утиче на начин хода активних и неактивних особа треће доби.

Rhea (2009) је истраживао како промјена брзине кретања при различитим нагибима утиче на срчану фреквенцију, потрошњу кисеоника, потрошњу калорија као и активацију различитих мишићних група. Група испитаника је ходајући при брзини од 3 миље на час уз нагиб од 12% имала исту срчану фреквенцију као при трчању од 6 миља на час на равној подлози. Закључује да мања брзина кретања може бити корисна у смањењу ризика од повреда а да се ефикасност вјежбања не смањује у корист кардиоваскуларног система. ЕМГ мјерењем, којим се идентификује количина активације мишићног ткива, је установљена важност кориштења нагиба као средства за вјежбање. Тако се на 0% нагиба користи само 20% мишићног ткива доњих екстремитета и како се нагиб повећава тако се и мишићна активност доњих екстремитета повећава. При нагибу од 15% активација мишићног ткива у доњим екстремитетима се повећава и прелази 75% од максималне изометријске контракције. Можда најважније откриће овог истраживања је искористивост масти као енергента при мањим брзинама кретања а са повећањем нагиба. Повећаном мишићном активношћу при већим брзинама кретања и већим нагибима повећава се и потрошња калорија. При брзини од 2 миље на час и 16% нагиба се троши преко 6 калорија у минути из масти. Кад се ово упореди са 2 калорије по минути из масти при брзини од 6 миља на час и 0% нагиба добија се јасан закључак. Ово истраживање, указује на предности хода уз нагиб тако што се повећањем нагиба, без повећања брзине ходања, повећава срчана фреквенција без повећања ризика од повреде на покретној траци или у природи. Повећана мишићна активност при ходу уз нагиб омогућује фитнес тренинг током кардиоваскуларне вјежбе. Повећава се губитак масних наслага кроз повећану мишићну активност при ходању уз нагиб при мањим брзинама што убрзава смањење тјелесне тежине.

Entin, P. L., Gest, C., Trancik, S., Coast, J. R. (2010) у свом раду истражују како ходање различитим брзинама, уз и низ нагиб и са и без терета, утиче на потрошњу

енергије организма, односно из којих се енергетских резервоара црпи енергија. Шест испитаника је ходало на траци преферираном брзином ходања (ПБХ) и 0.45 и 0.22 м/с испод и изнад ПБХ, под оптерећењем (0, 10 и 20% тјелесне тежине), као и са нагибима (-6.25, 0 и +6.25%). Потрошња кисеоника, продукција угљен диоксида и респираторни однос размјене (RER) мјерени су 10 минута за сваку варијаблу у сврху израчунавања укупне енергије, потрошње енергије из угљикохидратних као и резервоара масти. Брзина ПБХ без терета и по равном је била 1.32 ± 0.11 м/с. ПБХ је смањена при ходу уз нагиб и са теретом од 20% од тјелесне тежине али се није мијењала под теретом од 10% од тјелесне тежине или при ходу низ нагиб. Угљени хидрати су обезбиједили $\geq 50\%$ од потребне енергије у свим ситуацијама. Потрошња угљикохидрата је повезана са брзином ходања тако што је потрошња већа при брзинама које су веће од ПБХ него при брзинама које су мање од ПБХ, међутим разлике у оксидацији угљикохидрата при различитим стањима нису одговарале разликама при ПБХ. Аутори закључују да потрошња угљикохидрата не представља примарну одредницу ПБХ при ходу уз нагиб са додатним оптерећењем.

Јаковљевић, В., Љубојевић, А., Каралић, Т., Гердијан, Н. и Вукић, Ж. (2014) у раду „Релације морфолошких карактеристика и максималне потрошње кисеоника ученика четвртог разреда основне школе у односу на пол“ на узорку од 71 испитаника, и то 37 дјечака и 34 дјевојчице, узраста четвртог разреда основне школе, односно 9 година $\pm$ 6 мјесеци, процјењују повезаност и предикцију максималне потрошње кисеоника на основу мјера морфолошког простора. Максимална потрошња кисеоника је мјерена индиректном методом, помоћу теренског теста максималног вишестепеног оптерећења повратним трчањем на 20 метара. Простор морфологије је анализиран на основу 5 мјера лонгитудиналне димензионалности, 4 мјере волуминозности и масе тијела и 3 мјере трансверзалне димензионалности. Резултати корелационе анализе су показали да код оба пола не постоји статистички значајна повезаност резултата максималне потрошње кисеоника и мјера лонгитудиналне димензионалности, а регресиона анализа је потврдила да не постоји статистички значајна предикција максималне потрошње кисеоника на основу мјера лонгитудиналне димензионалности. Док је корелациона анализа утврдила да дио мјера волуминозности и масе тијела и трансверзалне димензионалности имају статистички значајну повезаност само код испитаница женског пола са резултатима

максималне потрошње кисеоника. Регресиона анализа је показала статистички значајну предикцију максималне потрошње кисеоника на основу дјела мјера волуминозности и масе тијела и трансверзалне димензионалности. Утврдило се да ће испитанице женског пола са већим волуменима наткољенице и поткољенице, односно са мањим дијаметрима зглоба кољена и скочног зглоба остварити боље резултате на примјењеном тесту, а самим тим и већу максималну потрошњу кисеоника.

Davies (2015) у раду Субјективни осјећај напора и потрошња енергије током прогресивног и самоизабраног начина хода истражује промјене функционалних способности и осјећаја напора током четири различита хода и то са постепеним повећањем брзине хода на траци 3, 4, 5, 6, и 7 км/ч (ПТВ), постепеним повећањем брзине хода по земљи (ПЛВ), учесник се прилагођавао случајним промјенама брзине нпр. 6, 4, 7, 3, и 5 км/ч током самоизабраног хода на траци (РТВ), и током самоизабраног хода по земљи (РЛВ). Седам учесника са средњом висином од 1,75м и тежином од 70кг, са средњом вриједности тјелесне масноће од 15%. Функционалне способности су укључивале мјерење рада срца, релативну потрошњу кисеоника, плућну вентилацију, фреквенцију дисања. Резултати показују линеарно увећање на 0-6 км/ч, међутим на 7 км/ч дошло је до значајног пораста метаболичке реакције посебно током ПЛВ, и да је слична, мада мањој мери у РЛВ, вјероватно као посљедица губитка кинетичке енергије при скретању око чуњева а са циљем одржавања брзине. Фреквенција дисања се чини да је осетљивији показатељ физичког напора, брзо се подижући на 6 км/ч. Субјективни осјећај напора током сваког режима рада и при свакој брзини се у великој мјери поклапа током сваког начина хода.

Цветан Жељасков (2004) наводи да се аеробни процеси одвијају после гликолизе, користећи при томе неисцрпне резерве енергије масних киселина. Они износе између 125 000 и 400 000 КЈ, тј. од 30 000 до 100 000 килокалорија. Већи дио ових резерви налази се у поткожном масном ткиву. У мишићима има такозваних триглицеридних капи, који се брзо утроше, али износе само 8 000 КЈ. Ипак производња енергије оксидирајућим извором је три пута мања по свом интензитету, него код гликолизе. Ово води до опадања интензитета рада до нивоа који одговара овом извору енергије. Одржавање овог „критичног“ нивоа лимитирано је процесима

замора и неминовно опада. Стога, један од главних критеријума ефикасности аеробне размјене јесте „критични“ интензитет ($W_{кр}$) или „критична“ брзина ($V_{кр}$), минимални интензитет оптерећења, при којем се достиже максимална конзумација кисеоника (VO_{2max}).

Freedson и сар. (2008) истражују метаболичке реакције организма при ходању идентификујући економичност ходања при различитим брзинама. Такође истражују како пол, тјелесна маса и узраст утичу на реакцију метаболизма. Анализирају коришћење технологије при процјени начина ходања и образаца понашања у заједници. Метода Self-report је кориштена при процјени начина ходања а приказане су врлине и мане датих метода. Осим тога, обезбјеђени су начини мјерења популације ходача да би се разумио утицај животне средине на навике ходача.

Ehlen, Reiser, Browning и Raymond (2011) у чланку представљају студију о предностима ходања одраслих гојазних особа на траци са нагибом у односу на ходање по равном терену. Студија је спроведена на 12 гојазних одраслих особа и усмјерена на анализирање енергетских и биомеханичких параметара ходања по покретној траци при различитим брзинама (0.50–1.75 m/s) и степенима успона (0° – 9°). Резултати показују да ходање узбрдо смањује оптерећење, укупни мишићни моменат и највећи обртни моменат адуктора кољена у односу на брже ходање на равној површини. Закључују предности спорог ходања на покретној траци са нагибом у смањењу ризика мишићно скелетних повреда као патолошког обољења код одраслих гојазних особа.

Leroux, Fungb и Barbeaub (2002) истражују држање и прилагођавање тијела 8 здравих испитаника током ходања, усходно и нисходно, на покретној траци при различитим нагибима (0, 5 и 10%). Повећавајући нагиб на траци од 0 до 10% резултовало је повећањем флексије кука, кољена и скочног зглоба при првом контакту стопала, као и нагибу карлице и тупа према напријед. Ове промјене држања тијела су праћене нагибима карлице у латералној равни при сваком замаху уда и постепеним повећањем дужине корака сходно повећању нагиба. Смањивањем нагиба на траци (10% до 0) је резултирало смањењу савијања кука при првом контакту стопала, као и повећања флексије кољена током амортизације силе тежине тијела. Ове промјене су праћене постепеним смањењем дужине корака, постепеног враћања нагиба тупа и карлице уназад као и повећања карличног помјерања према

замашној нози како је нагиб постајао стрмији. Адаптација постуре трупа и карличног појаса у сагиталној равни према различитим нагибима може резултирати смањењу потрошње енергије. Ипак, труп и карлица су остали у природном положају када човјек мирно стоји без обзира на инклинацију. Резултати су показали да постурална адаптација је специфична са аспекта моторне контроле и разликује се између стајања и ходања на стрмој површини.

Vogt и Banzer (1999) кинематички анализирају и пореде покрете карлице и грудног коша током ходања по равном и уз нагиб како би обезбједили основне кинематске податке за будућа поређења са патолошким обрасцима хода. Ултразвучни уређај за анализу покрета (zebris® CMS 50) је коришћен за добијање тродимензионалних кинематичких података за карлицу и грудни кош. Двадесетдва (22) одрасла испитаника су ходали на покретној траци (0° до 10%). Добијене вриједности кроскорелације су у распону од $r = 0,76$ до $0,98$ ($p < 0,001$) и показују јак степен повезаности угаоног померјања трупа и карлице у сагиталној, попречној и фронталној равни у односу на различите нагибе. Међутим, Студентов т-тест открива значајност у разлици ($p < 0,01$) односно веће амплитуде помјерања грудног коша у фронталној и попречној равни при ходању узбрдо. Нису пронађене значајне разлике угаоних помјерања карлице. Аутори изјављују да фазни облици ходања по равном се не разликују од ходања уз нагиб. Закључују да је нагиб фактор који утиче на помјерање грудног коша повећањем амплитуде аксијалне ротације.

Medved и Kasović (2007) у раду Биомеханичка анализа људског кретања у функцији спортске трауматологије приказују модерни приступ дијагностици људског кретања. Како се експериментални подаци који обухваћају просторне кинематичке величине, силу реакције подлоге и вишеканалну површинску електромиографију (ЕМГ) користе за потребе медицине и спорта. Математичка процјена унутрашњих сила и момената сила у замишљеним средиштима зглобова се остварује инверзним динамичким приступом. Приказан је поступак у оквиру савремено опремљене лабораторије на Кинезиолошком факултету гдје се могу мјерити и биомеханички анализирати различите кретне структуре. Поступак је илустрован примјером из спортске трауматологије гдје је у првом реду намјера процијенити функцију кољенског зглоба у циљу побољшане дијагностике и лијечења. Комбинују мјерења хода са специфично дизајнираним тестовима. Описани

приступ (уз недостатак још неких метода као што су, у првом реду, мјерење потрошње кисеоника и педобарографија) представља „state-of-the-art“ методологију анализе људског кретања за ције је ефикасно кориштење битна интер-дисциплинарна сарадња доктора специјалиста са биомеханичарима: кинезиолозима и техничким стручњацима.

Guzmán - Valdivia, Blanco - Ortega, Oliver - Salazar & Carrera - Escobedo (2013) у раду Кориштење система „Киновеа“ за анализу покрета доњих екстремитета у терапеутске сврхе истражују могућности наведеног система у рехабилитацији доњих екстремитета. Закључују да систем има многе предности као што су једноставно и лако кориштење, бесплатан приступ и примјенљивост у рехабилитационе сврхе.

Damsted, Nielsen, & Larsen (2015) у раду Поузданост анализе углова кољена и кука и контакта стопала током трчања на основу видео квантификације истражују поузданост оцјењивача видео анализе. За анализу је кориштен систем за видео анализу покрета (Kinovea 0.8.15) 18 рекреативаца који су трчали, односно њихови углови кољена, кука и контакта стопала током трчања.

Zerpa, Lees, Patel & Pryzsucha (2015) у раду Кориштење система „Microsoft Kinect“ за анализу људског покрета доказују о поузданост и ваљаност система у анализи људског кретања. Тродимензионални (3Д) видео системи се обично користе за кинематску анализу покрета људских тијела, зглобова и сегмената за многе различите апликације које се односе на анализу хода, рехабилитацију, спортске перформансе, медицинске роботике. Ови системи, међутим, имају извјесне недостатке који се односе на коришћење маркера, време калибрације, броја камера, и високе цијене. „Microsoft Kinect“ системи стварају 3Д слике, јефтини су, преносиви, без употребе маркера и лако се подесиви. Систем нема доказе о поузданости и важности за кинематску анализу. Двадесет шест учесника су регрутовани за ову студију. „Peak Motus“ верзија 9 и „Microsoft Kinect“ системи су коришћени за прикупљање података, док су се испитаници кретали по траци при брзини од 2,4 метара у минути. Пеак Мотус систем је показао већи степен поузданости за све дијелове тела и зглобова у поређењу са „Microsoft Kinect“ системом. У погледу ваљаности доказа, „Microsoft Kinect“ систем показао бољим од Мотус система код анализе за зглобове кољена. Резултати ове студије подржавају литературу и указују

да „Microsoft Kinect“ систем има потенцијал да се користи као средство за мјерење и анализу кретања човјека.

Tranberg (2010) у дисертацији под називом Анализа покрета тијела базирана на оптичким маркерима: Тачност, грешке анализе и клиничка апликација процјењује утицај помјерања меких ткива тијела на основу оптичких маркера. Други циљ је примјена анализе хода у клиничким ситуацијама. Кинематска анализа људског хода се користи од 1960. као клиничка евалуација/истраживачко средство у ортопедским клиникама. Ова техника се заснива на низу рефлектујућих сферних маркера постављених на кожу. Кључно и још увек није у потпуности истражено колико ови системи могу вјерно да репродукују кретање сегмента тијела који се проучава.

Abbass и Abdulrahman (2014) у раду Кинематска анализа циклуса људског хода користе кинематску методу да забиљеже позиције сегмената тијела и угаоне брзине. Користе анализу хода за двије различите намјене, директно помагање у лијечењу пацијената као и побољшавање разумјевања функционисања људског хода. Циљ истраживања је да покаже идеални кинематски приказ циклуса људског хода у намјери да се добију мјерне вриједности које би се користиле за рехабилитацију у центрима за физикалну терапију као и клиникама за медицину спорта као референтни подаци. Узорак од 20 здравих и 1 субјекат са равним табанима је насумично изабран, видео снимљен у сагиталној равни на моторизованој покретној траци са једном дигиталном камером постављеном на треножац. Софтвер за анализу покрета (Dartfish) је кориштен за истраживање односа углова кука и кољена као и за просторно временске параметре хода (дужину корака, трајање корака, ритам корака) из видео записа. Резултати добијени софтвером за анализу покрета (Dartfish) су важни за разумјевање промјене углова кука и кољена у сваком циклусу корака.

Аууарра (1997) у раду Normal Human Locomotion пружа увод у науку о ходу у покушају да омогући оптималне планове лијечења са побољшањима препорука за издавање рецепата и олакшавање комуникације на релацији љекар и пацијент.

Franz и Kram (2012) у свом раду испитују мишићну активност доњих екстремитета током хода по равном, уз и низ нагиб при различитим брзинама. Десет младих људи (5М/5Ф) је ходало на стандардној траци на седам нивоа (0° , $\pm 3^\circ$, $\pm 6^\circ$,

и $\pm 9^\circ$) и три брзине (0.75, 1.25, 1.75 и м/). Електромиографски је забиљежена активност глутеус максимуса (Гмак), бицепс фемориса (БФ), ректус фемориса (РФ), вастус медиалиса (ВМ), медијалног гастрокнемиуса (МГ), и солеуса (СОЛ). У просјеку, у односу на ходање по равном, мишићна активност опружача кука (БФ: 635%, Гмак: 345%), кољена (РФ: 165%, ВМ: 366%) и скочног зглоба (МГ: 175%, СОЛ: 136%) се повећавала при ходу уз нагиб до 9° , док је мишићна активност опружача кољена (РФ: 310%, ВМ: 246%) повећана при ходу низ нагиб до 9° . Даље, мишићна активност при ходу уз нагиб постаје све већа са већом брзином хода. Аутори закључују да људи користе посебан начин хода уз нагиб (екстензори кука, кољена и скочног зглоба) и низ нагиб (екстензори кољена) при различитим брзинама хода и прогресивном повећању нагиба. У просјеку, поредећи са ходом по равном, мишићна активност екстензора кука, кољена и скочног зглоба се повећава са нагибом до 9° , док се при ходу низ нагиб активирају екстензори кољена (RF: 310%, VM: 246%).

Saha и сар. (2008) испитују ефекте покрета трупа на ход код радно способних субјеката. Разумјевање ефеката покрета трупа на ход је важно у клиничкој пракси јер промјене у држању постуре се често појављује старењем или при патолошким стањима кичме као што су равна леђа. Анализиран је ход 14 одраслих људи при само-изабраном спором, нормалном и брзом ходању задржавајући труп у три позиције: усправном, 25 ± 7 степени и 50 ± 7 степени у односу на вертикалу. Током хода нагнути трупом код субјеката је примјећен став у чучњу који је карактеристичан константним савијеним кољеном током хода као и са повећаним угловима дорсифлексије стопала и кука. Током хода, ове кинематичке адаптације су узроковале помјерање карлице уназад утичући на помјерање масе трупа које је резултовано прегибом у трупу. На овај начин, кинематичке адаптације се користе да одржавају равнотежу помјерајући тежиште тијела у позицију сличну ходању са усправљеним трупом. Ове промјене у кинематици зглобова доњих екстремитета условиле су успоравање кретања центра зглоба кука у односу на центар скочног зглоба у бочној равни. Промјене у позицијама кука и скочног зглоба у бочној равни су повезане са успоравањем вертикалне позиције, брзине и убрзавања тежишта тијела у односу на ходање са усправним трупом. С обзиром да је вертикална сила реакције подлоге пропорционална са вертикалним убрзањем тежишта тијела,

значајне промјене су виђене у вертикалној сили реакције подлоге током хода са флектираним трупом. На крају, кинематичке адаптације су неопходне да одрже динамичку равнотежу промјењене путање и убрзања тежишта тијела у вертикалном правцу, што се и огледа у вертикалној сили реакције подлоге. Резултати овог истраживања могу помоћи љекарима боље разумјевање утицаја компензаторних механизма код пацијената који имају флектиран труп при ходању.

Prentice, Hasler, Groves и Frank (2004) у раду Локомоторне адаптације ходања при различитим нагибима истражују транзиције хода по равном и хода уз различите нагибе. Кинематички подаци сегмената трупа и удова су снимани док су појединци прилазили и закорачили на четири различита нагиба (3, 6, 9 и 12 степени). Ова кретања су представила значајне адаптације путања замаха удова која су већ евидентна при најнижим нагибима. Повећан нагиб трупа је примјетан у свим фазама током хода уз нагиб у односу на претходан став на равном. Фаза замаха уда је у основи сачињена од двостепеног одговора. Прва фаза, иницијални замах путање уда, није зависна од степена нагиба али промјене које се касније јављају су зависне од позиције нагиба. Прва фаза осигурава незапињање палца с обзиром на примицање стопала ивици рампе (траке за ходање) и касније омогућава правилно позиционирање уда за контакт стопала са нагнутом површином. Ране промјене су узроковане повећаним повлачењем флексора кука и подизањем замашног уда а праћене активном мишићном контролом стајне ноге. Дорзифлексија скочног зглоба такође има подржавајућу улогу у повећаном растојању палца и тла. Амортизација у куку и кољену током касније фазе замаха доприноси контроли и позиционирању уда у припреми стопала за контакт са подлогом. Ови механизми су слични са онима адаптацијама када се корак мијења са нивоом ходајуће површине гдје је сличност у адаптацијама брзих покрета уда напријед и горе, али позиционирање уда на нови угао површине захтјева посебне адаптације.

Raymond и сар. (1985) у раду испитују утицај тежине на економичност ходања при различитим брзинама и нагибима. Циљ рада је био да измјери енергетски статус, кинематику корака и механички рад гојазних и негојазних одраслих особа при различитим брзинама и нагибима. Тридесет два гојазна (18 жена, масе = 102.1 (15.6) kg, BMI = 33.9 (3.6) kg/m²; mean (SD)) и 19 негојазних [10 жена, масе = 64.4 (10.6) kg, BMI = 21.6 (2.0) kg/m²] волонтера је учествовало у истраживању. Измјерена је

потрошња кисеоника, сила реакције подлоге и кинематика доњих екстремитета док су субјекти ходали на траци за ходање при 11 брзина/нагиба ($0.50\text{--}1.75\text{ m/s}$, -3° to $+9^\circ$). Израчунат је енергетски статус, кинематика корака и механички рад. Механички рад ($\dot{E}_{\text{net/kg}}$, W/kg) се повећавао са брзином и нагибом код свих испитаника. Изненађујуће а насупрот досадашњим истраживањима механички рад ($\dot{E}_{\text{net/kg}}$) је $0\text{--}6\%$ мањи код гојазних у поређењу са негојазним особама ($P = 0.013$). Механички рад, иако примарна детерминанта $\dot{E}_{\text{net/kg}}$, није се значајно мијењао с обзиром на гојазност при различитим брзинама/нагибима кориштеним у овом истраживању. Развијена је једначина која предвиђа потрошњу кисеоника и $\dot{E}_{\text{net/kg}}$ и пронашли да $\dot{E}_{\text{net/kg}}$ позитивно корелира са релативном масом доњих екстремитета и дужином корака а негативно корелира са фазом двоструког ослона. Ови резултати указују да гојазност не утиче на економичност ходања при различитим брзинама и нагибима.

O'Malley и de Paor (1993) у раду Кинематска анализа људског хода дигиталном обрадом слике приказују како се може анализирати људски ход помоћу система који је јефтин, једноставан за кориштење, аутоматизован и омогућава детаљне квантитативне информације за медицинску професију. Анатомске тачке су обиљежаване маркерима а дигитални запис од 25 сличица у секунди је вршен док је испитаник ходао испред бијеле позадине. Сlike су снимане, меморисане и процесуиране стандардним уређајима као што су: видео камера, видео рекордер, персонални рачунар. Користећи контраст сиве боје свим сликама је произведен сиви праг помоћу које су се јасно разазнавали поменути маркери. Програм користи алгоритме да препозна и лоцира маркере. Позиције маркера се анализирају да се утврди на које анатомско обиљежје одговарају, и на тај начин се формира дијаграм за сваку слику. Постоји опција за ручно подешавање позиција маркера како би се исправиле грешке. Резултати се могу презентовати на неколико начина: анимацијом дијаграма, графикони сагиталних помјерања, дијаграми флексије и параметара хода.

Li и Hong (2007) у раду Кинематичка и електромиографска анализа трупа и доњих екстремитета током хода у обући са уздигнутим прстима истражују клинематичку адаптацију и мишићну активност наведеног подручја. Испитивано је тринаест (13) здравих субјеката током хода на покретној траци у обући са уздигнутим прстима и нормалној спортској обући. Анализирали су кинематику

кретања оба наведена случаја у сагиталној равни као и електромиографску активност мишића. Испитаницима су постављени сферични маркери (пречник = 2 цм) на анатомским позицијама (акромион, трохантер мајор, латерални епикондил фемура, латерални малеолус, петна кост, и главу пете метатарзалне кости) ради лакше видео дигитализације. Покрети ходања су снимани са 3 ЦЦД видео камером (50 Хз) постављеном на 1/500-сец брзине затварача. Камера је позиционирана латерално од субјекта, управно на раван кретања, на удаљености од 5 м. Свако ходање је анализирано системом за видео анализу покрета (APAS; Ariel Dynamics, Trabuco Canyon, California). Ход са обућом са уздигнутим прстима узрокује бржи ритам, краћу дужину корака, повећану максималну екстензија трупа и кука, повећану флексију угла кољена, већу дорзифлексију у фази ослонца и већи опсег кретања скочног зглоба. Електромиографске вриједности су значајно веће, дуже трајање електромиографске активности, и већа средња вриједност амплитуде електромиографске активности у тибиалис anteriора, латералног гастрoцнемиуса, и бицепс фемориса. Закључују да ход у обући са уздигнутим прстима у поређењу ходом са нормалниом обућом представља веће физиолошке захтјеве на тибиалис anteriора, латералног гастрoцнемиуса, и бицепс фемориса при ходу по равној површини. Такође, ход у обући са уздигнутим прстима може бити од значаја, ако се користи у рехабилитационом вјежбању или програму за обуку где ходање по равном терену није доступно.

Микалачки, Чокорило и Катић (2011) у раду Утицај нордијског ходања на функционалне способности и крвни притисак старијих жена анализирају ефекте настале примјеном експерименталног третмана на функционалне способности жена старије доби. У току три мјесеца вјежбало се ходање уз употребу нордијских штапова. На основу добијених резултата утврђено је да је у току лонгитудиналних процеса дошло до промјене функционалних способности вјежбачица. Третман нордијског ходања у трајању од три мјесеца смањено је вриједност пулса у мировању, као и доњи и горњи крвни притисак на нивоу значајности од 0,01 ($p=0,000$). Нордијско ходање је побољшало и вриједности фитнес индекса (ФИТИНД) те максималне потрошње кисеоника (VO_{2max}) на нивоу значајности од 0,01 ($p=0,000$). У коначном су мјерењу три варијабле: пулс у мировању – ХРР ($E=73,42$ према $C=79,68$), систолни крвни тлак – БПС ($E=118,42$ према $C=123,65$) и дијастолни

крвни притисак – БПД ($E=79,04$ према $\bar{C}=83,54$) показале ниже резултате код експерименталне групе у поређењу с контролном групом. Варијабле ФИТИНД ($E=81,79$ према $\bar{C}=62,66$) и VO_{2max} ($E=21,83$ према $\bar{C}=16,81$) у коначном мјерењу показале су веће вриједности код експерименталне групе у односу на контролну. Управо оваква активност која није прејака, а довољна је да изазове позитивне промјене препоручује се старијим вјежбачицама. Истраживање је обухватило 60 жена из општине Нови Сад. Узорак испитаница је обухватио жене просјечне старости $58,5 \pm 6,90$ година, просјечне тјелесне масе $70,9 \pm 15,32$ кг и просјечне тјелесне висине $164,8 \pm 7,24$ цм. Вјежбачице су биле подијељене у двије групе: експерименталну (Е) и контролну (Ц) са по 30 чланица. Експериментални програм је трајао три мјесеца, а активност се одвијала три пута седмично. Програм нордијског ходања је конципиран тако да се вјежбачи у сваком моменту вјежбања налазе у аеробној зони рада.

Младеновић, Радовановић и Ранђеловић (2002), испитивали су утицај антропометријских параметара и функционалних способности у односу на успјех на пријемном испиту. У раду "Разлике у антропометријском и функционалном статусу успјешних и неуспјешних на пријемном испиту Факултета физичке културе у Нишу 2002 године" извршавају низ мјерења и закључују да просјечне вриједности висине и масе тијела и остале испитиване антропометријске димензије тијела већих просјечних вриједности у односу на особе мушког пола које се активно не баве спортом; да су дебљине кожних набора високих просјечних вриједности у предјелу бутине и трбуха што није у складу са захтјевима ових студија; да је фреквенција пулса у миру у просјеку нижих вриједности у односу на фреквенцију пулса код особа које се не баве активно спортом што је резултат утицаја тренажног процеса и адаптације кардиоваскуларног система на ове процесе; вриједности артеријског крвног притиска су такође нижих просјечних вриједности; аеробне способности сагледаване кроз релативне вриједности максималне потрошње кисеоника су изнад просјека што је резултат усмјерене селекције, као и утицаја тренажних процеса. На крају доносе коначни закључак да за успјех на пријемном испиту за упис на Факултет физичке културе мјерене антропометријске варијабле као и варијабле функционалних способности немају битног утицаја.

Bereket, S. (2005) у раду „Ефекти антропометријских параметара и фреквенције корака на процјену потрошње енергије при ходу“ развија општу, мултифакторијалну

једначину за процјену VO_2 при само-одабраној брзини хода на покретној траци. Такође, истраживањем се настојало пронаћи најбоља комбинација фреквенције корака (СФ) и дужине корака (СЛ) а која захтјева највећу VO_2 . Испитивано је 100 студентата (50 мушких и 50 женских) у доби од 18 и 57. Мјерене су висина, сједишна висина, ширина кука, дужина поткољенице и наткољенице, тјелесна маса, и преферирана брзина хода (ПВ) без нагиба. Након тога, други тест ходања (ПВ) је мјерен при 5 различитих фреквенција корака (СФ) чији је темпо одређен помоћу метронома. У свакој од ових 5 СФ-СЛ комбинација праћена је фреквенција срчаног рада као и подаци о потрошњи енергије. Степвајз регресиона анализа је показала да дужина поткољенице и брзина покретне траке су двије независне варијабле које значајно утичу на повећање потрошње VO_2 при преферираној фреквенцији корака (ПСФ) -15 корака је служило као зависна варијабла. Резултати анализе варијансе су показали да је VO_2 , рад срца, и фреквенција дисања су значајно нижи ($p < 0,05$) при преферираној фреквенцији корака (ПСФ) у односу на остале 4 фреквенције корака (СФ). Истраживање је показало да осим брзине ходања и антропометријске карактеристике као што је дужина поткољенице имају значајан утицај на процјену енергетске потрошње при ходању. Осим тога, на кардиоваскуларно оптерећење може да се утиче промјеном фреквенције корака (СФ) и дужине корака (СЛ), као алтернативних видова обуке у режимима хода.

Kang, Chaloupka, Mastrangelo и Hoffman (2002) у раду „Физиолошка и биомеханичка анализа хода уз нагиб на траци при различитим нагибима код мушкараца и жена“ изводе четири експериментална третмана у којем учествује 11 мушкараца и 11 жена. Третмани се састоје од осмоминутног хода по траци при брзини од 1,3 м/с и нагибима од 0%, 5%, 10% и 15%. Субјекти су подвргнути антропометријској процјени током којих су добијене њихова висина, тјелесна маса (БМ), проценат (%) тјелесне масти, суве тјелесне масе (ЛБМ), и омјер струк-кук (ВХР). Током вјежбања, сваки субјект је снимљен током три пјешачка циклуса, у сагиталној равни, укључујући дужину корака (СЛ) и фреквенцију корака (СФ) као и амплитуду покрета рамена, кука и кољена у току хода како би се могло анализирати помоћу система за анализу покрета. Снимање покрета је праћено мјерењем стабилног стања потрошње кисеоника (VO_2) и рада срца (ХР) користећи индиректну калориметрију и монитор за праћење срчане фреквенције. У поређењу са

мушкарцима, жене су имале већи проценат (%) тјелесне масти, али мању висину, тјелесну масу (БМ), суву тјелесну масу (ЛБМ), и омјер струк-кук (ВХР). VO_2 у милилитрима по килограму по минути и срчана фреквенција (ХР) су били слични између мушкараца и жена на 0% и 5% нагиба, али већа код жена него код мушкараца у 10% и 15%. Дужина корака (СЛ) је већа и фреквенција корака (СФ) је мања код мушкараца него жена при свим нагибима. Екстензија рамена је већа при нагибима од 10% и 15% код жена него код мушкараца, док нема разлике у флексији рамена. Такође нема разлике у екстензији и флексији кука, као ни флексији кољена при свим нагибима. Примјећена је корелација између VO_2 у мл/кг/мин и тјелесне масе (БМ), суве тјелесне масе (ЛБМ), и омјера струк-кук (ВХР) када су комбиновани мушкарци и жене. У закључку, потрошња енергије при ходу на траци са већим нагибима је већа код жена него код мушкараца. Такво повећање релативних метаболичких трошкова енергије може се приписати чињеници да су жене мање величине, и/или имају релативно већу тјелесну масу (БМ) која је дистрибуирана периферно. Ова разлика између полова може бити због већег кретања горњих екстремитета код жена током хода узбрдо, иако директних доказа нема који би подржали ову тврдњу.

Пантелић и сар. (2008) у истраживању под називом „Промене кардиоваскуларног фитнеса након реализације програмских садржаја физичких активности“ се бави утврђивањем промјена десетодневног програма физичких активности у природи на функционалне способности мушкараца. Популација из које је извучен узорак за истраживање чинила је популација студената Факултета спорта и физичког васпитања у Нишу, хронолошке старости од 22 до 25 година. Извршено је тестирање (мјерење) 5 варијабли које су покривале простор функционалних способности (пулс у оптерећењу, фитнес индекс, максимална потрошња кисеоника, систолни артеријски крвни притисак и дијастолни артеријски крвни притисак). За све резултате израчунати су основни параметри дескриптивне статистике: аритметичка средина, минимална вредност, максимална вредност, распон, стандардна девијација. За утврђивње разлика измену иницијалног и финалног мјерења примјењена је дискриминациона анализа. Резултати истраживања су показали да је дошло до статистички значајних промјена ($p=.041$). Највеће промјене десиле су се код варијабли систолни артеријски крвни притисак и код варијабле

пулса у оптерећењу, а нешто ниже код варијабли максимална потрошња кисеоника, фитнес индекс и дијастолни артеријски крвни притисак.

ПРЕДМЕТ И ПРОБЛЕМ ИСТРАЖИВАЊА

Истраживањем је предвиђено да се упореде два начина ходања уз нагиб како би се утврдиле евентуалне разлике у потрошњи кисеоника, срчаној фреквенцији, субјективном осјећају оптерећења.

ПРЕДМЕТ ИСТРАЖИВАЊА

Предмет истраживања су два различита модела хода уз нагиб, морфолошке карактеристике и функционалне способности.

ПРОБЛЕМ ИСТРАЖИВАЊА

Проблем истраживања су релације различитих модела хода уз нагиба са функционалним способностима и морфолошким карактеристикама.

ЦИЉ И ЗАДАЦИ ИСТРАЖИВАЊА

ЦИЉ ИСТРАЖИВАЊА

Ходање је изузетно корисна активност за организам човјека како за побољшање функционалних способности тако и за превенцију многих болести. Корисност се постиже само редовном и континуираном активношћу односно ходањем.

Кориштење различитих нагиба као средства за постизање бољих резултата омогућује појединцу лакше и брже остваривање задатих циљева као што су стицање оптималне кондиције, побољшање кардио васкуларног система, губитак вишка масних наслага на шта указују бројна истраживања.

Резултати досадашњих истраживања показали су како се ходањем уз нагиб под одређеним углом и мањом брзином ходања остварују бољи ефекти од ходања или трчања по равном (Rhea, 2009).

Циљ овог истраживања је да се испитају релације различитих модела хода уз нагиб са функционалним способностима и морфолошким карактеристикама и да се утврди постојање разлике између два модела хода уз нагиб.

ЗАДАЦИ ИСТРАЖИВАЊА

Сходно постављеном циљу произилазе следећи задаци:

- Утврдити морфолошке карактеристике испитаника
- Кинематском методом описати два различита модела хода уз нагиб као и утврдити евентуалне разлике између два испитивана модела хода уз нагиб
- Утврдити статус функционалних способности модела хода уз нагиб 1 и модела хода уз нагиб 2 (метаболички еквивалент, респираторна фреквенција, минутна вентилација, апсолутна потрошња кисеоника, релативна потрошња

кисеоника, фракција издахнутог O₂, просјечна срчана фреквенција и максимална срчана фреквенција и субјективни осјећај оптерећења).

- Упоредити резултате између два испитивана модела хода уз нагиб добијене кинематском методом

- Упоредити добијене резултате функционалних способности између два испитивана модела хода уз нагиб

ХИПОТЕЗЕ ИСТРАЖИВАЊА

Полазећи од резултата досадашњих истраживања могу се дефинисати и слjedeће хипотезе:

X1 - неће се показати статистички значајна разлика у статусу функционалних способности испитаника првог и другог мјерења испитиване групе

X2 - примјена модела хода 2 уз нагиб показате се као енергетски ефикаснији модел хода

X3 – показате се повезаност лонгитудиналних димензија доњих екстремитета са потрошњом кисеоника код оба модела хода

МЕТОДОЛОГИЈА ИСТРАЖИВАЊА

УЗОРАК ИСПИТАНИКА

Узорак за истраживање су студенти Факултета физичког васпитања и спорта у Бањој Луци и броје 28 испитаника. Основни критеријуми за избор су: да су сви испитаници здрави, односно немају никаквих аномалија и акутних или хроничних оштећења што је утврђено љекарским прегледом и стари од 20 до 25 година.

УЗОРАК ВАРИЈАБЛИ

За потребе истраживања су кориштене сљедеће варијабле:

1. Функционалне способности (ФС):

- метаболички еквивалент - МЕТС (ккал/кг/мин)
- фреквенција дисања - РФ (1/мин),
- минутна вентилација – ВЕ (л/мин),
- потрошња кисеоника VO_2 – (мл/мин),
- максимална потрошња кисеоника $VO_{2\text{макс}}$ – (мл/кг/мин),
- фракција издахнутог O_2 - (F_{eO_2}),
- просјечна срчана фреквенција - $Х_{\text{Равг}}$ (у/мин) и
- максимална срчана фреквенција - $Х_{\text{Рмакс}}$ (у/мин).

2. Домен лонгитудиналне димензионалности (ДЛД):

- висина тијела – (ТВ),
- сједишна висина – (СВ)
- дужина ноге – (ДУЖНОГ),
- дужина наткољенице – (ДУЖНАТ),
- дужина поткољенице – (ДУЖПОТ),

- дужина стопала – (ДУЖСТО),

3. Домен трансверзалне димензионалности (ДТД):

- бикристални распон – (БИРАС),

- дијаметар зглоба кољена – (ДИЗКО),

- дијаметар скочног зглоба – (ДИСЗГ),

- ширина стопала – (ШИСТО),

4. Домен волуминозност и маса тијела (ДВМТ):

- обим наткољенице – (ОБНАТ),

- обим поткољенице – (ОБПОТ),

- маса тијела – (ТМ),

5. Домен поткожно масно ткиво (ДПМТ):

- дебљина кожног набора надлактице – (ДЕКНАНАДЛ),

- дебљина кожног набора леђа – (ДЕКНАЛЕ),

- дебљина кожног набора струка – (ДЕКНАСТР),

- дебљина кожног набора трбуха – (ДЕКНАТР),

- дебљина кожног набора наткољенице – (ДЕКНАНАТ),

- дебљина кожног набора поткољенице – (ДЕКНАПОТ),

- дебљина кожног набора груди – (ДЕКНАГР).

УЗОРАК МЈЕРНИХ ИНСТРУМЕНАТА

За снимање положаја и оријентацију сегмената тијела, осцилације тежишта тијела као и вертикалне пројекције тежишта тијела два модела хода уз нагиб користила се кинематска метода (O'Malley и de Paor 1993; Vogt и Banzer 1999; McIntosh, A. S., Beatty, K. T., Dwan, L. N. & Vickers D., R. 2005; Li и Hong 2007). Ходање се снимало дигиталним фотоапаратом марке “NIKON D3100” са високом резолуцијом слике (HD: 1920x1080) и видео записом од 30 сличица у секунди. Након тога су модели хода анализирани помоћу програма за анализу покрета “KINOVEA” (Guzmán - Valdivia и cap. 2013; Damsted, Nielsen, & Larsen 2015).

За процјену тјелесне композиције користио се анализатор састава тијела ВС-418 „ТАНИТА“ којим се измјерио индекс тјелесне масе и постотак тјелесне масти.

За мјерење статуса функционалних способности испитаника кориштен је инструмент FITMATE MED. Компактно дијагностичко рјешење за комплетну клиничку кардиопулмоналну процјену. Мјери максималну потрошњу кисеоника (VO₂макс) и метаболички еквивалент (МЕТс). Врши класификацију интензитета вјежбања и анаеробног прага и још много тога (Cosmed, Italy: cardio-pulmonary-exercise-testing).

Техника и услови мјерења морфолошких карактеристика су проведени у складу са Интернационалним биолошким програмом (ИБП). Мјерење антропометријских карактеристика је обављено у кабинету Института спорта Факултета физичког васпитања и спорта у Бањој Луци при температури од 20° Ц. Испитаници су били у спортској опреми. Користили су се стандардни антропометријски инструменти, баждарени прије сваког мјерења. Прије мјерења прецизно су одређени и обиљежени антропометријски нивои и тачке неопходни за правилна мјерења. За остварење овог програма кориштен је слједећи инструментаријум:

- Антропометар по Мартину,
- анализатор састава тијела ВС-418 „ТАНИТА“,
- калипер по Булу,
- клизни шестар,
- метална мјерна трака,
- пелвиметар.

ОПИС ИСТРАЖИВАЊА

За потребе овог истраживања испитаници су подвргнути мјерењу које се састоји од: мјерења антропометријских (морфолошких) карактеристика, поткожног масног ткива, мјерење волуминозности и масе тијела и трансверзалне димензионалности као и мјерење тјелесне композиције апаратом ТАНИТА.

Слиједила су мјерења статуса функционалних способности и то док испитаници ходају уз нагиб самоизабраним моделом хода: метаболички еквивалент (кцал/кг/мин), потрошња кисеоника (мл/мин) и максимална потрошња кисеоника (мл/кг/мин), просјечна и максимална срчана фреквенција, минутна вентилација (ВЕ), фреквенција дисања (РФ), фракција издахнутог O_2 и субјективни осјећај оптерећења (RPE).

Након мјерења испитаници су прошли програм обуке новог модела хода уз нагиб у трајању од 12 школских часова. На првом часу је аудио визуелно приказан нови 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:

1. ходање по равном са савијеним кољенима,
2. ходање по равном са савијеним кољенима и са нагласком на усправан труп, на замахе рукама,
3. ходање по равном са полагањем цијелог стопала на тло,
4. ходање уз степенице са нагласком на усправан труп
5. ходање по покретним степеницама са савијеним кољенима,
6. ходање по покретним степеницама са савијеним кољенима и замасима рукама

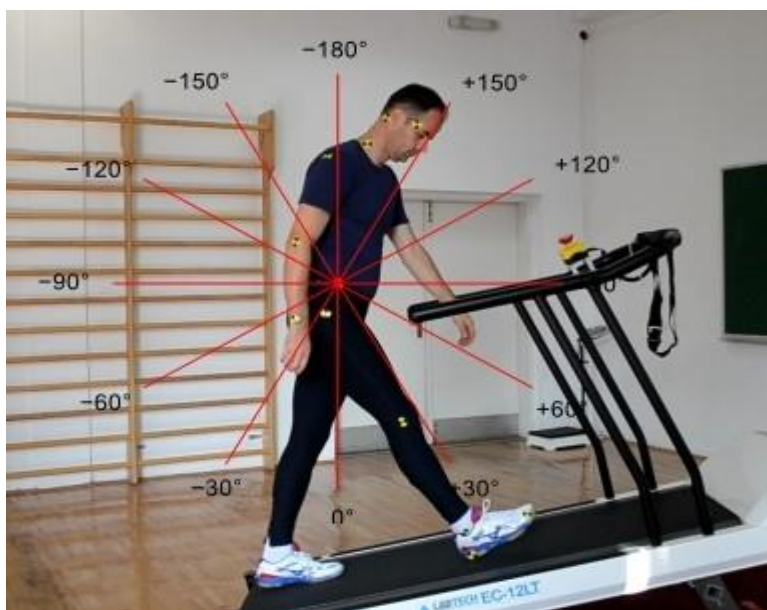
Након тога су испитаници вјежбали нови модел хода уз нагиб у трајању од 10 школских часова који су се одржавали у интервалу сваки други дан у трајању од два школска часа. Након оцјене о увјежбаности задатог модела хода уз нагиб (видео запис као доказ) приступило се другом мјерењу. Стање увјежбаности 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.

Испитаници су и на првом и на другом мјерењу подвргнути субмаксималном тесу хода „Chester treadmill walk test“ (Sykes, 2007). Тест се изводио на покретној траци којом се управља апаратом Фитмејт мед а подразумијева дванаестоминутно ходање уз нагибе 0, 3, 6, 9, 12, 15% (два минута по нагибу) при брзини од 6,2 км/ч.

ОПИС МОДЕЛА ХОДА УЗ НАГИБ

У овом потпоглављу се кинематском методом 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, D. G. E., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. 2004. према Zerpa, C., Lees, C., Patel, P., Pryzsucha, E. 2015). Фотографија испитаника је изолована из видео снимка у тренутку када пета искорачне ноге додирује траку за ходање у такозваном иницијалном контакту (Sutherland, Kaufman & Moitoza 1994). На десну страну тијела је постављено 11 рефлективних 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 Дависовом протоколу (Bell, A.L., Pedersen, D.R. и Brand, R.A. 1990. према Tranberg, 2010. стр. 22; Медвед, Касовић, 2007).

МОДЕЛ 1, САМОИЗАБРАНИ МОДЕЛ ХОДА УЗ НАГИБ

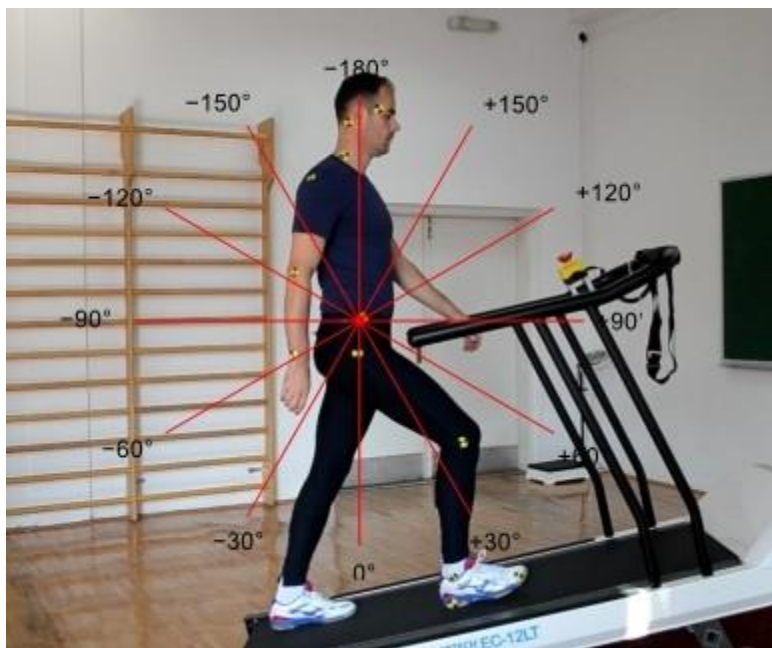


Слика 2. самоизабрани ход уз нагиб 15%; модел 1.

Слика 2. (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 високо 4 до 8 цм 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 постуру (Микић, Бјековић, 2004. стр. 143: Јововић, 2008. стр. 100) а руке су опуштене

МОДЕЛ 2, ЗАДАТИ МОДЕЛ ХОДА УЗ НАГИБ



Слика 3. Задати модел хода уз нагиб 15%; модел 2.

Слика 3. (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, A.L., Pedersen, D.R. и Brand, R.A. 1990. према Tranberg, 2010. стр. 22; Медвед, Касовић, 2007). У моделу 2 се запажају сљедећи детаљи:

1. искорачна нога у тренутку контакта са подлогом 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

МЕТОДЕ ОБРАДЕ ПОДАТАКА

Због природе експеримента неопходно је да се подаци прикупе за групу на првом и другом мјерењу.

За анализу основних статистичких података и дистрибуцију резултата на првом и другом мјерењу за групу били су примјењени дескриптивни статистички поступци, а израчунати су сљедећи параметри:

аритметичка средина ;

стандардна девијација аритметичке средине;

најмања вриједност;

највећа вриједност;

Нормалност распореда добијених резултата је провјерена К – С тестом.

За потребе утврђивања међусобних односа морфолошких карактеристика и тестова функционалних способности користила се корелациона анализа којом су израчунате вриједности Пирсоновог (Pearson) коефицијента корелације а за утицај предикторских варијабли је кориштена мултипла регресиона анализа.

За испитивање промјена резултата зависних варијабли између првог и другог мјерења за групу била је примјењена процедура Т –тест упарених узорака.

За испитивање структуре разлика између првог и другог мјерења функционалних способности примјењена је каноничка дискриминативна анализа.

Подаци су обрађени статистичким пакетом SPSS 16.

ИНТЕРПРЕТАЦИЈА РЕЗУЛТАТА

Дескриптивни статистички параметри

Подаци прикупљени истраживањем су приказани табеларно а складно са постављеним циљевима и хипотезама. Интерпретација и дискусија резултата обухвата параметре централних и дисперзионих мјера морфолошких карактеристика и функционалних способности и Коломогоров Смирнов тест као провјеру нормалности распореда наведених простора, квантитативне промјене у резултатима мјерених тестова функционалних способности за два модела хода уз нагиб.

Дескриптивни статистички параметри испитаника

Табела 1. Дескриптивни статистички параметри испитаника

	<i>N</i>	<i>Мин.</i>	<i>Макс.</i>	<i>Аритм. средина</i>	<i>Стд. грешка</i>	<i>K-S Тест</i>
год. старост	28	19	24	21.14	1.27	0.277
ФАТ (%)	28	4.1	26.4	14.86	5.67	0.962
БМИ	28	19.4	32.3	24.20	2.55	0.933

Резултати приказани у табели 1. показују да је број испитаника износио 28, старости између 19 и 24 године са аритметичком средином 21.14 и стандардном девијацијом 1.27. У варијабли индекс тјелесне масе (БМИ) су вриједности између 19.4 и 32.3 са средњом вриједношћу од 24.2 и може се рећи да у углавном у границама као и у варијабли проценат масти тијела (ФАТ) које се крећу између 4.1 и 26.4 и средњом вриједношћу 14.86 које се такође крећу у границама нормале за испитивани узорак према Свјетској здравственој организацији, одјељење за Европу (World Health Organization). Колмогоров – Смирнов тест показује нормалност распореда за све варијабле.

Дескриптивни статистички параметри лонгитудиналне димензионалности

Табела 2. Дескриптивни статистички параметри лонгитудиналне димензионалности

	<i>N</i>	<i>Мин.</i>	<i>Макс.</i>	<i>Аритм. средина</i>	<i>Стд. грешка</i>	<i>К-С Тест</i>
ТВ (цм)	28	155	195	183.18	9.59	0.233
СВ (цм)	28	83.5	104.5	96.55	4.16	0.127
ДУЖНОГ (цм)	28	87.5	113	105.51	6.33	0.256
ДУЖНАТ (цм)	28	42.5	60	52.32	4.04	0.581
ДУЖПОТ (цм)	28	35.3	48.1	42.57	3.04	0.617
ДУЖСТО (цм)	28	23	29.5	27.21	1.82	0.400

Резултати приказани у табели 2. показују дескриптивне статистичке параметре који су изражени у сантиметрима: тјелесна висина (ТВ) са вриједностима које се крећу између 155 и 195 са аритметичком средином 183.18 и стандардном грешком 9.59. У варијабли сједишна висина (СВ) су вриједности између 83.5 и 104.5 са средњом вриједношћу од 96.55 и стандардном грешком 4.16. Варијабла дужина ноге (ДУЖНОГ) са вриједностима које се крећу између 87.5 и 113 са средњом вриједношћу 105.51 и стандардном грешком 6.33. Варијабла дужина потколенице (ДУЖПОТ) са вриједностима које се крећу између 35.3 и 48.1 са средњом вриједношћу 42.57 и стандардном грешком 3.04. Варијабла дужина стопала (ДУЖСТО) са вриједностима које се крећу између 23 и 29.5 са средњом вриједношћу 27.21 и стандардном грешком 1.82. Колмогоров – Смирнов тест показује нормалност распореда за све варијабле.

Дескриптивни статистички параметри трансверзалне димензионалности

Табела 4. Дескриптивни статистички параметри испитаника домен трансверзалне димензионалности

	<i>N</i>	<i>Мин.</i>	<i>Макс.</i>	<i>Аритм. средина</i>	<i>Стд. грешка</i>	<i>К-С Тест</i>
БИРАС (мм)	28	19.0	26.0	22.60	2.11	0.935
ДИЗКО (мм)	28	8.5	12.3	9.92	0.90	0.149
ДИСЗГ (мм)	28	6.5	9.0	7.64	0.55	0.199
ШИСТО (мм)	28	8.5	11.0	9.82	0.79	0.752

Резултати приказани у табели 4. показују дескриптивне статистичке параметре испитаника домен трансверзалне димензионалности са вриједностима израженим у милиметрима: бикристални распон (БИРАС) са вриједностима које се крећу између 19 и 26 са аритметичком средином 22.6 и стандардном грешком 2.11. У варијабли дијаметар зглоба кољена (ДИЗКО) са вриједностима које се крећу између 8.5 и 12.3 са средњом вриједношћу од 9.92 и стандардном грешком 0.9. У варијабли дијаметар скочног зглоба (ДИСЗГ) са вриједностима које се крећу између 6.5 и 9 са средњом вриједношћу од 7.64 и стандардном грешком 0.55. Варијабла ширина стопала (ШИСТО) са вриједностима које се крећу између 8.5 и 11 са средњом вриједношћу од 9.82 и стандардном грешком 0.79. Колмогоров – Смирнов тест показује нормалност распореда за све варијабле.

Дескриптивни статистички параметри волуминозности и масе тијела

Табела 3. Дескриптивни статистички параметри испитаника волуминозности и масе тијела

	<i>N</i>	<i>Мин.</i>	<i>Макс.</i>	<i>Аритм. средина</i>	<i>Стд. грешка</i>	<i>K-S Тест</i>
ОБНАТ (цм)	28	50.00	70.00	58.86	4.66	0.867
ОБПОТ (цм)	28	33.10	44.00	38.42	2.55	0.976
ТМ (кг)	28	52.30	111.80	81.35	12.87	0.148

Резултати приказани у табели 3. показују дескриптивне статистичке параметре испитаника домен волуминозности и масе тијела: обим наткољенице (ОБНАТ) са вриједностима које су изражени у центиметрима и које се крећу између 50 и 70 са аритметичком средином 58.86 и стандардном грешком 4.66. У варијабли обим поткољенице (ОБПОТ) са вриједностима које су изражене у центиметрима и крећу се између 33.10 и 44.00 са средњом вриједношћу од 38.42 и стандардном грешком 2.55. Варијабла тјелесна маса (ТМ) са вриједностима које су изражене у килограмима и које се крећу између 52.30 и 111.80 са средњом вриједношћу 81.35 и стандардном грешком 12.87. Колмогоров – Смирнов тест показује нормалност распореда за све варијабле.

Дескриптивни статистички параметри домена поткожног масног ткива

Табела 5. Дескриптивни статистички параметри испитаника домен поткожно масно ткиво

	<i>N</i>	<i>Мин.</i>	<i>Макс.</i>	<i>Аритм. средина</i>	<i>Стд. грешка</i>	<i>K-S Тест</i>
ДЕКНАНАДЛ (мм)	28	6.6	25.6	12.59	4.46	0.699
ДЕКНАЛЕ (мм)	28	8	21.2	12.54	3.31	0.569
ДЕКНАСТР (мм)	28	5	30.8	13.47	6.07	0.281
ДЕКНАТР (мм)	28	7.4	48	21.52	10.87	0.336
ДЕКНАНАТ (мм)	28	8.2	38	20.57	7.95	0.887
ДЕКНАПОТ (мм)	28	5.8	23.8	12.86	4.44	0.874
ДЕКНАГР (мм)	28	5.2	32.6	12.76	6.95	0.356

Резултати приказани у табели 5. показују дескриптивне статистичке параметре испитаника домен поткожно масно ткиво са вриједностима израженим у милиметрима: дебљина кожног набора надлакти (ДЕКНАНАДЛ) са вриједностима које се крећу између 6.6 и 25.6 са аритметичком средином 12.59 и стандардном грешком 4.46. Варијабла дебљина кожног набора леђа (ДЕКНАЛЕ) са вриједностима које се крећу између 8 и 21.2 са аритметичком средином 12.54 и стандардном грешком 3.31. Варијабла дебљина кожног набора струка (ДЕКНАСТР) са вриједностима које се крећу између 5 и 30.8 са аритметичком средином 13.47 и стандардном грешком 6.07. Варијабла дебљина кожног набора трбуха (ДЕКНАТР) са вриједностима које се крећу између 7.4 и 48 са аритметичком средином 21.52 и стандардном грешком 10.87. Варијабла дебљина кожног набора наткољенице (ДЕКНАНАТ) са вриједностима које се крећу између 8.2 и 38 са аритметичком средином 20.57 и стандардном грешком 7.95. Варијабла дебљина кожног набора поткољенице (ДЕКНАПОТ) са вриједностима које се крећу између 5.8 и 23.8 са аритметичком средином 12.86 и стандардном грешком 4.44. Варијабла дебљина кожног набора груди (ДЕКНАГР) са вриједностима које се крећу између 5.2 и 32.6 са аритметичком средином 12.76 и стандардном грешком 6.95. Колмогоров – Смирнов тест показује нормалност распореда за све варијабле.

Дескриптивни статистички параметри функционалних способности првог и другог мјерења са К-С тестом нормалности расподеле

Табела 6. Дескриптивни статистички параметри са К-С тестом нормалности расподеле

	<i>Аритм. средина</i>	<i>Мин.</i>	<i>Макс.</i>	<i>Стд. грешка</i>	<i>К-С Тест</i>
МЕТС1 (кцал/кг)	16.10	12.30	19.40	2.03	.685
МЕТС2 (кцал/кг)	16.99	13.10	19.20	1.79	.834
РФ1 (1/мин)	27.86	18.09	38.20	5.78	.911
РФ2 (1/мин)	31.36	22.24	40.59	4.91	.900
ВЕ1 (л/мин)	59.44	36.12	81.44	11.17	.860
ВЕ2 (л/мин)	62.52	45.85	83.56	9.72	.614
ВО ₂ 1 (мл/мин)	4568.07	3347.00	6128.00	715.93	.961
ВО ₂ 2 (мл/мин)	4654.39	3089.00	7291.00	864.67	.486
ВО ₂ макс1 (мл/кг/мин)	56.35	40.60	70.30	6.34	.406
ВО ₂ макс2 (мл/кг/мин)	56.67	47.10	68.00	5.02	.502
ФеО ₂ 1 (%)	15.56	14.14	16.50	0.60	.953
ФеО ₂ 2 (%)	15.89	15.06	16.84	0.45	.915
ХРавг1 (у/мин)	139.66	114.67	167.17	15.16	.915
ХРавг2 (у/мин)	144.76	121.90	174.57	16.24	.808
ХРмах1 (у/мин)	176.68	152.00	205.00	12.88	.788
ХРмах2 (у/мин)	180.32	149.00	205.00	13.50	.829
РПЕ1	14.89	11.00	20.00	2.36	.143
РПЕ2	14.07	9.00	18.00	2.37	.655

Резултати приказани у табели 6. показују дескриптивне статистичке параметре испитаника домен функционалних способности првог и другог мјерења: варијабла метаболички еквивалент првог мјерења (МЕТС1) са вриједностима израженим у калоријама по килограму тјелесне масе у минути (кцал/кг/мин) са аритметичком средином 14.3 а вриједностима које се крећу између 10.3 и 17.4 и стандардном грешком 2.03. Варијабла метаболички еквивалент другог мјерења (МЕТС2) са вриједностима израженим у калоријама по килограму тјелесне масе у минути (кцал/кг/мин) са аритметичком средином 13.99 а вриједностима које се крећу између 11.1 и 17.2 и стандардном грешком 2.03. Варијабла фреквенција дисања првог

мјерења (РФ1) са вриједностима израженим у литрима у минути (л/мин) са аритметичком средином 27.86 а вриједностима које се крећу између 18.09 и 38.2 и стандардном грешком 5.78. Варијабла фреквенција дисања другог мјерења (РФ2) са вриједностима израженим у литрима у минути (л/мин) са аритметичком средином 31.36 а вриједностима које се крећу између 22.24 и 40.59 и стандардном грешком 4.91. Варијабла минутна вентилација првог мјерења (ВЕ1) са вриједностима израженим у литрима у минути (л/мин) са аритметичком средином 59.44 а вриједностима које се крећу између 36.12 и 81.44 и стандардном грешком 11.17. Варијабла минутна вентилација другог мјерења (ВЕ2) са вриједностима израженим у литрима у минути (л/мин) са аритметичком средином 62.52 а вриједностима које се крећу између 45.85 и 83.56 и стандардном грешком 9.72. Варијабла потрошња кисеоника првог мјерења (ВО21) са вриједностима израженим у милилитрима у минути (мл/мин) са аритметичком средином 4568.07 а вриједностима које се крећу између 3347 и 6128 и стандардном грешком 715.93. Варијабла потрошња кисеоника другог мјерења (ВО22) са вриједностима израженим у милилитрима у минути (мл/мин) са аритметичком средином 4654.39 а вриједностима које се крећу између 3089 и 7291 и стандардном грешком 864.67. Варијабла максимална потрошња кисеоника првог мјерења (ВО2макс1) са вриједностима израженим потрошњом кисеоника по килограму тјелесне масе у минути (мл/кг/мин) са средњом вриједношћу 56.35 а са вриједностима које се крећу између 40.6 и 70.3 и стандардном грешком 6.34. Варијабла релативна потрошња кисеоника другог мјерења (ВО2макс2) са вриједностима израженим потрошњом кисеоника по килограму тјелесне масе у минути (мл/кг/мин) са средњом вриједношћу 56.67 а са вриједностима које се крећу између 47.10 и 68 и стандардном грешком 5.02. Варијабла фракција издахнутог кисеоника првог мјерења (ФеО21) са вриједностима израженим у процентима (%) са средњом вриједношћу 15.56 а са вриједностима које се крећу између 14.14 и 16.5 и стандардном грешком 0.6. Варијабла фракција издахнутог кисеоника другог мјерења (ФеО22) са вриједностима израженим у процентима (%) са средњом вриједношћу 15.56 а са вриједностима које се крећу између 14.14 и 16.5 и стандардном грешком 0.6. Варијабла просјечна срчана фреквенција првог мјерења (ХРавг1) са вриједностима израженим у ударима у минути (у/мин) са средњом вриједношћу 139.66 а са вриједностима које се крећу између 114.67 и 167.17 и стандардном грешком 15.16. Варијабла просјечна срчана

фреквенција другог мјерења ($X_{\text{Равг2}}$) са вриједностима израженим у ударима у минути (у/мин) са средњом вриједношћу 144.76 а са вриједностима које се крећу између 121.9 и 174.57 и стандардном грешком 16.24. Варијабла максимална срчана фреквенција првог мјерења ($X_{\text{Рмакс1}}$) са вриједностима израженим у ударима у минути (у/мин) са средњом вриједношћу 176.68 а са вриједностима које се крећу између 152 и 205 и стандардном грешком 12.88. Варијабла максимална срчана фреквенција другог мјерења ($X_{\text{Рмакс2}}$) са вриједностима израженим у ударима у минути (у/мин) са средњом вриједношћу 180.32 а са вриједностима које се крећу између 149 и 205 и стандардном грешком 13.5. Варијабла субјективни осјећај оптерећења првог мјерења ($PPE1$) са вриједностима израженим нумерички од 1 до 20 са средњом вриједношћу 14.89 а са вриједностима које се крећу између 11.00 и 20.00 и стандардном грешком 2.36. Варијабла субјективни осјећај оптерећења другог мјерења ($PPE2$) са вриједностима израженим нумерички од 1 до 20 са средњом вриједношћу 14.07 а са вриједностима које се крећу између 9.00 и 18.00 и стандардном грешком 2.37. Колмогоров – Смирнов тест показује нормалност распореда за све варијабле.

Оно што се види јесте да су све вриједности аритметичких средина веће у другом мјерењу осим код варијабле субјективни осјећај оптерећења (PPE) што значи да је испитаницима субјективни осјећај напора био мањи на другом мјерењу односно да им је било лакше ходати моделом 2.

Остале варијабле са већим вриједностима аритметичке средине другог мјерења показују да: фреквенција дисања (RF) је повећана и говори да је био потребан већи број удаха ваздуха за дату активност, варијабла минутна вентилација (VE) показује већи број удахнутих литара ваздуха у минути потребних за дату активност. Потрошња кисеоника (VO_2) и максимална потрошња кисеоника ($VO_{2\text{макс}}$) су такође повећане на другом мјерењу шта нам говори да је била потребна већа потрошња кисеоника по килограму тјелесне масе за дату активност. Вриједности које су добијене одговарају вриједностима за дату популацију (Николић, 2003, стр. 280). Код варијабле фракција издахнутог кисеоника (FeO_2) су веће вриједности на другом мјерењу али то показује слабију искориштеност ваздуха од стране организма током другог мјерења. Код срчане фреквенције односно варијабли просјечна ($X_{\text{Равг}}$)

и максимална ($ХР_{\text{макс}}$) срчана фреквенција видимо веће вриједности што значи да је била већа и просјечна и максимална фреквенција срца на другом мјерењу.

Анализа разлика статуса функционалних способности првог и другог мјерења

Табела 7. Вриједности Т- теста упарених узорака

				Интервал повјерења				
	аритм. сред	стд. дев	стд. грешка	доњи	горњи	т	степени слободе	значајност
МЕТС - МЕТС2	-0.307	1.229	0.232	-0.169	0.784	1.321	27	.197
РФ - РФ2	-3.501	2.240	0.423	-4.370	-2.632	-8.268	27	.000
ВЕ - ВЕ2	-3.082	5.436	1.027	-5.190	-0.974	-3.001	27	.006
ВО ₂ - ВО ₂ 2	-863.24	575.81	108.81	-309.598	136.95	-0.793	27	.435
ВО ₂ макс - ВО ₂ макс2	-0.491	1.814	0.342	-1.195	0.211	-1.434	27	.163
ФеО ₂ - ФеО ₂ 2	-0.322	0.337	0.063	-0.453	-0.192	-5.067	27	.000
ХРавг - ХРавг2	-5.092	9.42	1.781	-8.748	-1.436	-2.858	27	.008
ХРмакс - ХРмакс2	-3.642	7.02	1.327	-6.366	-0.918	-2.744	27	.011
РПЕ – РПЕ2	0.821	2.34	0.442	-0.086	1.729	1.856	27	.074

У табели 7. су приказане вриједности добијене Т тестом упарених узорака. Може се видјети да постоји статистичка значајност упарених узорака варијабле респираторна фреквенција РФ (РФ-РФ2 = **.000**). С обзиром да је фреквенција дисања – РФ број дисајних циклуса у току једног минута и да је горња граница одређена брзином при којој нервно-мишићни систем може да изазива наизмјеничне покрете можемо закључити да је друго мјерење захтјевало статистички значајно више удисаја него прво мјерење. Сличан закључак се може примјенити и на варијаблу плућна вентилација ВЕ (ВЕ-ВЕ2= **.006**) гдје такође постоји статистички значајна разлика. Плућна вентилација је количина ваздуха која уђе и изађе из плућа у минути и зависи од дубине сваког удаха (дисајни волумен) и броја удисаја у минути (фреквенција дисања - РФ). Фракција издахнутог ваздуха (ФеО₂%) је проценат издахнутог ваздуха из плућа ваздуха који је кисеоник. У ваздуху који удишемо садржи 20.93% кисеоника а организам обично екстрахује 3-6% од ваздуха који је кисеоник. Тако да је ваздух који је издахнут садржи око 15-18% кисеоника (О₂) (Ohio University). Ниске вриједности за ФеО₂ указују на то да организам добро

искориштава кисеоник (O_2) и на тај начин сугерише да је размјена гасова у алвеолама добра. У табели видимо да постоји статистички значајна разлика варијабле фракција издахнутог вазуха ($FeO_2 - FeO_{22} = .000$). Што се тиче варијабли просјечна срчана фреквенција $X_{Равг}$ ($X_{Равг} - X_{Равг2} = .008$) и максимална срчана фреквенција $X_{Рмакс}$ ($X_{Рмакс} - X_{Рмакс2} = .011$), такође постоји статистички значајна разлика између првог и другог мјерења, а увидом у позитиван предзнак аритметичке средине се може закључити да је на другом мјерењу било потребан статистички значајно већи број откуцаја срца. Када погледамо остале варијабле метаболички еквивалент (МЕТС), потрошња кисеоника (VO_2) и максимална потрошња кисеоника ($VO_{2макс}$) види се да нема статистички значајне разлике између првог и другог мјерења а њихове средње вриједности на другом мјерењу су веће.

Пирсонов (Pearson) коефицијент корелације варијабли лонгитудиналне димензионалности са функционалним способностима

Како су варијабле потрошња кисеоника ($\text{VO}_2\text{макс}$) и срчана фреквенција (ХР) параметри на основу којих се израчунавају потрошња енергије (Keytel, Goedecke, Noakes, Hiilloskorpi, van der Merwe и Lambert 2005; Hiilloskorpi, Pasanen, Fogelholm, Laukkanen и Mänttari 2003), метаболички еквивалент, фракција издахнутог O_2 и друге и као такве дају мању грешку у процјени, само су оне и кориштене у анализи.

Табела 8. Повезаност варијабли лонгитудиналне димензионалности са варијаблама функционалних способности

	ТВ		СВ		ДУЖНОГ		ДУЖНАТ		ДУЖПОТ		ДУЖСТО	
$\text{VO}_2\text{кг}$	-.447*	.017	-.437*	.020	-.371	.052	-.228	.244	-.373	.050	-.302	.118
$\text{VO}_2\text{кг}^2$	-.375*	.049	-.434*	.021	-.222	.255	-.070	.724	-.294	.129	-.459*	.014
ХРмакс	-.536**	.003	-.421*	.026	-.546**	.003	-.489**	.008	-.388*	.041	-.558**	.002
ХРмакс2	-.370	.053	-.295	.127	-.379*	.047	-.372	.051	-.232	.235	-.560**	.002

У табели 8. су приказани коефицијенти корелације са нивоима значајности. Нивои значајности су приказани са једном и двије звјездице, односно .05, 95% и .01, 99% вјероватноће. Прегледом се уочавају варијабле домена лонгитудиналне димензионалности: тјелесна висина (ТВ), сједишна висина (СВ), дужина ноге (ДУЖНОГ), дужина наткољенице (ДУЖНАТ), дужина поткољенице (ДУЖПОТ) и варијабла дужина стопала (ДУЖСТО) и варијабле тестова функционалних способности првог и другог мјерења: варијабла релативна потрошња кисеоника ($\text{VO}_2\text{кг}$) и варијабла максимална срчана фреквенција (ХРмакс).

Инспекцијом се уочава да варијабла тјелесна висина (ТВ) негативно корелира -.447* са $\text{VO}_2\text{кг}$ као и са $\text{VO}_2\text{кг}^2$ -.375*. Са ХРмакс такође негативно корелира и то -.536**. Сједишна висина (СВ) са $\text{VO}_2\text{кг}$ негативно корелира са -.437*, $\text{VO}_2\text{кг}^2$ -.434** као и са ХРмакс -.421**. Што се тиче варијабле дужина ноге (ДУЖНОГ) негативно корелира са ХРавг -.491**, ХРмакс -.546** и ХРмакс2 -.379*. Варијабла дужина наткољенице (ДУЖНАТ) негативно са ХРавг -.460* и ХРмакс -.489**. Варијабла дужина поткољенице (ДУЖПОТ) негативно корелира са ХРмакс -.393**. Варијабла дужина стопала (ДУЖСТО) негативно корелира са $\text{VO}_2\text{кг}^2$ -.459*, ХРавг -.467*, ХРавг2 -.508**, ХРмакс -.558** и ХРмакс2 -.560*.

Регресиона анализа варијабли лонгитудиналне димензионалности и варијабле $VO_{2\text{кг}}$

С обзиром да су тражене релације између морфолошких карактеристика и функционалних способности и да су установљене одређене везе односно је инспекцијом уочена повезаност варијабли лонгитудиналне димензионалности са варијаблама функционалних способности (табела 8.) у регресионој анализи су кориштене оне морфолошке варијабле које су показале повезаност са варијаблама функционалних способности бар у једном мјерењу.

Табела 9. Регресиона анализа варијабли лонгитудиналне димензионалности и варијабле $VO_{2\text{кг}}$

	Мултипла корелација (R)	Коефицијент детерминације (R^2)	Станд. грешка процјене	Ф - тест	Значајност
прво	.452a	.204	.105	2.053	.133a

У табели 9. су приказане вриједности добијене регресионом анализом варијабли лонгитудиналне димензионалности и варијабле $VO_{2\text{кг}}$. Коефицијент мултипле корелације (R), који приказује корелациону везу лонгитудиналних димензионалности и потрошње кисеоника другог мјерења је .452. Коефицијент детерминације је приказани кроз проценат објашњеног заједничког варијабилитета и износи 20%. На основу вриједности коефицијента мултипле корелације .452 а позивајући се на величину коефицијента Ф односа 2.053 и његове значајности .133, који објашњава добијене вриједности теста функционалне способности може се констатовати да варијабле лонгитудиналних димензионалности тјелесна висина (ТВ), сједишна висина (СВ) и дужина стопала (ДУЖСТО) као предикторски систем), као дио цјелокупног система немају статистички значајан удио у објашњењу појаве, у овом случају варијабле потрошње кисеоника првог мјерења.

Табела 10.

Нестандардизовани коефицијенти		Стд. Грешка	Стандардизовани коефицијенти	t	значајност
			Бета		
(константа)	52.432	10.906		4.808	.000
ТВ	-.093	.150	-.370	-.622	.540
СВ	-.082	.321	-.140	-.254	.801
ДУЖСТО	.099	.366	.075	.270	.789

У табели 10. су приказани парцијални регресиони утицаји фактора лонгитудиналне димензионалности и варијабле релативна потрошња кисеоника првог мјерења (VO_{2K1}). Видимо да вриједности парцијалних регресионих (Бета) и значајност на мултиваријантном нивоу немају статистички значајне релације са предикторском варијаблом.

Регресиона анализа варијабли лонгитудиналне димензионалности и варијабле VO_{2K2}

Табела 11. Регресиона анализа варијабли лонгитудиналне димензионалности и варијабле VO_{2K2}

	Мултипла корелација (R)	Коефицијент детерминације (R^2)	Станд. грешка процјене	Ф - тест	Значајност
Друго	.525a	0.276	1.857	3.049	.048a

У табели 11. су приказане вриједности добијене регресионом анализом варијабли лонгитудиналне димензионалности и варијабле VO_{2K2} . Коефицијент мултипле корелације (R), који приказује корелациону везу лонгитудиналних димензионалности и потрошње кисеоника другог мјерења је .525. Коефицијент детерминације је приказани кроз проценат објашњеног заједничког варијабилитета и износи 27%. На основу вриједности коефицијента мултипле корелације .525 а позивајући се на величину коефицијента Ф односа 3.049 и његове значајности .048, који статистички значајно објашњава добијене вриједности теста функционалне способности може се констатовати да варијабле лонгитудиналних димензионалности тјелесна висина (ТВ), сједишна висина (СВ) и дужина стопала (ДУЖСТО) као предикторски систем, као дио цјелокупног система учествују у објашњењу појаве, у овом случају варијабле потрошње кисеоника другог мјерења.

Табела 12.

Нестандардизовани коэффициенти		Стд. Грешка	Стандардизовани коэффициенти	t	значајност
			Бета		
(константа)	53.988	8.852		6.099	.000
ТВ	0.142	0.122	0.659	1.161	.257
СВ	-0.377	0.260	-0.762	-1.448	.160
ДУЖСТО	-0.474	0.297	-0.42	-1.596	.124

У табели 12. су приказани парцијални регресиони утицаји фактора лонгитудиналне димензионалности и варијабле релативна потрошња кисеоника другог мјерења ($VO_{2KГ2}$). Видимо да вриједности парцијалних регресионих (Бета) и значајност на мултиваријантном нивоу немају статистички значајне релације са предикторском варијаблом.

С обзиром да наведене предикторске варијабле имају статистички значајан удио у објашњењу појаве (табела 11.) као систем, односно да исте варијабле по немају утицаја као удио првог мјерења што се види у табели 9., може се претпоставити да је дошло до промјене у положају варијабли, с обзиром да се варијабле односе на дужине сегмената тијела, при другом моделу хода и на тај начин се утицало на критеријум, односно на потрошњу кисеоника.

Регресиона анализа варијабли лонгитудиналне димензионалности и варијабле ХРмакс

Табела 13. Регресиона анализа варијабли лонгитудиналне димензионалности и варијабле ХРмакс

	Мултипла корелација (R)	Коефицијент детерминације (R ²)	Станд. грешка процјене	Ф - тест	Значајност
Прво	.661a	0.437	10.95320	2.721	.041a

У табели 13. су приказане вриједности добијене регресионом анализом варијабли лонгитудиналне димензионалности и варијабле ХРмакс. Коефицијент мултипле корелације (R), који приказује корелациону везу лонгитудиналних димензионалности и максималне срчане фреквенције првог мјерења је .661. Коефицијент детерминације је приказани кроз проценат објашњеног заједничког варијабилитета и износи 43%. На основу вриједности коефицијента мултипле корелације .661 а позивајући се на величину коефицијента Ф односа 2.721 и његове значајности .041, који статистички значајно објашњава добијене вриједности теста функционалне способности може се констатовати да варијабле лонгитудиналних димензионалности (као предикторски систем) тјелесна висина (ТВ), сједишна висина (СВ), дужина ноге (ДУЖНОГ), дужина наткољенице (ДУЖНАТ), дужина наткољенице (ДУЖНАТ) и дужина стопала (ДУЖСТО), као дио цјелокупног система учествују у објашњењу појаве, у овом случају варијабле максимална срчана фреквенција првог мјерења.

Табела 14.

Нестандардизовани коефицијенти		Стд. Грешка	Стандардизовани коефицијенти	т	значајност
			Бета		
(константа)	268.594	57.168		4.698	.000
ТВ	-1.599	1.134	-1.191	-1.410	.173
СВ	2.450	1.788	.792	1.370	.185
ДУЖНОГ	13.870	18.550	6.820	.748	.463
ДУЖНАТ	-13.959	18.791	-4.383	-.743	.466
ДУЖПОТ	-16.475	23.366	-3.896	-.705	.488
ДУЖСТО	-2.468	1.869	-.350	-1.321	.201

У табели 14. су приказани парцијални регресиони утицаји фактора лонгитудиналне димензионалности и варијабле максимална срчана фреквенција (ХРмакс). Видимо да вриједности парцијалних регресионих (Бета) и значајност на мултиваријантном нивоу немају статистички значајне релације са предикторском варијаблом.

С обзиром да наведене предикторске варијабле имају статистички значајан удио у објашњењу појаве (табела 13.) као систем, може се рећи да су утицале на критеријум, односно на максималне вриједности срчане фреквенције.

Регресиона анализа варијабли лонгитудиналне димензионалности и варијабле ХРмакс2

Табела 15. Регресиона анализа варијабли лонгитудиналне димензионалности и варијабле ХРмакс2

	Мултипла корелација (R)	Коефицијент детерминације (R ²)	Станд. грешка процјене	Ф - тест	Значајност
Друго	.619a	0.384	12.07199	2.180	.086a

У табели 15. су приказане вриједности добијене регресионом анализом варијабли лонгитудиналне димензионалности и варијабле ХРмакс. Коефицијент мултипле корелације (R), који приказује корелациону везу лонгитудиналних димензионалности и максималне срчане фреквенције другог мјерења је .619. Коефицијент детерминације је приказани кроз проценат објашњеног заједничког варијабилитета и износи 38%. На основу вриједности коефицијента мултипле корелације .619 а позивајући се на величину коефицијента Ф односа 2.180 и његове значајности .086, који објашњава добијене вриједности теста функционалне способности може се констатовати да варијабле лонгитудиналних димензионалности (као предикторски систем) тјелесна висина (ТВ), сједишна висина (СВ), дужина ноге (ДУЖНОГ), дужина наткољенице (ДУЖНАТ), дужина наткољенице (ДУЖНАТ) и дужина стопала (ДУЖСТО), као дио цјелокупног система немају статистички значај у учешћу у објашњењу појаве, у овом случају варијабле максимална срчана фреквенција другог мјерења.

Табела 16.

Нестандардизовани коефицијенти		Стд. Грешка	Стандардизовани коефицијенти	т	значајност
			Бета		
(константа)	227.768	62.714		3.632	.002
ТВ	-1.309	1.244	-.930	-1.053	.305
СВ	2.430	1.962	.749	1.239	.229
ДУЖНОГ	-7.678	20.350	-3.602	-.377	.710
ДУЖНАТ	8.206	20.614	2.458	.398	.695
ДУЖПОТ	11.379	25.633	2.567	.444	.662
ДУЖСТО	-5.365	2.050	-.725	-2.617	.016

У табели 16. су приказани парцијални регресиони утицаји фактора лонгитудиналне димензионалности и варијабла максимална срчана фреквенција

(ХРмакс2). Видимо да вриједности парцијалних регресионих (Бета) и значајност на мултиваријантном нивоу немају статистички значајне релације са предикторском варијаблом осим варијабле дужина стопала (ДУЖСТО) **.016**.

С обзиром да наведене предикторске варијабле немају статистички значајан удио у објашњењу појаве (табела 15.) као систем, али варијабла дужина стопала (ДУЖСТО) показује статистички значајно учешће **(.016)** у објашњењу појаве. На основу приказаног може се констатовати да је дужина стопала (ДУЖСТО) утицала на критеријум, односно на максималне вриједности срчане фреквенције на другом мјерењу.

Пирсонов (Pearson) коефицијент корелације варијабли трансверзалне димензионалности са функционалним способностима

Табела 17. Повезаност варијабли трансверзалне димензионалности са тестовима функционалних способности

	БИРАС		ДИЗКО		ДИСЗГ		ШИСТО	
ВО ₂ кг	-.193	.326	-.340	.076	-.362	.058	-.393*	.038
ВО ₂ кг2	-.230	.239	-.444*	.018	-.428*	.023	-.455*	.015
ХРмакс	-.350	.068	-.555**	.002	-.493**	.008	-.415*	.028
ХРмакс2	-.355	.063	-.576**	.001	-.421*	.026	-.447*	.017

У табели 17. су приказани коефицијенти корелације са нивоима значајности. Нивои значајности су приказани са једном и двије звјездице, односно .05, 95% и .01, 99% вјероватноће. Прегледом се уочавају варијабле домена трансверзалне димензионалности: бикристални распон (БИРАС), зглоб кољена (ДИЗКО), дијаметар скочног зглоба (ДИСЗГ) и варијабла ширина стопала (ШИСТО) и варијабле тестова функционалних способности првог и другог мјерења: варијабла релативна потрошња кисеоника (ВО₂кг) и варијабла максимална срчана фреквенција (ХРмакс).

Инспекцијом се уочава да варијабла дијаметар зглоба кољена (ДИЗКО) са ВО₂кг2 негативно корелира -.444* као и са ХРмакс са -.555** и ХРмакс2 -.576**.

Варијабла дијаметар скочног зглоба (ДИСЗГ) негативно корелира са ВО₂кг2 -.428*, као и са ХРмакс са -.493** и ХРмакс2 -.421*.

Варијабла ширина стопала (ШИСТО) негативно корелира са ВО₂кг -.393*, ВО₂кг2 -.455*, са ХРмакс -.415* и ХРмакс2 -.447*.

Регресиона анализа варијабли трансверзалне димензионалности и варијабле ХРмакс

Табела 18. Регресиона анализа варијабли трансверзалне димензионалности и варијабле ХРмакс

	Мултипла корелација (R)	Коефицијент детерминације (R ²)	Станд. грешка процјене	Ф - тест	Значајност
Прво	.645a	0.416	10.43639	5.705	.004a

У табели 18. су приказане вриједности добијене регресионом анализом варијабли трансверзалне димензионалности и варијабле ХРмакс. Коефицијент мултипле корелације (R), који приказује корелациону везу трансверзалних димензионалности и максималних вриједности срчане фреквенције (ХРмакс) је .645. Коефицијент детерминације је приказани кроз проценат објашњеног заједничког варијабилитета и износи 41%. На основу вриједности коефицијента мултипле корелације .645 а позивајући се на величину коефицијента Ф односа 5.705 и његове значајности (**.004**), који статистички значајно објашњава добијене вриједности теста функционалне способности може се констатовати да варијабле трансверзалне димензионалности дијаметар зглоба кољена (ДИЗКО), дијаметар скочног зглоба кољена (ДИСЗГ) и ширина стопала (ШИСТО) као предикторски систем учествују у објашњењу појаве, у овом случају модела варијабле ХРмакс.

Табела 19.

Нестандардизовани коефицијенти		Стд. Грешка	Стандардизовани коефицијенти	t	значајност
			Бета		
(константа)	287.075	29.345		9.783	.000
ДИЗКО	-8.711	3.313	-0.609	-2.63	.015
ДИСЗГ	-11.386	5.412	-0.494	-2.104	.046
ШИСТО	6.418	4.871	0.398	1.317	.200

У табели 19. су приказани парцијални регресиони утицаји фактора трансверзалне димензионалности и варијабле максимална срчане фреквенција (ХРмакс). Видимо да варијабле дијаметар зглоба кољена (ДИЗКО) .015 и дијаметар скочног зглоба кољена (ДИСЗГ) .046 имају статистички значајне релације са предикторском варијаблом. С обзиром да наведене предикторске варијабле имају

статистички значајан удио у објашњењу појаве (табела 18.) и као систем, може се рећи да су утицале на критеријум, односно на максималне вриједности срчане фреквенције.

Регресиона анализа варијабли трансверзалне димензионалности и варијабле ХРмакс2

Табела 20. Регресиона анализа варијабли трансверзалне димензионалности и варијабле ХРмакс2

	Мултипла корелација (R)	Коефицијент детерминације (R ²)	Станд. грешка процјене	Ф - тест	Значајност
Друго	.606a	0.367	11.39152	4.638	.011a

У табели 20. су приказане вриједности добијене регресионом анализом варијабли трансверзалне димензионалности и варијабле ХРмакс2. Коефицијент мултипле корелације (R), који приказује корелациону везу трансверзалних димензионалности и максималних вриједности срчане фреквенције (ХРмакс2) је .606. Коефицијент детерминације је приказани кроз проценат објашњеног заједничког варијабилитета и износи 36%. На основу вриједности коефицијента мултипле корелације .606 а позивајући се на величину коефицијента Ф односа 4.638 и његове значајности .011, који статистички значајно објашњава добијене вриједности теста функционалне способности може се констатовати да варијабле трансверзалне димензионалности дијаметар зглоба кољена (ДИЗКО), дијаметар скочног зглоба кољена (ДИСЗГ) и ширина стопала (ШИСТО) као предикторски систем учествују у објашњењу појаве, у овом случају модела варијабле ХРмакс2.

Табела 21.

Нестандардизовани коефицијенти		Стд. Грешка	Стандардизовани коефицијенти	t	значајност
			Бета		
(константа)	287.096	32.031		8.963	.000
ДИЗКО	-8.599	3.616	-0.573	-2.378	.026
ДИСЗГ	-6.677	5.908	-0.276	-1.13	.270
ШИСТО	3.01	5.317	0.178	0.566	.577

У табели 21. су приказани парцијални регресиони утицаји фактора трансверзалне димензионалности и варијабле максимална срчане фреквенција (ХРмакс2). Видимо да варијабла дијаметар зглоба кољена (ДИЗКО) **.026** има статистички значајну релацију са предикторском варијаблом. С обзиром да наведена предикторска варијабла има статистички значајан удио у објашњењу појаве (табела

20.) и као дио система, може се рећи да је утицала на критеријум, односно на максималне вриједности срчане фреквенције другог мјерења.

Каноничка дискриминативна анализа

Табела 22. Значајност изоловане дискриминативне функције

Eigenvalue	Canonical R	Wilks' Lambda	Chi-square	df	Sig.
.371a	0.52	0.73	15.763	8	.046

У табели 22. су приказани квадрати коефицијента дискриминације (Eigen), коефицијент каноничке корелације (Canonical R), дискриминативна јачина варијабли (Wilks'), вриједност Бартлетовог теста (Chi-square) и вјероватноћа грешке при одбацивању хипотезе да је стварна вриједност каноничке корелације једнака нули за испитанике укључене у експеримент. Између првог и другог мјерења постоји статистички значајна разлика на нивоу значајности од .05 ($p = .046$). Каноничка дискриминациона анализа је показала да постоји једна дискриминативна функција која је значајна, висока и објашњена са 52% (Canonical R = .52). Дискриминативна јачина варијабли исказана преко теста (Wilks') је висока (.73) и указује на разлике које се појављују између првог и другог мјерења у простору функционалних способности испитаника.

Табела 23. Факторска структура

Факторска структура	
РФ	0.546
ФЕО ₂	0.507
ХР _{авг}	0.271
ВЕ	0.246
ХР _{макс}	0.231
ВО ₂ кг	0.183
МЕТС	0.134
ВО ₂	0.039

У табели 23. је приказана структура дискриминативне функције варијабли кориштених за просјену функционалних способности. Види се да највећи допринос дискриминативној функцији дају варијабле респираторна фреквенција (РФ = .546) и фракција издахнутог кисеоника (ФЕО₂ = .507). Затим слиједе, по доприносу, варијабла просјечна срчана фреквенција (ХР_{авг} = .271), варијабла минутна вентилација (ВЕ = .246), варијабла максимална срчана фреквенција (ХР_{макс} = .231),

варијабла релативна потрошња кисеоника ($VO_{2кг} = .183$), варијабла метаболички еквивалент ($METS = .134$) док најмањи допринос има варијабла просјечна потрошња кисеоника ($VO_2 = .039$).

Позитивни резултати приказани у табели 23. означавају веће вриједности које су добијене другим мјерењем: респираторна фреквенција ($RF = .546$) представља више удаха у минути док у варијабли фракција издахнутог кисеоника ($FE_{O_2} = .507$) представља слабију искориштеност удахнутог ваздуха. Код осталих варијабли позитиван резултат такође означава веће вриједности, а самим тим и већу просјечну срчану фреквенцију ($XR_{авг} = .271$), плућну вентилацију ($BE = .246$), максималну срчану фреквенцију ($XR_{макс} = .231$), релативну потрошњу кисеоника ($VO_{2кг} = .183$), метаболички еквивалент ($METS = .134$) и просјечну потрошњу кисеоника ($VO_2 = .039$).

Центроиди изоловане дискриминативне функције

Табела 24. Центроиди изоловане дискриминативне функције

Центроиди	
Мјерење	Функција
Прво	-0.598
Друго	0.598

У табели 24. су приказани центроиди изоловане дискриминативне функције који представљају аритметичке средине резултата првог и другог мјерења. Може се видјети да је дискриминација (раздвајање) релативно висока а креће се од -0.598 до 0.598. Позитивна вриједност на другом мјерењу показује да су све анализиране мјере имале веће вриједности на другом мјерењу.

Прецизност класификације резултата

Табела 25. Прецизност класификације резултата

Мјерење	Прво	Друго	Укупно
Прво	16	12	28
Друго	4	24	28
Прво %	57.1	42.9	100
Друго %	14.3	85.7	100
Прецизност извршене дискриминације 71.4%			

У табели 25. видимо успјешност раздвајања резултата првог и другог мјерења који су приказани као перцентили група и показују да је објашњење извршене дискриминације објашњено са прецизношћу од 71,4%, односно да је код више од 71% испитаника укључених у експеримент дошло до промјена у мјереним варијаблама.

ДИСКУСИЈА РЕЗУЛТАТА

Истраживањем су тражене везе и регресиони утицај морфолошког простора на функционалне способности испитаника током два модела хода уз нагиб. Кинематском анализом је утврђено да се модели разликују по положају и кретању сегмената тијела током извођења кретања. У моделу 1 (слика 2.), глава се налази у претклону у односу на труп и прави велике амплитуде (напријед – назад) током циклуса хода док се при моделу 2 (слика 3.) 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 (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 6. приказују веће вриједности аритметичких средина у другом мјерењу. Фреквенција дисања (РФ) је повећана и говори да је био потребан већи број удаха ваздуха за дату активност, варијабла минутна вентилација (ВЕ) показује већи број удахнутих литара ваздуха у минути потребних за дату активност. ВЕ расте линеарно са VO_2 при оптерећењу до око 60% од максимума. Иза ове тачке се повећава већом фреквенцијом удисаја. На основу овога закључујемо да је оптерећење на оба мјерења било преко 60% од максимума што се поклапа са карактеристиком да је „Chester treadmill walk test“ субмаксимални тест оптерећења (McGuigan, 2009) односно да је на другом мјерењу односно кориштењем модела хода 2 оптерећење било повећано. (Шентија, 2010, стр. 60. према Јаковљевићу). Повећано оптерећење се потврђује и већим вриједностима другог мјерења варијабли потрошња кисеоника, максимална потрошња кисеоника, просјечна срчана

фреквенција и максималне вриједности срчане фреквенције. 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 субјективни осјећај оптерећења (РПЕ) мање на другом мјерењу на основу чега се може рећи да су испитаници имали субјективни осјећај мањег оптерећења ходањем моделом 2.

У табели 7. су приказане вриједности добијене Т тестом упарених узорака. Негативне вриједности аритметичких средина указују на веће вриједности добијене другим мјерењем, односно кориштењем модела 2. Може се видјети да постоји статистичка значајност упарених узорака варијабле респираторна фреквенција РФ ($РФ-РФ2 = .000$). С обзиром да је фреквенција дисања – РФ број дисајних циклуса у току једног минута и да су вриједности веће на другом мјерењу можемо закључити да је друго мјерење захтјевало статистички значајно више удисаја него прво мјерење. Сличан закључак се може примјенити и на варијаблу плућна вентилација ВЕ ($ВЕ-ВЕ2 = .006$) гдје такође постоји статистички значајна разлика. Ово се може повезати са положајем трупа, односно варијаблом сједишна висина (СВ) која значајно корелира са обе варијабле ВЕ 425^* , $p=.024$ и ВЕ2 $.595^{**}$, $p=.001$ (Прилог 1.) Плућна вентилација је количина ваздуха која уђе и изађе из плућа у минути и зависи од дубине сваког удаха (дисајни волумен) и броја удисаја у минути (фреквенција дисања - РФ). Фракција издахнутог ваздуха ($ФеО_2\%$) је проценат издахнутог ваздуха из плућа ваздуха који је кисеоник. У ваздуху који удишемо садржи 20.93% кисеоника а организам обично екстрахује 3-6% од ваздуха који је кисеоник. Тако да је ваздух који је издахнут садржи око 15-18% кисеоника (Ohio University). Ниске вриједности за $ФеО_2$ указују на то да организам добро искориштава кисеоник ($О_2$) и на тај начин сугерише да је размјена гасова у алвеолама добра. У табели видимо да постоји статистички значајна разлика варијабле фракција издахнутог вазуа ($ФеО_2-ФеО_22 = .000$) и да су веће вриједности другог мјерења, на основу чега можемо закључити да је искориштеност кисеоника у алвеолама слабија на другом мјерењу. Показало се дисањем на нос боље искориштава ваздух у алвеолама за разлику од дисања на нос и уста заједно и да се може обезбједити довољно кисеоника само за аеробне активности (Morton, A. R., King, K., Papalia, S. & Willmore, J. H. 1995). С обзиром да негативан предзнак вриједности аритметичке средине (-0.322) указује на веће вриједности на другом мјерењу на основу чега можемо видјети да је

искориштеност кисеоника у алвеолама слабија на другом мјерењу односно да су испитаници дисали и на нос и на уста и тиме нису обезбједили довољну искориштеност кисеоника што показује да је тест ходања који је кориштен субмаксимални тест оптерећења. Што се тиче варијабли просјечна срчана фреквенција $X_{\text{Равг}}$ ($X_{\text{Равг}} - X_{\text{Равг}2} = .008$) и максимална срчана фреквенција $X_{\text{Рмакс}}$ ($X_{\text{Рмакс}} - X_{\text{Рмакс}2} = .011$), такође постоји статистички значајна разлика између првог и другог мјерења, 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). Како је брзина ход била одређена 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 et al. 1977 према Silder, Besier & 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 корака, што нас наводи на закључак да је био потребан већи број корака. Карактеристике хода, као што су промјена самоизабране дужине корака (Donelan et al., 2002), као и ходање са савијеним кољенима (Waters & Mulroy, 1999) такође утичу на промјену потрошње енергије при ходу. Када погледамо остале варијабле метаболички еквивалент (METC), потрошња кисеоника (VO_2) и максимална потрошња кисеоника ($VO_{2\text{макс}}$) види се да нема статистички значајне разлике између првог и другог мјерења.

Како хипотеза Х2 гласи - примјена модела хода 2 уз нагиб показује се као енергетски ефикаснији модел хода, а узимајући у обзир да су потрошња кисеоника ($VO_{2\text{макс}}$) и срчана фреквенција (XP) параметри на основу којих се израчунава потрошња енергије (Keytel, Goedecke, Noakes, Hiiloskorpi, van der Merwe и Lambert 2005; Hiiloskorpi, Pasanen, Fogelholm, Laukkanen и Mänttari 2003), веома лако се може утврдити који је модел хода енергетски ефикаснији. У овом истраживању мјерен је статус функционалних способности користећи варијабле апсолутна (VO_2) и релативна потрошња кисеоника ($VO_{2\text{макс}}$) и просјечна ($X_{\text{Равг}}$) и максимална срчана

фреквенција (ХРмакс). Добијени резултати показују да су средње вриједности наведених варијабли (табела 6.) веће приликом кориштења модела 2 а код варијабли везаних за срчану фреквенцију су и статистички значајне ($X_{\text{Равг}} - X_{\text{Равг}2} = .008$; $X_{\text{Рмакс}} - X_{\text{Рмакс}2} = .011$). 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 на другом мјерењу 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 et al., 2002). Постоји вјероватноћа да испитаници усвојивши елементе модела 2 ипак нису довољно аутоматизовали те покрете и на тај начин утицали на повећање потрошње енергије. Након наведеног може се одбацити хипотеза Х2 која гласи - примјена модела хода 2 уз нагиб показује се као енергетски ефикаснији модел хода.

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 & Mulroy, 1999) такође утичу на промјену потрошње енергије при ходу.

На основу приказаног може се закључити да је постоји разлика између мјерених статуса функционалних способности. Ово се може потврдити и резултатима каноничке дискриминационе анализе (табела 22.) у којој између првог и другог мјерења постоји статистички значајна разлика на нивоу значајности од .05 ($p = .046$) а до сличних резултата су дошли и Пантелић и сар. (2008). Такође се из табеле 25. може видјети да је објашњење извршене дискриминације објашњено са прецизношћу од 71,4%, односно да је код више од 71% испитаника укључених у експеримент дошло до промјена у мјереним варијаблама. На основу приказаног се може дјелимично одбацити хипотеза Х1 - неће се показати статистички значајна

промјена у статусу функционалних способности испитаника иницијалног и финалног мјерења испитиване групе.

Резултати корелационе и регресионе анализе

Да би се утврдиле везе морфолошких карактеристика и функционалних способности кориштена је корелациона и регресиона анализа. С обзиром да хипотеза **ХЗ** гласи – показало се повезаност лонгитудиналних димензија доњих екстремитета са потрошњом кисеоника код оба модела хода користили су се резултати добијени од предикторских варијабли које су бар са једном мјерењем показале корелациону значајност са одређеном функционалном способношћу. Како су варијабле потрошња кисеоника ($\text{VO}_2\text{макс}$) и срчана фреквенција (ХР) параметри на основу којих се израчунавају потрошња енергије (Keytel, Goedecke, Noakes, Hiilloskorpi, van der Merwe и Lambert 2005; Hiilloskorpi, Pasanen, Fogelholm, Laukkanen и Mänttari 2003), метаболички еквивалент, фракција издахнутог O_2 и друге и као такве дају мању грешку у процјени, само су оне и кориштене у анализи.

Тако је анализиран утицај варијабли лонгитудиналних димензионалности тјелесна висина (ТВ), сједишна висина (СВ) и дужина стопала (ДУЖСТО) са максималном потрошњом кисеоника оба мјерења. Резултати су показали да наведене варијабле као дио цјелокупног система (табела 11.) учествују у предикцији максималне потрошње кисеоника другог мјерења (**.048**) а да појединачно немају утицај (табела 12). Vereket 2005. проналази повезаност дужине потколенице као предиктора потрошње кисеоника али у ходу по равном. С обзиром да је кинематском анализом приказана разлика између два модела и то у положају тијела, трупа и стопала може се закључити да је промјена положаја истих имало за исход повећања потрошње кисеоника. До овог закључка се дошло на основу тога да је варијабла дужина стопала (ДУЖСТО) показала негативну корелацију $-.459^*$ са максималном потрошњом кисеоника другог мјерења $\text{VO}_2\text{макс2}$ а самим тим и утицај (**.014**) на потрошњу кисеоника (Waters & Mulroy, 1999). Како је постављање стопала у моделу 2 условљено и савијањем у зглобу кољена искорачне ноге а самим тим и смањењем дужине корака односно повећањем броја корака тј. фреквенције корака за исти пређени пут је довело до повећања потрошње кисеоника јер карактеристике хода, као што су промјена самоизабране дужине корака (Donelan et al., 2002), као и ходање

са савијеним кољенима (Waters & Mulroy, 1999) такође утичу на промјену потрошње енергије при ходу. На основу наведеног се може дјелимично прихватити хипотеза **X3** која гласи - показате се повезаност лонгитудиналних димензија доњих екстремитета са потрошњом кисеоника код оба модела хода.

Како је већ наведено у уводу овог потпоглавља, урађена је анализа корелација морфолошких карактеристика са варијаблама потрошња кисеоника ($\text{VO}_2\text{макс}$) и срчана фреквенција (ХР).

С обзиром да предикторске варијабле тјелесна висина (ТВ), сједишна висина (СВ), дужина ноге (ДУЖНОГ), дужина наткољенице (ДУЖНАТ), дужина наткољенице (ДУЖНАТ) и дужина стопала (ДУЖСТО), као дио цјелокупног система учествују у објашњењу појаве, у овом случају варијабле максималне вриједности срчане фреквенције односно имају статистички значајан (**.041**) удио у објашњењу појаве (табела 13.) као систем, може се рећи да су утицале на критеријум, односно на максималне вриједности срчане фреквенције али појединачно ниједна се не издваја (табела 14.) Са друге стране ове исте варијабле немају статистички значајан (.086) удио у објашњењу појаве (табела 15.) као систем, али варијабла дужина стопала (ДУЖСТО) показује (табела 16.) статистички значајно учешће (**.016**) у објашњењу појаве. Током природног начина хода уздужне осе стопала се постављају паралелно са правцем кретања што одступа од природне дивергенције стопала у усправном ставу. На тај начин се не губи на дужини полуге, коју представља стопало. Самим тим дејство мишића опружача у зглобу одразне ноге се не губи (Микић, Бјековић, 2004. стр. 190). Претпоставка је да се оваквим постављањем стопала ангажовало више мишића потребних за извођење покрета а самим тим и утицало на повећање срчане фреквенције. На основу приказаног (табела 16.) може се констатовати да је дужина стопала (ДУЖСТО) утицала на критеријум, односно на максималне вриједности срчане фреквенције на другом мјерењу. На основу приказаног можемо закључити, а имајући у виду да је кинематском анализом приказана разлика у положају стопала оба модела, да је положај стопала модела 2 утицао на повећање срчане фреквенције. Постоји вјероватноћа да је различит тип стопала (римски, египатски, раздвојен трећи прст...), (Marenčáková, Svoboda, Vařeka and František, 2016) односно различито постављање стопала на подлогу утицало на резултате потрошње енергије.

Што се тиче веза и утицаја трансверзалних димензионалности, корелациону везу са бар једним мјерењем су показале варијабле дијаметар зглоба кољена (ДИЗКО), дијаметар скочног зглоба кољена (ДИСЗГ) и ширина стопала (ШИСТО). С обзиром да наведене предикторске варијабле, као дио цјелокупног система учествују у објашњењу појаве, у овом случају варијабле ХРмакс, односно имају статистички значајан (**.004**) удио у објашњењу појаве (табела 18.) као систем, може се рећи да су утицале на критеријум, односно на максималне вриједности срчане фреквенције првог мјерења. Регресионом анализом (табела 19.) појединачно се издвајају дијаметар зглоба кољена (ДИЗКО, $p = .015$) и дијаметар скочног зглоба кољена (ДИСЗГ, $p = .046$). Са друге стране ове исте варијабле такође имају статистички значајан (**.011**) удио у објашњењу појаве, у овом случају варијабле ХРмакс2 (табела 20.) као систем, али појединачно се издваја само дијаметар зглоба кољена (ДИЗКО, $p = .026$). На основу приказаног можемо се претпоставити да се кориштењем модела 1 оптеретили зглобови кољена и скочни док се моделом 2 оптеретио само зглоб кољена што је и приказано кинематском анализом којом је видљива флексија у кољеном зглобу искорачне ноге. Самим савијањем ноге у зглобу кољена се смањује дужина корака, односно повећава фреквенција корака и нај начин повећава и потрошња енергије што се поклапа са истраживањима које су провели Donelan et al., 2002. и Waters & Mulroy, 1999.

ЗАКЉУЧАК

На основу свега наведеног закључено је слjedeће:

Између испитиваних модела хода постоји разлика која је утврђена кинематском анализом. Разлике се очитују у положају сегмената и дијелова тијела.

Статистички значајна разлика постоји између мјерених вриједности статуса функционалних способности: респираторна фреквенција, плућна вентилација, фракција издахнутог кисеоника, просјечна срчана фреквенција и максимална срчана фреквенција док код потрошње кисеоника, максималне потрошње кисеоника и субјективног осјећаја оптерећења постоји разлика чиме се одбацује хипотеза H_1 - неће се показати статистички значајна промјена у статусу функционалних способности испитаника иницијалног и финалног мјерења испитиване групе.

С обзиром да су потрошња кисеоника и срчана фреквенција показатељи на основу којих се предвиђа потрошња енергије а вриједности које су добијене другим мјерењем односно кориштењем модела 2 су статистички значајно веће $X_{\text{Равг}}$ (.008) и $X_{\text{Рмакс}}$ (.011) и веће код варијабли потрошња кисеоника (VO_2) и максимална потрошња кисеоника ($VO_{2\text{макс}}$) може се закључити да се кориштењем модела 2 може утицати на повећање потрошње енергије односно да се одбацује хипотеза H_2 – примјена модела хода 2 уз нагиб показује се као енергетски ефикаснији модел хода.

Да би се утврдила повезаност лонгитудиналних димензија доњих екстремитета са потрошњом кисеоника користили су се подаци добијени корелационом и регресионом анализом. Показало се да је варијабла дужина стопала (ДУЖСТО) показала негативну корелацију -0.459^* са максималном потрошњом кисеоника другог мјерења $VO_{2\text{макс}2}$ а самим тим и утицај (.014) на потрошњу кисеоника на основу чега се дјелимично прихвата хипотеза H_3 – показује се повезаност лонгитудиналних димензија доњих екстремитета са потрошњом кисеоника код оба модела хода.

Занимљив је податак (табела 6.) да је субјективни осјећај оптерећења (РПЕ) био мањи кориштењем модела 2. Имајући у виду да је стварни показатељ напора био већи (табеле 6. и 7.), односно да се потрошило више енергије, може се закључити да је модел 2 хода уз нагиб лакши за извођење. Другим ријечима особа која жели потрошити више калорија а да при том има субјективно лакши осјећај оптерећења

при извођењу истог теста хода „Chester treadmill walk test“, користиће модел 2 хода уз нагиб.

Субјективни осјећај аутора је да је примјеном модела 1 повећано оптерећење на лумбални дио кичме и на Ахилове тетиве приликом иницијалног контакта док тог осјећаја примјеном модела 2 нема али је ова хипотеза препорука за будућа истраживања. Било би занимљиво електромиографском методом (ЕМГ) потражити разлике између ангажованих мишића поменутих модела, као и да се мјери дужина и фреквенција корака. Такође би било корисно испитати разлике међу моделима кориштењем самоизабране брзине хода.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ayyappa, E., (1997). *Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concepts and Terminology*. American Academy Orthotists & Prosthetists. Vol. 9, Num. 1.
2. Bartlett, R., (2007). *Introduction to Sports Biomechanics Analysing Human Movement Patterns*. Taylor & Francis e-Library, Second edition
3. Bereket, S. (2005). *Effects of anthropometric parameters and stride frequency on estimation of energy cost of walking*. The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness [2005, 45(2):152-161]. Преузето 07.06.2015.г. са: <http://europepmc.org/abstract/med/16355075>
4. Browning, C. R., Reynolds, M. M., Board, J. W., Walters, A. K. and Reiser, F. R. II. (1985). *Obesity does not impair walking economy across a range of speeds and grades*. J Appl Physiol May 1, 2013; 114(9):1125–1131. Published online Feb 14, 2013. doi: 10.1152/jappphysiol.00765.2012
5. Brubaker A. M., Fleet J. D., (2008). *The kneed walker for human pose tracking*. Computer Vision and Pattern Recognition. IEEE. p1-8.
6. Burnfield, J.M., Powers, C.M. (2006). *Orthopaedic Physical Therapy Secrets: Normal and pathologic gait*. In: Placzek, J.D., Boyce, D.A. USA Elsevier. 119
7. Borg, G.A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*.; 14:377-381. Преузето 20.04.2016.г. са: <http://www.hsph.harvard.edu/nutritionsource/borg-scale/>
8. Бала, Г. (2000). *Зависност дефинисања модела морфолошких димензија од манифестних антропометријских варијабли*. Гласник Антрополошког друштва Југославије. Нови Сад: Антрополошко друштво Србије. Вол. 35. 95-102.
9. Бала, Г., Јакшић, Д. и Поповић, Б. (2009) *Тренд релација морфолошких карактеристика и моторичких способности предшколске деце*. Релације

-
- антрополошких карактеристика и способности предшколске деце (Истраживачка монографија). Нови Сад. Стр. 61
10. Williams, M., Anderson, D. & Rawson, A. (2012). *Nutrition for Health, Fitness & Sport*. McGraw Hill Education, 10th Edition. Chapter 3. pg. 95
 11. Vogt, L., Banzer, W. (1999). *Measurement of lumbar spine kinematics in incline treadmill walking*. Gait & Posture, Volume 9, Issue 1, Pages 18-23
 12. Waters, R.L., Mulroy, S., (1999). *The energy expenditure of normal and pathologic gait*. Gait & Posture 9, 207–231.
 13. Willis, W. T., Ganley, K. J., Herman, R. M., (2005). *Fuel oxidation during human walking*. 793-9. Преузето 27. јула 2014. са <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15931617>
 14. Ganley, K.J., Stock, A., Herman, R.M., Santello, M., Willis, W.T. (2011). *Fuel oxidation at the walk-to-run-transition in humans*. Преузето 29. јула 2014. са <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20708204>
 15. Guzmán - Valdivia, C.H., Blanco - Ortega, A., Oliver - Salazar, M.A. & Carrera - Escobedo, J.L. (2013). *Therapeutic Motion Analysis of Lower Limbs Using Kinovea*. International Journal of Soft Computing and Engineering (IJSCE) ISSN: 2231-2307, Volume-3, Issue-2, May 2013.
 16. Davies, S.E.H. (2015). *Perceived Exertion and Metabolic Cost during Progressive and Randomized Walking Protocols*. 18th International Conference on Sport Medicine and Sport Science. Париз. Преузето 31.03.2016.г. са: https://www.researchgate.net/publication/283202432_Perceived_Exertion_and_Metabolic_Cost_during_Progressive_and_Randomized_Walking_Protocols
 17. Damsted, C., Nielsen, R. O. & Larsen L.H. (2015). Reliability of video-based quantification of the knee- and hip angle at foot strike during running. Int J Sports Phys Ther. v.10(2); 2015 Apr. PMC4387722
 18. Ehlen, K. A., Reiser II, R F., Browning, R. C., (2011). *Energetics and biomechanics of inclined treadmill walking in obese adults*. Medicine & Science in Sports & Exercise. Vol. 43, p1251-1259.
-

-
19. 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 <http://web.ebscohost.com/ehost/detail?sid=a3fbab8e-f2e8-4bdd-bfeb-1cb461f14c0f%40sessionmgr4001&vid=1&hid=4104&bdata=Jmxhbm9aHmc2l0ZT1laG9zdC1saXZl#db=a9h&AN=53912897> Преузето 24. Јула 2014. са
20. Жељасков, Ц., (2004). *Кондициони тренинг врхунских спортиста*, Спортска академија, Београд. Стр. 38.
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
22. Јаковљевић, В., Љубојевић, А., Каралић, Т., Гердијан, Н. и Вукић, Ж. (2014). *Релације морфолошких карактеристика и максималне потрошње кисеоника ученика четвртог разреда основне школе у односу на пол*. Физичка култура. вол. 68, бр. 1, стр. 63-74
23. Јаковљевић, В. (2012). *Ефекти примјене новог модела трчања на 1500 метара*. Докторска дисертација, Универзитет у Бањој Луци
24. Јововић, В. (2008). *Корективна гимнастика са кинезитерапијом*. Филозофски факултет, Никшић. Стр. 100
25. Kang, J., Chaloupka, E.C., Mastrangelo, M.A. и Hoffman, J.R. (2002). *Physiological and biomechanical analysis of treadmill walking up various gradients in men and women*. European Journal of Applied Physiology [2002, 86(6):503-508]. Преузето 05.06.2015.г. са: <http://europepmc.org/abstract/MED/11944098>
26. Keytel L.R., Goedecke J.H., Noakes T.D., Hiiloskorpi 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. Преузето 21. Јула 2014. са <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15966347>
27. Калем, М., Тривун, М. (2007). *Начини кретања у планинарењу*. Гласник Факултета физичког васпитања и спорта, Бања Лука Вања Лука. стр. 136.
-

-
28. Leroux, A., Fung, J., Barbeau, H., (2002). *Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies*. Gait Posture. Feb;15(1):64-74.
29. Li, J. X., Hong, Y., (2007). *Kinematic and Electromyographic Analysis of the Trunk and Lower Limbs During Walking in Negative-Heeled Shoes*. Journal of the American Podiatric Medical Association, No 6. Pgs 447-456. Пpeчeнo 25.11.2014.г ca http://www1.arielnet.com/start/apas/studies/Youlian_Hong-study.pdf .
30. Lovejoy, O. (1988). *Evolution of Human Walking*. Scientific American, 118-125. Пpeчeнo 07.06.2015.ca: www.researchgate.net/publication/19944737_Evolution_of_Human_Walking
31. Marenčáková, J., Svoboda, Z., Vařeka, I. and František Z. (2016). Functional clinical typology of the foot and kinematic gait parameters. Acta Gymnica, published online ahead of print. doi: 10.5507/ag.2016.004
32. 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. Пpeчeнo 05.04.2016.г. ca: https://www.researchgate.net/publication/278024299_How_to_increase_energy_expenditure_during_human_walking
33. Medved, V., Kasović, M. (2007). Biomehanicka analiza ljudskog kretanja u funkciji sportske traumatologije. Hrvatski Športskomedicinski Vjesnik; Kineziološki fakultet, Sveučilište u Zagrebu 22: 40-47
34. McGuigan, A., R. (2009). *Reliability and validity of the Chester treadmill walk test for the prediction of aerobic capacity*. Пpeчeнo 22.09.2015. ca: <http://chesterrep.openrepository.com/cdr/handle/10034/114806>
35. McIntosh, A. S., Beatty, K. T., Dwan, L. N. & Vickers D., R. (2005). *Gait dynamics on an inclined walkway*. School of Safety Science, The University of New South Wales, Sydney 2052, Australia Accepted: July 18, 2005; Published Online: September 19, 2005. Пpeчeнo 22.09.2015.ca: <http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290%2805%2900365-9/fulltext>
36. McNeill, R., A. (2002). *Energetics and optimization of human walking and running*. The 2000 Raymond Pearl Memorial Lecture American Journal of Human Biology
-

37. Микалачки, М., Чокорило, Н. и Катић, Р. (2011). *Утицај нордијског ходања на функционалне способности и крвни притисак старијих жена*. Coll Antropol. 2011 Sep; 35(3): 889-94. Преузето 05.06.2015.г. са: www.researchgate.net/publication/51770235_Effect_of_nordic_walking_on_functional_ability_and_blood_pressure_in_elderly_women
38. Микић, Б., Бјековић, Г. (2004). *Биомеханика спортске локомоције*. Факултет физичке културе Пале, стр. 17, 143, 378-379.
39. Младеновић, И., Радовановић, Д. и Ранђеловић, Ј. (2002). *Разлике у антропометријском и функционалном статусу успјешних и неуспјешних на пријемном испиту Факултета физичке културе у Нишу 2002 године*. Збраник радова, ФИС комуникације, Универзитет у Нишу (2002), Ниш, стр. 267 и 307.
40. Morton, A. R., King, K., Papalia, S. & Willmore, J. H. (1995). Comparison of maximal oxygen consumption with oral and nasal breathing. Australian journal of science and medicine in sport 27(3):51-5. Преузето 17. марта са: https://www.researchgate.net/publication/14600296_Comparison_of_maximal_oxygen_consumption_with_oral_and_nasal_breathing
41. Николић, З. (2003). *Физиологија физичке активности*. Факултет спорта и физичког васпитања Универзитета у Београду. Београд. Стр. 144
42. O'Malley M., de Paor D.L. Med Biol Eng Comput. (1993) Jul;31(4):392-8. *Kinematic analysis of human walking gait using digital image processing*. Преузето 25.11.2014.г са <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8231303>
43. Perrey, S., Fabre, N. (2008). *Exertion during uphill, level and downhill walking with and without hiking poles*. Journal of Sports Science and Medicine 7, 32 – 38. Преузето 01.04.2016.г. са: <http://www.jssm.org/vol7/n1/5/v7n1-5text.php>
44. Prentice, S. D., Hasler E.N., Groves J.J., Frank J.S., (2004). *Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface*. Gait Posture. Dec;20(3):255-65.

-
45. Пантелић, С., Савић, З. и Ранђеловић, Н. (2008). *Промене кардиоваскуларног фитнеса након реализације програмских садржаја физичких активности*. Гласник Антрополошког друштва Србије Нови Сад, вол. 43, стр. 429-439
46. Понорац, Н., Матавуљ, А., Грујић, Н., Рајковача, З. и Ковачевић, П. (2005) *Максимална потрошња кисеоника (VO_{2max}) као показатељ физичке способности спортисте*. Acta Medica Medianae, вол. 44, бр 4. Преузето 23.03.2016.г. са: <http://publisher.medfak.ni.ac.rs/2005-html/2005-4%20broj.htm>
47. Rhea, M. (2008). *Exercise Benefits of Incline Training*, FreeMotion Fitness 03/2008. Преузето 21.маја 2014. са: https://www.freemotionfitness.com/wcsstore/Freemotion/Attachment/Education/Incline_Training.pdf
48. 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. Преузето 11.04.2016.г. са: <http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362%2816%2900038-2/abstract>
49. Salamuddin, N., Harun, M. T. & Abadi, F. H. (2014). *Relationship between leg length and energy expenditure during walking*. Journal of Physical Education and Sport (JPES), 14(4), Art 94, pp. 604 – 608.
50. Silder, A., Besier, T. & Scott L., D. (2012). *Predicting the metabolic cost of incline walking from muscle activity and walking mechanics*. Journal of biomechanics. Преузето 17.09.2015.са: <http://www.researchgate.net/publication/224948010>
51. Smith, J. (2006). *Using METs in Program Design*. IDEA fitness journal. Преузето 23.03.2016.г. са <http://www.ideafit.com/fitness-library/using-mets-program-design-0>
52. Souza, Ricardo Martins de, & Rodacki, André Luiz Félix. (2012). *Gait analysis on incline and decline surfaces of adult and elderly women with different volume of weekly activities*. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, 18(4), 256-260. Retrieved September 10, 2015, from http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86922012000400008&lng=en&tlng=en. 10.1590/S1517-86922012000400008.
-

-
53. Sadiq Jafer Abbass, Ghaidaa Abdulrahman (2014), *Kinematic analysis of human gait cycle*, Nahrain University, College of Engineering Journal (NUCEJ) Vol.16 No.2, 2014 pp.208-222
54. Saha, D., Gard, S., Fatone, S., (2007). *The effect of trunk flexion on able-bodied gait*. Gait Posture. 2008 May;27(4):653-60. Epub Oct 24.
55. Sun, J., Walters, M., Svensson, N. and Lloyd, D. (1996). The influence of surface slope on human gait characteristics: a study of urban pedestrians walking on an inclined surface/ *Ergonomics*, 39: 4, 677 — 692. DOI: 10.1080/00140139608964489
56. Sutherland, D. H., Kaufman, K.R., Moitoza J.R. (1994). *Kinematics of normal human walking*. In: Rose J, Gamble JG, eds. *Human walking*, 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins,;2:23-45
57. Sykes, K. (2007). *Chester Treadmill Walk Test for the Assessment of Aerobic Fitness*. Centre for Exercise & Nutrition Science, University of Chester.
58. Tiberio, D. (1998). Pathomechanics of structural foot deformities. *Physical Therapy* 68(12): 1840-9. Пpeзepo 12. mapra 2016.г. ca https://www.researchgate.net/publication/19962747_Pathomechanics_of_structural_foot_deformities
59. Tranberg, R. (2010). *Analysis of body motions based on optical markers: Accuracy, error analysis and clinical applications*. University of Gothenburg. Пpeзepo 16. mapra 2016.г. ca: [https:// gupea.ub.gu.se/bitstream/2077/22941/1/gupea_2077_22941_1.pdf](https://gupea.ub.gu.se/bitstream/2077/22941/1/gupea_2077_22941_1.pdf)
60. Umberger, R. B. (2008). *Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetic of human walking*. Пpeзepo 04.06.2015.ca: www.umass.edu/locomotion/pdfs/job-2008.pdf
61. Franz, J. R., Kram, R., (2012). *The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking*. *Gait & Posture*, Volume 35, Issue 1 , Pages 143-147. Пpeзepo 30. Юла 2014. ca <http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362%2811%2900282-7/abstract>
-

-
62. Freedson, P. S., Brendley, K., Ainsworth, B. E., Kohl III, H. W., Leslie, E., Owen, N. (2008). *New Techniques and Issues in Assessing Walking Behavior and Its Contexts*. Medicine & Science in Sports & Exercise, Supplement, Vol. 40, pS574-S583.
63. Fruin, J. J. (1992). *Designing for pedestrians*. Public Transportation United States, Chapter 8. ntl.bts.gov. Прейзето 16.06.2015.г. ca http://ntl.bts.gov/DOCS/11877/Chapter_8.html
64. 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. Прейзето 27. јула 2014. ca http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Hiilloskorpi%20HK%5BAuthor%5D&cauthor=true&cauthor_uid=12868043
65. Hubbuch, 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). Прейзето 13. марта 2016. ca: <https://www.researchgate.net/publication/275718885>
66. (<http://www.euro.who.int/en/health-topics/disease-prevention/nutrition/a-healthy-lifestyle/body-mass-index-bmi>). Прейзето 18. марта 2016.г.
67. <http://www.cosmed.it/en/products/cardio-pulmonary-exercise-testing/fitmate-med-desktop-clinical-cpet> Прейзето 18. марта 2016.г.
68. Walking for health. Прейзето 19. марта 2016. ca: <http://www.health.harvard.edu/staying-healthy/walking-for-health>
-

ПРИЛОГ

Табела 26. Корелациона матрица варијабли лонгитудиналних димензија и варијабли функционалних способности првог и другог мјерења

	ТВ		СВ		ДУЖНОГ		ДУЖНАТ		ДУЖПОТ		ДУЖСТО	
МЕТС	.369	.053	.248	.204	.401*	.034	.500**	.007	.138	.483	.362	.058
МЕТС2	.344	.073	.29	.134	.357	.062	.462*	.013	.110	.578	.391*	.039
РФ	-.394*	.038	-.368	.054	-.399*	.035	-.339	.078	-.309	.11	-.279	.15
РФ2	-.280	.149	-.29	.135	-.286	.141	-.198	.314	-.269	.166	-.202	.302
ВЕ	.384*	.044	.425*	.024	.285	.142	.163	.408	.292	.131	.391*	.039
ВЕ2	.600**	.001	.595**	.001	.520**	.005	.368	.054	.462*	.013	.457*	.014
ВО2	.514**	.005	.465*	.013	.426*	.024	.338	.078	.335	.082	.590**	.001
ВО22	.567**	.002	.564**	.002	.510**	.006	.348	.069	.470*	.012	.674**	.000
ВО2КГ	-.447*	.017	-.437*	.02	-.371	.052	-.228	.244	-.371	.052	-.302	.118
ВО2КГ2	-.375*	.049	-.434*	.021	-.222	.255	-.070	.724	-.287	.139	-.459*	.014
ФеО2авГ	-.241	.217	-.186	.344	-.217	.268	-.234	.230	-.111	.575	-.179	.361
ФеО2авГ2	-.153	.436	-.131	.506	-.128	.516	-.091	.645	-.120	.543	-.227	.245
ХРавГ	- .486**	.009	-.340	.077	- .491**	.008	-.460*	.014	-.331	.085	-.467*	.012
ХРавГ2	-.381*	.045	-.276	.154	-.374	.050	-.345	.072	-.258	.185	- .508**	.006
ХРмакс	- .536**	.003	-.421*	.026	- .546**	.003	- .489**	.008	- .393*	.039	- .558**	.002
ХРмакс2	-.370	.053	-.295	.127	-.379*	.047	-.372	.051	-.234	.231	- .560**	.002

Табела 27. Корелациона матрица варијабли трансверзалних димензија и варијабли функционалних способности првог и другог мјерења

	БИРАС		ДИЗКО		ДИСЗГ		ШИСТО	
МЕТС	-.041	.836	.496**	.007	.443*	.018	.488**	.008
МЕТС2	.123	.534	.534**	.003	.468*	.012	.523**	.004
РФ	.024	.903	-.235	.229	-.553**	.002	-.438*	.020
РФ2	.078	.692	-.083	.673	-.533**	.004	-.358	.062
ВЕ	.275	.156	.271	.163	.306	.113	.288	.138
ВЕ2	.329	.087	.375*	.049	.397*	.037	.414*	.028
ВО ₂	.262	.177	.629**	.000	.616**	.000	.605**	.001
ВО ₂ 2	.231	.237	.624**	.000	.552**	.002	.451*	.016
ВО ₂ кг	-.193	.326	-.340	.076	-.362	.058	-.393*	.038
ВО ₂ кг2	-.230	.239	-.444*	.018	-.428*	.023	-.455*	.015
ФеО ₂ авг	-.115	.560	-.389*	.041	-.321	.096	-.389*	.041
ФеО ₂ авг2	-.072	.716	-.360	.060	-.306	.113	-.322	.095
ХРавг	-.283	.145	-.443*	.018	-.399*	.035	-.327	.090
ХРавг2	-.310	.108	-.577**	.001	-.383*	.044	-.462*	.013
ХРмакс	-.350	.068	-.555**	.002	-.493**	.008	-.415*	.028
ХРмакс2	-.355	.063	-.576**	.001	-.421*	.026	-.447*	.017

Табела 28. Корелациона матрица варијабли волуминозности и масе тијела и варијабли функционалних способности првог и другог мјерења

	ОБНАТ		ОБПОТ		ТМ	
МЕТС	-.108	.583	.361	.059	.267	.169
МЕТС2	-.134	.497	.344	.073	.326	.090
РФ	.199	.309	-.111	.573	-.246	.206
РФ2	.244	.211	-.086	.664	-.145	.462
ВЕ	.506**	.006	.551**	.002	.426*	.024
ВЕ2	.558**	.002	.556**	.002	.576**	.001
ВО ₂	.448*	.017	.637**	.000	.716**	.000
ВО ₂ 2	.544**	.003	.653**	.000	.715**	.000
ВО ₂ кг	-.256	.188	-.230	.238	-.477*	.010
ВО ₂ кг2	-.459*	.014	-.423*	.025	-.547**	.003
ФеО ₂ авг	-.032	.872	-.155	.403	-.342	.075
ФеО ₂ авг2	.041	.835	-.177	.367	-.279	.150
ХРавг	-.123	.533	-.331	.085	-.459*	.014
ХРавг2	-.073	.713	-.389*	.041	-.448*	.017
ХРмакс	-.129	.514	-.345	.072	-.518**	.005
ХРмакс2	-.159	.418	-.332	.084	-.502**	.006

Табела 29. Корелациона матрица варијабли потожног масног ткива и варијабли функционалних способности првог и другог мјерења

	ДЕКНАНА ДЛ		ДЕКНАЛЕ		ДЕКНАСТ Р		ДЕКНАТР		ДЕКНАН АТ		ДЕКНАП ОТ		ДЕКНАГ Р	
МЕТС	- .402*	.034	- .107	.58 7	- .292	.13 2	- .468*	.01 2	- .509 **	.00 6	- .559 **	.00 2	- .420 *	.02 6
МЕТС2	-.344	.073	- .142	.47 2	- .231	.23 6	- .505* *	.00 6	- .454 *	.01 5	- .491 **	.00 8	- .308	.11 1
РФ2	.376*	.048	.388 *	.04 1	.406 *	.03 2	.470*	.01 2	.545 **	.00 3	.447 *	.01 7	.346	.07 1
РФ2	.282	.146	.428 *	.02 3	.340	.07 7	.448*	.01 7	.464 *	.01 3	.369	.05 3	.278	.15 2
ВЕ	.013	.948	.281	.14 8	.180	.36 0	.218	.26 5	.009	.96 2	.053	.78 7	.074	.70 9
ВЕ2	-.051	.796	.300	.12 1	.084	.67 1	.226	.24 8	-.048	.80 8	.032	.87 3	.055	.78 0
ВО2	.012	.953	.322	.09 5	.225	.24 9	.103	.60 0	-.133	.50 1	-.121	.53 9	.082	.68 0
ВО22	-.038	.846	.220	.26	.263	.17 6	.156	.42 8	-.091	.64 6	-.159	.42	.023	.90 7
ВО2кг	.105	.596	- .211	.28 1	.043	.82 8	-.160	.41 5	.089	.65 4	.169	.38 9	- .088	.65 5
ВО2кг2	-.004	.985	- .372	.05 2	- .105	.59 4	-.290	.13 4	.033	.86 8	.094	.63 6	- .181	.35 6
ФеО2ав г	.052	.791	- .017	.93 1	.015	.93 8	.142	.47 1	.204	.29 7	.169	.39 1	- .015	.94 0
ФеО2ав г2	.057	.774	.051	.79 7	- .010	.95 9	.226	.24 7	.184	.34 9	.214	.27 4	.011	.95 7
ХРавг	.201	.306	- .124	.52 9	.074	.70 7	-.002	.99 1	.243	.21 3	.436 *	.02 0	.042	.83 3
ХРавг2	.130	.509	- .138	.48 2	.025	.90 1	.132	.50 2	.244	.21 1	.451 *	.01 6	.061	.75 6
ХРмакс	.212	.278	- .115	.55 9	.124	.53 1	.069	.72 7	.301	.12 0	.452 *	.01 6	.064	.74 5
ХРмакс 2	.006	.974	- .180	.35 8	- .038	.84 7	.018	.92 7	.143	.46 7	.280	.14 9	- .058	.76 9

Биографија

Лични подаци:

Име и презиме: Жељко Вукић
Датум рођења: 11. јул 1974.
Мјесто рођења: Бања Лука
Држава: Босна и Херцеговина
Адреса: Владимира Роловића 83, Бањалука
Мобилни: +387(0)65562599
Е-маил: zeljko.vukic@ffvs.unibl.org

Жељко Вукић је рођен 11. јула 1974.г. у Бањој Луци гдје завршава основну и средњу школу.

Факултет физичког васпитања и спорта уписује 1999. а дипломира у мају 2004. на тему „Психо-физичка припрема фудбалског судије као основ квалитетног суђења“ и средњим просјеком 8.06. Крајем студирања ради као демонстратор на предмету Фудбал, фудбалски тренер млађих категорија у Ф.К. „Омладинац“ из Бања Луке и извођач наставе физичког васпитања у О.Ш. „Свети Сава“ Бања Лука. Суоснивач је прве студентске организације на ФФВС а једно вријеме и предсједник исте.

На матичном факултету 2005. уписује последиипломске студије а 2006. бива биран у звање асистента на предмету Активности у природи (Планинарење и логоровање) на којем је и данас. У звање вишег асистента бива биран 2010. године. Успјешно организује 9 теренских настава у Н.П. „Сутјеска“ на Тјентишту. док 2012. самостално, а 2014., 2015. и 2016.г. изводи успјешан успон са студентима на највиши врх БиХ, Маглић. Такође ради и као извођач практичне наставе на предметима Гимнастика 2006/2007; Фудбал 2008; Рукомет 2007/2008 и Смучање 1 и Смучање 2 од 2006.г. па на овамо и у том периоду успјешно изводи 14 курсева. Од 2012.г. па наовамо је ангажован на предмет Универзитетски спорт – Спортско пењање гдје изводи наставу са студентима Машинског факултета. ФФВС га 2015.г. именује је као члана радне групе за израду елабората „Универзитетски спорт“.

Стручни и друштвени ангажман

Паралелно са уписом на факултет полаже испит за фудбалског судију а након тога и испит за Републичког фудбалског судију у Добоју 2003. и испит за Савезног фудбалског судију у Српцу 2005. И даље је активан на А листи Друге лиге Запад Републике Српске.

Од 2009/2011. је шеф омладинске школе Ф.К. „Жељезничар“ из Бања Луке. Похађа курс за рониоца и исти полаже 2012. стекавши звање „Рониоц са 1 звијездом“. Члан је Ронилачког клуба „БУК“ Бања Лука од 2012.г.

Организатор је прве тениске лиге Универзитета у Бањој Луци.

Ангажован као ски учитељ на Јахорини у оквиру пројекта „Студентска зима“ 2004.-2007. и у том периоду успјешно изводи 12 курсева. Скијашки клуб „Старчевица“ га 2014.г. ангажује као сталног ски учитеља и као такав учествује у неколико пројеката клуба: „Ски школа Фолгарија 2015“, „Ски школа Похорје 2015“, „Ски школа Фолгарија 2016“, „Ски школа Козара 2016“ и „Ски школа Рогла 2016“ гдје успјешно оспособљава почетнике. Координатор и реализатор је пројекта „Школа ролања 2015“. Такође је именован за секретара клуба и делегата у Скупштини Смучарског савеза Републике Српске.

Научно и наставничко звање:

- **магистар наука у области физичке културе** (2010.)
- **асистент** на предмету Активности у природи (2006.); Планинарење и логоровање (2008.-2016.)

Образовање:

- Факултет физичког васпитања и спорта; магистарска теза: „Упоредна анализа ставова студената Факултета физичког васпитања и спорта према практичној настави на логоровању“ (2010)
- Факултет физичког васпитања и спорта; дипломски рад на тему „Психо-физичка припрема фудбалског судије као основ квалитетног суђења“ са оцјеном 10 и средњим просјеком 8.06 у току студирања.(1999-2004)
- Металска школа у Бањалуци (1988-1992)
- Основна школа „Нико Јуринчић“ (Петар Петровић Његош) у Бањалуци (1983-1988)
- Основна школа „Есад Миџић“ (Бранко Радичевић) у Бањалуци; (1980-1983)
- Испит за Савезног фудбалског судију; Србац (2005)
- Испит за Републичког фудбалског судију; Добој (2003)
- Испит за фудбалског судију; Бања Лука (1999)
- Курс за рониоца P1, R.K. “BUK“ Banja Luka (2012)
- Курс за ски учитеља У1, Univerzitet u Ljubljani (2017).

Радови и практикуми:

Објавио је неколико научних и стручних радова:

1. Стојановић, Т., Савић, З., Милетић, К., Вукић, Ж. (2009). Ставови студената према практичној настави на логоровању. Антрополошки аспекти спорта, физичког васпитања и рекреације. Бања Лука, стр. 297. (кратки научни чланак)
2. Гердијан, Н., Зељковић, М., Лукић А., и Вукић, Ж. (2010). Унилатерални и билатерални однос мишића наткољенице код тенисера. Антрополошки аспекти спорта, физичког васпитања и рекреације. Бања Лука, стр. 200. (кратки научни чланак)

-
3. Jakovljević, V., Bijelić, S., Jovanović, S., Božić, I., Vukić, Ž. (2013). Relationship between morphological characteristics and impact of coordination and explosive strenght of students 12 years old. FIS Communications Niš, pg. 234. (оригинални научни чланак)
 4. Jakovljević, V., Bijelić, S., Jovanović, S., Božić, I., Vukić, Ž. (2013). Assessment of basic motor abilities of balance, coordination and flexibility of children 6 years old. FIS Communications Niš, pg. 245. (оригинални научни чланак)
 5. Јаковљевић, В., Љубојевић, А., Каралић,Т., Гердијан, Н., Вукић, Ж. (2014). Релације морфолошких карактеристика и максималне потрошње кисеоника ученика четвртог разреда основне школе у односу на пол., Физичка култура, ИССН 0350-3828, Београд, вол.68, бр 1, стр. 63. (оригинални научни чланак)
 6. Михаљчић, Ж., Вукић, Ж., Пашић, Г. (2015). Преглед стања издвојених моторичких и функционалних способности те морфолошких карактеристика студената Факултета физичког васпитања и спорта у Бањој Луци. Безбједност – Полиција – Грађани 1-2/15, Бања Лука, стр. 147. (кратки научни чланак)
 7. Црногорац, Ч., Вукић, Ж. (2006). Школе у природи – изазов реформисаног образовног система у Босни и Херцеговини. Гласник Факултета физичког васпитања и спорта, Универзитет у Бањој Луци, No. 2, pp. 127-131. (стручни рад)
 8. Практикум: Радна свеска „Планинарење и логоровање“ (2016).

Пројекти

1. Пројекат „Школа ролања“ Ски клуб Старчевица 2015.
2. Пројекат „Студентска зима“ (школа скијања) (2004.-2005.)

Стручно ангажовање

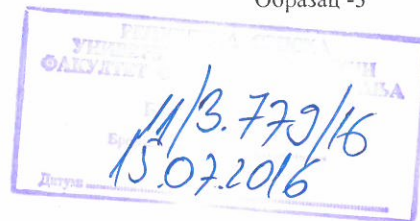
- Сарадник на предмету Планинарење и логоровање (2008.-2016.)
- Асистент на предмету Активности у природи (2006.-2008.)
- Извођач практичне наставе на предмету Смучање (2006.-2016.)
- Учитељ скијања у Скијашком клубу Старчевица, Бања Лука (2015.-2016.)
- Секретар Скијашког клуба Старчевица, Бања Лука (2016.)
- Делегат Смучарског савеза Републике Српске (2015.-2018.)
- Члан стручног тима – комисије Фудбалског савеза Републике Српске за провјеру физичке припремљености фудбалских судија Прве, Других и Регионалних лига ФС РС (2014.-2016.)
- Члан радне групе за израду елабората о организацији Студентског спорта на Универзитету у Бањој Луци (2015.)
- Координатор и реализатор пројекта „Школа ролања“ Ски клуб Старчевица 2015.
- Координатор кампова и инструктор за обуку волонтера на Свјетском првенству у рафтингу Бања Лука 2009.

-
- Шеф омладинске фудбалске школе Ф.К.“Жељезничар“ Бања Лука (2009.-2010.)
 - Фудбалски судија (1999.-2016.)
 - Координатор (2004.-2005.) и ски учитељ (2004.-2007.) у оквиру пројекта „Студентска зима“
 - Члан Планинарског друштва „Романија“ Пале (2006.-2008.)
 - Извођач практичне наставе Машинског факултета на предмету Спорт – Спортско пењање (2012.-2017.)
 - Извођач практичне наставе на предмету Рукомет (2007/2008.)
 - Извођач практичне наставе на предмету Фудбал (2008.)
 - Извођач практичне наставе на предмету Гимнастика (2006/2007.)
 - Тренер млађих категорија у Ф.К.“Омладинац“ Бања Лука (2004.)
 - Извођач наставе физичког васпитања у О.Ш.“Свети Сава“ Бања Лука (2003.)
 - Демонстратор на предмету Фудбал на Факултету физичког васпитања и спорта, Бањалука (2002/03.)

Вјештине

- Рад на рачунару, програми: Ексел, Ворд, Пауерпоинт, Аксес, Аутлук
- Енглески језик
- Возачка дозвола „Б“ категорије
- Оспособљеност управљања пловилом до 15м

УНИВЕРЗИТЕТ У БАЊОЈ ЛУЦИ
ФАКУЛТЕТ:



ИЗВЈЕШТАЈ
о оцјени урађене докторске тезе

ПОДАЦИ О КОМИСИЈИ

На основу члана 67. став 1. тачка б) Закона о високом образовању (Службени гласник Републике Српске, број 73/10, 104/11, 84/12, 108/13, 44/15) те члана 54. Статута Универзитета у Бањој Луци, Наставо-научно вијеће на 25. редовној сједници одржаној 22.06.2016. године, донијело је Одлуку о именовању Комисије за писање извјештаја о урађеној докторској дисертацији под насловом „Релације различитих модела хода уз нагиб са функционалним способностима и морфолошким карактеристикама“ кандидата мр Жељка Вукића. Одлуком бр. 01/1853-3.1/16 именована је Комисија у сљедећем саставу:

1. Др Владимир Јаковљевић, доцент, ужа научна област Кинезиологија у спорту, предмети: Вјежбе обликовања, Базични спортови, Атлетика – изборни, Факултет физичког васпитања и спорта Универзитета у Бањој Луци – председник,
2. Др Александар Јаковљевић, ванредни професор, ужа научна област Хирургија, предмети: Спортска медицина, Превенција спортских повреда, Исхрана у спорту и Суплементација у спорту. Медицински факултет Универзитета у Бањој Луци, – члан,
3. Др Миломир Тривун, ванредни професор, ужа научна област Спортске и рехабилитационе науке, предмет Активности у природи, Факултет физичког васпитања и спорта Универзитета у Источном Сарајеву – ментор.

1. УВОДНИ ДИО ОЦЈЕНЕ ДОКТОРСKE ТЕЗЕ

Докторска дисертација је урађена у стандардном А4 формату, са проредом 1,5 и величином фонта од 12 пита. Написана је на 98 (деведесетосам) страница и обухвата 10 (десет) поглавља, са 29 (двадесетдевет) табела, 3 (три) слике и са 67 (шесдесетседам) релевантних, референтних, домаћих, страних, стручних и научних библиографских јединица. Докторска дисертација обухвата 10 поглавља: Увод, Теоријски оквир рада, Досадашња истраживања, Предмет, циљ и задаци истраживања, Хипотезе истраживања, Методологија истраживања, Интерпретација резултата, Дискусија резултата, Закључак, и Литература

2. УВОД И ПРЕГЛЕД ЛИТЕРАТУРЕ

У уводном дијелу рада, јасно се виде мотиви којима је кандидат вођен у избору тематике којом ће се бавити у предметном истраживању. Кандидат у уводу приказује људски ход из неколико важних аспеката при том наглашавајући важност хода кроз еволутивни процес.

При томе се осврће на специфичности људског хода и позитивним разлозима за ходањем као средством спортске рекреације и ефетима хода на људско здравље уопште. Критички се осврће на занемареност хода као средства у свим сферама неопходним за нормално функционисање човјека али и недостатак пажње појединца и друштва (веома мало се придаје значају ходања у предшколским, основним, средњошколским и високошколским плановима и програмима за физичку културу) према ходању а нарочито занемареност у савременом свијету гдје је мањак кретања проглашен од Свјетске здравствене организације као болест. Цитирајући неколико аутора у уводном дијелу и нешто опширније у поглављу Теоријска разматрања кандидат износи дефиницију морфолошких карактеристика, њихову класификацију и условљеност хередитетом и трансформацијама а за утврђивање антропометријских карактеристика и манифестације одговарајућих морфолошких карактеристика, потребно је користити одговарајуће антропометријске мјере. Манифестације морфолошких карактеристика које се испољавају кроз резултате антропометријских мјерења своју сврху налазе кроз практичну примјену. Информације о броју, структури и релацијама морфолошких димензија човјека, као резултат физиолошког функционисања и регулације човјековог биолошког раста и развоја су кључна за научна истраживања. Пажњу поклања основним карактеристикама људског хода посебан осврт прави кроз визуелну анализу хода на основу које кинематским приказом прави разлику између модела хода уз нагиб.

У поглављу Досадашња истраживања, кандидат приказује мултидисциплинарност теме кроз литературу коју наводи а која је повезана са проблематиком којом се

кандидат бави. Тако се кроз приказана истраживања о:

- морфолошким карактеристикама аутори Salamuddin, Harun & Abadi (2014) баве релацијама између дужине ноге и потрошње енергије током хода и истражују потрошњу енергије при различитим брзинама са циљем да се утврди однос између дужине ноге и потрошње енергије током хода док Bereket (2005) испитује ефекте антропометријских параметара и фреквенције корака на процјену потрошње енергије при ходу и развија општу једначину за процјену потрошње кисеоника VO_2 током самоизабране брзине хода на траци. Јаковљевић, Љубојевић, Каралић, Гердијан и Вукић (2014) се баве релацијама морфолошких карактеристика и максималне потрошње кисеоника ученика четвртог разреда основне школе у односу на пол; Младеновић, Радовановић и Ранђеловић (2002), испитивали су утицај антропометријских параметара и функционалних способности у односу на успјех на пријемном испиту и доносе коначни закључак да за успјех на пријемном испиту за упис на Факултет физичке културе мјерене антропометријске варијабле као и варијабле функционалних способности немају битног утицаја.

Кандидат наводи бројна истраживања функционалних способностима разних аутора па тако Ganley, Stock, Herman, Santello и Willis (2011) узимају у обзир и метаболички извор енергије као један од фактора који учествују у транзицији људског хода у трчање поред других фактора (антропометријски, кинетички, механички, кинематички и енергетски). Morton, King, Papalia и Willmore (1995) пореде максималну потрошњу кисеоника са оралним и дисањем кроз нос; Понорац, Матавуљ, Грујић, Рајковача и Ковачевић (2005) анализирају вриједности максималне потрошње кисеоника код спортиста различитих врста спортова и пореде вриједности $VO_{2\text{макс}}$ спортиста са вриједностима неспортиста; Davies (2015) истражује промјене функционалних способности и осјећаја напора током прогресивног и самоизабраног начина хода; Микалачки, Чокорило и Катић (2011) истражују утицај нордијског ходања на функционалне способности и крвни притисак старијих жена и анализирају ефекте настале примјеном експерименталног третмана на функционалне способности жена старије доби и препоручују програм нордијског ходања који је конципиран тако да се вјежбачи у сваком моменту вјежбања налазе у аеробној зони рада;

Истраживања у области биомеханике аутори McIntosh, Beatty, Dwan, и Vickers (2005) квантификују и описују биомеханику нормалног хода при различитим нагибима и закључују да механизми који управљају тијелом при ходу уз и низ нагиб посебно при подизању и спуштању тежишта тијела спречавају проклизавање а да се највише очитују у прилагођавању доњих екстремитета. Souza, Martins, и Rodacki (2012) оцјењују разлике између начина хода између активних и неактивних особа треће доби са одраслим особама; Ehlen, Reiser, Browning и Raymond (2011) представљају предности ходања на траци са нагибом у односу на ходање по равном терену; Lerouxa, Funfb и Barbeaub (2002) истражују држање и прилагођавање тијела испитаника током ходања, усходно и нисходно, на покретној траци при различитим нагибима; Prentice, Hasler, Groves и Frank (2004) истражују транзиције хода по равном и хода уз различите нагибе и закључују да амортизација у куку и кољену током касније фазе замаха доприноси контроли и позиционирању уда у припреми стопала за контакт са подлогом.

Истраживања у области енергетске потрошње аутори Hiilloskorpi, Pasanen, Fogelholm, Laukkanen и Mänttari (2003) процјенују потрошњу енергије мјерењем срчане фреквенције и потрошње кисеоника при физичкој активности од ниског до

високог интензитета, Perrey и Fabre (2008) баве се потрошњом енергије током хода уз и низ нагиб и по равном са и без кориштења штапова и истражују ефекте кориштења штапова при ходу на субјективни осјећај напора а резултати показују да употреба планинарских штапова има значајан утицај на респираторне и енергетске параметре само током хода низ нагиб., Umberger (2008) истражује ефекте замаха руку на кинематику, кинетику и енергетику људског хода и како замаси руку утичу на наведене параметре а резултати су показали да бруто и нето потрошња енергије је значајно већа при нормалном ходу (са замасима руку) од хода без замаха рукама. Mascherini, Battiston, Salvo и Galanti (2015) истражују може ли се повећаном активношћу горњих екстремитета утицати на потрошњу енергије при ходу и трчању а резултати другог мјерења показују статистички значајне разлике у потрошњи енергије ходањем при брзинама 3, 4,5 и 6 км/ч док при брзини од 7,5 км/ч нема разлике у потрошњи енергије; Keytel, Goedecke, Noakes, Hiiloskorpi, van der Merwe и Lambert (2005) истражују потрошњу енергије физичком активношћу мјерено срчаном фреквенцијом и развијају формулу за предикцију потрошње енергије на основу срчане фреквенције. Willis, Ganley и Herman (2005) истражују потрошњу енергије током ходања; Entin, Gest, Trancik и Coast (2010) истражују како ходање различитим брзинама, уз и низ нагиб и са и без терета, утиче на потрошњу енергије организма, односно из којих се енергетских резервоара црпи енергија; Raymond и сар. (1985) испитују утицај тежине на економичност ходања при различитим брзинама и нагибима а резултати указују да гојазност не утиче на економичност ходања при различитим брзинама и нагибима; Kang, Chaloupka, Mastrangelo и Hoffman (2002) у раду „Физиолошка и биомеханичка анализа хода уз нагиб на траци при различитим нагибима код мушкараца и жена закључују да потрошња енергије при ходу на траци са већим нагибима је већа код жена него код мушкараца иако директних доказа нема који би подржали ову тврдњу. Истраживања у области кинематске анализе хода Vogt и Banzer (1999) кинематички анализирају и пореде покрете карлице и грудног коша током ходања по равном и уз нагиб како би обезбједили основне кинематске податке за будућа поређења са патолошким обрасцима хода; Rhea (2009) је истраживао како промјена брзине кретања при различитим нагибима утиче на срчану фреквенцију, потрошњу кисеоника, потрошњу калорија као и активацију различитих мишићних група; Medved и Kasović (2007) приказују модерни приступ дијагностици људског кретања; Guzmán - Valdivia, Blanco - Ortega, Oliver - Salazar & Carrera - Escobedo (2013) користе систем „Киновеа“ за анализу покрета доњих екстремитета у терапеутске сврхе и приказују могућности наведеног система у рехабилитацији доњих екстремитета; Damsted, Nielsen, и Larsen (2015) истражују поузданост анализе углова кољена и кука и контакта стопала током трчања на основу видео квантификације и истражују поузданост оцјењивача видео анализе користећи систем „Киновеа“; Tranberg (2010) у дисертацији под називом Анализа покрета тијела базирана на оптичким маркерима показује да још увек није у потпуности истражено колико ови системи могу вјерно да репродукују кретање сегмента тијела који се проучава; Abbass и Abdulrahman (2014) користе кинематску методу да забиљеже позиције сегмената тијела и угаоне брзине и сматрају да резултати добијени софтвером за анализу покрета (Dartfish) су важни за разумјевање промјене углова кука и кољена у сваком циклусу корака; Saha и сар. (2008) испитују ефекте покрета трупа на ход код радно способних субјеката и закључују да су кинематичке адаптације неопходне при одржавању динамичке равнотеже промјењене путање и убрзања тежишта тијела у вертикалном правцу, што се и огледа у вертикалној сили реакције подлоге; O'Malley и de Paor (1993) приказују како се може анализирати људски ход помоћу система а

да се резултати могу презентовати на неколико начина: анимацијом дијаграма, графиконе сагиталних помјерања, дијаграме флексије и параметара хода; Li и Hong (2007) кинематички и електромиографски анализирају труп и доње екстремитете током хода у обући са уздигнутим прстима и истражују клинематичку адаптацију и мишићну активност наведеног подручја. Закључују да ход у обући са уздигнутим прстима у поређењу ходом са нормалниом обућом представља веће физиолошке захтјеве на тибиалис антериора, латералног гастрощениуса, и бицепс фемориса при ходу по равној површини.

Прикупљени подаци су логично систематизовани, што уз избор референтне литературе коришћене у пројектовању и реализацији овог истраживања, говори о познавању предметне области од стране кандидата. Наиме, попис литературе, од којег више од половине датира из последње деценије говори о савременом приступу проблему истраживања.

Из свега наведеног, евидентно је да је кандидат успио да дефинише стабилан теоретски оквир из кога се развило даље истраживање.

Да би се дефинисало у коју сврху ће се истраживање проводити, кандидат јенавео да је циљ истраживања је да се испитају релације различитих модела хода уз нагиб са функционалним способностима и морфолошким карактеристикама и да се утврди постојање разлике између два модела хода уз нагиб.

Полазећи од резултата досадашњих истраживања у поставци теоријских концепција овога рада, поткријепљених предметом, проблемом и циљевима истраживања, кандидат је навео генералну хипотезу X1 - неће се показати статистички значајна промјена у статусу функционалних способности испитаника првог и другог мјерења испитиване групе.

У склопу ње је дефинисао неколико појединачних хипотеза. Хипотезе X2 - примјена модела хода 2 уз нагиб показате се као енергетски ефикаснији модел хода и X3 – показате се повезаност лонгитудиналних димензија доњих екстремитета са потрошњом кисеоника код оба модела хода. Ово истраживање ће бити у функцији непосредно постављених научних циљева као што су тренутна искористивост резултата истраживања и њихова примјењивост на истраживано подручје практичног дјеловања.

У методолошком погледу дисертација представља трансверзалну студију. Полазећи од природе проблема и предмета истраживања, броја испитаника, врсте инструмената за прикупљање података и објективних материјалних могућности у дисертацији је примјењено експериментално истраживање са једном групом испитаника. Метода теоријске анализе помогла је кандидату у дефинисању проблема и предмета истраживања, базирајући се на резултатима релевантних извора досадашњих истраживања из ове области. Узорак испитаника студенти факултета физичког васпитања и спорта универзитета у Бањој Луци. У истраживању је учествовало 28 испитаника старосне доби између 19 и 24 године. Кандидат истиче да су сви испитаници били нормалног здравственог статуса. Увидом у одјељак који се бави узорком варијабли, може се закључити да су све методолошки ваљано изабране и класификоване.

За процјену повезаности морфолошких карактеристика са функционалним способностима кориштене су сљедеће варијабле:

- статус функционалних способности: метаболички еквивалент, фреквенција дисања, минутна вентилација, потрошња кисеоника, максимална потрошња кисеоника, фракција издахнутог, просјечна срчана фреквенција и максимална срчана фреквенција.

- Домен лонгитудиналне димензионалности: висина тијела, сједишна висина, дужина ноге, дужина наткољенице, дужина поткољенице, дужина стопала.

- Домен трансверзалне димензионалности: бикристални распон, дијаметар зглоба кољена, дијаметар скочног зглоба, ширина стопала.

- Домен волуминозност и маса тијела: обим наткољенице, обим поткољенице, маса тијела.

- Домен поткожно масно ткиво: дебљина кожног набора надлактице, дебљина кожног набора леђа, дебљина кожног набора струка, дебљина кожног набора трбуха, дебљина кожног набора наткољенице, дебљина кожног набора поткољенице, дебљина кожног набора груди.

Након навођења варијабли, кандидат је детаљно описао мјерне инструменте и процедуре које су кориштене приликом утврђивања вриједности варијабли, те просторе и услове под којим се реализовало истраживање.

За приказ квантитативних података кандидат је користио показатеље дескриптивне статистике. Нормалност расподеле код посматраних обиљежја је тестирана *Kolmogorov-Smirnov*-им тестом нормалности. За потребе утврђивања међусобних односа морфолошких карактеристика и тестова функционалних способности користила се корелациона анализа којом су израчунате вриједности Пирсоновог (Pearson) коефицијента корелације а за утицај предикторских варијабли је кориштена мултипла регресиона анализа. За испитивање промјена резултата зависних варијабли између првог и другог мјерења за групу је примјењена процедура Т –тест упарених узорака. За испитивање структуре разлика између првог и другог мјерења функционалних способности примјењена је каноничка дискриминативна анализа. Подаци су обрађени статистичким пакетом SPSS 16 Резултати су приказани табеларно.

Након увида у одабир варијабли, мјерних инструмената, описа процедура мјерења, те увида у избор примјењених статистичких процедура, може се констатовати да је испоштован слијед реализације научног истраживања и да није дошло до промјене у односу на план истраживања који је дат приликом пријаве докторске тезе. Имајући у виду актуелна истраживања на овом пољу може се констатовати да је извршен правилан избор одговарајућих статистичких процедура и да су примјењене методе довољно тачне и савремене, чиме је осигурано ваљано закључивање.

4. РЕЗУЛТАТИ И НАУЧНИ ДОПРИНОС ИСТРАЖИВАЊА

Резултати истраживања су врло јасно представљени табеларно. Први дио резултата односи се на дескриптивне параметре из простора морфологије и то четири простора: лонгитудинална и трансверзална димензионалност, волуминозност и маса тијела и поткожно масно ткиво као и дескриптивне параметре из простора статуса функционалних способности. У другом дијелу кандидат је поредио резултате вриједности функционалних способности добијених након првог и другог мјерења односно кориштењем различитих модела хода уз нагиб. Затим су приказане релације и утицај морфолошких карактеристика са функционалним способностима. И на крају поглавља приказани су резултати каноничке корелационе анализе којом су се додатно провјеравали резултати добијени Т – тестом.

Научни допринос су резултати на основу којих је кандидат закључио да постоји разлика између поређених модела хода уз нагиб. Разлике се очитују и кроз кинематску анализу којом се приказује разлика у положају дијелова и сегмената тијела и на основу тих разлика су се упоређивала два модела хода уз нагиб али оно што је важније, су резултати добијени кроз примјењене статистичке процедуре.

5. ЗАКЉУЧАК И ПРИЈЕДЛОГ

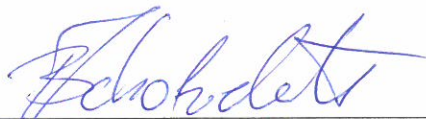
Докторска дисертација „Релације различитих модела хода уз нагиб са функционалним способностима и морфолошким карактеристикама“ кандидата мр Жељка Вукића представља оригинално истраживање са научним доприносом у области Кинезиолошке рекреације, а истовремено шире и у цјелини испуњава све научно – истраживачке норме и критеријуме. Примијењене методе, поступак истраживања и егзактни статистички показатељи омогућили су квалитетну дискусију и закључке.

Тема и проблематика је актуелна и у корелацији са праксом, што нас увјерава да ће ова научна сазнања дати додатне информације и приближити је научницима, стручњацима али и широј популацији у разумјевању хода уз нагиб као високо квалитетног рекреативног али и тренажног средства. Комисија зато предлаже Наставно научном вијећу Факултета физичког васпитања и спорта у Бањој Луци, да прихвати докторску дисертацију и упути је у даљу процедуру.

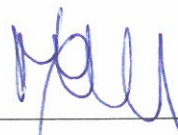
ПОТПИС ЧЛАНОВА КОМИСИЈЕ

Бања Лука, Источно Сарајево, јул 2016. године

1. Доц. др Владимир Јаковљевић доцент, ужа научана област Кинезиологија у спорту, предмети: Вјежбе обликовања, Базични спортови, Атлетика – изборни, Факултет физичког васпитања и спорта Универзитета у Бањој Луци – председник,



2. Проф. др Александар Јаковљевић, ванредни професор, ужа научна област Хирургија, предмети: Спортска медицина, Анатомска грађа и биомеханика ноге, Превенција спортских повреда, Исхрана у спорту и Суплементација у спорту. Медицински факултет Универзитета у Бањој Луци, – члан,



3. Проф. др Миломир Тривун, ванредни професор, ужа научна област Спортске и рехабилитационе науке, предмет Активности у природи, Пливање Факултет физичког васпитања и спорта Универзитета у Источном Сарајеву – ментор.



УНИВЕРЗИТЕТУ У БАЊОЈ ЛУЦИ
ПОДАЦИ О АУТОРУ ОДБРАЊЕНЕ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Име и презиме аутора дисертације

Жељко Вукић

Датум, мјесто и држава рођења аутора

11. 07. 1974.г.

Назив завршеног факултета/Академије аутора и година дипломирања

Факултет физичког васпитања и спорта Универзитета у Бањој Луци; 2004

Датум одбране мастер / магистарског рада аутора

14.06.2010.г.

Наслов мастер / магистарског рада аутора

„Упоредна анализа ставова студената Факултета физичког васпитања и спорта према практичној настави на логоровању“

Академска титула коју је аутор стекао одбраном мастер/магистарског рада

Магистар наука у области физичке културе

Академска титула коју је аутор стекао одбраном докторске дисертације

Доктор наука у области физичке културе

Назив факултета/Академије на коме је докторска дисертација одбрањена

Факултет физичког васпитања и спорта Универзитета у Бањој Луци

Назив докторске дисертације и датум одбране

"Релације различитих модела хода уз нагиб са функционалним способностима и морфолошким карактеристикама" 17. новембар 2016.г.

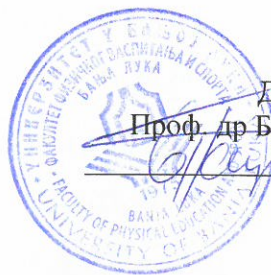
Научна област дисертације према CERIF шифрарнику

Друштвене науке

Имена ментора и чланова комисије за одбрану докторске дисертације

1. Др Миломир Тривун, ванредни професор, ментор,
2. Др Александар Јаковљевић, ванредни професор, члан,
3. Др Владимир Јаковљевић, доцент, члан.

У Бањој Луци, дана 30.01.2017. године



Декан

Проф. др Борко Петровић

ИЗЈАВА О АУТОРСТВУ

**Изјављујем
да је докторска дисертација**

Наслов рада "Релације различитих модела хода уз нагиб са функционалним способностима и морфолошким карактеристикама"

Наслов рада на енглеском језику "Relations between different models walking uphill with functional abilities and morphological characteristics"

- ☒ резултат сопственог истраживачког рада,
- ☒ да докторска дисертација, у цјелини или у дијеловима, није била предложена за добијање било које дипломе према студијским програмима других високошколских установа,
- ☒ да су резултати коректно наведени и
- ☒ да нисам кршио/ла ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

У Бањој Луци, дана 30.01.2017. године

Потпис докторанта

Жељко Вукић

Изјава 2

Изјава којом се овлашћује Универзитет у Бањој Луци да докторску дисертацију учини јавно доступном

Овлашћујем Универзитет у Бањој Луци да моју докторску дисертацију под насловом
"Релације различитих модела хода уз нагиб са функционалним способностима и
морфолошким карактеристикама"

која је моје ауторско дјело, учини јавно доступном.

Докторску дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату
погодном за трајно архивирање.

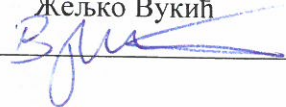
Моју докторску дисертацију похрањену у дигитални репозиторијум Универзитета у
Бањој Луци могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце
Креативне заједнице (*Creative Commons*) за коју сам се одлучио/ла.

- ☐ Ауторство
- ☒ Ауторство – некомерцијално
- ☐ Ауторство – некомерцијално – без прераде
- ☐ Ауторство – некомерцијално – дијелити под истим условима
- ☐ Ауторство – без прераде
- ☐ Ауторство – дијелити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци
дат је на полеђини листа).

У Бањој Луци, дана 30. јануар 2017. године

Потпис докторанта
Жељко Вукић



Изјава 3

Изјава о идентичности штампане и електронске верзије докторске дисертације

Име и презиме аутора Жељко Вукић

Наслов рада "Релације различитих модела хода уз нагиб са функционалним
способностима и морфолошким карактеристикама"

Ментор Проф. др Миломир Тривун

Изјављујем да је штампана верзија моје докторске дисертације идентична електронској верзији коју сам предао/ла за дигитални репозиторијум Универзитета у Бањој Луци.

У Бањој Луци, дана 30. јануар 2017. године

Потпис докторанда

Жељко Вукић

