

**УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ**  
**ФАКУЛТЕТ СПОРТА И ФИЗИЧКОГ ВАСПИТАЊА**

**Слободанка М. Добријевић**

**ЕВАЛУАЦИЈА ТЕСТА ЗА ПРОЦЕНУ МЕХАНИЧКИХ  
ОСОБИНА МИШИЋА НОГУ И ЊЕГОВА ПРИМЕНА У  
ИСТРАЖИВАЊУ ФЕНОМЕНА ТРАНЗИТНЕ БРЗИНЕ**

*Докторска дисертација*

**Београд, 2019.**

**UNIVERSITY OF BELGRADE**  
**FACULTY OF SPORT AND PHYSICAL EDUCATION**

**Slobodanka M. Dobrijević**

**TEST EVALUATION FOR ASSESSMENT OF LEG MUSCLE  
MECHANICAL PROPERTIES AND ITS APPLICATION IN  
THE RESEARCH OF THE GAIT TRANSITION SPEED  
PHENOMENON**

*Doctoral Dissertation*

**Belgrade, 2019.**

## **Информације о ментору и члановима комисије:**

### **Ментор:**

**Др Владимир Илић**, ванредни професор, Универзитет у Београду, Факултет спорта и физичког васпитања

---

### **Чланови комисије:**

**Др Александар Недељковић**, редовни професор, Универзитет у Београду, Факултет спорта и физичког васпитања

---

**Др Игор Ранисављевић**, доцент, Универзитет у Београду, Факултет спорта и физичког васпитања

---

**Др Станиша Распоповић**, доцент, Департман за здравствене науке и технологију, Швајцарски национални институт за технологију, Цирих.

---

---

датум одбране

## **Захвалница**

*Захваљујем се свом ментору, проф. др Владимиру Илићу, на великој стручној помоћи и мотивацији током израде докторске дисертације, али и пријатељској подршци, стрпљењу и разумевању...*

*Велико хвала проф. др Александру Недељковићу на усмеравању и пренесеном знању током докторских студија, као и на добрим саветима и препорукама, који су учинили да ова дисертација знатно брже угледа светлост дана.*

*Захваљујем се др Игору Ранисављевићу на практичним и добрим саветима, посебно из области транзитне брзине, на сталном приливу позитивне енергије и ведрој атмосфери коју је унео у наш тим.*

*Хвала др Станиши Распоповићу који ми је учинио част својим пристанком да буде члан комисије за преглед и оцену моје докторске дисертације.*

*Хвала проф. др Слободану Јарићу, који нажалост више није са нама, а који је својим стручним и конструктивним предлозима и идејама, одиграо важну улогу у постављању темеља ове докторске дисертације.*

*Захваљујем се колеги др Саши Ђурићу за велику помоћ у реализацији свих тестирања, као и за сарадњу у писању научних радова који су произашли из ове дисертације. Посебно се захваљујем нашим студентима и осталим младим људима, који су као испитаници били истрајни, озбиљни и спремни да уложе своје време и велики напор током тестирања, како би планирани експерименти били квалитетно реализовани.*

*Хвала мојој драгој професорки, др Лидији Московљевић, на помоћи у завршној фази писања дисертације, али и на подршци, разумевању, дивним пријатељским разговорима и правим саветима у ситуацијама када ми је то било преко потребно.*

*Велико хвала мојим родитељима Вери и Миливоју и брату Драгошу, који су ми увек били права подршка и чврст ослонац не само током школовања, већ током читавог живота.*

*Професорки Иди Добријевић, мојој свекрви, хвала на корисним саветима, подршци и великој стручној помоћи када је енглески језик у питању...*

*Највећу захвалност дугујем мом супругу Предрагу и мојој деци Страхињи и Вишињи, који су били пуни љубави, разумевања, толеранције... и несебично ми помагали и били уз мене током свих година које сам провела на докторским студијама.*

*Докторску дисертацију посвећујем мојој деци,  
мојим анђелима, чија ми је искрена љубав била звезда  
водиља и главни покретач у раду...*

## Резиме

Природни облици кретања представљају основу човековог функционисања у свакодневном животу, али и основу за обављање сложених људских делатности какве су спортске и многе друге активности. Да би се законитости људског кретања боље разумеле и сагледавале на прави начин, треба их посматрати и истраживати у условима који су блиски природним условима кретања човека. Овај рад се једним делом бави проблемом мерења механичких особина мишића у сложеним покретима, првенствено током ходања и трчања, а другим делом, повезаношћу механичких особина мишића, мереним у сложеним покретима, са феноменом транзиције кретних активности. Механичке особине мишића процењиване су коришћењем линеарног регресионог модела, како би се из F-V релације добили потребни подаци о сили, брзи и снази мишића ногу. На основу проблема које је ова студија решавала, истраживање је организовано у два експеримента.

Циљ 1. експеримента био је да се истраже својства F-V релације мишића ногу при испољавању максималне вучне силе (F) у широком распону брзина (V) на стандардној моторизованој траци. Млади и физички активни мушки (N = 13) и женски испитаници (N = 15) имали су задатак да испоље максималну вучну силу, док су ходали или трчали на покретној траци, при осам различитих брзина траке (1,4 – 3,3 m/s). И појединачна (R = 0,935) и просечна вредност F-V релације (R = 0,994) показали су се приближно линеарним и изузетно јаким, док су параметри механичких капацитета мишића ногу за испољавање максималне F, V и снаге (P; пропорционално производу F и V) били високо поуздани (0,84 < ICC < 0,97). Поред тога, исти параметри F-V релације који су добијени из само две тачке, тј. при највишој и најнижој брзини траке за трчање (тј. модел „две брзине”) открили су снажну везу (0,89 < R < 0,99) и није било значајних разлика у погледу величине истих параметра добијених из свих осам брзина покретне траке. Закључено је да F-V релација мишића ногу, тестирана кроз широк опсег брзина покретне траке, може бити јака, линеарна и поуздана. Поред тога, модел „две брзине”, као релативно брза метода, без превеликог замора испитаника може пружити поуздане и еколошки валидне податке о F, V и P капацитетима мишића ногу, па их стога треба узети у обзир за будућа рутинска тестирања.

Циљ 2. експеримента био је да се испита повезаност између транзитних брзина и механичких капацитета мишића ногу мерених у сложеним цикличним покретима. Узорак испитаника обухватио је 18 физички активних одраслих мушкараца, а стратификован је према њиховим антропометријским димензијама. Транзитне брзине преласка из ходања у трчање (WRT) и трчања у ходање (RWT) одређене су стандардним инкрементним методом, док су механички капацитети мишића ногу процењени коришћењем модела линеарне релације сила-брзина (F-V релација), на покретној траци и бицикл-ергометру. Резултати су показали да постоји инверзна умерена повезаност транзитних брзина са параметром максималне силе ( $F_0$ ) и максималне снаге ( $P_{max}$ ), док повезаност са параметром максималне брзине ( $V_0$ ) није утврђена. Нови приступ у тестирању механичких способности мишића, у еколошки валиднијим условима, открио је различите, делом супротне резултате у односу на претходне студије. Конкретно, корелације показују веће вредности у односу на оне добијене мерењем механичких капацитета мишића ногу у једнозглобним покретима, док негативан предзнак свих корелација указује на супротне налазе од оних добијених у претходним студијама. Мала до средња количина варијансе транзитне брзине објашњена је механичким капацитетима мишића ногу. Налази ове студије, поред тога што откривају делом неистражен простор транзитне брзине, јасно указују на потребу да се различити феномени људског кретања требају истраживати у условима који имају велике биомеханичке сличности са онима у којима се покрет реално изводи.

Кључне речи: модел "две брзине", поузданост, сила, брзина, снага

**Научна област:** Физичко васпитање и спорт

**Ужа научна област:** Науке физичког васпитања, спорта и рекреације

**УДК број:** 796.012.133:612.766 (043.3)



## Summery

Natural forms of human movement represent the base of everyday activities, but they are also used in sport and other complex activities. For better understandment of patterns of human motion, they should be examined in conditions simiral to terrestrial ones. This study examines problem of mechanical muscle propreties measured in multy-joint movements, primarily during walking and running, in the first part of study, and in the second part, the study examines problem of corellations between mechanical muscle propreties, measured in multi-joint movements, and gait transition speed. Mechanical muscle propreties were evaluated using linear regression model, in order to obtain the necessary force, velocity and power data of leg muscle from the F-V relationship. Regarding the issues of this study, two experiments were conducted.

The aim of the first experimet was to explore the properties of the F-V relationship of leg muscles exerting the maximum pulling F at a wide range of V on a standard motorized treadmill. Young and physically active male (N = 13) and female subjects (N = 15) were tested on their maximum pulling F exerted horizontally while walking or running on a treadmill set to eight different velocities (1.4 – 3.3 m/s). Both the individual (median R = 0.935) and averaged across the subjects F-V relationships (R = 0.994) proved to be approximately linear and exceptionally strong, while their parameters depicting the leg muscle capacities for producing maximum F, V, and power (P, proportional to the product of F and V) were highly reliable ( $0.84 < ICC < 0.97$ ). In addition, the same F-V relationship parameters obtained from only the highest and lowest treadmill speeds (i.e., “two-velocity” model) revealed a strong relationship ( $0.89 < R < 0.99$ ), and there were no meaningful differences regarding the magnitudes of the same parameters obtained from all eight speeds of the treadmill. We conclude that the F-V relationship of leg muscles tested through a wide range of treadmill V could be strong, linear, and reliable. Moreover, the relatively quick and fatigue-free “two-velocity” model could provide reliable and ecologically valid indices of F, V and P producing capacities of leg muscles and, therefore, should be considered for future routine testing.

The aim of second experiment was to explore the relationship between gait transition speed and muscle mechanical capacities measured in cyclic multi-joint movements. The sample included 18 physically active male adults, stratified by their

anthropometric dimensions. Individual walk-to-run (WRT) and run-to-walk transition speed (RWT) were determined using the standard increment protocol, while leg muscle mechanical capacities were assessed by using linear force-velocity (F-V) model on treadmill and bicycle-ergometer. The results revealed an inverse and moderate correlation between transition speeds and parameter of maximal force ( $F_0$ ) and maximal power ( $P_{max}$ ), while the connection with the maximal velocity parameter ( $V_0$ ) has not been determined. The novel approach in muscle mechanical capacities testing, under ecologically more valid conditions, revealed different and partly opposite results compared to previous studies. In particular, the correlations show higher values than those obtained by measuring the mechanical muscle capacity of the legs in the single-joint movements, while the negative correlations indicate the opposite findings from those obtained in the previous studies. Small to medium amount of gait transition variance was explained by mechanical capacities of leg muscles. The findings of this study, besides revealing partly unexplored phenomenon of transition speed, clearly indicate the need that different phenomenons of human movement should be explored in conditions close to terrestrial ones.

Key words: two-velocity model, reliability, force, velocity, power

**Scientific field:** Physical education and sport

**Narrow scientific field:** Science of physical education, sport and recreation

**UDK number:** 796.012.133:612.766 (043.3)

Листа скраћеница:

**BF%** – проценат масног ткива

**BF mass** – маса масног ткива

**BMI** – индекс телесне масе

**CI** – интервал поузданости

**CV** – коефицијент варијације

**ES** – ефекат величине

**F** – сила

**F<sub>0</sub>** – регресиони параметар (F-исечак) - означава максималну силу

**FFM** – безмасна телесна маса

**ICC** – коефицијент корелације

**M** – момент силе

**P** - снага

**P<sub>max</sub>** – максимална снага ( $F_0 \cdot V_0/4$ )

**PTS** – транзитна брзина

**r** – Пирсонов коефицијент корелације

**RFD** – брзина прираста силе

**RWT** – брзина спонтаног преласка из трчања у ходање

**SEM** – стандардна грешка мерења

**SD** – стандардна девијација

**SMM** – маса скелетних мишића

**SWC** – најмања корисна промена

**TM** – телесна маса

**TV** – телесна висина

**V** – брзина

**V<sub>0</sub>** – регресиони параметар (V-исечак) - означава максималну брзину

**WRT** – брзина спонтаног преласка из ходања у трчање

**$\alpha$**  – нагиб регресионе криве ( $V_0/F_0$ )

# САДРЖАЈ

<b>1. УВОД</b>	<b>1</b>
<b>2. ТЕОРИЈСКИ ОКВИР РАДА</b>	<b>3</b>
<b>2.1. ФИЗИОЛОГИЈА МИШИЋНЕ КОНТРАКЦИЈЕ</b>	<b>3</b>
2.1.1. ГРАЂА СКЕЛЕТНИХ МИШИЋА	3
2.1.2. МЕХАНИЗАМ МИШИЋНЕ КОНТРАКЦИЈЕ	7
<b>2.2. РЕЖИМИ РАДА МИШИЋА</b>	<b>9</b>
<b>2.3. МЕХАНИЧКЕ ОСОБИНЕ СКЕЛЕТНИХ МИШИЋА</b>	<b>11</b>
2.3.1. ЗАВИСНОСТ СИЛЕ ОД ДУЖИНЕ МИШИЋА – РЕЛАЦИЈА СИЛА-ДУЖИНА	11
2.3.2. ЗАВИСНОСТ СИЛЕ ОД СТЕПЕНА АКТИВАЦИЈЕ МИШИЋА – РЕЛАЦИЈА СИЛА-ВРЕМЕ	12
2.3.3. ЗАВИСНОСТ СИЛЕ ОД БРЗИНЕ МИШИЋНОГ СКРАЋЕЊА – РЕЛАЦИЈА СИЛА-БРЗИНА	13
<b>2.4. ФЕНОМЕН СПОНТАНЕ КОНВЕРЗИЈЕ ПРИРОДНИХ ОБЛИКА КРЕТАЊА</b>	<b>19</b>
2.4.1. МЕРЕЊЕ ТРАНЗИТНЕ БРЗИНЕ	24
<b>3. ДОСАДАШЊА ИСТРАЖИВАЊА</b>	<b>25</b>
<b>3.1. ПРОЦЕНА МЕХАНИЧКИХ ОСОБИНА МИШИЋА НОГУ НА ПОКРЕТНОЈ ТРАЦИ</b>	<b>25</b>
<b>3.2. ПОВЕЗАНОСТ МЕХАНИЧКИХ ОСОБИНА МИШИЋА СА ТРАНЗИТНИМ БРЗИНАМА КРЕТНИХ АКТИВНОСТИ</b>	<b>29</b>
<b>4. ПРОБЛЕМ, ПРЕДМЕТ, ЦИЉ И ЗАДАЦИ ИСТРАЖИВАЊА</b>	<b>34</b>
<b>5. ХИПОТЕЗЕ ИСТРАЖИВАЊА</b>	<b>38</b>
<b>6. РЕЛАЦИЈА СИЛА-БРЗИНА МИШИЋА НОГУ МЕРЕНА НА МОТОРИЗОВАНОЈ ПОКРЕТНОЈ ТРАЦИ</b>	<b>41</b>
<b>6.1. УВОД</b>	<b>41</b>
<b>6.2. МЕТОДЕ</b>	<b>44</b>
6.2.1. ИСПИТАНИЦИ	44
6.2.2. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ ПРОТОКОЛ	45
6.2.3. ФИЗИЧКЕ КАРАКТЕРИСТИКЕ	45
6.2.4. МЕРЕЊЕ МЕХАНИЧКИХ ОСОБИНА МИШИЋА НОГУ	45
6.2.5. АНАЛИЗА ПОДАТАКА	47
6.2.6. СТАТИСТИЧКА ОБРАДА ПОДАТАКА	48
<b>6.3. РЕЗУЛТАТИ</b>	<b>48</b>
<b>6.4. ДИСКУСИЈА</b>	<b>52</b>
<b>6.5. ЗАКЉУЧАК</b>	<b>55</b>

<b>7. СИЛА, БРЗИНА И СНАГА МИШИЋА НОГУ КАО ПРЕДИКТОРИ ТРАНЗИТНЕ БРЗИНЕ</b>	<b>57</b>
7.1. УВОД	57
7.2. МЕТОД	59
7.2.1. ИСПИТАНИЦИ	59
7.2.2. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ ПРОТОКОЛ	60
7.2.3. ФИЗИЧКЕ КАРАКТЕРИСТИКЕ	61
7.2.4. МЕРЕЊЕ МЕХАНИЧКИХ КАРАКТЕРИСТИКА МИШИЋА НОГУ	61
7.2.5. АНАЛИЗА ПОДАТАКА	62
7.2.6. МЕРЕЊЕ ТРАНЗИТНЕ БРЗИНЕ	62
7.2.7. СТАТИСТИЧКА ОБРАДА ПОДАТАКА	63
7.3. РЕЗУЛТАТИ	64
7.4. ДИСКУСИЈА	66
7.5. ЗАКЉУЧАК	69
<b>8. ОПШТИ ЗАКЉУЧЦИ</b>	<b>70</b>
<b>9. ПОТЕНЦИЈАЛНИ ЗНАЧАЈ ИСТРАЖИВАЊА</b>	<b>73</b>
<b>10. ЛИТЕРАТУРА</b>	<b>75</b>
<b>Прилози</b>	<b>82</b>
<b>Биографија</b>	<b>93</b>
<b>Публикације</b>	<b>95</b>

## 1. УВОД

Као и друга жива бића, човек је створен да се креће, а потреба за кретањем је једна од његових основних особина. Покретањем свог тела човек истражује околину, учи, изазива различите адаптивне процесе у свом организму. Кретање му омогућава обављање свакодневних радњи неопходних за преживљавање и остваривање различитих друштвених интеракција, али и учествовање у различитим усмереним активностима, какве су вештине обављања различитих послова, спортско или рекреативно вежбање, уметничко стваралаштво и слично. Дакле, свака људска делатност увек је изражена покретом, односно кретањем.

У основи целокупног локомоторног профила човека налазе се, пре свега, природни облици кретања (ходање, трчање, скакање, хватање, пењање...), а њиховим усавршавањем, комбиновањем и модификовањем стварају се потом и други облици кретања, који су од значаја за испољавање његових стваралачких достигнућа (нпр. градитељских, музичких, спортских...). С тим у вези, значај познавања, разумевања, истраживања природних облика кретања је велики, јер су ова кретања неопходна, како за нормално функционисање човека у свакодневном животу, тако и као основа за постизање спортских или неких других достигнућа.

Од давнина до данашњих дана постојало је интересовање да се упознају и схвате бројне законитости и принципи природних облика кретања. Кроз историју, овим проблемима бавила су се и велика имена, као што су Аристотел, који је анализирао основне принципе хода, као и претварање ротационог у транслаторно кретање, Леонардо да Винчи, који се бавио биомехаником основних облика кретања (ходање, трчање, скакање). Касније, истраживања су уз технолошки напредак, у великој мери расветлила феномен људског кретања, посебно са становишта биомеханике и физиологије. Кретање човека проучавано је са аспекта кинематике, динамике, енергетике, механике и других области (Sutherland, 2001, 2005). Иако је данас доста тога познато, још увек постоје многи феномени људског кретања који нису у потпуности истражени, јавља се потреба за новим методама

мерења различитих биомеханичких и физиолошких процеса, потреба да се пронађу начини ефикасне и економичне примене научних сазнања у пракси и слично.

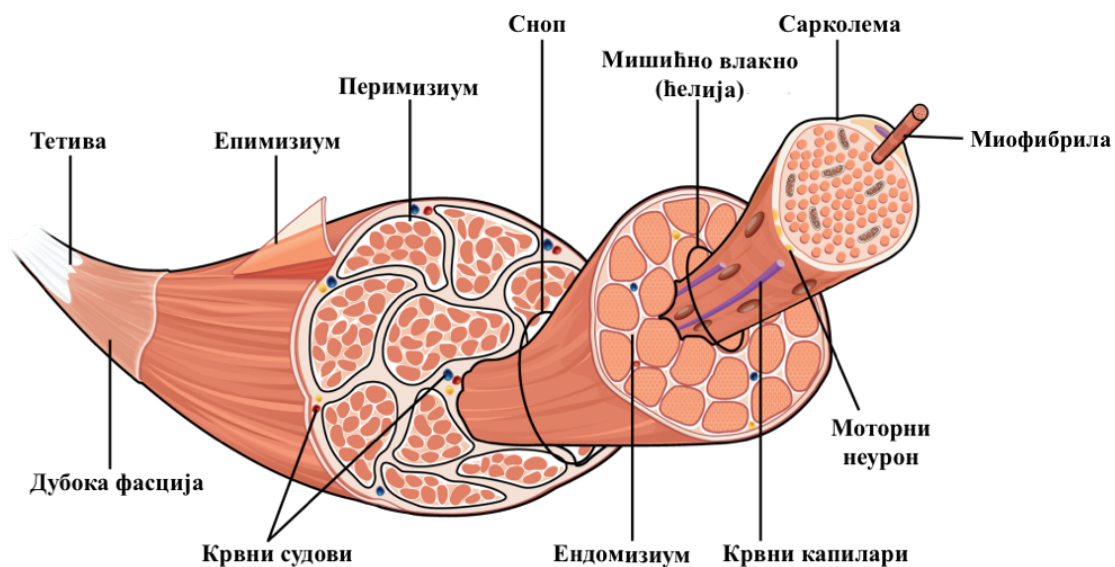
Са жељом да се расветле неке непознанице у вези природних облика људског кретања и одређеним сазнањима допринесе научној, тренажној и рехабилитационој пракси, овај рад се бави проблемом мерења механичких капацитета мишића у сложеним покретима, првенствено током ходања и трчања, као и повезаношћу механичких особина мишића, мереним у сложеним покретима, са феноменом транзиције кретних активности, тј. спонтаног преласка из ходања у трчање и обратно.

## 2. ТЕОРИЈСКИ ОКВИР РАДА

### 2.1. Физиологија мишићне контракције

#### 2.1.1. Грађа скелетних мишића

Скелетни мишићи састоје се из различито интегрисаних ткива. У њихов састав улазе влакна скелетних мишића, крвни судови, нервна влакна и везивно ткиво (Слика 1).



Слика 1. Грађа мишића (преузето са <http://library.open.oregonstate.edu/aandp/>)

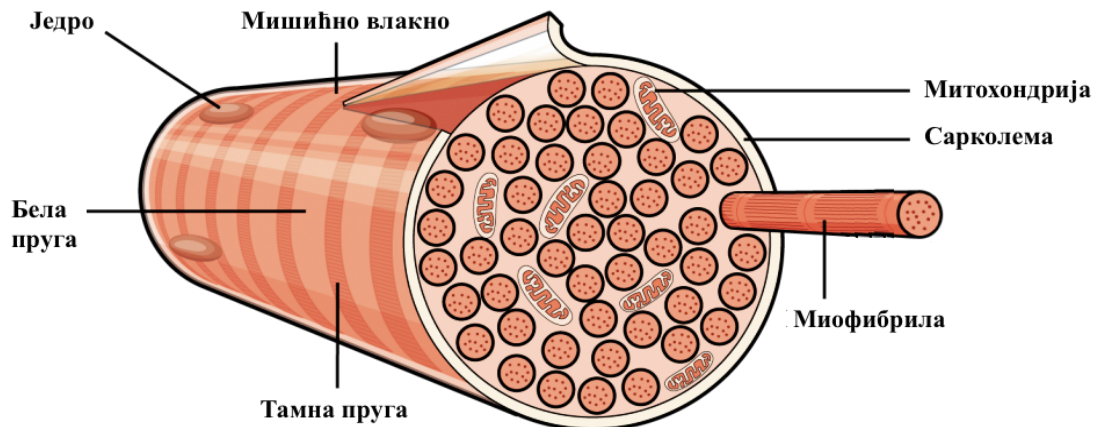
Сваки скелетни мишић има три слоја везивног ткива који обезбеђују структуру мишића и издвајају мишићна влакна унутар мишића. Цео мишић је прекривен спољашњом овојницом везивног ткива - *епимизиумом*, која се на крају спаја са везивним ткивом тетиве. Епимизиум дозвољава мишићима да се контрахују и снажно померају, а да при том задрже свој структурални интегритет. Унутар мишића, мишићне ћелије (мишићна влакна) су организоване у снопове, а око сваког од њих налази се везивни омотач - *перимизиум*. Унутар сваког снопа може бити 12 - 150 мишићних влакана (Nikolić, 2003). Око сваког мишићног влакна налази се слој везивног ткива, који се назива *ендомизијум*. Он окружује



екстрацелуларни простор ћелија и игра улогу у преносу силе, коју произведе мишићно влакно, на тетиву. Сви слојеви везивног ткива су међусобно повезани, чиме се интегрише активност контрактилних јединица у мишићу, преко тетиве мишић се повезује са костима, а с друге стране везивно ткиво дозвољава контрактилним елементима изванредан степен слободe у међусобном кретању.

### Грађа мишићног влакана

Мишићно влакно је на површини обавијено ћелијском мембраном која се назива **сарколема**. У близини њене унутрашње стране налази се већи број једара, који имају улогу у контроли метаболизма ћелије, посебно синтезе протеина. Течни део мишићног влакна назива **саркоплазма** и у њему се налазе ћелијске органеле, протеини, капљице масти, зрна гликогена и други молекули. Највећи део запремине мишићног влакна заузимају **миофибриле**, посебно диференциране цилиндричне творевине, које представљају основну функционалну јединицу мишићне ћелије.

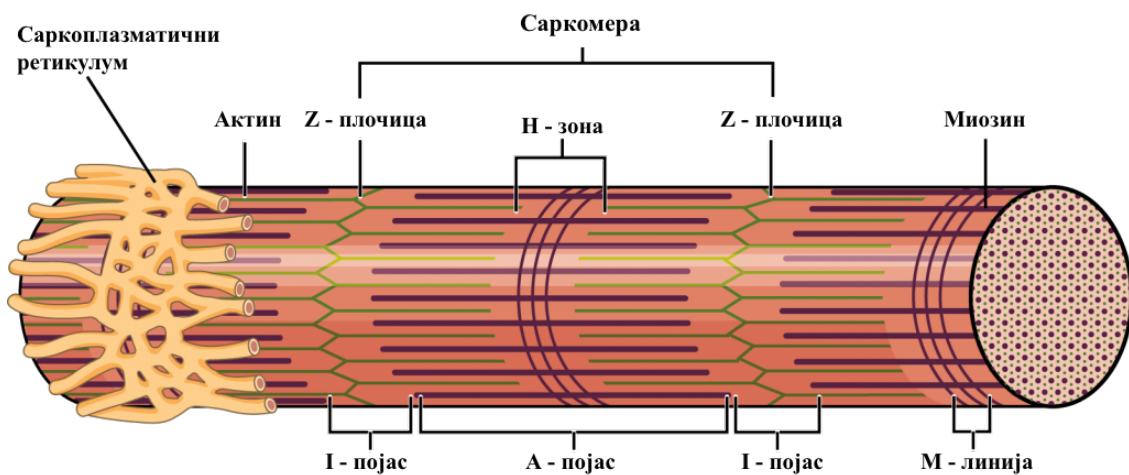


Слика 2. Грађа мишићног влакна (преузето са <http://library.open.oregonstate.edu/aandp/>)

Миофибрила је сачињена од великих полимеризованих протеинских молекула, актинских и миозинских филамената, који се називају **миофиламенти**. Актински филаменти дају влакну светлију, док миозински дају тамнију боју, а распоређени су у наизменичним сегментима, тако да миофибрила, али и мишићно влакно у целини, добија изглед попречне испруганости (Слика 2). Светле пруге садрже само актинске филаменте и називају се I-пруге, јер су изотропне за

поларизовану светлост. Тамне пруге садрже миозинске и крајеве актинских филамената, означавају се као А-пруге и анизотропне су за поларизовану светлост.

Миофибриле су унутар мишићног влакна поређане паралелно, а дебљина сваке износи 1-3 $\mu$ m. Средином сваке светле пруге (I-појас) пружа се вертикална преграда која се означава као Z-линија (Слика 3), а која је у ствари кружна плочица (Z-плочица), за коју су причвршћени крајеви актинских филамената. Део миофибрила (одн. читавог мишићног влакна) који се налази између две Z-плочице, назива се **саркомера** и представља основну функционалну јединицу миофибриле. У средини тамне пруге (А-појас) налази се H-зона (Хенсенова мембрана), која садржи само миозинске филаменте и у чијем центру је M-линија. Миозин се налази у А-појасу саркомере, припојен за M-мостове у M-линији.



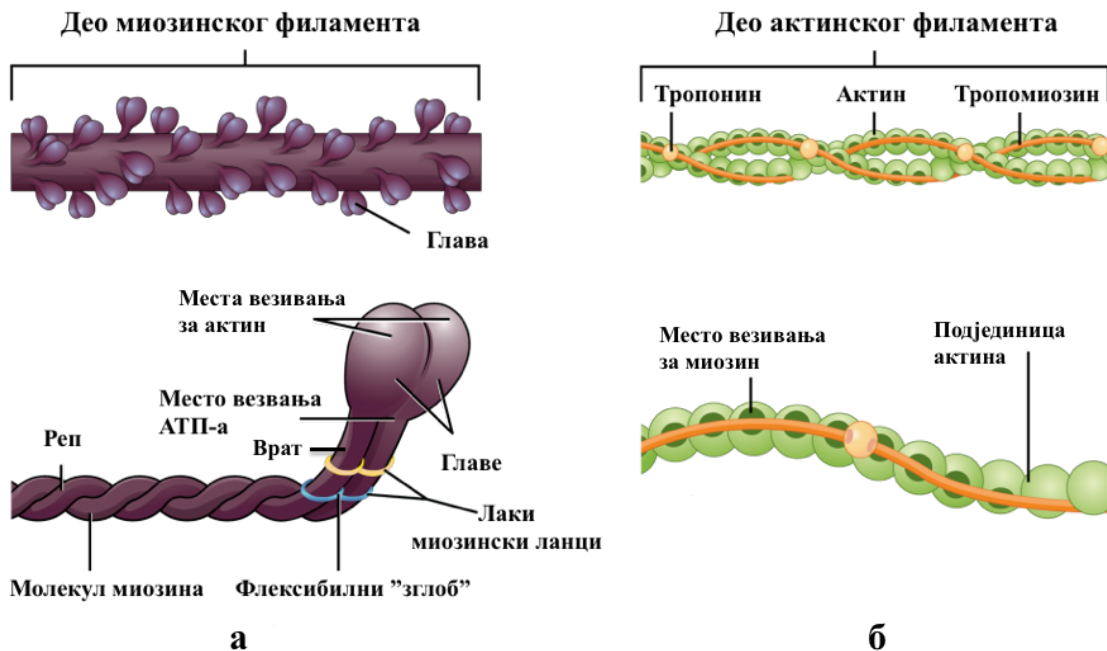
Слика 3. Грађа миофибриле (преузето са <http://library.open.oregonstate.edu/aandp/>)

### Структура миофиламената

**Миозински филамент** чине стотине молекула миозина, са реповима усмереним према M-линији и главама које се протежу према Z-плочицама. Молекул миозина (Слика 4а) састоји се од два међусобно испреплетена тешка ланца и четири лака ланца. Тешки ланци се састоје од репа, врата и главе, на којој се налази место везивања за актин и место везивања молекула АТП-а. На месту споја репа са вратом налази се флексибилни „зглоб”, који омогућава ротацију главе и врата упоље од главног снопа миозина ка влакну актина. Други зглобни део налази се на споју између главе и врата, а његовом ротацијом развија се сила и

помера глава попречног мостића ка центру саркомере. Лаки ланци играју регулаторну улогу у подручју флексибилног „зглоба“.

**Актински филамент** је облика двоструке спирале и састоји се од две глобуларне подјединице (ланаца), које су увијене једна око друге (Слика 4б). Молекули имају предњи и задњи део, а оријентисани су тако да је задњи део везан за Z-плочицу, а предњи усмерен ка центру саркомере. У оквиру филамента сваки глобуларни актин (мономер) садржи место везивања миозина и повезан је са регулаторним протеинима, тропомиозином и тропонином. Тропонин и тропомиозин налазе се дуж филамента актина и контролишу када ће места везивања за миозин бити ослобођена за стварање попречних мостића. *Тропомиозин* је танка полипептидна трака, која се пружа дуж молекула актина, у жљебу између два ланца актина. Један молекул тропомиозина је у директном контакту са седам мономера актина (Nikolić, 2003). *Тропонин* се састоји од три полипептида, тропонин И (TN-I) се везује за актин, тропонин Т (TN-T) се везује за тропомиозин, а тропонин Ц (TN-C) се везује за калцијумове јоне. У присуству једног молекула тропомиозина, један молекул тропонина може да регулише активност четири до седам мономера актина.



Слика 4. Грађа миофиламената: а – миозин; б – актин (преузето са <http://library.open.oregonstate.edu/aandp/>)

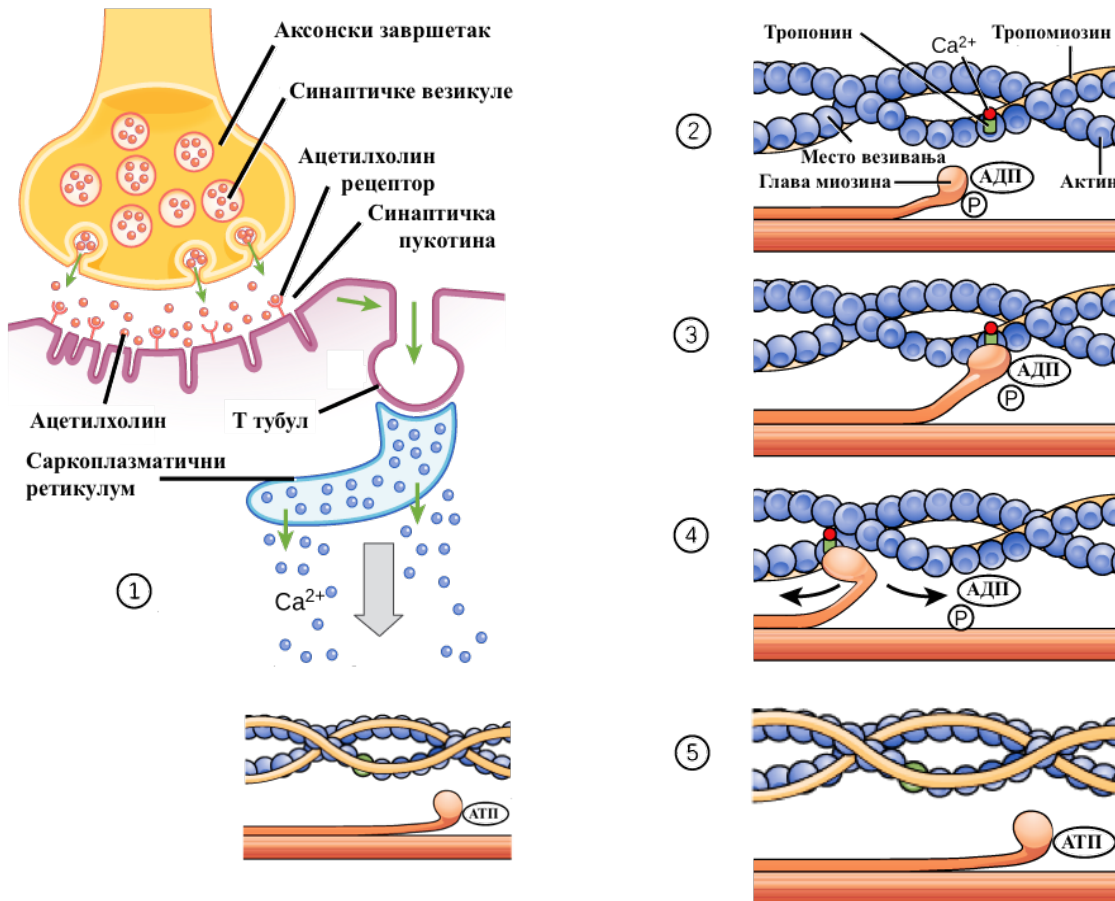
### 2.1.2. Механизам мишићне контракције

У хуманој локомоцији основни услов за појаву покрета је постојање мишићне контракције, једне од основних физиолошких карактеристика мишића. Као резултат мишићне контракције јавља се одређена сила (напон). Средином педесетих година 20. века, откривен је молекуларни механизам мишићне контракције, тј. постављена „Теорија клизећих филамената” (Andersen, 2004; Huxley, 2004), чиме је учињен велики корак у истраживању и разумевању различитих феномена људског кретања.

Основна функционална одлика мишићног ткива је раздражљивост. Она настаје под утицајем спољашњих или унутрашњих дражи, а најчешће се испољава скраћењем (контракцијом) мишићних влакана. Наиме, када нервни систем региструје драж, он шаље нервне импулсе до мишићног влакна, тада се раздражење унутар мишићног влакна шири, изазивајући низ физиолошких процеса, што у крајњем резултује настајањем мишићне контракције.

Пошто је нервни систем регистровао драж, моторни неурон преноси раздражење преко нервног влакна, до мишића. Место споја нервне и мишићне ћелије назива се *моторна плоча*. Она представља хемијску синапсу, јер нема директног контакта између нервне и мишићне ћелије, већ су оне повезане синаптичком пукотином, где се путем неуротрансмитера ацетилхолина преноси раздражење са нервне на мишићну ћелију (Слика 51). Трансмитер се из везикула, које се налазе у аксону нервне ћелије, ослобађа у синптичку пукотину, долази до рецептора на сарколеми и доводи до њене деполаризације. Одатле се електрични импулс шири преко Т-тубула, изазива отварање калцијумових канала и ослобађање калцијумових јона ( $Ca^{2+}$ ) из цистерни саркоплазматичног ретикулума. Следи дифузија јона калцијума до нити актина и миозина. Уз присуство једног молекула АТП-а,  $Ca^{2+}$  се везује за тропонин Ц на актину, што доводи до померања тропомиозина и ослобађања места на актину за везивање миозина (слика 52). За то време се на главици миозина везани молекул АТП-а хидролизом разлаже до АДП-а и неорганског фосфата ( $P_i$ ), што доводи до опружања (подизања) главице миозина и њено везивање за ослобођено место на актину, чиме се формира попречни мостић (Слика 53). Следи акција, која се назива „снажни завеслај” (Слика 54), при којој долази до повлачења (клизања) нити актина преко миозина, тј. до скраћења

саркомере (контракција). Током ове акције миозин отпушта АДП и  $P_i$ , а  $Ca^{2+}$  се враћају у саркоплазматични ретикулум. За испумпавање два  $Ca^{2+}$ , калцијумова пумпа потроши један молекул АТП-а. При ниској концентрацији  $Ca^{2+}$ , нови АТП се везује за миозин, раскида се попречни мостић, а тропомиозински систем поново блокира места везивања на актину (Слика 5<sub>5</sub>). На овај начин изазива се релаксација. Миозин који је везао нови АТП може поново започети описани циклус. Циклус контракција се може наставити све док је АТП доступан, а концентрација  $Ca^{2+}$  у саркоплазми довољно висока. Што је фреквенција нервних импулса већа, ослобађа се више  $Ca^{2+}$ , гради се већи број попречних мостића између актина и миозина, што резултира развијањем веће мишићне силе.



Слика 5. Механизам мишићне контракције (преузето и модификовано према <https://courses.lumenlearning.com/wm-biology2/chapter/atp-and-muscle-contraction/> и <http://bio1520.biology.gatech.edu/chemical-and-electrical-signals/effectors-and-movement/>)

Дакле, основни услов за испољавање мишићне активности је постојање везе између мишићних влакана и нервног система. У том смислу, ова два система организују се у функционалне целине - **моторне јединице**, где сваку од њих чини моторни нерв и одређени број мишићних влакана које он инервише. Укупна мишићна сила зависиће од броја активираних моторних јединица и фреквенције еферентних импулса сваке од њих (Bartlett, 2005; Jarić, 1997; Nikolić, 2003).

## 2.2. Режији рада мишића

Мишићна контракција означава активно стање у коме мишић развија силу, а заснива се на промени његове дужине. У зависности од односа мишићне и спољашње силе коју мишић савлађује или од промене дужине мишића, разликују се три основна режима рада мишића (Jarić, 1997; Komi & Nikol, 2008; Željaskov, 2004):

- *концентрична контракција* – јавља се када је сила коју мишић развија већа од спољашње силе коју савлађује; мишић се скраћује, покрет се врши у смеру деловања његове силе;
- *ексцентрична контракција* – јавља се када је сила коју развија мишић мања од спољашње силе; мишић се издужује, покрет се врши у смеру супротном од смера деловања мишићне силе;
- *изометријска контракција* – јавља се када је мишићна сила једнака спољашњој сили, мишић не мења дужину, тако да нема покрета.

У већини свакодневних кретних активности, ретки су покрети при којима мишићи раде само у једном режиму контракције. Кретања се најчешће остварују комбиновањем различитих режима рада мишића, углавном концентричних и ексцентричних контракција, док се изометријски режим рада среће у статичким условима (ставови, издржаји и сл.) и у тренуцима прелаза из једног режима рада у други.

Сукцесивна комбинација ексцентричних и концентричних контракција представља најчешћи тип мишићног дејства и назива се циклусом издуживања и скраћивања (*stretch-shortening cycle* - SSC). Када је мишићно влакно активирано, истегнуто, а затим одмах скраћено, снага која је настала током концентричног

дејства је већа од оне која се остварује у току концентричне контракције којој не претходи ексцентрична. Разлог томе је складиштење и коришћење еластичне енергије. Приликом истезања мишићно-тетивне јединице, механички рад се апсорбује и складишти као део потенцијалне енергије у серији еластичних елемената (у попречним мостићима, овојницама и тетивама), а затим се део те енергије користи за повећање механичке енергије и позитивног рада у наредној, концентричној фази контракције (Cormie, McGuigan, & Newton, 2011).

Сила која настаје као резултат мишићне контракције, без обзира на режим рада мишића, представља збир више независних компоненти, од који су три најважније (Jagić, 1997):

- *Активна компонента* мишићне силе настаје као резултат интеракције актинских и миозинских филамената унутар мишићног влакна. Ова компонента силе развија се само у активном стању мишића и делује искључиво у смислу скраћења мишића;
- *Пасивна компонента* мишићне силе настаје као резултат опирања везивно-потпорног ткива прекомерном издуживању мишића. Настаје само при већим дужинама мишића и делује у смислу скраћења мишића;
- *Вискозна компонента* мишићне силе настаје у мишићним влакнима, као последица унутрашњег трења које се јавља при клизању актинских и миозинских филамената. Ова компонента силе јавља се искључиво када постоји промена дужине мишића, а делује увек у смеру супротном од те промене. Повећава се са повећањем брзине мишићног скраћења и издуживања.

Активна компонента мишићне силе делује само у активном стању мишића и њом човек, односно његов нервни систем директно управља. Друге две компоненте делују независно од нивоа активације мишића и нису под директним контролом нервног система.

## 2.3. Механичке особине скелетних мишића

Једина сила којом човек директно управља, која је под директном контролом централног нервног система, је сила скелетних мишића (Јарић, 1997). Деловање силом у систему полуга је основна функција скелетних мишића, а величина силе коју мишић може развити на својим припојима зависи од бројних фактора, који се могу груписати у четири групе (Cornie et al., 2011): *неурални* (регрутовање моторних јединица, фреквенција еферентних импулса, синхронизација моторних јединица, међумишићна координација), *морфолошки* ( типови мишићних влакана, мишићна архитектура, особине тетива), *механички* (зависност силе од дужине мишића, степена мишићне активације и брзине његовог скраћења) и *мишићно окружење* (замор, температура мишића, хормонске промене и слично). У наставку овог поглавља, углавном ће бити речи о механичким факторима, тј. механичким особинама мишићног система, јер су оне од значаја за ово истраживање.

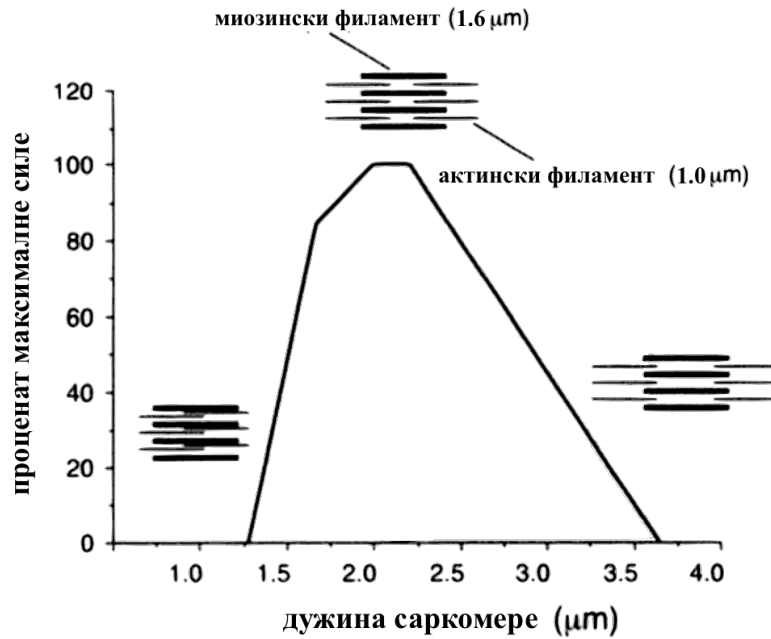
### 2.3.1. Зависност силе од дужине мишића – релација сила-дужина

Способност мишића да генерише силу, у основи зависи од дужине саркомере (Lieber, 2002). Највећи потенцијал за развој силе је при оптималној дужини саркомере (Слика 6), јер се при тој дужини може формирати максималан број попречних мостића између актина и миозина, што у крајњем резултира достизањем највишег нивоа развоја силе.

Продукција силе опада када се дужина саркомере смањи испод оптималне дужине, јер долази до преклапања филамената актина са супротних крајева саркомере и сабијања филамената миозина у контакту са Z-плочицама (Lieber, 2002). Са повећањем дужине саркомере изнад оптималне, такође се смањује способност мишића да продукује силу, јер се услед мањег преклапања актина и миозина смањује број попречних мостића.

С обзиром да мишићна сила не зависи само од дужине саркомере, већ и од других фактора (нпр. фреквенције импулса, броја активираних моторних јединица), промене у дужини саркомера могу се посматрати као подешавање „горње границе” за продукцију силе у одређеним условима (Lieber, Loren, & Friden, 1994).





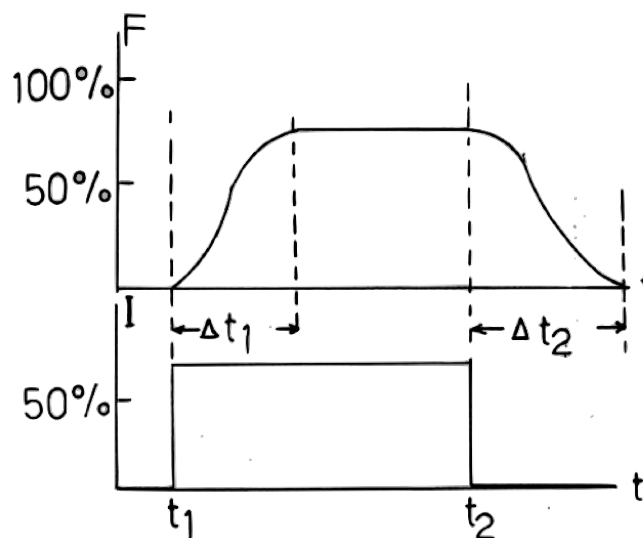
Слика 6. Релација сила-дужина (према Lieber, 2002)

### 2.3.2. Зависност силе од степена активације мишића – релација сила-време

Као што је раније поменуто, мишићна сила зависи од фреквенције импулса који стижу до мишићних влакана, као и од броја активираних моторних јединица. Ови фактори заједно називају се степен активације мишића, а са њеним повећањем расте и мишићна сила. У већини реалних покрета човека степен мишићне активације се све време мења. Међутим, његови мишићи нису у могућности да своју силу тренутно прилагоде промењеном степену активације, већ им је за то потребно извесно време. Ова појава представља основу релације сила-време (Слика7). Дакле, релација сила-време је механичка особина мишића по којој његова сила зависи од времена протеклог од тренутка промене њихове активације (Јарић, 1997).

Време потребно да се мишићна сила прилагоди новом степену активације назива се време активације ( $\Delta t_1$ ) и време релаксације ( $\Delta t_2$ ). Ови прелазни режими мишићне контракције приближно су пропорционални нивоу мишићне активације (нпр. више је времена потребно да из пасивног стања мишић пређе у стање максималне активације, него да се његова активација промени за 10 или 20%). Постојање прелазних режима мишићне контракције представља важан ограничавајући фактор у брзим, нарочито у цикличним покретима (нпр. време

активације *m. quadriceps femoris*-а из пасивног у стање максималне вољне активације износи 0,3 s, а контакт са подлогом у спринту 0,08-0,10 s). Дакле, при брзим цикличним покретима мишићи се све време налазе у прелазном режиму, тј. мишићна сила не достиже ни максималну, ни минималну вредност (Јарић, 1997).



Слика 7. Типична релација сила-време скелетних мишића при преласку из пасивног у стање максималне вољне активације ( $\Delta t_1$  -време активације) и повратак у пасивно стање ( $\Delta t_2$  -време релаксације) (према Јарић, 1997)

### 2.3.3. Зависност силе од брзине мишићног скраћења – релација сила-брзина

Релација сила-брзина (F-V релација) сматра се једним од најзначајнијих механичких фактора, од којих зависи ниво генерисане силе у скелетним мишићима (Nedeljković, 2016). Она открива законитости односа силе, коју мишић остварује у одређеним условима и брзине његовог скраћења. F-V релација описује способност мишићног система да испољи велику силу (F) при што већој брзини покрета (V), а тиме и максималну снагу (P). У основи ове законитости је инверзан однос F и V, јер када се сила повећава, брзина се смањује и обрнуто (Hill, 1938). Практично, ова законитост се може илустровати једноставним примерима: предмет мање масе може се подићи већом брзином, трчање са теретом знатно смањује брзину кретања и слично.

Посматрано на молекуларном нивоу, укупна мишићна сила зависи од броја формираних попречних мостића између филамената актина и миозина. За

формирање и раскидање везе између ових филамената потребно је одређено време, па с тим у вези, са повећавањем брзине скраћења, повећава се вероватноћа да ће место везивања на актину проћи поред главе миозина без формирања попречног мостића, што у крајњем резултује смањеном продукцијом силе (Cormie et al., 2011; Lieber, 2002; Nikolić, 2003). Ова појава може се објаснити и постојањем вискозне компоненте мишићне силе, јер се при клизању актинских и миозинских филамената јавља унутрашње трење, које расте са повећањем брзине скраћења мишића, при концентричној контракцији (Јарић, 1997).

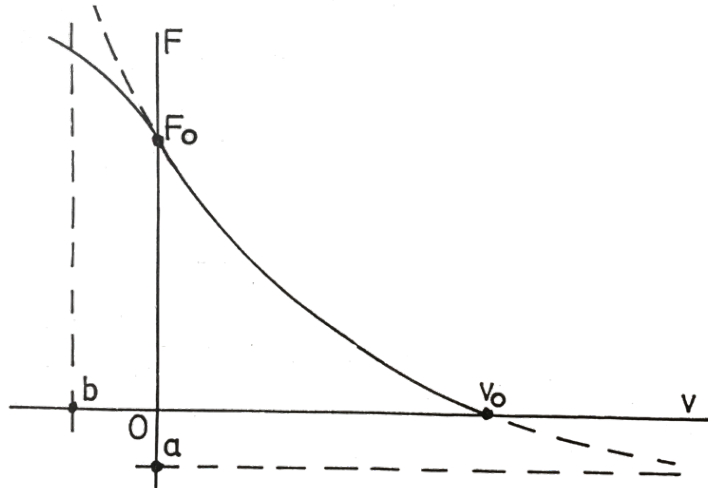
### **F-V релација код изолованих мишића и једнозглобних покрета**

Истраживања у области F-V релације најпре су вршена *in vitro*, на изолованим мишићним влакнима животињама (Abbott & Wilkie, 1953; Fenn & Marsh, 1935; Hill, 1938; Macpherson, 1953) и *in vivo*, на појединачним мишићним групама код људи (Wilkie, 1949; Perrine & Edgerton, 1978), а затим и у једнозглобним покретима (De Koning, Binkhorst, Vos, & Van't Hof, 1985; Hawkins & Smeulders, 1998; Komi, 1973), откривши да при истом степену мишићне активације, са повећањем брзине скраћења мишићна сила опада. Однос између силе и брзине његовог скраћења описан је хиперболичном кривом (Хилова крива - Слика 8), коју је Хил представио и математичком једначином:

$$F = \frac{F_0 \cdot b - a \cdot v}{v + b}$$

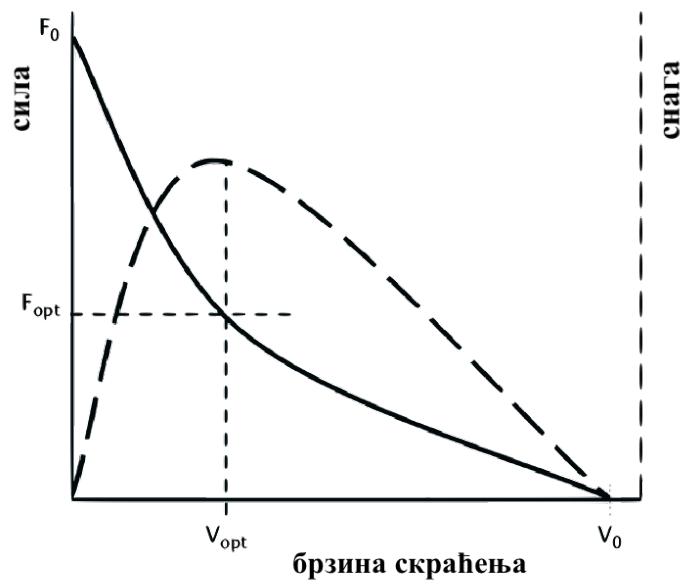
где је  $F$  – мишићна сила,  $v$  – брзина скраћења,  $F_0$ ,  $a$  и  $b$  – параметри.

$F_0$  и  $V_0$  представљају тачке пресека Хилове криве са ординатом и апсцисом (Слика 8), а представљају максималну изометријску силу -  $F_0$  (када је  $v = 0$ ), односно максималну брзину скраћења мишића -  $V_0$  (када је  $F = 0$ ). Хилова једначина описује само режим концентричне контракције ( $v > 0$ ), док за ексцентрични режим ( $v < 0$ ) она није применљива (испрекидани део криве), јер предвиђа веће силе од оних које се добијају мерењем (Јарић, 1997; Zatsiorsky, 2008).



Слика 8. Хилова крива – F-V релација (према Јарић, 1997)

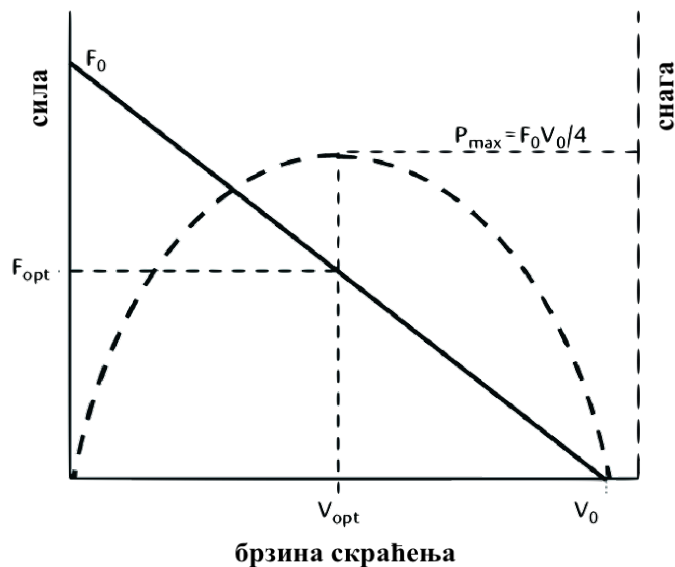
Пошто снага ( $P$ ) представља производ силе и брзине ( $P = F \cdot V$ ), из F-V релације директно се може извести релација снага-брзина (P-V релација). Ова релација приказана је на Слици 9 испрекиданом линијом, а показује да је за испољавање максималне мишићне снаге потребно постојање оптималног односа између силе и брзине. За постизање максималне снаге, код изолованих мишића или при једнозглобним покретима, вредност испољене силе треба да је око 30% од вредности максималне изометријске силе, а брзина око 30-40% од максималне (Hill, 1938).



Слика 9. Релација сила-брзина код изолованих мишића и једнозглобних покрета (према Јарић, 2015)

### F-V релација код сложених покрета

Механичке особине мишића који делују у сложеним покретима (вишезглобним системима) могу бити знатно различите од механичких особина појединачних мишића или мишићних група које делују у једном зглобу. Код сложених покрета, F-V релација има приближно линеаран облик (Jarić, 2015; Vandewalle, Péérès, & Monod, 1987a), што је по неким ауторима условљено неуралним механизмима (Yamauchi & Ishii, 2007), док други тврде да линеарност ове релације потиче од сегментарне динамике мишићно-коштаног система (Bobbert, 2012).



Слика 10. F-V релација код сложених покрета (према Јарић, 2015)

У последње две деценије интересовање научника за истраживање у овој области је постало велико, првенствено због практичне применљивости налаза оваквих студија. Приближно линеаран облик F-V релације (Слика 10) потврђен је резултатима добијеним тестирањем у различитим моторичким задацима: код максималних вертикалних скокова (Cuk, Markovic, Nedeljkovic, Ugarkovic, Kukolj, & Jarić, 2014; Feeney, Stanhope, Kaminski, Machi, & Jarić, 2016; García-Ramos, Jarić, Radial, & Feriche, 2016; Rabita и.., 2015; Vandewalle и сар., 1987a), потиска ногама изведених против различитих динамометара и уређаја са клизачима (Samozino, Rejc, Di Prampero, Belli, & Morin, 2012; Samozino, Rejc, Belli, & Morin, 2014; Yamauchi, Mishima, Nakayama, & Ishii, 2009), код покрета руку и горњег дела тела (Djuric, Cuk, Sreckovic, Mirkov, Nedeljkovic, & Jarić, 2016; García-Ramos et al., 2016;

Nikolaidis, 2012; Sreckovic, Cuk, Djuric, Nedeljkovic, Mirkov, & Jaric, 2015), у тестовима на бицикл-ергометру (Driss, Vandewalle, Chevalier, & Monod, 2002; Jaafar, Attiogbé, Rouis, Vandewalle, & Driss, 2015; Nikolaidis, 2012), при трчању (Jaskolska, Goossens, Veenstra, Jaskolski, & Skinner, 1999; Morin, Samozino, Bonnefoy, Edouard, & Belli, 2010) или кроз различите друге задатке (Zivkovic, Djuric, Cuk, Suzovic, & Jaric, 2017a).

Коришћењем спољашњег оптерећења може се обезбедити низ података о оствареној сили и брзини, који омогућавају примену модела линеарне регресије (стандардни регресиони модел). Добијени параметри директно обезбеђују податке о максималној сили ( $F$ -одсечак,  $F_0$ ), брзини ( $V$ -одсечак,  $V_0$ ) и снази ( $P$ , пропорционално њиховом производу) тестираних мишићних група, док нагиб регресије ( $\alpha$ ) приказује равнотежу капацитета  $F$  и  $V$  мишића (Samozino et al., 2012). Основу овог модела представља стандардна једначина линеарне регресије:

$$F(V) = F_0 - \alpha \cdot V,$$

где је  $F_0$  – одсечак на  $F$  - оси, који одговара максималној изометријској сили (када је  $v=0$ ),  $V_0$  – одсечак на  $V$  – оси (Слика 10), који одговара максималној брзини (када је  $F=0$ ),  $V_0=\alpha/F_0$ ,  $\alpha$  - нагиб криве, који описује однос максималне силе и брзине,  $\alpha = V_0/F_0$ .

Из  $F$ - $V$  релације сложених покрета, као и код једнозглобних покрета, директно се може извести релација снага-брзина ( $P$ - $V$  релација). Она у овом случају има облик правилне параболе (Слика 10), која јасно показује да се максимална снага мишића остварује при вредностима силе и брзине од око 50% од њихових максималних вредности, а према следећој формули:

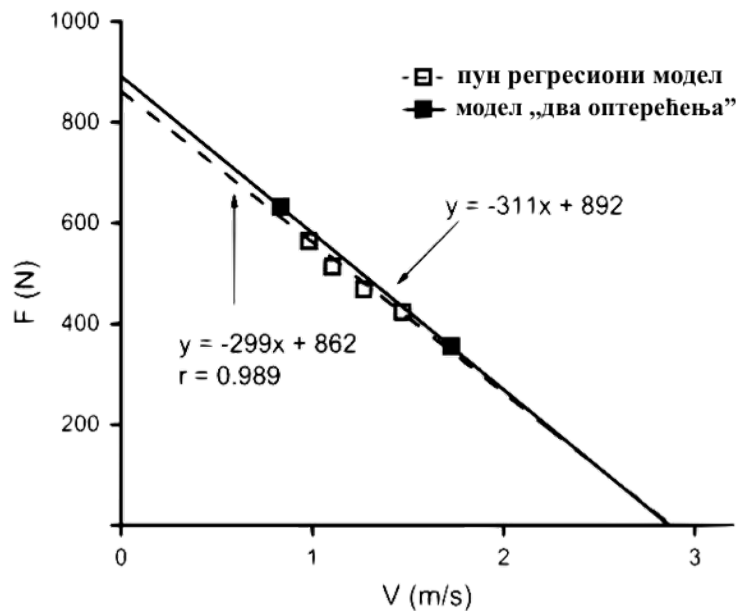
$$P_{max} = (F_0 \cdot V_0)/4.$$

Параметри  $F$ - $V$  релације показали су се као високо поуздани (Cuk et al., 2014; Feeney et al., 2016; Garcia-Ramos et al., 2016; Meylan, Cronin, Oliver, Hughes, Jidovtseff, & Pinder, 2015; Rabita et al., 2015; Sreckovic et al., 2015; Vandewalle, Peres, Heller, Panel, Monod, 1987b) и најмање умерено валидни (Cuk et al., 2014; Driss et

al., 2002; Feeney et al., 2016; Giroux, Rabita, Chollet, & Guilhem, 2015; Sreckovic et al., 2015). Као последица тога, многи аутори тврде да стандардне тестове који се изводе са једним оптерећењем треба заменити моделом F-V релације, како у истраживањима, тако и приликом рутинских тестирања, јер он пружа резултате много веће информативне вредности (Driss, Vandewalle, & Monod, 1998; Garcia-Ramos et al., 2016; Jaric, 2015; Meylan et al., 2015; Nikolaidis, 2012; Samozino, Edouard, Sangni, Brughelli, Gimenez, & Morin, 2014; Sreckovic et al., 2015).

### Модел „два оптерећења” (“Two loads“ model)

С обзиром да је линеарност F-V релације при сложеним покретима изузетно јака, пружа се могућност смањења броја експерименталних тачака (тј. различитих величина оптерећења). Свега два пута изведен одређени кретни задатак, против два различита оптерећења може открити релацију сила-брзина (Слика 11), а самим тим и силу, брзину и снагу мишића који обављају тестирани моторички задатак.



Слика 11. Модел два оптерећења (према Јајић, 2016)

Примена два различита оптерећења у обављању неког кретног задатка, представља основу **модела „два оптерећења”** (Јајић, 2016, Zivkovic, Djuric, Cuk, Suzovic, & Jaric, 2017b). Пошто је F-V релација линеарна, величина примењених

оптерећења такође треба да има мању улогу, мада се увек препоручује да два оптерећења буду у што већем опсегу (García-Ramos & Jaric, 2018; García-Ramos, Pérez-Castilla, & Jaric, 2018). Наиме, ако свако појединачно оптерећење даје величину  $F$  и  $V$  са сличним опсегом могуће грешке у резултату, па грешка добијене  $F$ - $V$  релације, а самим тим и  $F_0$ ,  $V_0$  и  $P_{\max}$ , би била мања ако се израчуна из удаљенијих експерименталних тачака (Jarić, 2016). Модел ”два оптерећења” показао се као веома поуздан, валидан и као процедура која обезбеђује потребне податке о механичким капацитетима мишића из  $F$ - $V$  релације, а без превеликог замарања испитаника (García-Ramos, Zivkovic, Djuric, Majstorovic, Manovski, & Jaric, 2018).

## 2.4. Феномен спонтане конверзије природних облика кретања

Ходање и трчање су два најчешћа облика кретања човека, при чему је један облик прикладнији од другог у зависности од брзине кретања. Феномен људског кретања, где се при повећању или смањењу брзине кретања дешава спонтана транзиција из ходања у трчање или обратно, дефинише се као транзитна брзина (енгл. *preferred transition speed* – PTS) (Thorstensson & Roberthson, 1987), а она се јавља при брзини око 2 m/s (Hreljac, 1995a; Raynor, Yi, Abernethy, & Jong, 2002).

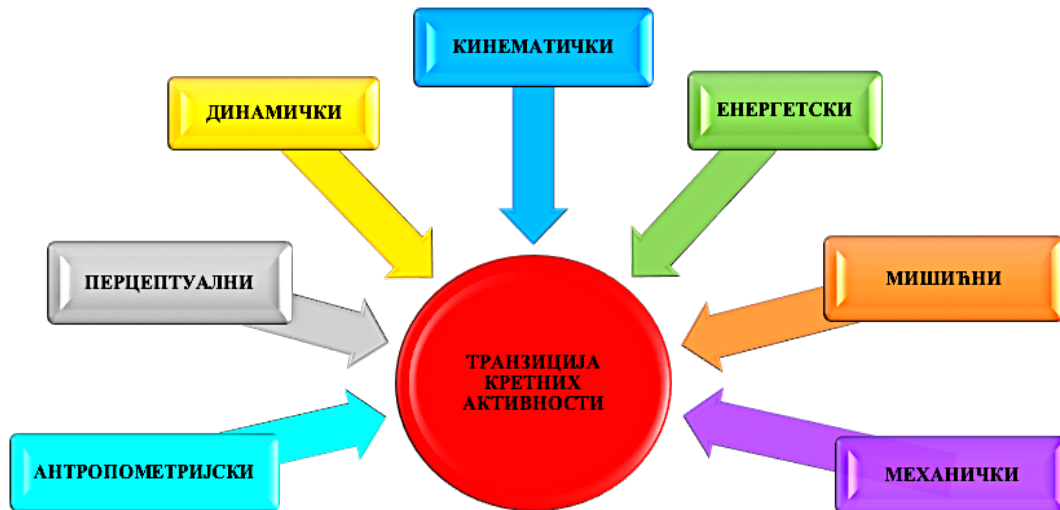
Спонтана транзиција из једног у други облик кретања може да се одвија у два смера: из ходања у трчање и из трчања у ходање. Брзина при којој човек природно из ходања почиње да трчи најчешће се означава са WRT (енгл. *walk-to-run preferred transition speed*), док најмања брзина којом човек из трчања прелази у ходање означава се као RWT (енгл. *run-to-walk preferred transition speed*). У истраживањима се WRT брзина често поистовећује са PTS (Abernethy, Hanna, & Plooy, 2002; Kram, Domingo, & Ferris, 1997; Mercier, Le Gallais, Durand, Goudal, Micallef, & Préfaut, 1994; Neptune & Sasaki, 2005; Sasaki & Neptune, 2006; Tseh, Bennett, Caputo, & Morgan, 2002), што при сагледавању овог феномена може да доведе до забуне. Наиме, WRT и RWT код неких испитаника се разликују, а та појава назива се ефекат **хистерезе**. Овај ефекат забележен је у већини истраживања у овој области, а величина хистерезе кретала се од -0.04 (Raynor et al., 2002) до 1.48 km h<sup>-1</sup> (Li, 2000). У случају присуства ефекта хистерезе, PTS се одређује као



аритметичка средина WRT и RWT (Raynor et al., 2002). У случајевима постојања значајних разлика између ове две брзине, неки аутори препоручују да се оне засебно разматрају (Ziv & Rotstein, 2009), посебно када су у питању истраживања која се баве биомеханичким и мишићним узроцима промене облика кретања, јер се различите мишићне групе активитају приликом транзиција из једног у други облик (Prilutsky, & Gregor, 2001).

Иако у последњих 30 година постоји велико интересовање научника за овај феномен, узроци спонтане конверзије кретних активности још увек нису у потпуности истражени. Разлике у просечним вредностима транзитних брзина у различитим студијама, које су се кретале од 6.7 до 8.3 km h<sup>-1</sup> (Beaupied, Multon, & Delamarche, 2003; Ganley, Stock, Herman, Santello, & Willis, 2011; Hanna, Abernethy, Neal, & Burgess-Limerick, 2000; Hansen, Kristensen, Nielsen, Voigt, & Madeleine, 2017; Hreljac, 1993a, Ranisavljev, Ilic, Soldatovic, & Stefanovic, 2014a), указују на то да вредност транзитне брзине може бити под утицајем различитих индивидуалних карактеристика испитаника.

Механизам одговоран за прелазак из ходања у трчање и обратно, не може се објаснити утицајем неког појединачног фактора, већ да се ради о мултифакторском феномену (Слика 12). До сада је испитиван утицај бројних фактора на овај феномен: **антропометријски** (Hreljac, 1995b; Ilić, Ilić, Mrdaković, & Filipović, 2012; Šentija, Rakovac, & Babić, 2012; Ranisavljev et al., 2014a), **енергетски** (Hreljac, 1993a; Minetti, Ardigo, & Saibene, 1994; Mercier et al., 1994; Rotstein, Inbar, Berginsky & Meckel, 2005; Usherwood & Bertram, 2003), **перцептуални** (Daniels & Newell, 2003), **мишићни** (Bartlett & Kram, 2008; Hreljac, Arata, Ferber, Mercer, & Row, 2001; Malcolm, Segers, Van Caekenberghe, & De Clercq, 2009; Prilutsky & Gregor, 2001; Segers, Lenoir, Aerts, & De Clercq, 2007), **динамички** (Kram i sar. 1997; Bartlett & Kram, 2008), **кинematички** (Hansen et al., 2017; Hreljac, 1995a; Mineti et al., 1994), **механички фактори** (Hreljac & Ferber, 2000; Ranisavljev, Ilic, Markovic, Soldatovic, Stefanovic, & Jaric, 2014b; Raynor et al., 2002).



Слика 12. Мултифакторска природа феномена спонтане транзиције кретних активности

У већини горе поменутих истраживања пронађена је значајна повезаност посматраних фактора са спонтаном транзицијом природних облика кретања. Јасно је да комбинација различитих фактора доприноси покретању транзиције из једне у другу кретну активност, али још увек не постоји консензус о томе који механизам представља ”окидач” транзиције кретања. У циљу идентификације прецизнијих детерминанти које доводе до транзиције из ходања у трчање и обратно, неки аутори истичу да Теорија динамичких система представља базу на основу које се могу анализирати детерминанте PTS-а, нарочито у вези са њиховом улогом у покретању транзиције (Diedrich & Warren, 1995; Kelso, 1984; Kelso & Schöner, 1988). Теорија динамичког система примењује принципе самоорганизације да објасни како нижи нивои нервног система контролишу координацију приликом транзиције кретних активности (Kelso, 1997). Једно од првих истраживања у овој области, вршено на животињама (Shik, Severin, & Orlovskii, 1966), несумњиво доказује да се транзиција из ходања у трчање спонтано појављује, без утицаја кортикалних структура великог мозга.

Људи такође показују особине самоорганизације током транзиције кретања, укључујући прилагођавање облика кретања, бифуркације, реаговање на различите промене у стабилности током кретања, појаву хистерезе, критично успоравање или критичне флукуације током кретања (Diedrich & Warren, 1998a; Kelso & Schöner, 1988). Конкретно, сваки облик кретања има свој облик координације (Diedrich &

Warren, 1995), а при PTS јавља се нешто што изазива нагли прелаз између ходања и трчања (тј. бифуркације) (Diedrich & Warren, 1995; Li & Hamill, 2002; Segers, Aerts, Lenoir, & De Clercq, 2006). При брзинама око PTS постоји већа варијабилност у обрасцу кретања (тј. трајање корака, дужина корака и фреквенција корака) и примећене су критичне флукуације, што указује на губитак стабилности (Brisswalter & Mottet, 1996; Diedrich & Warren, 1998b; Segers et al., 2006).

Кунг и сарадници (2018) тврде да механичка ефикасност и механичко оптерећење представљају иницијаторе за покретање транзиције кретних активности, док когнитивни процеси и перцептуалне повратне информације помажу у постизању транзиције. Они указују на то да антропометријски и механички фактори имају значајан утицај на индивидуалне вредности PTS, али не представљају ”окидаче” за покретање транзиције. Њих треба посматрати више као физичко ограничење за оптимално ходање и трчање, тј. као карактеристике које ограничавају брзину при којој је ходање и трчање угодно (Kung, Fink, Legg, Ali, & Shultz, 2018).

У смислу покретања транзиције из ходања у трчање и обратно, *механичка ефикасност* представља смањење механичког утрошка током кретања (Diedrich & Warren, 1995; Farley & Ferris, 1998; Minetti et al., 1994), што последично може довести и до смањеног метаболичког утрошка. Методе размене механичке енергије између кинетичке и гравитационо-потенцијалне су различите код ходања и трчања (Farley & Ferris, 1998). Механичка енергија центра масе тела (COM - енгл. *center of mass*) током ходања може се представити моделом инвертног клатна, где COM описује лучну путању преко чврстих полука ногу (Farley & Ferris, 1998). Механички утрошак током ходања је најмањи при оптималном односу фреквенције и дужине корака (Orendurff, Segal, Klute, Berge, Rohr, & Kadel, 2004), док се са повећањем дужине корака повећава, јер оно доводи до већих вертикалних осцилација COM. С друге стране трчање се може посматрати као модел масе на еластичним опругама (енгл. *spring-mass model*), где вертикалне осцилације COM омогућавају коришћење еластичне енергије тетива и лигамената (Farley & Ferris, 1998). У том смислу, ходање је механички ефикаснији облик кретања када су вертикалне осцилације COM минималне, док трчање постаје ефикаснији облик кретања како се ове осцилације повећавају. Ходање и трчање при брзинама које нису прикладне за

одређени облик кретања, захтевају већу количину мишићног рада у односу на кретање пожељним брзинама (Sasaki & Neptune, 2006). Како се брзина ходања повећава, активност мишића се такође повећава, како би се постигле веће дужине дужине корака неопходне за кретање при већим брзинама (Neptune, Sasaki, & Kautz, 2008). Преласком из ходања у трчање, када се брзина повећа изнад транзитне, већи део позитивног рада обезбеђује се из еластичне енергије тетива и лигамената (Sasaki & Neptune, 2006), што доводи до смањења количине мишићног рада.

*Мехничко оптерећење*, као окидач транзиције из ходања у трчање и обратно, представља механизам заштите коштано-мишићног система од превеликог оптерећења и смањења ризика од повреде (Farley & Taylor, 1991; Hreljac, 1993b). Са повећањем оптерећења смањује се брзина при којој се дешава спонтана транзиција из ходања у трчање (Hreljac, 1993b; Raynor et al., 2002), док време достизања максималне вредности силе реакције подлоге и ниво оптерећења, такође представљају могуће детерминанте транзитне брзине (Li & Hamill, 2002; Raynor et al., 2002). Студије које су се бавиле овим проблемима показале су да се супротстављањем акцији одређених мишићних група смањује брзина при којој долази до транзиције из ходања у трчање (Bartlett & Kram, 2008; MacLeod et al., 2014; Malcolm et al., 2009), док се смањењем мишићног напрезања брзина транзиције знатно повећава (Bartlett & Kram, 2008). Такође, постављањем спољашњег оптерећења на скочне зглобове (Diedrich & Warren, 1998b) или повећањем нагиба покретне траке (Diedrich & Warren, 1998b; Hreljac, 1995b; Hreljac, Imamura, Escamilla, & Edwards, 2007a; Minetti et al., 1994), до транзиције долази при мањим брзинама кретања.

Од посебног интереса за ово истраживање су механички фактори, тј. механички капацитети мишића и њихова повезаност са транзитним брзинама кретних активности, и то у циљу утврђивања предиктивне моћи транзитне брзине према механичким капацитетима мишића ногу. Из тих разлога ће други део наредног поглавља, које се тиче досадашњих истраживања, углавном бити усмерен на њихово изучавање.

#### 2.4.1. Мерење транзитне брзине

Одређивање транзитне брзине углавном се врши применом инкрементног и континуираног метода. Инкрементни метод предвиђа постепено повећање или смањивање брзине моторизоване покретне траке (третмила) у једнаким временским интервалима, док се испитанику омогућава да према субјективном осећају одабере начин кретања при одређеној брзини који је за њега оптималан. Брзина при којој испитаник осећа да природно треба да пређе из ходања у трчање, дефинише се као WRT брзина, а брзина при којој испитаник није у могућности да одржи фазу лета и спонтано прелази у ходање, дефинише се као RWT (Hreljac et al., 2007a; 2007b).

Континуирани метод се ређе користи у научним истраживањима, јер га је знатно теже реализовати. Спровођење овог протокола захтева прецизно подешавање третмила и коришћење додатне оптичке опреме за анализу кретања. Као и код инкрементног метода, брзина третмила се постепено повећава или смањује, а оптичка опрема је та која даје податке о тренутку када се појави фаза лета, тј. када испитаник пређе из ходања у трчање (WRT брзина), или када испитаник успостави сталан контакт са подлогом (када се изгуби фаза лета), тј. када пређе из трчања у ходање (RWT брзина). Код примене овог метода се често дешава да до конверзије облика кретања дође нагло, па тренутак транзиције није увек јасно видљив. Из ових разлога научници чешће прибегавају коришћењу инкрементног метода. Истраживања су показала да врста протокола не утиче на вредност WRT и RWT брзина (Hreljac et al., 2007b).

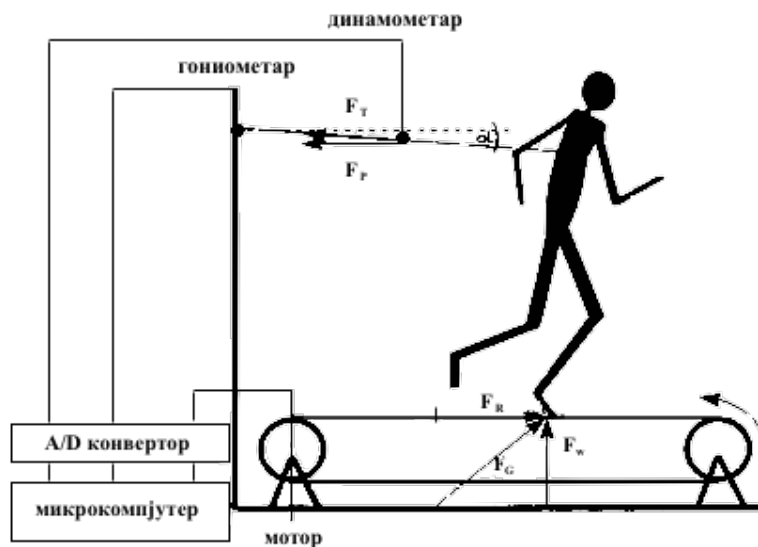
### 3. ДОСАДАШЊА ИСТРАЖИВАЊА

#### 3.1. Процена механичких особина мишића ногу на покретној траци

Велики број функционалних тестова, од којих је већина поменута у претходном поглављу, користе се за процену механичких особина мишића из F-V релације. Упркос томе, постоји и даље велики број потенцијално важних тестова који су остали недовољно истражени. Процена механичких капацитета мишића ногу, који врше максималан напор током ходања и трчања, посебно у оном облику и режиму рада какав је у природним условима, од општег је интереса, како за истраживачку праксу, тако и за клиничка испитивања, контролу и праћење ефеката тренажног процеса, рехабилитације и слично. До сада су се тестови за процену снаге из F-V релације код максималног трчања обично изводили на немоторизованим покретним тракама (Chelly & Denis, 2001; Morin et al., 2010; Sutton, Childs, Bar-Or, & Armstrong, 2000) или на платформи силе (Samozino et al., 2016), мада су неки аутори за ове потребе користили и моторизоване траке (Jaskolska et al., 1999).

У студији Јасколске и сарадника (Jaskolska et al., 1999), са циљем утврђивања да ли се параметри F-V и P-V релације мерене на тредмилу и бициклергометру разликују, коришћен је моторизовани тредмил. Тредмил је био опремљен мотором са константним обртним моментом и могућношћу коришћења два оперативна мода; брзински мод, као код обичног моторизованог тредмила (мотор одржава константну брзину траке), и мод оптерећења, у коме испитаник сам покреће траку, а кочионим силама се дозира оптерећење. Функција мотора у моду оптерећења је компензација трења траке тредмила. У овом истраживању је коришћен мод оптерећења, где су испитаници у шест извођења са различитим оптерећењима, покушавали да остваре највећу могућу брзину. Сваки покушај трајао је 5 секунди, а коришћена су оптерећења (кочионе силе) од 68 N, 108 N, 135 N, 176 N, 203 N и 270 N, које су представљале одређени проценат (5, 8, 10, 13, 15 и 20 %) од максималне кочионе силе, која се на тредмилу могла остварити (1350 N).

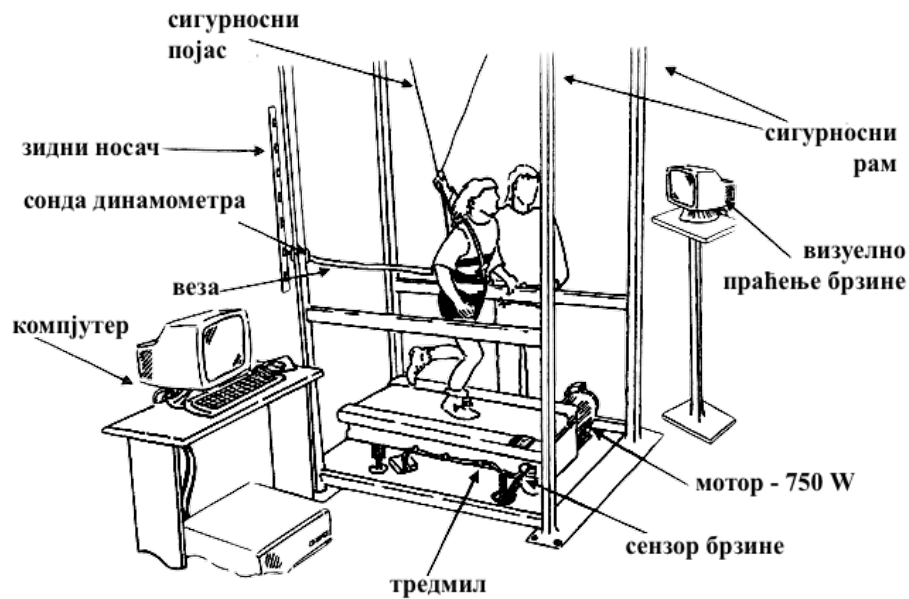
При извођењу теста (Слика 13), испитаник је носио појас, преко кога је хоризонталном везом био повезан са сондом динамометра и гониометром, на месту споја са непомичним ослоцем. Хоризонталан положај везе подешаван је за сваког испитаника, према његовој висини. Подаци добијени мерењем обрађени су поступком линеарне регресије, како би се добила F-V релација, а из ње потом одредила максимална сила, брзина и снага, за сваког испитаника.



Слика 13. Шематски приказ тредмила:  $F_T$  -укупна тракциона сила,  $F_P$  -пропулзивна сила,  $F_R$  -отпор (кочиона сила),  $F_G$  -сила реакције подлоге,  $F_W$  -вектор масе тела (Jaskolska et al., 1999)

Сатон и сарадници (Sutton et al., 2000) организовали су истраживање са циљем да развију тест спринта на немоторизованом тредмилу, за тестирање снаге код деце, да установе његову поновљивост и упореде резултате са одговарајућим мерама добијеним Вингејтовим анаеробним тестом (Wingate anaerobic test). Снага је рачуната из података о хоризонталној сили, која се мери динамометром, и података о брзини покретне траке тредмила. На Слици 14 приказани су услови извођења теста максималног спринта. Иза тредмила налазио се зидни носач, на коме је причвршћена веза (ланац) и сонда динамометра, која је са друге стране везом и металном копчом закачена за појас, који носи испитаник. Посебно пажњу истраживачи су посветили сигурности испитаника, тако што су са стране тредмила поставили заштитни метални рам, а испитаници су и додатно били обезбеђени лаганим појасом привезаним око груди, како би се спречило посртање или пад

током теста. Подаци са динамометра и сензора брзине су коришћењем посебно дизајнираног софтвера у програму LabVIEW, конвертовани у податке о оствареној сили и брзини, а потом и о снази. Испитаницима је омогућено визуелно праћење тренутне брзине, што је с једне стране имало подстицајни ефекат, а са друге стране, постављањем монитора на одговарајућу висину (Слика 14), иницирано је опружање кичменог стуба, тј. корекција лошег држања тела током извођења теста.

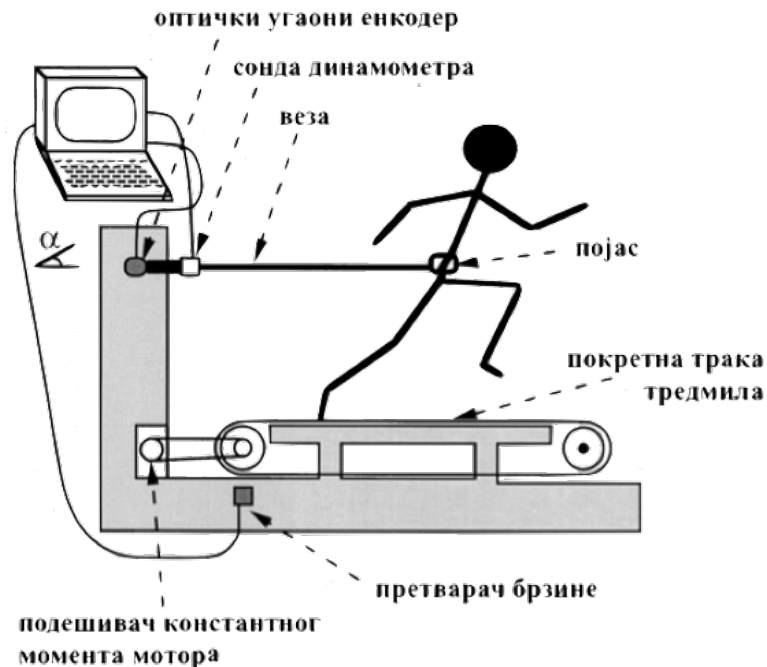


Слика 14. Шематски приказ експерименталних услова при извођењу спринт теста на третмилу (Sutton et al., 2000)

Истражујући повезаност снаге ногу, чврстине ногу и резултата постигнутог у спринту, Шели и Денис су користили тест на немоторизованом третмилу како би проценили снагу мишића ногу (Chelly & Denis, 2001). Испитаник је преко широког појаса, који је носио око струка, посебном везом био причвршћен на задњи део третмила (Слика 15). Оптички енкодер у тачки причвршћивања мерио је угао одступања везе од хоризонталног полжаја. Третмил је имао мотор са константним моментом који модулира трење према тежини испитаника. Испитаник је корацима сличним спринту, морао максимално да убрза траку за трчање у трајању од 8 секунди. Добијена су два сигнала, хоризонтална сила ( $F_h$ ), израчуната из података добијених са динамометра и сигнала оптичког енкодера (корекција у односу на хоризонталну силу) и брзина покретне траке ( $v$ ). Максимална брзина је утврђена



као максимална просечна вредност осцилација криве брзина-време. Снага је израчуната као производ силе и брзине.



Слика 15. Приказ експерименталних услова на тредмил-ергометру (Chelly & Denis, 2001)

У истраживању Морина и сарадника (Morin et al., 2010) тредмил је био подешен за извођење спринта (Слика 16) и омогућавао је мерење вертикалних и хоризонталних сила на истој локацији (тј. на стопалу), као и мерење брзине, што је новина у односу на постојеће методе у којима се снага израчунава као производ брзине покретне траке тредмила и хоризонталне силе мерене помоћу сонде динамометра, која је закачена на везу испитаника са зидним држачем.

Испитаници су изводили спринт у трајању од 6 секунди у различитим условима оптерећења: у оптималним условима (само уз обртни моменат мотора, који је потребан за превазилажење трења у односу на тежину испитаника), условима са високим оптерећењем (20% већим од оптималног момента силе мотора) и ниским оптерећењем (20% мањим од оптималног момента силе мотора). У складу са циљем овог истраживања, подаци о максималној сили, брзини и снази, су добијани из F-V релације, коришћењем линеарне регресије.



Слика 16. Извођење спринт теста на тредмилу: А – метални зидни носач омогућава индивидуализацију висине фиксне тачке према висини испитаника; В – фиксна тачка, место где се уже везује за ослонац; С – нееластично уже за пењање; D – појас за дизање тегова; Е – трака тредмила (Morin et al., 2010)

### 3.2. Повезаност механичких особина мишића са транзитним брзинама кретних активности

Многи фактори који су истраживани као потенцијални узроци конверзије кретања, из ходања у трчање и обратно, су међусобно повезани и тешко се могу посматрати сасвим изоловано. Такву повезаност показују мишићни и механички фактори, јер разматрање механичких фактора има смисла искључиво ако се посматрају мишићи или мишићне групе које су од значаја за овај феномен, тј. које су активне током транзиције из једног облика кретања у други.

Током ходања, у циљу одржавања чврстог става и стабилизације тела доминантна је активност антигравитационе мускулатуре, пре свега дорзалних флексора скочног зглоба, екстензора колена, кука и кичменог стуба, абдуктора кука и флексора колена (DeLisa, 1998). Убрзање трупа унапред, али и вертикалну стабилизацију тела, према већини аутора, обезбеђују екстензори кука и колена и плантарни флексори скочног зглоба (Anderson & Pandy, 2003; Neptune, Kautz, & Zajac, 2001, 2004; Novacheck, 1998), мада неки аутори истичу доминантну улогу екстензора кука (Simonsen, Thomsen, & Klausen, 1985; Belli, Kyrolainen, & Komi,

2002). Код трчања, у различитим фазама и режимима контракције, доминантну улогу имају плантарни флексори, екстензори и флексори колена и кука (Belli et al., 2002; Dugan & Bhat, 2005).

Prilutski i Gregor (Prilutsky & Gregor, 2001) испитивали су активацију мишића као могућу детерминанту транзиције из ходања у трчање. Они су пратили електромиографске промене у активацији седам главних мишића ногу, приликом ходања и трчања, при брзинама које су износиле 55, 70, 85, 100, 115, 130 и 145% од PTS. Резултати су показали да је, при PTS, у фази ослонаца највећа активација *m. soleus*, *m. gastrocnemius*, *m. vastus medialis* и *m. gluteus maximus*, док је у фази замаха највећа активација *m. tibialis anterior*, *m. biceps femoris* и *m. rectus femoris*. Током трчања, активација скоро свих поменутих мишића је већа је при брзинама испод PTS у односу на њихову активност при већим брзинама, док је током ходања обрнута ситуација - већа је активност ових мишића при већим брзинама од транзитне. Једини изузетак је *m. gluteus maximus*, код кога се промена у активацији уочава само при PTS и брзини од 115% од PTS.

Овакви резултати довели су до закључка да би транзиција из ходања у трчање могла бити изазвана повећаним осећањем напора, услед прекомерне активације *m. tibialis anterior*, *m. biceps femoris* и *m. rectus femoris-a* током ходања при брзинама изнад транзитне, а која је неопходна како би се испунили повећани механички захтеви, тј. достигли већи зглобни моменти за покретање ноге замаха током брзог ходања. С друге стране, транзиција из трчања у ходање може бити условљена прекомерном активацијом *m. soleus*, *m. gastrocnemius* и *m. vastus medialis-a* током трчања при брзинама мањим од транзитне (Prilutsky & Gregor, 2001). Ови аутори, формулишући претпоставку да твз. ”нежељена варијабла” може имати утицаја на транзицију кретних активности, указују да би поред мишићних и неки други фактори могли бити окидачи конверзије кретања, посебно истичући механичке факторе, због уске повезаности са мишићним.

Бројни аутори су испитивали само промене у активацији *m. tibialis anterior-a*, главног дорзалног флексора стопала, при ходању и трчању (Hreljac, 1995a; Hreljac et al., 2001; Malcolm et al., 2009; Segers et al., 2007). Истраживачи су применом различитих протокола „замарања” (Segers et al., 2007), као и променама услова у којима се одвија кретање (Diedrich & Warren, 1998b; Hreljac, 1995a; Malcolm et al.,

2009), доводили главни дорзални флексор до критичног нивоа активације. Закључили су да активација *m. tibialis anterior*-а достиже критичан ниво активације непосредно пред достизање WRT и да би узрок транзиције из ходања у трчање могао бити замор дорзалних флексора скочног зглоба, који раде близу максималног капацитета током ходања при брзинама близу транзитне. Сама транзиција се дешава у циљу првенције превеликог оперећења и могућих повреда дорзалних флексора скочног зглоба. Након преласка у трчање, смањује се ниво активације дорзалних флексора и они могу да функционишу на оптималном нивоу (Hreljac et al., 2001; Prilutsky & Gregor, 2001). За разлику од дорзалних флексора, плантарни флексори скочног зглоба повећавају своју активност након преласка у трчање (Bartlett & Gram, 2008).

Код мишића који учествују у фази замаха, конкретно код флексора колена и кука, јавља се сличан образац активације и замора, па се на основу тога дошло до закључка да се активност ових мишића повећава током ходања при брзинама изнад PTS. До транзиције из ходања у трчање долази због смањења оптерећења на зглобове и мишиће (Prilutsky & Gregor, 2001), јер се њихова активација преласком у трчање значајно смањује (Hreljac et al., 2001).

Налазе горе наведених истраживања (Hreljac, 1995а; Hreljac et al., 2001; Segers et al., 2007), који указују на то да велика угаона брзина скочног зглоба доводи до критичног нивоа активације *m. tibialis anterior*-а, аутори у једном каснијем истраживању потврђују и у закључку наводе да се угаона брзина скочног зглоба сматра узроком транзиције из ходања у трчање (Macleod, Hreljac, & Imamura, 2014). Конкретно, истраживачи су мерили WRT у нормалним и условима са додатним оптерећењем (од 2 kg) закаченим на стопало. Транзитна брзина имала је мање вредности у условима са додатним оптерећењем, на основу чега су аутори дошли до наведеног закључка.

Проучавање утицаја мишићних фактора на феномен транзитне брзине, указао је на могућу повезаност механичких особина одређених мишића и мишићних група са транзитним брзинама кретних активности (Табела 1). Међу првима, овим проблемом су се бавили Хрелјац и Фебер, испитујући повезаност снаге мишића дорзалних флексора скочног зглоба са PTS (Hreljac & Ferber, 2000). Они су снагу мишића мерили на изокинетичком динамометру, при брзинама од

120, 150 и  $180^{\circ}\text{s}^{-1}$ , док су PTS одређивали инкрементном методом. Добијени резултати указивали су на слабу корелацију између ових варијабли ( $r < 0.1$ ,  $p > 0.05$ ), чак и када су отклоњени аутлајери није дошло до значајних промена ( $r = 0.3$ ). Као недостатке своје студије, првенствено наводе мали и релативно хомоген узорак, указујући на то да би се њиховим отклањањем могли добити другачији резултати. Такође, пре доношења коначних закључака предложили су разматрање и других механичких својстава посматраних мишића.

Табела 1. Утицај механичких фактора на транзитну брзину у досадашњим истраживањима (приказани су само значајни налази)

Референце	Узорак испитаника	Мишићна група	Метод	Варијабле транзитне брзине	Механичке варијабле	Резултати
Hreljac & Ferber (2000)	♂ - 13 ♀ - 12	FLX dorz	Изокинетички динамометар 120, 150 и $180^{\circ}\text{s}^{-1}$	PTS	P	$r < 0.1$ $r = 0.3^*$
Raynor et al. (2002)	♂ - 9 ♀ - 9	FLX kol	Изокинетички динамометар $60^{\circ}\text{s}^{-1}$	WRT	M	$r = 0.47^*$
			Изокинетички динамометар $240^{\circ}\text{s}^{-1}$	WRT	M	$r = 0.54^*$
		EXT kol	Изокинетички динамометар $60^{\circ}\text{s}^{-1}$	WRT	M	$r = 0.49^*$
			Изокинетички динамометар $240^{\circ}\text{s}^{-1}$	WRT	M	$r = 0.51^*$
Ranisavljev et al. (2014)	♂ - 29	EXT kuk	Изокинетички динамометар $60^{\circ}\text{s}^{-1}$	RWT	P	$r = 0.44^*$
		FLX kol		RWT	M	$r = 0.37^*$
		FLX dorz		WRT	P	$r = 0.47^{**}$
				WRT	M	$r = 0.37^*$
		FLX kuk	Изокинетички динамометар $180^{\circ}\text{s}^{-1}$	WRT	M	$r = 0.4^*$
		EXT kuk		RWT	M	$r = 0.39^*$
				RWT	M	$r = 0.39^*$
		FLX plan	Изокинетички динамометар $0^{\circ}\text{s}^{-1}$	RWT	P	$r = 0.39^*$
		FLX kuk		WRT	RFD	$r = 0.42^*$
				RWT	RFD	$r = 0.43^*$
FLX plan	RWT	$F_{\max}$		$r = 0.34^*$		
	WRT	RFD		$r = 0.38^*$		
	RWT	RFD		$r = 0.42^*$		
	WRT	$F_{\max}$	$r = 0.37^*$			
RWT	$F_{\max}$	$r = 0.39^*$				

**Легенда:** ♂ – мушкарци; ♀ – жене; FLX dorz – дорзални флексори; FLXplan – плантарни флексори; FLX kol – флексори колена, FLX kuk – флексори кука; EXT kol – екстензори колена, EXT kuk – екстензори кука; WRT – транзитна брзина из ходања у трчање; RWT – транзитна брзина трчања у из ходање; RFD – брзина прираста силе;  $F_{\max}$  – максимална изометријска сила; P – снага; M – момент силе;

\*  $p < 0.05$ ; \*\*  $p < 0.01$

У истраживању Рејнорове и сарадника (Raynor et al., 2002) испитивана је повезаност момента мишићне силе са транзитном брзином. Механичке варијабле екстензора и флексора колена мерене су на изокинетичком динамометру, при брзини од  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$  и  $240^{\circ}\text{s}^{-1}$ , док су WRT и RWT брзине мерене на покретној траци инкрементном методом. Резултати су показали да постоји повезаност између механичких мишићних варијабли са WRT, док њихова повезаност са RWT није забележена (Табела 1). Истраживачи у закључку наводе да су различити механизми одговорни за транзицију из ходања у трчање и обрнуто, а да је од механичких особина мишића најбољи предиктор транзитне брзине максимални момент силе екстензора колена при  $240^{\circ}\text{s}^{-1}$ , иако је проценат објашњене варијансе релативно мали.

Са очигледном намером да отклоне недостатке претходних студија, Ранисављев и сарадници организовали су истраживање чији је циљ био да се утврде које мишићне групе ногу и које механичке особине истих, имају највећу повезаност са WRT и RWT брзнама (Ranisavljev et al., 2014b). Мерење механичких особина мишића екстензора и флексора кука, колена и скочног зглоба, изведено је на изокинетичком динамометру, при брзинама од  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$  и  $180^{\circ}\text{s}^{-1}$ , као и у изометријским условима. Посматране варијабле биле су снага и момент силе у изокинетичким, односно максимална сила ( $F_{\text{max}}$ ) и брзина развоја силе (RFD) у изометријским условима. Резултати ове студије показују да механичке особине мишића ногу имају ниску до умерену позитивну повезаност са WRT и RWT брзнама (Табела 1). Највеће корелације су забележене између снаге дорзалних флексора скочног зглоба измерене при  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$  и WRT, односно снаге екстензора у зглобу кука и RWT. Ове две варијабле су биле и најбољи предиктори WRT и RWT, при чему су објашњавале око 20% варијансе.

## 4. ПРОБЛЕМ, ПРЕДМЕТ, ЦИЉ И ЗАДАЦИ ИСТРАЖИВАЊА

С обзиром да се ово истраживање једним делом бави евалуацијом теста за процену механичких капацитета мишића ногу на моторизованој покретној траци, а другим делом повезаношћу транзитних брзина са механичким капацитетима мишића ногу у сложеним цикличним покретима, у овом поглављу ће проблем, предмет, циљеви и задаци истраживања бити посебно представљени за сваки од два планирана експеримента.

### **Експеримент 1 – Релација сила-брзина мишића ногу мерена на моторизованој покретној траци: модел „две брзине”**

Сагледавајући методе мерења механичких капацитета мишића ногу у сложеним цикличним покретима, конкретно током ходања и трчања, које су коришћене у претходним студијама (описаним у поглављу 3.1), констатује се да је углавном коришћена веома скупа опрема, чија је примена могућа само у лабораторијским условима. С тим у вези намеће се и **проблем** овог истраживања, који представља проналажење једноставног, поузданог, ефикасног и са финансијске стране прихватљивог начина мерења механичких капацитета мишића ногу у сложеним цикличним покретима, а који је притом лако применљив, како у научној, тако и у клиничкој, тренажној и рекреативној пракси.

**Предмет** овог истраживања представља мерење механичких карактеристика мишића ногу у сложеним цикличним покретима новом методом на моторизованој покретној траци.

**Главни циљ** овог истраживања је евалуација поузданости теста на моторизованој покретној траци, тј. евалуација релације сила-брзина мишића ногу и

процена поузданости њихових механичких капацитета, добијених употребом овог теста. У складу са главним циљем постављени су **појединачни циљеви**:

1. Испитати поузданост мерења силе мишића ногу у тесту на моторизованој покретној траци.
2. Испитати линеарност F-V релације на основу података о сили мишића ногу добијеној при различитим брзинама покретне траке.
3. Испитати поузданост варијабли F-V релације добијених из два поновљена мерења.
4. Испитати поузданост модела „две брзине”.

### **Задаци истраживања**

Како би се испунили постављени циљеви истраживања, треба реализовати следеће задатке:

1. Извршити процену морфолошког статуса испитаника и утврдити навике испитаника за физичким активностима.
2. Измерити силе мишића ногу при различитим брзинама кретања покретне траке.
3. Проценити линеарност F-V релације добијене тестом на покретној траци.
4. Проценити максималне вредности F, V и P из варијабли добијених тестовима на покретној траци применом линеарног модела F-V релације са више тачака.
5. Проценити максималне вредности F, V и P из варијабли добијених тестом на покретној траци применом модела „две брзине”.
6. Извршити статистичку обраду података.
7. Приказати резултате и кроз дискусију објаснити налазе студије.



## **Експеримент 2 – Релација транзитних брзина кретних активности и механичких капацитета мишића ногу у сложеним цикличним покретима**

**Проблем** овог истраживања може се сагледати кроз недостатке претходних студија. Наиме, сва истраживања о утицајима механичких фактора на транзицију кретних активности, тј. на величину транзитне брзине, заснована су на мерењима механичких особина мишића у једнозглобним покретима. С обзиром да се механичке особине мишића у једнозглобним и сложеним покретима не понашају по истом обрасцу, као и чињеница да мерења механичких особина мишића у једнозглобним покретима имају малу еколошку валидност, проблем овог истраживања представља испитивање повезаности транзитних брзина кретних активности и механичких особина мишића, мерених у сложеним покретима, конкретно у цикличним активностима.

**Предмет** овог истраживања представља повезаност механичких карактеристика мишића ногу у сложеним покретима са транзитним брзинама кретних активности.

**Главни циљ** овог истраживања је утврдити повезаност механичких особина мишића ногу у сложеним покретима са транзитним брзинама кретних активности.

**Појединачни циљеви** који ће у овом експерименту бити реализовани су:

1. Испитати повезаност механичких карактеристика мишића ногу, мерених тестом на моторизованиј покретној траци, са транзитним брзинама кретних активности.
  - 1а. Испитати повезаност процењене максималне силе мишића ногу са транзитним брзинама кретних активности.
  - 1б. Испитати повезаност процењене максималне брзине са транзитним брзинама кретних активности.
  - 1в. Испитати повезаност процењене максималне снаге мишића ногу са транзитним брзинама кретних активности.

2. Испитати повезаност механичких карактеристика мишића ногу, мерених тестом на бицикл-ергометру, са транзитним брзинама кретних активности.
  - 2а. Да се испита повезаност процењене максималне силе мишића ногу са транзитним брзинама кретних активности.
  - 2б. Да се испита повезаност процењене максималне брзине са транзитним брзинама кретних активности.
- 2в. Да се испита повезаност процењене максималне снаге мишића ногу са транзитним брзинама кретних активности.

### **Задаци истраживања**

Како би се испунили постављени циљеви истраживања, треба реализовати следеће задатке:

1. Извршити процену морфолошког статуса испитаника и утврдити навике испитаника за физичким активностима.
2. Измерити силе мишића ногу при различитим брзинама кретања покретне траке.
3. Измерити механичке карактеристике мишића ногу тестом на бицикл-ергометру.
4. Измерити брзину преласка из ходања у трчање и брзину преласка из трчања у ходање коришћењем стандардизованог инкрементног протокола.
5. Проценити линеарност F-V релација добијених тестовима на покретној траци и бицикл-ергометру.
6. Проценити максималне вредности F, V и P из варијабли добијених тестовима на покретној траци и бицикл-ергометру, применом линеарног модела F-V релације са више тачака.
7. Извршити статистичку обраду података.
8. Приказати резултате и кроз дискусију објаснити налазе студије.

## 5. ХИПОТЕЗЕ ИСТРАЖИВАЊА

У складу са проблемом, предметом, циљевима и задацима ове студије постављене су неопходне хипотезе. У вези са главним циљевима два планирана експеримента, постављене су две главне хипотезе ( $X_{Г1}$  и  $X_{Г2}$ ), док је у складу са појединачним циљевима постављено шест помоћних хипотеза, од којих ће четири бити тестирано у оквиру првог експеримента ( $X_1$ ,  $X_2$ ,  $X_3$  и  $X_4$ ), а две у оквиру другог експеримента ( $X_5$  и  $X_6$ ).

**$X_{Г1}$  – Тест на моторизованој покретној траци показаће се као поуздан за мерење механичких капацитета мишића ногу у сложеним покретима.**

$X_1$  – Тест на моторизованој покретној траци ће се показати као поуздан за мерење силе мишића ногу у сложеним покретима.

$X_2$  – F-V релација тестираних мишића ногу ће бити јака и приближно линеарана.

$X_3$  – Добијени параметри F-V релације: максимална сила ( $F_0$ ), брзина ( $V_0$ ) и снага ( $P_{max}$ ) ће се показати као поуздани.

$X_4$  – Величине истих параметара добијених из модела „две брзине” показаће висок степен сагласности са њиховим магнитудама добијеним из стандардне методе регресије примењене на читавом скупу података добијених од различитих брзина.

**$X_{Г2}$  – Механички капацитети мишића ногу, мерени у сложеним цикличним покретима, показаће повезаност са транзитним брзинама кретних активности.**

$X_5$  – Параметри F-V релације, добијени тестирањем механичких карактеристика мишића ногу на покретној траци, показаће повезаност са транзитним брзинама кретних активности.

**X<sub>5-1</sub>** - Максимална сила ( $F_0$ ) показује значајну повезаност са транзитним брзинама кретних активности.

**X<sub>5-2</sub>** - Максимална брзина ( $V_0$ ) показује значајну повезаност са транзитним брзинама кретних активности.

**X<sub>5-3</sub>** - Максимална снага ( $P_{max}$ ) показује значајну повезаност са транзитним брзинама кретних активности.

**X<sub>6</sub>** – Параметри F-V релације, добијени тестирањем механичких карактеристика мишића ногу на бицикл-ергометру, показује повезаност са транзитним брзинама кретних активности.

**X<sub>6-1</sub>** - Максимална сила ( $F_0$ ) показује значајну повезаност са транзитним брзинама кретних активности.

**X<sub>6-2</sub>** - Максимална брзина ( $V_0$ ) показује значајну повезаност са транзитним брзинама кретних активности.

**X<sub>6-3</sub>** - Максимална снага ( $P_{max}$ ) показује значајну повезаност са транзитним брзинама кретних активности.

# **ЕКСПЕРИМЕНТ 1**

*Евалуација поузданости релације сила-брзина мишића  
ногу мерене на моторизованој покретној траци*

## 6. РЕЛАЦИЈА СИЛА-БРЗИНА МИШИЋА НОГУ МЕРЕНА НА МОТОРИЗОВАНОЈ ПОКРЕТНОЈ ТРАЦИ

Овај експеримент организован је у циљу евалуације теста на моторизованој покретној траци, односно процене поузданости релације сила-брзина и њених параметара, добијених овим тестом. С тим у вези тестиране су четири хипотезе, којима су реализована четири постављена циља овог истраживања. Сва мерења су обављена у Методолошко-истраживачкој лабораторији и теретани Факултета спорта и физичког васпитања Универзитета у Београду.

Ово поглавље написано је на основу публикованог рада у врхунском међународном часопису (M-21) – *Gait & Posture*, под називом *”Force-velocity relationship of leg muscles assessed with motorized treadmill tests: Two-velocity method”*.

### 6.1. УВОД

Док је релација сила-брзина (F-V релација) код изолованих мишића или у једнозглобним покретима хиперболична (Hill, 1938), код сложених (вишезглобних) покрета она обично има „снажан” и приближно линеаран образац (Jagic, 2015; Vandewalle, Péterès & Monod, 1987). Конкретно, коришћење спољашњег оптерећења обезбеђује низ података о оствареној сили и брзини, који омогућавају примену модела линеарне регресије. Овакви резултати добијени су тестирањем различитих максималних вертикалних скокова (Cuk et al, 2014; Feeney et al, 2016; García-Ramos et al, 2016; Rabita et al, 2015; Vandewalle et al, 1987), потиска ногама изведених против различитих динамометра и уређаја са клизачима (Yamauchi et al, 2009; Samozino et al, 2012; Samozino et al, 2014), кретања руку и горњег дела тела (Djuric, et al., 2016; García-Ramos et al, 2016; Nikolaidis, 2012; García-Ramos et al, 2016;

Sreckovic et al, 2015), у тестовима на бицикл-ергометру (Driss et al, 2002; Nikolaidis, 2012; Jaafar et al, 2015) или конзистентно кроз различите друге задатке (Zivkovic et al, 2017). Посебна предност линеарне над хиперболичном F-V релацијом је да добијени параметри директно обезбеђују податке о максималној сили (F-исечак,  $F_0$ ), брзини (V-исечак,  $V_0$ ) и снази (P, пропорционално њиховом производу) тестираних мишићних група, док нагиб регресије ( $\alpha$ ) приказује равнотежу капацитета F и V мишића (Samozino et al, 2012). Поред тога, ови параметри показали су се као високо поуздани (Cuk et al., 2014; Feeney et al., 2016; Garcia-Ramos et al., 2016; Meylan et al., 2015; Rabita et al., 2015; Sreckovic et al., 2015; Vandewalle, Peres, Heller, et al., 1987) и најмање умерено валидни (Cuk et al., 2014; Driss et al., 2002; Feeney et al., 2016; Giroux, Rabita, Chollet, & Guilhem, 2015; Sreckovic et al., 2015). Као последица тога, многи аутори тврде да стандардне тестове који се изводе са једним оптерећењем треба заменити моделом F- V релације, како у истраживањима, тако и приликом рутинских тестирања, јер он пружа резултате много веће информативне вредности (Driss, Vandewalle, & Monod, 1998; Garcia-Ramos et al., 2016; Jaric, 2015; Meylan et al., 2015; Nikolaidis, 2012; Samozino, Edouard, et al., 2014; Sreckovic et al., 2015).

Упркос великом броју функционалних тестова који су коришћени за процену F-V релације мишића укључених у тестирање (Jarić, 2015), велики број потенцијално важних тестова и даље остаје недовољно истражен. Од општег интереса, како за базична истраживања, тако и за свакодневна клиничка испитивања, треба да буде процена механичких капацитета мишића ногу, који врше максималан напор током ходања и трчања. До сада су се тестови за процену снаге из F- V релације код максималног трчања обично изводили на немоторизованим покретним тракама (Chelly & Denis, 2001; Morin et al, 2010; Sutton, Childs, Bar-Or, & Armstrong, 2000) или на платформи силе (Samozino et al., 2016). На моторизовној покретној траци Јасколска и сарадници (Jaskolska et al, 1999) добили су приближно линеаран облик F-V релације, изводећи тест више пута против различитог оптерећења. Међутим, у клиничкој и истраживачкој пракси углавном се користе моторизоване покретне траке, које су са финансијске стране доступније, а поред тога, често постоји оправдана потреба за тестирањем испитаника при мањим брзинама кретања (током ходања или трчања умереног интензитета) посебно код

старијих или особа које су у процесу рехабилитације од повреда. Немоторизоване покретне траке обезбеђују податке о брзини ( $V$ ), и између и унутар сваког циклуса корака, што представља проблем селекције варијабли силе и брзине за даљу анализу. Коначно, кинетичка и кинематичка шема трчања значајно се може разликовати код различитих типова покретних трака и подлоге (McKenna & Riches, 2007). Због тога, облик  $F$ - $V$  релације мишића ногу добијен из широког опсега брзина задатих на стандардној моторизованој покретној траци, као и основне особине параметара ове релације и даље остају неистражене.

Облик посматране  $F$ - $V$  релације може бити од посебног значаја за будућа рутинска тестирања. Наиме, ако би се  $F$ - $V$  релација добијена из различитих брзина показала као јака и приближно линеарна, то би омогућило примену поједностављеног метода за његову процену. Конкретно, слично моделу „два оптерећења“ који се примењује приликом тестирања других функционалних задатака (Јарић, 2016; Zivkovic et al, 2017), тест спроведен при само 2 брзине покретне траке (тј. метод „две брзине“) може открити капацитете мишића ногу, да обезбеди податке о максималним вредностима  $F$ ,  $V$  и  $P$ . Као еколошки валидан, високо информативан и релативно брзо изводљив тест, био би изузетно важан како за процену механичких капацитета мишића ногу, тако и за процену и праћење ефеката различитих спортских тренинга и рехабилитационих интервенција.

Да би се решили дискутовани недостатци у литератури, направљен је протокол за тестирање  $F$ - $V$  релације мишића ногу са максималном силом вучења ( $F$ ), који се примењује на стандардној моторизованој покретној траци у широком опсегу брзина траке ( $V$ ), који покрива брзине оба природна облика кретања - ходања и трчања.

Од претпостављених резултата очекује се да допринесу потпунијем разумевању механичких особина мишића ногу. Поред тога, исти резултати би мотивисали развој рутинског и еколошки валидног теста за процену механичких капацитета мишића ногу, нарочито оних који су укључени у ходање и трчање. Наиме, такав тест изведен при нижим брзинама могао би се примењивати не само код младих и физички активних, већ и код старијих и слабих особа.



## 6.2. МЕТОДЕ

### 6.2.1. Испитаници

На основу процене величине узорка, за моћ студије 0,80 и ниво грешке alpha 0.05 (Cohen, 1988), која је примењена у претходним истраживањима везаним за F-V релације добијене из функционалних тестова са оптерећењем (Cuk et al, 2014; Sreckovic et al., 2015; Cuk, Mirkov, Nedeljkovic, Kukolj, Ugarkovic, & Jaric, 2016) у истраживању је учествовало укупно 15 младих мушкараца и 15 жена, студената Факултета спорта и физичког васпитања, Универзитета у Београду. Међутим, из узорка су искључена два мушка испитаника, јер нису учествовали у копмплетном протоколу тестирања. Навике за физичким активностима испитаника процењене су стандардним IPAQ упитником (Craig et al, 2003; Vandelanotte, De Bourdeaudhuij, Philippaerts, Sjöström, & Sallis, 2005), и према овим резултатима у узорку мушкараца било је 5 умерено и 8 високо активних, док је код жена било 7 умерено и 8 високо физички активних испитаника. Подаци о физичким карактеристикама испитаника дати су у Табели 2.

Табела 2. Физичке карактеристике испитаника

Варијабле	Мушкарци	Жене
Године	21.5 ± 1.8	20.6 ± 1.8
Телесна висина- TV (cm)	182.1 ± 5.6	169.1 ± 5.8
Телесна маса – TM (kg)	77.7 ± 9.6	58.5 ± 6.2
Маса скелетних мишића – SSM (kg)	39.4 ± 4.7	26.4 ± 2.7
Процент масног ткива – BF (%)	10.8 ± 4.2	18.5 ± 3.4
Индекс телесне масе – BMI (kg·m <sup>-2</sup> )	23.5 ± 2.70	20.5 ± 2.2

Сви испитаници су били упознати са ходањем и трчањем на моторизованој покретној траци, били су здрави и без било каквих повреда или болести које би могле да утичу на резултате тестова. Они су били информисани о потенцијалним ризицима повезаним са протоколом примењеног тестирања и такође су упућени да избегну додатне напорне активности током студије. Писмена сагласност за учешће у експерименту добијена је од свих учесника укључених у студију. Експериментални протокол, као и сагласност су у складу са Хелсиншком

декларацијом и одобрени су од стране Етичке комисије Факултета спорта и физичког васпитања Универзитета у Београду.

### 6.2.2. Експериментални протокол

Експериментални протокол је реализован у 3 дана (сесије), а мерења су вршена у периоду од 8 до 11 часова. Прва сесија се састојала од прикупљања антропометријских података, података о физичкој активности испитаника (IPAQ упитник) и упознавања испитаника са задацима које треба да изведе на тестирању. Друга и трећа сесија (тј. тест и ретест) служиле су за прикупљање података о механичким особинама мишића ногу. Да би се избегли потенцијални ефекти умора и болести мишића, временски размак између ове две сесије био је најмање 2 дана.

### 6.2.3. Физичке карактеристике

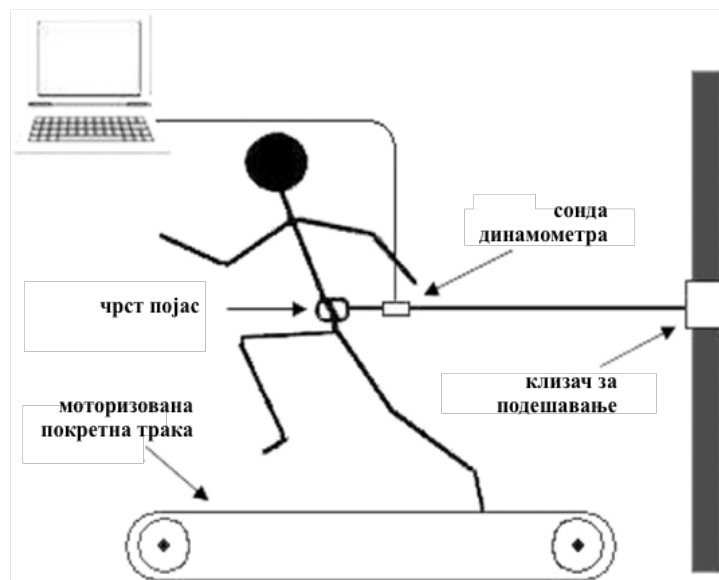
Висина тела (TV) мерена је стандардним антропометром (антропометар по Мартину) са прецизношћу од 0,1 cm.

Варијабле састава тела мерене су методом биоелектричне импедансе (*Bioelectrical Impedance Analysis – BIA*), на професионалном апарату *Biospace InBody 720* (Seoul, Korea) који користи *DSM – BIA* методу (*Direct Segmental Multi-frequency Bioelectrical Impedance Analysis*). Према протоколу, током тестирања испитаници стоје босоноги у усправном положају, стопала постављају на електроде смештене на платформи апарата, док су им руке у благој абдукцији са прстима прислоњеним на ручне електроде. Метода је потпуно безболна и траје око 1 минут. Посматране варијабле телесног састава су телесна маса (TM), маса скелетних мишића (SMM), проценат масног ткива (BF%) и индекс телесне масе (BMI). Индекс телесне масе (BMI) израчунат је из телесне масе (TM) и висине испитаника ( $BMI = TM/TV^2$ ).

### 6.2.4. Мерење механичких особина мишића ногу

Тестирање механичких карактеристика мишића ногу спроведено је на моторизованој покретној траци (HP Cosmos T170, Rome, Italy), коришћењем сонде

динамометра (CZL301, ALL4GYM, Serbia). Сонда је са једне стране закачена о широк, чврст појас за дизање тегова, који носи испитаник, а са друге стране металним ланцем причвршћена за непомични стуб (Слика 17). На стубу се налази клизач којим се подешава висина ланца у односу на висину испитаника. За повезивање наведених делова опреме коришћени су метални карабињери.



Слика 17. Илустрација експерименталних услова. Испитаник испољава максималну хоризонталну вучну силу док се креће одређеном брзином на моторизованој траци

Пре почетка тестирања, испитаници су у циљу загревања 10 минута ходали и трчали при различитим брзинама покретне траке, након чега су уследиле вежбе обликовања у трајању од 5 минута. Тестирање је спроведено при 8 брзина покретне траке од 5-12 km/h (тј. од 1,4 до 3,3 m/s) у потпуно рандомизираном низу, како би се избегао ефекат замора. Испитаници су се при задатој брзини покретне траке спонтано кретали око 10 секунди, а затим на знак мериоца почели да испољавају максималну вучну силу у периоду од 6 секунди, у коме се брзина покретне траке није мењала. Испитаницима је дата инструкција да у задатом времену најјаче вуку сонду динамометра унаред. Током извођења теста испитаници су вербално подстицани од стране мериоца. Између два узастопна мерења испитаници су имали минимум 3 минута пасивног одмора како би се избегао могући ефекат замора (Spencer, Dawson, Goodman, Dascombe, & Bishop, 2008).

Такође је важно напоменути да су изабране брзине покретне траке базиране на вредностима транзитне брзине сличне популације, која треба да буде у средини интервала брзина предвиђених за тестирање, тј. око 8 km/h (Ranisavljev et al, 2014). Поред тога, пилот истраживање спроведено пре експеримента открило је проблеме, како са неконзистентном шемом кретања и са стабилношћу при брзинама покретне траке већим од 12 km/h, тако и са дугим фазама двоножног ослонца при брзинама испод 5 km/h.

### 6.2.5. Анализа података

Посебно дизајнирани софтвер (LabVIEW, National Instruments, version 13.0, Austin, TX, USA) коришћен је за снимање и обраду података. Подаци о оствареној сили ( $F$ ) су узорковани на 200 Hz и филтрирани (10 Hz low-pass recursive Butterworth filter). Из интервала од 6 секунди, током кога су испитаници испољавали максималну вучну силу, последње 4 секунде сваког интервала су екстраховане, усредњене, а затим коришћене за даљу обраду.

Силе забележене при 8 различитих брзина покретне траке, коришћене су за процену  $F$ - $V$  релације, како из просечних података свих испитаника, тако и из појединачних података сваког од њих. За ову процену коришћен је модел линеарне регресије, који је примењен на свих 8 експерименталних тачака. У складу са претходним студијама (Jarić, 2015), регресија  $F(V) = F_0 - aV$ , обезбеђује 4 параметра очигледног физиолошког значења. Конкретно,  $F_0$  (тј.  $F$ -пресек) открива максимални капацитет испољавања  $F$  испитиваних мишића,  $V_0$  ( $V$ -пресек) открива свој максимални капацитет за испољавање брзине,  $P_{\max}$  (према формули  $F_0 \cdot V_0 / 4$ ) показује максимални капацитет за испољавање снаге мишића, док је нагиб  $a$  (према формули  $F_0/V_0$ ) показује равнотежу између капацитета за испољавање  $F$  и  $V$  (Yamauchi et al, 2009). Поред тога, метод регресије примењен је и код модела „две брзине” за процену исте  $F$ - $V$  релације и њених параметара. Конкретно,  $F$ - $V$  релација добијена је као линија провучена само кроз прву и последњу тачку (тј. кроз тачке које означавају вредност силе остварене при најнижој и највишој брзини кретања покретне траке).

### 6.2.6. Статистичка обрада података

Зависне варијабле овог истраживања су параметри F-V релације, као и јачина ове релације. Из простора дескриптивне статистике за све варијабле израчуната је аритметичка средина (Mean) и стандардна девијација (SD), док су коефицијенти корелације приказани кроз њихове медијане и опсеге. Нормалност дистрибуције података тестирана је Шапиро-Вилкс-овим тестом (Shapiro–Wilks test).

Тест-ретест поузданост мерења силе, као и тест-ретест поузданост параметара F-V релације процењивана је коефицијентима варијације (CV%), стандардним грешкама мерења (SEM) и коефицијентима корелације (ICC) (Weir, 2005). Најмања корисна промена (The smallest worthwhile change, SWC) израчуната је према Хопкинс-у (Hopkins, Schabert, & Hawley, 2001). Пирсонов коефицијент корелације коришћен је да би се проценила јачина односа посматраних параметара F-V релације добијених методом линеарне регресије из класичног модела (са 8 експерименталних тачака) и модела ”две брзине”. Парни т-тест и величина ефекта (ES) су коришћени за тестирање разлика између резултата са теста и ретеста, као и између истих параметара посматраних помоћу 2 модела. Све *p* вредности мање од 0.05 сматране су значајним.

Све статистичке анализе извршене су коришћењем софтвера *SPSS* (SPSS 21.0; Chicago, IL) и *Microsoft Office Excel 2007* (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA).

## 6.3. РЕЗУЛТАТИ

У Табели 3 приказани су резултати из два поновљена мерења силе тестом на тредмилу. Вредности коефицијента корелације (ICC), стандардне грешке мерења (SEM), као и ниске вредности ефекта величине (ES) указују на високу поузданост овог теста. Такође, резултати парног т-теста показују да није било значајних разлика у вредностима силе између два поновљена мерења (у оба узорка  $p > 0.9$ ).

Табела 3. Поузданост мерења силе тестом на тредмилу

	N	T1	T2	ICC (95%CI)	SEM	CV (%)	ES
		Mean ± SD	Mean ± SD				
Мушкарци	13	274 ± 55	274 ± 57	0.95 (0.93-0.97)	2.77	8.7	0.000
Жене	15	153 ± 38	154 ± 37	0.93 (0.90-0.95)	2.61	13.5	0.004
Укупан узорак	28	209 ± 76	210 ± 76	0.98 (0.97-0.98)	1.52	11.5	0.001

T1 – прво мерење; T2 – друго мерење; ICC – коефицијент корелације са 95% CI (интервал поузданости); SEM – стандардна грешка мерења; CV – коефицијент варијације; ES – ефекат величине

Поузданост овог теста проверена је и за мерење силе посебно при свакој предвиђеној брзини траке (Табела 4). И ови подаци су потврдили високу поузданост овог теста за мерење силе (сви ICC  $\geq$  0.83), а резултати парног т-теста да није било разлика у резултатима изеђу два мерења (за измерене силе при свим брзинама  $p > 0.2$ ).

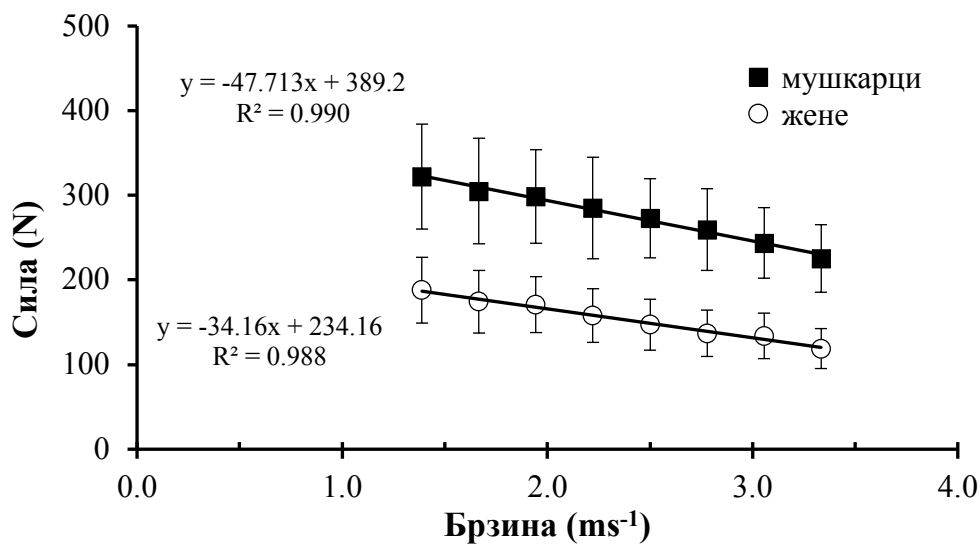
Табела 4. Поузданост мерења силе тестом на тредмилу, за све дефинисане брзине

	v (km/h)	T1	T2	ICC (95% CI)	SEM	CV (%)	ES
		Mean ± SD	Mean ± SD				
Мушкарци (N=13)	5	318.7 ± 55.8	322.2 ± 56.1	0.96 (0.87-0.99)	2.19	6.57	0.06
	6	302.7 ± 57.4	303.2 ± 57.1	0.97 (0.89-0.99)	1.68	7.04	0.01
	7	294.7 ± 47.0	286.2 ± 50.9	0.92 (0.73-0.97)	3.86	8.54	0.17
	8	281.2 ± 52.1	288.0 ± 57.1	0.95 (0.84-0.98)	2.68	8.17	0.12
	9	272.2 ± 45.2	266.1 ± 44.3	0.91 (0.71-0.97)	3.96	10.59	0.14
	10	258.1 ± 44.6	260.3 ± 46.4	0.89 (0.63-0.96)	4.91	12.41	0.05
	11	242.5 ± 38.3	239.6 ± 40.7	0.94 (0.78-0.98)	2.33	8.52	0.07
Жене (N=15)	5	173.3 ± 37.5	187.1 ± 45.6	0.92 (0.77-0.97)	3.14	11.42	0.33
	6	174.3 ± 37.0	176.9 ± 33.6	0.87 (0.59-0.95)	4.52	14.98	0.08
	7	170.9 ± 33.0	169.5 ± 29.5	0.90 (0.69-0.96)	3.08	12.62	0.04
	8	157.9 ± 31.7	154.7 ± 31.2	0.91 (0.74-0.97)	2.79	11.46	0.10
	9	147.1 ± 30.1	148.9 ± 26.9	0.91 (0.70-0.97)	2.53	13.42	0.06
	10	258.1 ± 44.6	260.3 ± 23.3	0.84 (0.50-0.94)	4.07	15.26	0.07
	11	133.9 ± 26.9	127.9 ± 23.0	0.83 (0.52-0.95)	4.21	15.12	0.24
12	118.9 ± 23.6	118.2 ± 19.9	0.87 (0.60-0.95)	2.79	14.62	0.03	

T1 – прво мерење; T2 – друго мерење; ICC – коефицијент корелације са 95% CI (интервал поузданости); SEM – стандардна грешка мерења; CV – коефицијент варијације; ES – ефекат величине

На Слици 18. приказани су просечни подаци остварених сила и брзина за обе групе испитаника. Као што је и очекивано, мушкарци су показали знатно виши

ниво  $F$  при истој  $V$  у односу на жене. Приказана  $F$ - $V$  релација, добијена линеарном регресионом методом, обезбедила је параметре  $F_0$ ,  $V_0$ ,  $P_{\max}$  и  $\alpha$ . Просечне вредности ових параметара код мушкараца износе 389 N, 8.16 m/s, 785 W и 47.7 Ns/m, а код жена 234 N, 6.70 m/s, 395 W, и 34,2 Ns/m, респективно за  $F_0$ ,  $V_0$ ,  $P_{\max}$  и  $\alpha$ . Међутим, од највеће је важности да је, упркос релативно широком интервалу испитиваних брзина, регресиони метод открио готово савршене линеарне  $F$ - $V$  релације у обе групе испитаника.



Слика 18.  $F$ - $V$  релација добијена методом линеарне регресије, са одговарајућим једначинама и коефицијентима корелације ( $R$ ). Остварене вучне силе ( $F$ ; mean и SD) и брзине тредмила ( $V$ ) су служиле за процену  $F$ - $V$  релације ногу мушкараца (квадрати) и жена (кругови).

Табела 5 приказује параметре добијене методом линеарне регресије, која је примењена на сет података силе и брзине измерене за сваког испитаника. Као што је и очекивано, вредности параметара добијених из индивидуалних  $F$ - $V$  релација, одговарају онима добијеним из просечних података свих испитаника (Слика 18), док се мање разлике, уочене између ова два сета података, приписују разликама у коришћеним методама израчунавања. Стандардна грешка мерења (SEM) и коефицијенти корелације (сви  $ICC \geq 0.84$ ), указују на високу поузданост параметара  $F$ - $V$  релације, док је типична грешка процењена коефицијентом варијације (CV) у просеку умерена. У прилог томе иду и резултати парног  $t$ -теста (за све параметре  $p > 0.1$ ) и ефекта величине ( $ES < 0.25$ ), који показују да није било значајних разлика у вредностима параметара између два поновљена мерења.

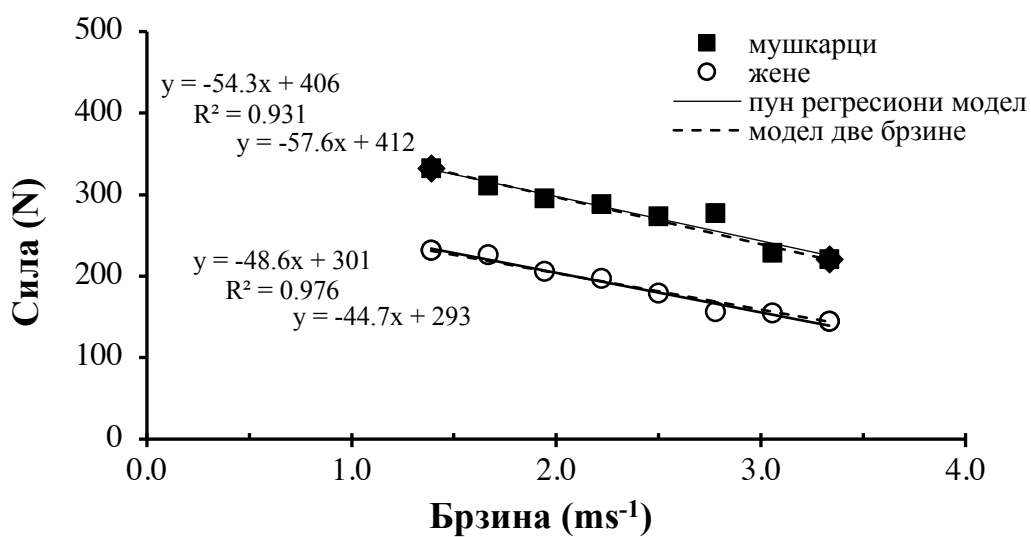
Поређење ICC (95% CI) указује да није било разлика поузданости између две групе испитаника.

Табела 5. Магнитуда и поузданост параметара F-V релације добијених из 2 поновљена мерења

		T1	T2	SEM	ICC (95% CI)	CV (%)	SWC	ES
		Mean ± SD	Mean ± SD					
Мушкарци	F <sub>0</sub> (N)	385 ± 87	383 ± 70	2.33	0.97 (0.90-0.99)	6.4	16	0.02
	V <sub>0</sub> (ms <sup>-1</sup> )	8.7 ± 1.6	8.7 ± 1.6	0.11	0.93 (0.78-0.98)	11.1	0.3	0.03
	P <sub>max</sub> (W)	815 ± 140	820 ± 132	9.33	0.93 (0.77-0.98)	10.0	27	0.04
	α (Nsm <sup>-1</sup> )	47 ± 18	47 ± 17	0.86	0.95 (0.84-0.99)	15.7	3.5	0.02
	R	0.94 (0.89-0.98)	0.93 (0.88-0.98)					
Жене	F <sub>0</sub> (N)	234 ± 53	241 ± 53	3.15	0.94 (0.84-0.98)	10.9	11	0.13
	V <sub>0</sub> (ms <sup>-1</sup> )	7.3 ± 1.4	6.9 ± 1.5	0.17	0.88 (0.65-0.96)	12.3	0.3	0.27
	P <sub>max</sub> (W)	415 ± 80	402 ± 57	10.96	0.84 (0.54-0.95)	14.0	14	0.19
	α (Nsm <sup>-1</sup> )	34 ± 13	37 ± 13	0.76	0.94 (0.80-0.98)	19.3	2.6	0.22
	R	0.93 (0.90-0.96)	0.94 (0.91-0.99)					

ICC – коефицијент корелације са 95% CI (интервал поузданости); CV – коефицијент варијације; ES – ефекат величине; F<sub>0</sub> – F-исечака; V<sub>0</sub> – V-исечака; P<sub>max</sub> – максимална снага; α – нагиб регресионе криве; R – медијана корелације (опсег)

Слика 19 илуструје упоређивање пуног регресионог модела (F-V релација добијена из линеарне регресије примењене на свих 8 експерименталних тачака) са моделом „две брзине” (F-V релација добијена из линеарне регресије примењене само на две тачке, првој и последњој), посебно за сваки од два узорка испитаника.



Слика 19. Илустрација F-V релације добијене коришћењем 2 регресиона модела. Пун регресиони модел (пуна линија) базиран је на свих 8 експерименталних тачака, док је модел „две брзине” (испрекидана линија) одређен само првом и последњом експерименталном тачком.



Подаци приказани у Табели 6 показују веома висок степен поклапања, тј. повезаности и између параметара F-V релације добијених применом два различита модела линеарне регресије. Конкретно, није било разлика у величинама параметара посматраних код ова два модела (парни т-тест, све вредности  $p > 0,25$ ), сви одговарајући ES су били испод 0,1, док су корелације између њихових вредности биле високе (све вредности  $p < 0,001$ ).

Табела 6. Релације параметара механичких особина мишића добијених из два различита модела

		Пун регресиони модел	Модел „две брзине“		
		mean $\pm$ SD	mean $\pm$ SD	r	ES
Мушкарци	F <sub>0</sub> (N)	385 $\pm$ 88	388 $\pm$ 88	0.986	0.04
	V <sub>0</sub> (ms <sup>-1</sup> )	8.7 $\pm$ 1.6	8.7 $\pm$ 2.3	0.890	0.01
	P <sub>max</sub> (W)	815 $\pm$ 140	814 $\pm$ 171	0.928	0.01
	$\alpha$ (Nsm <sup>-1</sup> )	46.98 $\pm$ 18.45	49.23 $\pm$ 21.88	0.962	0.11
Жене	F <sub>0</sub> (N)	234 $\pm$ 53	237 $\pm$ 57	0.978	0.06
	V <sub>0</sub> (ms <sup>-1</sup> )	7.3 $\pm$ 1.4	7.3 $\pm$ 1.6	0.926	0.03
	P <sub>max</sub> (W)	415 $\pm$ 80	414.2 $\pm$ 74	0.932	0.01
	$\alpha$ (Nsm <sup>-1</sup> )	34.16 $\pm$ 13.17	35.47 $\pm$ 15.36	0.966	0.09

F<sub>0</sub> – F-исечак; V<sub>0</sub> – V-исечак; P<sub>max</sub> – максимална снага;  $\alpha$  – нагиб регресионе криве; r – Пирсонов коефицијент корелације; ES – ефекат величине

## 6.4. ДИСКУСИЈА

Да би се истражила F-V релација мишића ногу, тестирана је максимална вучна F на моторизованој покретној траци, подешеној у широком опсегу брзина ходања и трчања. Поновљена мерења силе на моторизованој покретној траци, показала су високе коефицијенте поузданости добијених података, што је даље омогућило посредно добијање података о другим параметрима.

Облик и јачина посматране F-V релације у складу су са налазима претходних студија, које су се бавиле проценом механичких особина мишића ногу тестираних делимично различитим методологијама (Jaskolska et al., 1999; Zivkovic et al., 2017), али и у складу са налазима добијеним из других кретних задатака (Jarić, 2015). Претходна истраживањима спроведена на различитим кретним задацима (Cuk et al. 2014; Feeney et al., 2016; Garcia-Ramos et al., 2016; Rabita et al., 2015;

Vandewalle et al., 1978) такође су откриле високе показатеље поузданости параметара F-V релације. Чак се може тврдити да посматране F-V релације такође пружају валидне показатеље механичких особина тестираних мишића. Наиме, иако вредности  $F_0$  (388 N код мушкараца и 238 N код жена) могу бити нешто испод максималних изометријских сила вучења које једна нога може произвести у хоризонталном правцу, величине  $V_0$  (8.59 m/s и 6.86 m/s) одговарају максималним V у спринту младих и физички способних мушкараца и жена, док је  $P_{max}$  (810 и 396 W) слична максималној P директно забележеној у сличним тестовима (Jaskolska et al., 1999; Sutton et al., 2000). Због тога, ова студија додатно показује да су не само F-V релације сложених кретних задатака јаке и линеарне, већ и да обезбеђују поуздане и валидне показатеље капацитета тестираних мишића F, V и P.

Од посебног значаја могу бити практичне импликације јачине и линеарности посматране F-V релације. У складу са резултатима сличних студија добијеним кроз друге кретне задатке (Zivkovic et al., 2017), приказани резултати показују да само две V покретне траке могу обезбедити скоро идентичну F-V релацију, као и примена већег броја тестираних V забележених у сврху регресионог моделирања. Стога, слично моделу „два оптерећења” који се примењује на задатке који омогућавају манипулацију спољним оптерећењем (Zivkovic et al., 2017), модел „две брзине” који се примењује на тестирани задатак може се користити и у истраживањима и рутинском тестирању. Примена овог модела може скратити и поједноставити поступак тестирања, омогућити тестирање без превеликог замарања испитаника, а истовремено обезбедити поуздане информације о механичким особинама тестираних мишића типичних за F-V релације, добијене применом већег броја оптерећења или из података прикупљених при већем броју брзина.

Посматрани налази уверљиво говоре у прилог томе да је евалуирани модел „две брзине” кандидат за будућа рутинска тестирања механичких особина мишића ногу. Конкретно, моторизовани тредмили су обично доступни у оквиру клиничких и спортских објеката за тренирање, а из само два кратка извођења задатка могу се добити потребне информације о механичким особинама тестираних мишића. Процена механичких особина мишића ногу извођењем једног максималног трчања (тест максималног спринта), које се изводи на немоторизованој траци за трчање

(Morin et al., 2010) или на платформама силе (Samozino et al., 2016), такође може обезбедити F-V релацију мишића ногу, мада она није тако јака, као F-V релација добијена регресионим моделима примењеним у овом истраживању. Међутим, тест максималног спринта на тредмилу представља веома тежак и изазован задатак, чак и за младе и здраве испитанике, док за старије, слабе или провређене особе овај тест није препоручљив. Насупрот томе, испољавање максималне силе вучења током кретања на тредмилу подешеном на релативно малој брзини, може се применити практично у било којој поменутој популацији. На крају, треба истаћи еколошку валидност евалуираног теста. Наиме, кретање на покретној траци је веома слично природном кретању човека, па и тестирани мишићи делују у условима блиским реалним, што свакако представља предност овог теста у односу на друге често коришћене методе, као што су тестови на кли-ергометру или стандардни изокинетички тестови појединих мишићних група ногу.

Што се тиче ограничења ове студије и праваца даљег истраживања, треба имати на уму да примењени модели линеарне регресије пружају само два независна параметра, док се преостала два могу израчунати. Поред максималних капацитета F, V и P, и равнотежа (однос) између F и V, тј. нагиб регресионе криве –  $\alpha$  (Jamenez-Reyes, Samozino, Cuadrado-Penañiel, Conceicao, Gonzalez-Badillo & Morin, 2014; Samozino et al., 2012) има своје значајно физиолошко и функционално значење (Jaric, 2015). Такође, тестирање F захтева дужи контакт са појасом, преко кога се остварује вучна сила, као и нагнут положај тела, који се разликује од ходања и трчања при истим V у природним условима. Стога, слично као код других кретних задатака (Mandic, Jakovljevic & Jaric, 2015; Markovic et al., 2014), промењени модел кретања могао би донекле да утиче на добијене резултате. Очигледно је потребно додатно истраживање за оптимизацију протокола тестирања, као што су опсег тестираних брзина, број потребних експерименталних тачака и могући ефекти учења. Будуће студије би такође могле истражити разлике у F-V релацијама између различитих популација, релације између истих параметара добијених помоћу евалуираног теста и других тестова мишића ногу, или испитати осетљивост F-V релације на ефекте различитих спортских тренинга и рехабилитационих интервенција, које имају за циљ побољшање функције кретања. Коначно, у циљу проналажења одговарајућег протокола за рутинска тестирања клиничких

популација, које карактеришу нижи нивои механичких капацитета мишића, требало би проценити F-V релације добијене при нижим V покретне траке.

## 6.5. ЗАКЉУЧАК

Приказани резултати указују на то да F-V релација мишића ногу, која је тестирана на моторизованој покретној траци испољавањем максималне вучне силе при различитим брзинама, може бити јака и линеарна, док њени параметри могу бити високо поуздани и најмање умерено валидни. Штавише, виртуелно идентична релација може се добити из само две различите брзине покретне траке, које омогућавају релативно брз поступак тестирања, без превеликог замарања испитаника. Стога, слично моделу „два оптерећења” који се примењује на друге кретне задатке (Jarić, 2016; Zivkovic et al., 2017), модел „две брзине” могао би се развити у релативно брзу процедуру тестирања без замора, којом се процењују механички капацитети мишића ногу (F, V и P) током кретања. Такође, овај тест би имао велику еколошку валидност, јер се већина рутинских тестова за процену механичких особина мишића ногу заснива на тестовима спроведеним бициклергометрима или на изокинетичким динамометрима, који се користе за тестирање појединачних мишићних група.

Налази овог истраживања потврдили су следеће хипотезе: X<sub>1</sub> - да је тест на моторизованој покретној траци поуздан за мерење силе мишића ногу у сложеним покретима; X<sub>2</sub> – да је F-V релација тестираних мишића изузетно јака и линеарна; X<sub>3</sub> – да су добијени параметари F-V релације (F<sub>0</sub>, V<sub>0</sub>, P<sub>max</sub> и α) високо поуздани; као и, X<sub>4</sub> - да једноставан модел „две брзине” може заменити стандардан регресиони модел базиран на великом броју поновљених мерења силе при различитим брзинама, на шта указује висок ниво сагласности посматраних параметара F-V релације добијених из пуног регресионог модела и модела „две брзине”.

## **ЕКСПЕРИМЕНТ 2**

*Сила, брзина и снага мишића ногу као предиктори транзитне брзине*

## 7. СИЛА, БРЗИНА И СНАГА МИШИЋА НОГУ КАО ПРЕДИКТОРИ ТРАНЗИТНЕ БРЗИНЕ

Експеримент 2 организован је у циљу утврђивања повезаности механичких особина мишића ногу са транзитним брзинама кретних активности. С тим у вези тестиране су две хипотезе ( $X_5$  и  $X_6$ ). Сва мерења су обављена у Методолошко-истраживачкој лабораторији и теретани Факултета спорта и физичког васпитања Универзитета у Београду.

Ово поглавље написано је на основу рада послатог у врхунски међународни часопис (M-21), под називом „*The assessment of mechanical muscle properties in multi-joint movements reveals a inverse correlation of leg muscle strength and power with gait transition speed*”.

### 7.1. УВОД

Спонтана транзиција из ходања у трчање (WRT) и обратно, из трчања у ходање (RWT), која се дешава при брзини од око  $2 \text{ ms}^{-1}$ , последњих 30 година изазвала је велико интересовање научника за овај феномен. Различити антропометријски (Hreljac, 1993; Ranisavljev et al. 2014a), метаболички (Hanna, Abernethy, Neal, & Burgess-Limerick, 2000, Rotstein et al., 2005), механички (Ranisavljev et al. 2014b; Raynor et al., 2002) и когнитивни фактори (Daniels & Newell, 2003) су истраживани као потенцијални покретачи („окидачи”) транзиције из једног у други облик кретања. Кунг и сарадници (2018) указују на то да покретаче транзиције треба тражити првенствено на мишићном нивоу, кроз детерминанте механичке ефикасности и механичког оптерећења, док антропометријске карактеристике и механичке капацитете мишића треба посматрати више као физичко ограничење транзитне брзине, него као покретаче транзиције ова два облика кретања (Kung et al, 2018).

Улога механичких капацитета мишића у реорганизацији кретања истраживана је кроз неколико студија (Hreljac & Ferber, 2000; Raynor et al., 2002;

Ranisavljev et al. 2014b). Њихови резултати показали су слабу до умерену повезаност транзитне брзине и механичких капацитета појединих мишићних група ногу. Све наведене студије су користиле стандардне процедуре тестирања које су укључивале мерење механичких капацитета појединих мишића или мишићних група у изометријским или изокинетичким условима. Треба напоменути да овај методолошки приступ има ограничену еколошку валидност, јер се у природним условима кретање човека углавном јавља као усклађено кретање вишезглобних кинетичких ланаца. Штавише, механички капацитети мишића као што су сила ( $F$ ), брзина ( $V$ ) и снага ( $P$ ) не могу се проценити из једног јединог кретања које се типично примењује у рутинским процедурама тестирања (Zivkovic et al., 2017).

Познато је да се  $F$  појединих мишића или мишићних група, које врше покрете у једном зглобу, смањује са повећањем  $V$  њиховог скраћења у нелинеарној (хиперболичној) зависности, на шта указују студије из претходног века (Fenn & Marsh, 1935; Hill, 1938). Међутим, за разлику од хиперболичне  $F$ - $V$  релације изолованих мишића (Hill, 1938), скорашње студије указују на то да  $F$ - $V$  релација сложених кретних задатака може бити приближно линеарна (Jagic, 2015). Приближно линеарне и релативно јаке  $F$ - $V$  релације пронађене су у различитим тестовима, код максималних вертикалних скокова (Cuk et al., 2014; Zivkovic et al., 2017), у тестовима на бицикл-ергометру (Jaskolska et al., 1999; Zivkovic et al., 2017), при трчању (Dobrijevic et al., 2017; Jaskolska et al., 1999), као и код покрета руку и горњих тела (Djuric et al., 2016; Sreckovic et al., 2015), док су се процењени параметри показали као поуздани и умерено до веома валидни (Cuk et al., 2014; Driss et al., 2002; Feeney et al., 2016; Garcia-Ramos et al., 2016; Giroux et al., 2015; Sreckovic et al., 2015). Скоро линеарни облик  $F$ - $V$  релације обезбеђује податке о максималним капацитетима тестираних мишића за развијање  $F$ ,  $V$  и  $P$ . Поред тога, она поједностављује процену поменутих капацитета мишића при извођењу различитих кретних задатака.

Да би се одговорило на дискутоване проблеме, направљена је студија за истраживање везе између транзитне брзине и механичких капацитета мишића ногу, процењених коришћењем линеарне  $F$ - $V$  релације. Наиме, приближно линеарна  $F$ - $V$  релација обезбеђује прецизне информације о механичким капацитетима мишића ногу ( $F$ ,  $V$  и  $P$ ) током сложених кретних задатака. Што је још важније, коришћен је

линеарни F-V модел у кретним задацима, као што су ходање, трчање и вожња бицикла, и на тај начин добијени су подаци о механичким капацитетима мишића у реалним сложеним кретањима. Ова чињеница је још важнија када се узме у обзир да је проблем ове студије везан за испитивање феномена транзитне брзине. Стога се претпоставља да механички капацитети мишића, мерени током сложених кретних задатака, могу показати различит однос са транзитном брзином од истих капацитета мишића мерених у једнозглобним покретима. Од посебног интереса за ово истраживање је предиктивна моћ механичких капацитета мишића ногу, мерених током сложених цикличних кретања, на брзину транзиције кретања. С тим у вези, циљ ове студије био је да се истражи повезаност између брзине транзиције и механичких капацитета мишића ногу, измерених током сложених цикличних покрета.

## 7.2. МЕТОД

### 7.2.1. Испитаници

У овом истраживању учествовало је 18 испитаника мушког пола из популације студената Факултета спорта и физичког васпитања Универзитета у Београду, што је на основу процене величине узорка, за моћ студије 0,80 и ниво грешке  $\alpha$  0.05 (Cohen, 1988), било довољно за ово истраживање. Просечна старост испитаника је износила  $20.4 \pm 1.0$  година, а њихове физичке карактеристике дате су у Табели 7. Како су претходне студије показале да неке лонгитудиналне антропометријске карактеристике имају утицаја на транзитну брзину (Ranisavljev et al, 2014a), узорак испитаника био је стратификован према телесној висини, дужини ноге и натколенице. Узорак испитаника је према овим варијаблама био релативно хомоген ( $CV < 0.05$ ). Навике за физичком активношћу испитаника процењене су стандардним IPAQ упитником (Craig et al, 2003; Vandelanotte et al., 2005), и према овим резултатима испитаници су припадали групи средње (8 испитаника) и високо физички активних особа (10 испитаника). Нико од испитаника није у последње две године активно тренирао или такмичио за неки



професионални клуб, већ су им активности углавном биле везане за стандардне часове вежби предвиђене планом и програмом студија и рекреативно вежбање.

Табела 7. Физичке карактеристике испитаника

Варијабле	Mean $\pm$ SD
Телесна висина- TV (cm)	181.7 $\pm$ 4.8
Телесна маса – TM (kg)	75.5 $\pm$ 7.3
Маса скелатних мишића – SSM (kg)	39.0 $\pm$ 3.3
Процент масног ткива – BF (%)	8.3 $\pm$ 4.3
Индекс телесне масе – BMI (kg·m <sup>-2</sup> )	22.9 $\pm$ 2.4
Дужина ноге – DN (cm)	101.1 $\pm$ 4.6
Дужина натколенице – DNk (cm)	42.7 $\pm$ 2.0

Сви испитаници су имали претходна искуства са ходањем и трчањем на моторизованој покретној траци, као и са вожњом бицикл-ергометра. Испитаници су, у време реализације експеримента, били здрави и без било каквих повреда или болести које би могле да утичу на резултате тестова. Они су били информисани о потенцијалним ризицима повезаним са протоколом примењеног тестирања и такође су упућени да избегну додатне напорне активности током студије. Писмена сагласност за учешће у експерименту добијена је од свих учесника укључених у студију. Експериментални протокол, као и сагласност су у складу са Хелсиншком декларацијом и одобрени су од стране Етичке комисије Факултета спорта и физичког васпитања Универзитета у Београду.

### 7.2.2. Експериментални протокол

Овај експеримент реализован је у 3 сесије, а мерења су спроведена у периоду од 8 до 12 часова. На првој сесији су вршена антропометријска мерења и мерење транзитне брзине. Такође, у циљу фамилијаризације, испитаници су на првој сесији били упознати са задацима који их очекују при тестирању механичких карактеристика мишића. На другој сесији прикупљани су подаци о механичким карактеристикама мишића ногу у сложеним покретима на моторизованој покретној траци, док су у оквиру треће сесије ови подаци прикупљани тестом на бицикл-ергометру. Да би се избегли потенцијални ефекти замора мишића, временски размак између две суседне сесије тестирања био је најмање 2 дана.

### 7.2.3. Физичке карактеристике

Висина тела (TV) и дужина ноге мерене су стандардним антропометром (антропометар по Мартину) са прецизношћу од 0,1 cm.

При мерењу дужине ноге, испитаник је босоног заузимао усправан положај тела са састављеним петама на чврстој водоравној подлози. Врх крака антропометра се поставља на велики трохантер бутне кости доминантне ноге (лат. *trochanter major*) и читава се вредност дужине од подлоге.

Дужина натколенице мерена је у седећем положају, при чему је натколеница целом дужином била ослоњена на тврду подлогу, а потколенице постављене под углом од  $90^{\circ}$  без додиривања тла. Мерење се изводи помоћу двокраког антропометра, при чему се врх једног крака поставља на трохантер бутне кости, а врх другог на врх *patellae*.

Мерење телесне масе и процена телесног састава испитаника вршена је методом биоелектричне импедансе на апарату *Biospace InBody 720* (за детаљнији опис погледати поглавље 6.2.3).

### 7.2.4. Мерење механичких карактеристика мишића ногу

Механичке карактеристике мишића ногу процењиване су помоћу два теста: *Тест на моторизованој покретној траци* (Dobrijevic, Ilic, Djuric, & Jaric, 2017) и *Кратки Вингејт тест* (Mendez-Villanueva, Bishop & Hamer, 2007; Pazin, Bozic, Berjan, Nedeljkovic, & Jaric, 2011; Zivkovic, et al., 2017a).

Протокол мерења механичких карактеристика мишића ногу тестом на моторизованој покретној траци описан је детаљно у поглављу 6.2.4.

Кратки Вингејт тест изводио се на бицикл-ергометру (Monark 834E, Варберг, Шведска). Висина седишта је била подешена за сваког испитаника, а корпе на педалама спречавале су клизање или померање стопала током теста. Пре тестирања било је спроведено стандардно загревање у трајању од 10 минута за мишиће ногу (Markovic, Mirkov, Nedeljkovic, & Jaric, 2013; Cuk et al., 2014). Према протоколу теста, испитаници су изводили 5 максималних спринтева са различитим спољашњим оптерећењем (2, 4, 6, 8 и 10 kg). Почетно оптерећење је било 2 kg, а затим је у сваком наредном спринту додавано по 2 kg додатног оптерећења до

максималних 10 kg. Испитаници су имали по један покушај извођења при сваком оптерећењу, а дата им је инструкција да у периоду од 6 секунди уложе максимални труд при окретању педала, тј. да окрећу педале најбрже што могу, док не чују знак за прекид рада. Током извођења сваког спринта испитаници су били вербално подстицани од стране мериоца, како би уложили максимални напор. Између два узастопна мерења испитаници су имали 4 минута одмора (Pazin et al., 2011).

### 7.2.5. Анализа података

Анализа података о механичким карактеристкама мишића ногу добијених тестом на моторизованој покретној траци описан је детаљно у поглављу 6.2.5.

Анализа података добијених из Кратког Вингејт теста вршена је помоћу постојећег софтвера (Monark anaerobic test software). Софтвер обезбеђује податке о снази и фреквенцији коју испитаник остварује током сваке секунде извођења теста, а који се користи за израчунавање просечне силе и брзине. Да би се обезбедиле одговарајуће линеарне мере, из фреквенције и дужине полуге преко које се врши окретање педала, израчунати су подаци о брзини, док су подаци о сили добијени из количника снаге и брзине. Сила и брзина које су израчунате за сваки од 5 покушаја, коришћене су за процену F-V релације, као код теста на моторизованој покретној траци.

Све F и P варијабле скалиране су према телесним димензијама и то F дељењем са телесном масом, степенованом са  $2/3$  (Jagic, 2002), док је P нормализована само дељењем са телесном масом испитаника (Jagic, 2003).

### 7.2.6. Мерење транзитне брзине

За сваког испитаника одређена је брзина преласка из ходања у трчање (WRT) и трчања у ходање (RWT) коришћењем „инкрементног протокола” (Hreljac et al, 2007; Rotstein et al, 2005). Испитаницима је посебно било наглашено да је потребно да препознају тачан моменат (брзину) када спонтано прелазе из ходања у трчање и обрнуто, и објашњено да то треба да буде моменат када им ходање или трчање постаје лакши и природнији начин кретања при задатој брзини кретања.

Тестирање је вршено на покретној траци (HP Cosmos T170, Rome, Italy), у периоду од 8 до 11 часова (Bessot, Lericollais, Gauthier, Sesboüé, Bulla, & Moussay, 2015)

Пре почетка мерења, у циљу загревања и фамилиаризације са кретањем на покретној траци, испитаници су ходали и трчали различитим брзинама од 4 до 10  $\text{kmh}^{-1}$ , у трајању од 15 минута (Schieb, 1986).

**Протокол мерења WRT:** Испитаници тест започињу ходањем на покретној траци брзином од 5  $\text{kmh}^{-1}$ . Затим се у једнаким временским интервалима, на сваких 30 секунди, брзина покретне траке повећава за 0,2  $\text{kmh}^{-1}$ . Када испитаник осети да трчање постаје лакши и природнији облик кретања, тј. када почне да се нарушава дотадашњу технику ходања и када није више у могућности да одржи константан контакт обе ноге са подлогом током већег дела циклуса хода, брзина која се у том тренутку забележи представља WRT брзину. По завршетку мерења WRT уследила је пауза од 10 минута, након чега је изведено мерење RWT.

**Протокол мерења RWT:** Испитаници тест започињу трчањем на покретној траци брзином од 10  $\text{kmh}^{-1}$ . Затим се у једнаким временским интервалима, на сваких 30 секунди, брзина покретне траке смањује за 0,2  $\text{kmh}^{-1}$ . Када испитаник осети да ходање постаје лакши и природнији облик кретања од трчања, брзина која се у том тренутку забележи представља RWT брзину. Испитаници су тестове за мерење WRT и RWT изводили два пута, а пауза између два понављања била је најмање 30 минута. Аритметичка средина два покушаја узимана је као вредност WRT, односно RWT брзине.

### 7.2.7. Статистичка обрада података

Из простора дескриптивне статистике, за све варијабле израчуната је аритметичка средина (Mean), стандардна девијација (SD), минимална и максимална вредност варијабле, стандардна грешка мерења (SEM), коефицијент варијације (CV). Нормалност расподеле резултата тестирана је Шапиро-Вилковим тестом (Shapiro–Wilks test).

Тест-ретест поузданост WRT и RWT процењена је израчунавањем коефицијента корелације (ICC). Парни т-тест коришћен је за проверу ефеката учења. Пирсонов коефицијент корелације коришћен је за процену повезаности између механичких варијабли и транзитних брзина, а применом мултиваријантне

регресионе анализе процењивана је зависност транзитне брзине од механичких карактеристика мишића ногу. Све  $p$  вредности мање од 0.05 су сматране значајним.

Све статистичке анализе извршене су коришћењем софтвера *SPSS* (SPSS 21.0; Chicago, IL) и *Microsoft Office Excel 2007* (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA).

### 7.3. РЕЗУЛТАТИ

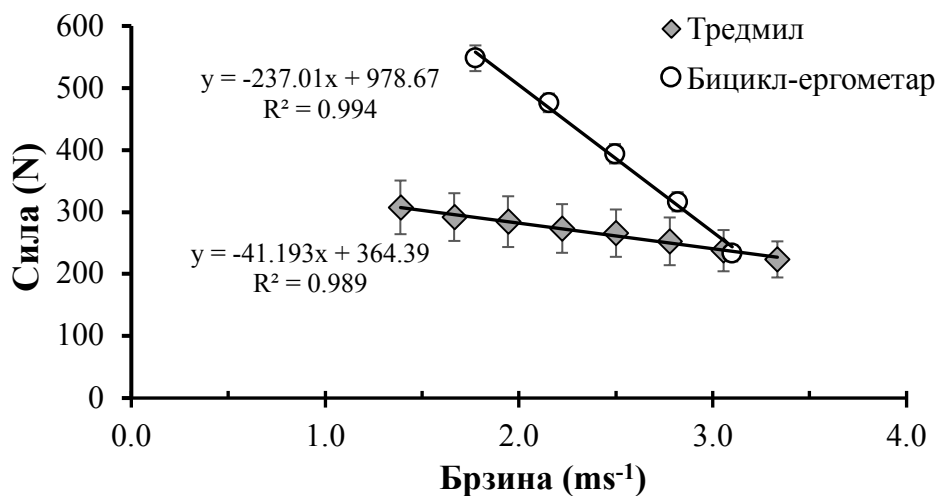
У Табели 8 приказани су резултати са два поновљена мерења транзитних брзина. Високе вредности коефицијента корелације (ICC), као и ниске вредности стандардне грешке мерења (SEM) и ефекта величине (ES), указују на високу поузданост мерења транзитне брзине. Резултати парног Т-теста показују да није било ефеката учења ( $p > 0.1$ ). Испитаници су имали значајно различите ( $t = 1.691$ ;  $p < 0.00$ ) брзине WRT ( $2.11 \pm 0.07 \text{ ms}^{-1}$ ) и RWT ( $2.03 \pm 0.08 \text{ ms}^{-1}$ ), тако да су обе брзине узете за даљу анализу.

Табела 8. Магнитуда и поузданост мерења транзитних брзина

	T1	T2				
	Mean $\pm$ SD	Mean $\pm$ SD	SEM	ICC (95%CI)	CV (%)	ES
<b>WRT</b>	2.11 $\pm$ 0.06	2.12 $\pm$ 0.06	0.003	0.94 (0.85-0.98)	1.39	0.17
<b>RWT</b>	2.02 $\pm$ 0.07	2.03 $\pm$ 0.08	0.005	0.93 (0.83-0.98)	1.80	0.21

T1 – прво мерење; T2 – друго мерење; Mean – аритметичка средина; SD – стандардна девијација; SEM - стандардна грешка мерења; CV - коефицијент варијације; ES – ефекат величине

Како су подаци о механичким особинама мишића добијени методом линеарне регресије, на Слици 20 приказани су усредњени подаци остварених сила и брзина на оба теста, за целокупан узорак. Приказани регресиони модел обезбедио је одговарајуће параметре F-V релације:  $F_0$ ,  $V_0$  и  $P_{\text{max}}$ .  $F_0$ ,  $V_0$  и  $P_{\text{max}}$ . Просечне вредности ових параметара добијених тестом на тредмилу износе 364 N,  $8.85 \text{ ms}^{-1}$ , 806 W и  $41.19 \text{ Nsm}^{-1}$ , а тестом на бицикл-ергометру 979 N,  $4.13 \text{ ms}^{-1}$ , 1010 W, и  $237.01 \text{ Nsm}^{-1}$ , респективно за  $F_0$ ,  $V_0$  и  $P_{\text{max}}$ .



Слика 20. F-V релација мишића ногу добијена тестом на тредмилу и бицикл-ергометру. Регресиона крива приказана је са одговарајућим једначинама и коефицијентима корелације (R); подаци о оствареним вучним силама усредњени су за целокупан узорак.

У Табели 9 приказани су основни дескриптивни показатељи за податке о механичким особинама мишића израчунатих из појединачних података сваког испитаника.

Табела 9. Механичке особине мишића – дескриптивни показатељи

		Основни подаци				Нормализовани подаци			
		Mean ± SD	min - max	SEM	CV(%)	Mean ± SD	min - max	SEM	CV(%)
Тредмил	F <sub>0</sub> (N, Nkg <sup>-2/3</sup> )	364 ± 55	260 - 451	12.85	14.97	20.11 ± 2.62	15.77 - 24.22	0.62	3.07
	P <sub>max</sub> (W, Wkg <sup>-1</sup> )	826 ± 139	561 - 1,082	32.77	16.82	10.97 ± 1.73	7.78 - 14.86	0.41	3.71
	V <sub>0</sub> (ms <sup>-1</sup> )	9.16 ± 1.09	7.35 - 11.54	0.36	11.89	-	-	-	-
Бицикл-ергометар	F <sub>0</sub> (N, Nkg <sup>-2/3</sup> )	998 ± 170	724 - 1,506	40.12	17.05	54.99 ± 1.76	43.96 - 78.05	1.76	3.20
	P <sub>max</sub> (W, Wkg <sup>-1</sup> )	1,032 ± 164	776 - 1,497	38.66	15.90	13.65 ± 0.36	11.97 - 18.06	0.36	2.63
	V <sub>0</sub> (ms <sup>-1</sup> )	4.15 ± 0.29	3.71 - 4.69	0.07	6.88	-	-	-	-

F<sub>0</sub> - F-исечак; V<sub>0</sub> - V-исечак; P<sub>max</sub> – максимална снага; α – нагиб регресионе криве; SEM – стандардна грешка мерења; CV – коефицијент варијације

Табела 10 приказује повезаност механичких капацитета мишића ногу и транзитних брзина. Према нормализованим подацима, резултати откривају да WRT и RWT корелирају са F<sub>0</sub>, измереном тестом на тредмилу и са F<sub>0</sub> и P<sub>max</sub>, измереним на бицикл-ергометру. Све корелације имају негативан предзнак.

Табела 10. Релације механичких особина мишића са транзитним брзинама

		WRT			RWT	
		Mean ± SD	r	p	r	p
Тредмил	F <sub>0</sub> (Nkg <sup>-2/3</sup> )	20.11 ± 2.62	<b>-0.566</b>	0.014	<b>-0.535</b>	0.022
	V <sub>0</sub> (ms <sup>-1</sup> )	9.16 ± 1.09	0.205	0.415	0.079	0.756
	P <sub>max</sub> (Wkg <sup>-1</sup> )	10.97 ± 1.73	-0.162	0.522	-0.319	0.198
Бицикл-ергометар	F <sub>0</sub> (Nkg <sup>-2/3</sup> )	54.99 ± 1.76	<b>-0.645</b>	0.004	<b>-0.581</b>	0.012
	V <sub>0</sub> (ms <sup>-1</sup> )	4.15 ± 0.29	-0.013	0.958	0.023	0.928
	P <sub>max</sub> (Wkg <sup>-1</sup> )	13.65 ± 0.36	<b>-0.661</b>	0.003	<b>-0.651</b>	0.003

WRT- брзина преласка из ходања у трчање; RWT – брзина преласка из трчања у ходање; F<sub>0</sub> – максимална сила, P<sub>max</sub> - максимална снага; V<sub>0</sub> - максимална брзина; α, нагиб регресионе криве; r, Пирсонов коефицијент корелације; p- ниво значајности.

У табели 11 приказани су механички капацитети мишића ногу, као предиктори транзитних брзина. Резултати показују да се механичким капацитетима мишића ногу може објаснити мала до средња количина варијансе транзитне брзине.

Табела 11. Механичке карактеристике мишића ногу у предиктивним моделима транзитних брзина

	Критеријумска варијабли	Једначина предикције	Предикторска варијабли	Std.Beta	r <sup>2</sup>	p	SEE
Тредмил	WRT	-0.016x + 2.438	F_norm	0.597	0.357	0.009	0.059
	RWT	-0.015x + 2.332	F_norm	0.465	0.217	0.048	0.076
Бицикл-ергометар	WRT	-0.006x + 2.428	F_norm	0.603	0.364	0.008	0.058
	WRT	-0.029x + 2.504	P_norm	0.617	0.380	0.006	0.058
	RWT	-0.006x + 2.354	F_norm	0.522	0.272	0.026	0.074
	RWT	-0.034x + 2.497	P_norm	0.620	0.385	0.006	0.068

Std. Beta - мултипла корелација; r<sup>2</sup> - коефицијент детерминације; p - ниво значајности; SEE - стандардна грешка процене

## 7.4. ДИСКУСИЈА

Ова студија бави се проблемом утицаја механичких фактора на величину транзитне брзине. Неколико ранијих студија процењивале су механичке капацитете мишића у једнозглобним покретима и доводиле их у везу са транзитним брзинама (Hreljac & Ferber, 2000; Raynor et al, 2002; Ranisavljev et al., 2014), међутим, ова студија је прва која је поменути однос испитивала на основу механичких

капацитета мишића ногу измерених у сложеним покретима. Конкретно, то је прва студија у којој су коришћени бицикл-ергометар и тредмил за процену F-V релације мишића ногу у истраживању феномена транзиције природних облика кретања.

Просечне вредности транзитне брзине које су добијене, у опсегу су вредности транзитних брзина посматраних у претходним студијама (Diedrich, & Warren Jr., 1995; Hanna et al., 2000; Hreljac, 1995a; Ranisavljev et al., 2014; Rostein et al., 2005). Узимајући у обзир постојање ефекта хистерезе, WRT и RWT брзине су анализиране засебно. Ово је у складу и са препорукама неких аутора (Ziv & Rostein, 2009) да се у изучавању утицаја механичких и мишћних фактора на транзитну брзину, WRT и RWT посебно разматрају, јер се различите мишићне групе активирају приликом транзиција из једног у други облик (Prilutsky, & Gregor, 2001). Просечне вредности приказаних података о механичким капацитетима мишића одговарају вредностима ових података добијеним у претходним студијама са сличним узорком испитаника (Dobrijevic et al., 2017; Zivkovic et al., 2017). Тиме се потврђује висока поузданост података добијених линеарним регресионим моделом у процени механичких капацитета мишића коришћењем F-V релације. Линеарност F-V релације у сложеним покретима обезбеђује поуздане податке о механичким капацитетима мишића током различитих кретних задатака коришћењем субмаксималних оптерећења (Dobrijevic et al., 2017; García-Ramos et al., 2016; Jaafar et al., 2015; Samozino et al., 2014; Sreckovic et al., 2015; Zivkovic et al., 2017), без превеликог замарања испитаника (Jarić, 2015), а у приближно реалним условима рада мишића.

Претходне студије, које су се бавиле релацијама између транзитних брзина и механичких капацитета мишића, мерених при вршењу покрета у једном зглобу, (Hreljac & Ferber, 2000; Raynor et al, 2002; Ranisavljev et al 2014), мерења механичких капацитета мишића вршиле су на мишићним групама које су показале значајне промене у активацији при брзинама око транзитне (Bartlett & Kram, 2008; Hreljac, 1995a; Hreljac et al., 2001; Malcolm et al., 2009; Prilutsky & Gregor, 2001; Segers et al., 2007). Добијене корелације између транзитних брзина и механичких капацитета мишића биле су слабе до умерене ( $r = 0.30$  до  $0.54$ ).

Резултати добијени у условима који приближно одговарају природним условима рада мишића, показали су више вредности корелација механичких



капацитета мишића са WRT и RWT брзинама у поређењу са претходним студијама ( $r = -0.54$  до  $-0.66$ ), али пре свега треба нагласити да оне имају негативан предзнак, што практично значи да су ови налази у супротности са налазима претходних студија (Hreljac & Ferber, 2000; Raynor et al, 2002; Ranisavljev et al 2014). Веће корелације могу се објаснити посматрањем механичких капацитета мишића у сложеним цикличним покретима, посебно током ходања и трчања. Биомеханичка анализа сложених покрета требало би да обухвати читаве кинетичке ланце у којима се врши покрет, јер су такви покрети резултат супозиције механичких ефеката више мишића или мишићних група (Bobbert, 2012; Van Ingen Schenau et al., 1987). С обзиром на то да су ходање и трчање циклични покрети који се врше у више зглобова, феномен транзиције из једног у други облик кретања треба да буде истражен у условима блиским природним условима извођења ових кретања. Према томе, тестови коришћени у овој студији имају већу еколошку валидност због сличности са реалним људским покретима.

Инверзне корелације између механичких капацитета мишића ногу и транзитних брзина, указују на то да особе које остварују више  $F$  и имају већу  $P$  мишића ногу, имају и нижу транзитну брзину. Иако неки аутори тврде да аеробни капацитети и статус тренинга не утичу на брзину транзиције (Ziv & Rostein, 2009), други су показали да је механички оптимална транзитна брзина нижа код спринтера ( $2,19 \text{ ms}^{-1}$ ) у поређењу са нетренираним особама ( $2,65 \text{ ms}^{-1}$ ), јер могу ефикасније користити еластичну енергију током трчања него током ходања (Beaupied et al., 2003). Познато је да спринтере карактеришу већа сила ( $F$ ) и снага ( $P$ ) мишића ногу у поређењу са нетренираним особама (Pääsuke et al., 1999), а поред тога, и спортисти из других спортских грана имају углавном веће механичке капацитете мишића у поређењу са нетренираним особама (Ahtiainen, Pakarinen, Alen, Kraemer, & Häkkinen, 2003; Baron, 2001; Iga, George, Lees, & Reilly, 2009). У прилог томе иде и тврдња групе аутора (Kung et al., 2018), да се механичка ефикасност треба посматрати као један од покретача транзиције хода, док на механичке капацитете мишића треба гледати као на ограничавајуће факторе. У сваком случају, у некој наредној студији требало би испитати поменуте претпоставке на хетерогенијем узорку испитаника по питању нивоа физичке активности, као и на узорку спортиста из различитих спортских грана.

Што се тиче предикције, јачина релације механичких капацитета и транзитних брзина била је средња за варијабле силе и снаге, док максимална брзина није показала значајну повезаност са транзитним брзинама. Варијабле силе и снаге у тесту на бицикл-ергометру објашњавале су око 38% варијансе транзитне брзине, док је само варијабла мишићне силе, добијена тестом на тредмилу, била укључена у предиктивни модел, и то са 36% предиктивне моћи.

## 7.5. ЗАКЉУЧАК

Налази ове студије показали су да нови приступ, са високим биомеханичким сличностима између услова у којима се врши тестирање и услова у којима се покрет реално изводи, открива различите, делом супротне резултате у односу на претходне студије. Повезаност између транзитних брзина и механичких капацитета мишића ногу, мерених током сложених цикличних покрета, су инверзни и умерени, док је мала до средња количина варијансе транзитне брзине објашњена механичким капацитетима мишића ногу. С обзиром да се механички капацитети мишића ногу, мерени у сложеним покретима, први пут стављају у корелацију са транзитним брзинама кретних активности, налази ове студије откривају делом неистражен простор транзиције кретних активности, али отварају и нова питања и претпоставке, које би требало истражити у неким наредним истраживањима.

Налази овог истраживања потврдили су хипотезе  $X_5$  и  $X_6$ , да ће механичке карактеристике мишића ногу, мерене тестовима на тредмилу и бицикл-ергометру, показати повезаност са транзитним брзинама кретних активности. Међутим, помоћне хипотезе, које су постављене ради добијања потпуније и јасније слике о томе које су механичке карактеристике конкретно повезане са транзитним брзинама, нису у потпуности потврђене. Резултати показују да повезаност постоји само између транзитних брзина и  $F_0$  и/или  $P_{max}$ . Конкретно, хипотезе  $X_{5-1}$ ,  $X_{6-1}$  и  $X_{6-3}$  су потврђене, јер је утврђено да постоји повезаност између WRT и RWT брзина и  $F_0$ , измерене тестом на тредмилу, као и са варијаблима  $F_0$  и  $P_{max}$ , измереним на бицикл-ергометру. Хипотезе  $X_{5-2}$ ,  $X_{5-3}$  и  $X_{6-2}$  су одбачене, јер није утврђена повезаност између WRT и RWT брзина и  $V_0$ , као и са варијаблом  $P_{max}$ , добијеном процедуром тестирања на тредмилу.

## 8. ОПШТИ ЗАКЉУЧЦИ

Ова студија организована је у два експеримента, како би се реализовали постављени циљеви и у скаладу са њима тестирале одређене хипотезе. Према постављеним хипотезама изведени су следећи закључци:

$X_{Г1}$  – Тест на моторизованој покретној траци показао се као високо поуздан мерни инструмент за процену механичких капацитета мишића ногу у сложеним покретима.

$X_1$  - Поузданост мерења силе у току кретања на моторизованој покретној траци показује изузетно високе вредности корелација, како код испитаника различитог пола, тако и при различитим брзинама кретања моторизоване покретне траке;

$X_2$  - F-V релација мишића ногу, која је процењивана тестом на моторизованој покретној траци испољавањем максималне вучне силе при различитим брзинама кретања траке, уз примену стандардног регресионог модела, показала је да може бити изузетно јака и линеарна;

$X_3$  - Параметри F-V релације мишића ногу, процењени тестом на моторизованој покретној траци, уз примену стандардног регресионог модела, показали су се као високо поуздани, што пружа могућност добијања поузданих и еколошки валидних података, без максималног оптерећивања испитаника;

$X_4$  - С обзиром на утврђену линеарност F-V релације и поузданост њених параметара, добијених применом стандардног регресионог модела, тестирана је и поузданост ових параметара добијених применом модела „две брзине”. Високе вредности коефицијената корелације, који су добијени за све посматране параметре F-V релације, отварају могућност једноставног и практично применљивог метода добијања података о максималним вредностима F, V и P, из само два покушаја извођења теста;

$X_{Г2}$  - Механички капацитети мишића ногу, мерени у сложеним цикличним покретима, показали су инверзну умерену повезаност са WRT и RWT брзинама. Ове корелације имају више вредности, али и негативан предзнак, што делом представља налаз који је у супротности са оним добијеним у

другим студијама, где су механички капацитети мишића тестирани у једнозглобним покретима, у изометријским и изокинетичким условима. Повезаност са транзитним брзинама кретних активности показале су  $F_0$  и  $P_{\max}$ , док повезаност са  $V_0$  није утврђена. Све корелације имају негативан предзнак. Варијабле механичких капацитета мишића ногу, објашњавају између 21 и 38% варијансе транзитних брзина;

$X_5$  - Од механичких капацитета мишића ногу, мерених тестом на моторизованој покретној траци, једино је  $F_0$  показује повезаност са WRT и RWT ( $X_{5-1}$ ), док се остале две посматране варијабле ( $V_0$  и  $P_{\max}$ ) нису показале као значајни предиктори транзитних брзина ( $X_{5-2}$  и  $X_{5-3}$ ).

$X_6$  - Повезаност транзитних брзина са механичким капацитетима мишића ногу, добијеним тестом на бицикл-ергометру, пронађена је између варијабли  $F_0$  и  $P_{\max}$  и обе транзитне брзине ( $X_{6-1}$  и  $X_{6-3}$ ). Максимална брзина ( $V_0$ ) се није показала као значајан предиктор транзитне брзине ( $X_{6-2}$ ).

Тест на моторизованој покретној траци показао се као високо поуздан и еколошки валидан тест, који омогућава добијање података о максималним механичким капацитетима мишића, док је оптерећење испитаника субмаксимално. Изузетно јака и линеарна F-V релација омогућава примену модела „две брзине”, што у великој мери олакшава тестирање и испитаницима и мериоцима. С обзиром да овај тест подразумева посредно добијање података о мехничким капацитетима мишића из F-V релације, у наредним истраживањима требало би његову поузданост проверити и укључивањем у тестирање различитих категорија испитаника (деце, старијих особа и сл.), како би се могла обезбедити његова широка примена у пракси.

Са аспекта проучавања феномена транзитне брзине, примена мерења механичких капацитета мишића у условима блиским природним, показала је да се резултати значајно разликују у односу на претходне студије. Инверзна повезаност транзитне брзине и механичких капацитета мишића ногу, поново отвара питање о утицају механичких фактора на транзитну брзину, указујући на то да овај феномен још увек није у потпуности истражен, као и да је кретање човека неопходно проучавати у условима који омогућавају дејство мишића у условима

најприближнијим природним. Даља истраживања требало би да обухвате узорак испитаника различитог нивоа физичких активности, као и спортисте из различитих спортских грана, како би се неке претпоставке које су произашле из резултата овог истраживања провериле и тачно утврдили узроци инверзних корелација.

## 9. ПОТЕНЦИЈАЛНИ ЗНАЧАЈ ИСТРАЖИВАЊА

Природни облици кретања, какви су ходање, трчање, скакање, хватање и слично, неопходни су како за нормално функционисање човека у свакодневном животу, тако и за постизање спортских и различитих других достигнућа. Њихово познавање и разумевање има велики значај за човека, те су бројне студије истраживале су различите феномене у овој области, откриле многе законитости, расветлиле разне непознанице, али и поред тога велики део овог простора остао је недовољно истражен. Одређени допринос сазнањима у оквиру посматраних феномена, али и у целокупној области природних облика кретања, покушала је да да и ова студија. Њен значај може се сагледати како са теоријског и научног, тако и са аспекта практичне применљивости добијених резултата.

Посматрано са теоријског и научног аспекта, ова студија доприноси разумевању F-V релације и модела „два оптерећења”. У складу са циљевима истраживања, тест за процену механичких особина мишића на моторизованој покретној траци може пружити различите могућности за истраживања природних облика кретања, јер својом доступношћу, поузданошћу и лако применљивом процедуром, може олакшати тестирања различитих категорија испитаника. Примена модела „два оптерећења” олакшава процедуру мерења, јер скраћује време тестирања, пружа поуздане податке, а замарање испитаника је сведено на минимум.

Осим у научној пракси, резултати првог експеримента указују на то да тест за процену механичких особина мишића своју примену може наћи и у тренажној, медицинској и рехабилитационој пракси. Субмаксималним оптерећењем испитаника, омогућава се добијање података о његовим максималним механичким капацитетима мишића, што је од великог значаја када ове податке треба добити за осетљиве категорије испитаника (деца, повређени, старије особе). Такође, овакви тестови су од изузетног значаја када спортисту или неку другу категорију испитаника не желимо максимално оптеретити на тестирању, због могућности повређивања, исцрпљивања и слично. На основу добијених података лако се може дозирати оптерећење, пратити напредак примењених тренажних или

рехабилитационих процедура, а да је при том испитаник заштићен од повреде или претераног замора. Мерења механичких капацитета мишића у условима блиским природним, пружају еколошки валидне и поуздане податке, што свакако има велику предност у односу на уобичајене процедуре тестирања. Тест на моторизованој покретној траци пружа могућност процењивања механичких карактеристика мишића током ходања и трчања, дакле током најчешћих активности у свакодневном животу човека.

Када је у питању феномен транзиције кретних активности, ово истраживање доприноси његовом разумевању, али и унапређењу целокупног знања о хуманој локомоцији. Конкретно, резултати другог експримента доприносе разумевању утицаја механичких фактора на феномен транзиције кретних активности и употпуњују „слику” о повезаности транзитне брзине и механичких особина мишића, који су до сада мерени само у једнозглобним покретима. Резултати добијени тестирањем механичких капацитета мишића ногу у сложеним покретима и сагледавање њихове повезаности са транзитним брзинама, указују на значај тестирања и посматрања феномена природних облика кретања у еколошки валиднијим условима. Такође, налази који су од значаја за феномен транзиције природних облика кретања, једним делом трасирају пут којим би требало наставити истраживања, како би се разјаснила нека питања и недоумице које директно произлазе из ове студије, али и остали проблеми који су до сада сагледавани и решавани у другачијим методолошким оквирима.

## 10. ЛИТЕРАТУРА

1. Abernethy, B., Hanna, A., & Plooy, A. (2002). The attentional demands of preferred and nonpreferred gait patterns. *Gait & Posture*, 15(3), 256-265.
2. Abbott, B. C., & Wilkie, D. R. (1953). The relation between velocity of shortening and the tension-length curve of skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 120(1-2), 214-223.
3. Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & Posture*, 17(2), 159-169.
4. Andersen, O. S. (2004). 50-year anniversary of sliding filament. *The Journal of general physiology*, 123(6), 629-629.
5. Bartlett R. (2005). Sports biomechanics – reducing injuries and improving performance. E & FN Spon.
6. Bartlett, J. L., & Kram, R. (2008). Changing the demand on specific muscle groups affects the walk–run transition speed. *Journal of Experimental Biology*, 211(8), 1281-1288
7. Belli, A., Kyrolainen, H., & Komi, P. V. (2002). Moment and power of lower limb joints in running. *International Journal of Sports Medicine*, 23(2), 136-141.
8. Bessot, N., Lericollais, R., Gauthier, A., Sesboüé, B., Bulla, J., & Moussay, S. (2015). Diurnal variation in gait characteristics and transition speed. *Chronobiology international*, 32(1), 136-142.
9. Beaupied, H., Multon, F., & Delamarche, P. (2003). Does training have consequences for the walk–run transition speed?. *Human Movement Science*, 22(1), 1-12.
10. Bobbert, M. F. (2012). Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic? *Journal of Applied Physiology*, 112(12), 1975-1983.
11. Brisswalter, J., & Mottet, D. (1996). Energy cost and stride duration variability at preferred transition gait speed between walking and running. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 21, 471–480.
12. Chelly, S. M., & Denis, C. (2001). Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 33, 326-333
13. Cohen, J. (1988). Statistical power analysis for the behavioral sciences 2nd edn.
14. Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing maximal neuromuscular power. *Sports Medicine*, 41(1), 17-38.
15. Craig, C. L., Marshall, A. L., Sjoström, M., Bauman, A. E., Booth, M. L., Ainsworth, B. E., Pratt, M., Ekelund, U., Yngve, A., Sallis, J.F., & Oja, P. (2003). International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Medicine and science in sports and exercise*, 35(8), 1381-1395.
16. Cuk, I., Markovic, M., Nedeljkovic, A., Ugarkovic, D., Kukulj, M., & Jaric, S. (2014). Force-velocity relationship of leg extensors obtained from loaded and unloaded vertical jumps. *European Journal of Applied Physiology*, 114(8), 1703-1714.
17. Cuk, I., Mirkov, D., Nedeljkovic, A., Kukulj, M., Ugarkovic, D., & Jaric, S. (2016). Force–velocity property of leg muscles in individuals of different level of physical fitness. *Sports biomechanics*, 15(2), 207-219.
18. Daniels, G. L., & Newell, K. M. (2003). Attentional focus influences the walk–run transition in human locomotion. *Biological Psychology*, 63(2), 163-178
19. DeLisa JA. (1998). Gait analysis in the science of rehabilitation. Baltimore, MD: U.S. Department of Veterans Affairs, Rehabilitation Research and Development Service. Monograph. стр. 1-10.
20. De Koning, F., Binkhorst, R., Vos, J., & Van't Hof, M. (1985). The force-velocity relationship of arm flexion in untrained males and females and arm-trained athletes. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 54(1), 89-94.



21. Diedrich, F. J., & Warren, W. H., Jr. (1995). Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21, 183–202.
22. Diedrich, F. J., & Warren, W. H. (1998a). Dynamics of human gait transitions. In D. A. Rosenbaum, & C. E. Collyer (Eds.). *Timing of behavior: Neural, psychological and computational perspectives*. MIT Press.
23. Diedrich, F. J., & Warren, W. H. (1998b). The dynamics of gait transitions: Effects of grade and load. *Journal of Motor Behavior*, 30, 60–78.
24. Djuric, S., Cuk, I., Sreckovic, S., Mirkov, D., Nedeljkovic, A., & Jaric, S. (2016). Selective effects of training against weight and inertia on muscle mechanical properties. *International journal of sports physiology and performance*, 11(7), 927-932.
25. Driss, T., Vandewalle, H., & Monod, H. (1998). Maximal power and force-velocity relationships during cycling and cranking exercises in volleyball players. Correlation with the vertical jump test. *J Sports Med Phys Fitness*, 38, 286-293
26. Driss, T., Vandewalle, H., Chevalier, J. M. L., & Monod, H. (2002). Force-velocity relationship on a cycle ergometer and knee-extensor strength indices. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 27(3), 250-262.
27. Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 16(3), 603-621.
28. Farley, C. T., & Taylor, C. R. (1991). A mechanical trigger for the trot-gallop transition in horses. *Science*, 253, 306–308.
29. Farley, C. T., & Ferris, D. P. (1998). Biomechanics of walking and running: Center of mass movements to muscle action. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 26, 253–285.
30. Feeney, D., Stanhope, S. J., Kaminski, T. W., Machi, A., & Jaric, S. (2016). Loaded vertical jumping: Force–velocity relationship, work, and power. *Journal of applied biomechanics*, 32(2), 120-127.
31. Fenn, W., & Marsh, B. (1935). Muscular force at different speeds of shortening. *The Journal of Physiology*, 85(3), 277-297.
32. Ganley, K. J., Stock, A., Herman, R. M., Santello, M., & Willis, W. T. (2011). Fuel oxidation at the walk- to-run-transition in humans. *Metabolism*, 60(5), 609-616.
33. García-Ramos, A., Jaric, S., Padial, P., & Feriche, B. (2016). Force–velocity relationship of upper body muscles: traditional versus ballistic bench press. *Journal of applied biomechanics*, 32(2), 178-185.
34. García-Ramos, A., & Jaric, S. (2018). Optimization of the Force-Velocity Relationship Obtained from the Bench Press Throw Exercise: An A-Posteriori Multicentre Reliability Study. *International journal of sports physiology and performance*, 1-20.
35. García-Ramos, A., Pérez-Castilla, A., & Jaric, S. (2018). Optimisation of applied loads when using the two-point method for assessing the force-velocity relationship during vertical jumps. *Sports biomechanics*, 1-16.
36. García-Ramos, A., Zivkovic, M., Djuric, S., Majstorovic, N., Manovski, K., & Jaric, S. (2018). Assessment of the two-point method applied in field conditions for routine testing of muscle mechanical capacities in a leg cycle ergometer. *European journal of applied physiology*, 118(9), 1877-1884.
37. Giroux, C., Rabita, G., Chollet, D., & Guilhem, G. (2015). What is the best method for assessing lower limb force-velocity relationship. *Int J Sports Med*, 36(2), 143-149.
38. Hansen, E. A., Kristensen, L. A. R., Nielsen, A. M., Voigt, M., & Madeleine, P. (2017). The role of stride frequency for walk-to-run transition in humans. *Scientific reports*, 7(1), 2010.
39. Hanna, A., Abernethy, B., Neal, R. J., & Burgess-Limerick, R. (2000). Triggers for the transition between human walking and running. In *Energetics of Human Activity* (ed. W. A. Sparrow), pp. 124-164. Chicago: Human Kinetics.

40. Hawkins, D., & Smeulders, M. (1998). Relationship between knee joint torque, velocity, and muscle activation: considerations for musculoskeletal modeling. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 141-157.
41. Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, 126(843), 136-195.
42. Hopkins, W. G., Schabert, E. J., & Hawley, J. A. (2001). Reliability of power in physical performance tests. *Sports medicine*, 31(3), 211-234.
43. Hopkins, W. G. (2004). How to interpret changes in an athletic performance test. *Sportscience*, 8(1), 1-7.
44. Hreljac, A. (1993a). Preferred and energetically optimal gait transition speeds in human locomotion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(10), 1158-1162.
45. Hreljac, A. (1993b). Determinants of the gait transition speed during human locomotion: Kinetic factors. *Gait & Posture*, 1, 217-223.
46. Hreljac, A. (1995a). Determinants of the gait transition speed during human locomotion: kinematic factors. *Journal of Biomechanics*, 28(6), 669-677.
47. Hreljac, A. (1995b). Effects of physical characteristics on the gait transition speed during human locomotion. *Human Movement Science*, 14(2), 205-216.
48. Hreljac, A., & Ferber, R. (2000). The relationship between gait transition speed and dorsiflexor force production. *Archives of Physiology & Biochemistry*, 108(1-2), 90-90.
49. Hreljac, A., Arata, A., Ferber, R., Mercer, J. A., & Row, B. S. (2001). An electromyographical analysis of the role of dorsiflexors on the gait transition during human locomotion. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(4), 287-296.
50. Hreljac, A., Imamura, R. T., Escamilla, R. F., & Edwards, W. B. (2007a). Effects of changing protocol, grade, and direction on the preferred gait transition speed during human locomotion. *Gait & Posture*, 25:419-424.
51. Hreljac, A., Imamura, R.T., Escamilla, R.F., & Edwards, W.B. (2007b). When does a gait transition occur during human locomotion? *Journal of Sport Science and Medicine*, 6, 36-43.
52. Huxley, H. E. (2004). Fifty years of muscle and the sliding filament hypothesis. *European journal of biochemistry*, 271(8), 1403-1415.
53. Ilić, D., Ilić, V., Mrdaković, V., & Filipović, N. (2012). Walking at speeds close to the preferred transition speed as an approach to obesity treatment. *Srpski arhiv za celokupno lekarstvo*, 140(1-2), 58-64.
54. Jaafar, H., Attiogbé, E., Rouis, M., Vandewalle, H., & Driss, T. (2015). Reliability of force-velocity tests in cycling and cranking exercises in men and women. *BioMed research international*, 2015.
55. Jarić, S. (1997). *Biomehanika humane lokomocije sa biomehanikom sporta*. Beograd: Dosije.
56. Jarić, S. (2002). Muscle strength testing. *Sports medicine*, 32(10), 615-631.
57. Jarić, S. (2003). Role of body size in the relation between muscle strength and movement performance. *Exercise and sport sciences reviews*, 31(1), 8-12.
58. Jarić, S. (2015). Force-velocity relationship of muscles performing multi-joint maximum performance tasks. *International journal of sports medicine*, 36(09), 699-704.
59. Jarić, S. (2016). Two-load method for distinguishing between muscle force, velocity, and power-producing capacities. *Sports Medicine*, 46(11), 1585-1589.
60. Jaskolska, A., Goossens, P., Veenstra, B., Jaskolski, A., & Skinner, J. S. (1999). Comparison of treadmill and cycle ergometer measurements of force-velocity relationships and power output. *International Journal of Sports Medicine*, 20, 192-197.

61. Jiménez-Reyes, P., Samozino, P., Cuadrado-Peñafiel, V., Conceição, F., González-Badillo, J. J., & Morin, J. B. (2014). Effect of countermovement on power–force–velocity profile. *European journal of applied physiology*, 114(11), 2281-2288.
62. Kelso, J. A. (1984). Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *American Journal of Physiology*, 246, R1000–R1004.
63. Kelso, J. A. S., & Schönner, G. (1988). Self-organization of coordinative movement patterns. *Human Movement Science*, 7, 27–46.
64. Kelso, J. A. S. (1997). *Dynamic patterns: The self-organization of brain and behavior*. Cambridge, MA: MIT press.
65. Komi, P. (1973). Measurement of the force-velocity relationship in human muscle under concentric and eccentric contractions *Biomechanics III* (pp. 224-229): Karger Publishers.
66. Komi, P. V., and Nicol, C. (2008). Stretch-Shortening Cycle of Muscle Function. In: Zatsiorsky, V. editor. *The Encyclopaedia of Sports Medicine: An IOC Medical Commission Publication, Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention*. John Wiley & Sons, pp. 87-102.
67. Kram, R., Domingo, A., & Ferris, D. P. (1997). Effect of reduced gravity on the preferred walk-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*, 200(4), 821-826.
68. Kung, S. M., Fink, P. W., Legg, S. J., Ali, A., & Shultz, S. P. (2018). What factors determine the preferred gait transition speed in humans? A review of the triggering mechanisms. *Human movement science*, 57, 1-12.
69. Li, L. (2000). Stability landscapes of walking and running near gait transition speed. *Journal of Applied Biomechanics*. 16:428-435.
70. Li, L., & Hamill, J. (2002). Characteristics of the vertical ground reaction force component prior to gait transition. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73, 229–237.
71. Lieber, R. L., Loren, G. J., & Friden, J. (1994). In vivo measurement of human wrist extensor muscle sarcomere length changes. *Journal of neurophysiology*, 71(3), 874-881.
72. Lieber, R. L. (2002). *Skeletal muscle structure, function, and plasticity*. Lippincott Williams & Wilkins.
73. Macleod, T. D., Hreljac, A., & Imamura, R. (2014). Changes in the Preferred Transition Speed With Added Mass to the Foot. *Journal of Applied Biomechanics*. 30(1), 95–103.
74. Macpherson, L. (1953). A Method of determining the force-velocity relation of muscle from two isometric contractions. *Journal of Physiology*, 122(1), 172-177.
75. Malcolm, P., Segers, V., Van Caekenberghe, I., & De Clercq, D. (2009). Experimental study of the influence of the m. tibialis anterior on the walk-to-run transition by means of a powered ankle-foot exoskeleton. *Gait & Posture*, 29(1), 6-10.
76. Mandic, R., Jakovljevic, S., & Jaric, S. (2015). Effects of countermovement depth on kinematic and kinetic patterns of maximum vertical jumps. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 265-272.
77. Markovic, S., Mirkov, D. M., Nedeljkovic, A., & Jaric, S. (2014). Body size and countermovement depth confound relationship between muscle power output and jumping performance. *Human movement science*, 33, 203-210.
78. Mendez-Villanueva, A., Bishop, D., & Hamer, P. (2007). Reproducibility of a 6-s maximal cycling sprint test. *Journal of science and medicine in sport*, 10(5), 323-326.
79. Mercier, J., Le Gallais, D., Durand, M., Goudal, C., Micallef, J. P., & Préfaut, C. (1994). Energy expenditure and cardiorespiratory responses at the transition between walking and running. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 69(6), 525-529.

80. Meylan, C. M., Cronin, J. B., Oliver, J. L., Hughes, M. M., Jidovtseff, B., & Pinder, S. (2015). The reliability of isoinertial force-velocity-power profiling and maximal strength assessment in youth. *Sports Biomech*, 14, 68-80.
81. Minetti, A. E., Ardigo, L. P., & Saibene, F. (1994). The transition between walking and running in humans: metabolic and mechanical aspects at different gradients. *Acta Physiologica Scandinavica*, 150(3), 315-323.
82. Morin, J. B., Samozino, P., Bonnefoy, R., Edouard, P., & Belli, A. (2010). Direct measurement of power during one single sprint on treadmill. *Journal of Biomechanics*, 43, 1970-1975.
83. Nedeljković, A. (2016). *Relacija sila-brzina u visezglobnim pokretima: Nova metoda u testiranju sile, snage i brzine*. Beograd: Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja.
84. Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34(11), 1387-1398.
85. Neptune, R. R., Zajac, F. E., & Kautz, S. A. (2004). Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait & Posture*, 19(2), 194-205.
86. Neptune, R. R., & Sasaki, K. (2005). Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*, 208(5), 799-808.
87. Neptune, R. R., Sasaki, K., & Kautz, S. A. (2008). The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait & Posture*, 28, 135-143.
88. Nikolaidis, P. (2012). Age-and sex-related differences in force-velocity characteristics of upper and lower limbs of competitive adolescent swimmers. *Journal of human kinetics*, 32, 87-95.
89. Nikolić, Z. (2003). *Fiziologija fizičke aktivnosti*. Beograd: Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja.
90. Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77-95.
91. Orendurff, M. S., Segal, A. D., Klute, G. K., Berge, J. S., Rohr, E. S., & Kadel, N. J. (2004). The effect of walking speed on center of mass displacement. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41, 829-834.
92. Pazin, N., Bozic, P., Berjan, B., Nedeljkovic, A., & Jaric, S. (2011). Optimum loading for maximizing muscle power output: the effect of training history. *European journal of applied physiology*, 111(9), 2123-2130.
93. Perrine, J. J., & Edgerton, V. R. (1978). Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Medicine and science in sports*, 10(3), 159-166.
94. Prilutsky, B. I., & Gregor, R. J. (2001). Swing-and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions. *Journal of Experimental Biology*, 204(13), 2277-2287.
95. Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Sàez-de-Villarreal, E., Couturier, A., Samozino, P., & Morin, J. B. (2015). Sprint mechanics in world-class athletes: a new insight into the limits of human locomotion. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 25(5), 583-594.
96. Ranisavljev, I., Ilic, V., Soldatovic, I., & Stefanovic, D. (2014a). The relationship between allometry and preferred transition speed in human locomotion. *Human movement science*, 34, 196-204.
97. Ranisavljev, I., Ilic, V., Markovic, S., Soldatovic, I., Stefanovic, D., & Jaric, S. (2014b). The relationship between hip, knee and ankle muscle mechanical characteristics and gait transition speed. *Human movement science*, 38, 47-57.
98. Raynor, A. J., Yi, C. J., Abernethy, B., & Jong, Q. J. (2002). Are transitions in human gait determined by mechanical, kinetic or energetic factors? *Human Movement Science*, 21(5), 785-805.
99. Rotstein A., Inbar O., Berginsky T., & Meckel Y. (2005). Preferred transition speed between walking and running: effects of training status. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(11), 1864-70.
100. Samozino, P., Rejc, E., Di Prampero, P. E., Belli, A., & Morin, J. B. (2012). Optimal Force-Velocity Profile in Ballistic Movements—Altius. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(2), 313-322.

101. Samozino, P., Edouard, P., Sangnier, S., Brughelli, M., Gimenez, P., & Morin, J. B. (2014). Force-velocity profile: imbalance determination and effect on lower limb ballistic performance. *International Journal of Sports Medicine*, 35, 505-510.
102. Samozino, P., Rejc, E., Belli, A., & Morin, J. B. (2014). Force-velocity properties' contribution to bilateral deficit during ballistic push-off. *Medicine and science in sports and exercise*, 46(1), 107-114.
103. Samozino, P., Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Peyrot, N., Saez de Villarreal, E., & Morin, J. B. (2016). A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 26(6), 648-658.
104. Sasaki, K., & Neptune, R. (2006). Differences in muscle function during walking and running at the same speed. *Journal of Biomechanics*, 39(11), 2005-2013.
105. Schieb, D. A. (1986). Kinematic accommodation of novice treadmill runners. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 57(1), 1-7.
106. Segers, V., Aerts, P., Lenoir, M., & De Clercq, D. (2006). Spatiotemporal characteristics of the walk-to-run and run-to-walk transition when gradually changing speed. *Gait & Posture*, 24, 247-254.
107. Segers, V., Lenoir, M., Aerts, P., & De Clercq, D. (2007). Influence of M. tibialis anterior fatigue on the walk- to-run and run-to-walk transition in non-steady state locomotion. *Gait & Posture*, 25(4), 639-647.
108. Shik, M. L., Severin, F. V., & Orlovskii, G. N. (1966). Control of walking and running by means of electric stimulation of the midbrain. *Biofizika*, 11, 659-666.
109. Simonsen, E. B., Thomsen, L., & Klausen, K. (1985). Activity of mono- and biarticular leg muscles during sprint running. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 54(5), 524-532.
110. Spencer, M., Dawson, B., Goodman, C., Dascombe, B., & Bishop, D. (2008). Performance and metabolism in repeated sprint exercise: effect of recovery intensity. *European Journal of Applied Physiology*, 103, 545-552.
111. Sreckovic, S., Cuk, I., Djuric, S., Nedeljkovic, A., Mirkov, D., & Jaric, S. (2015). Evaluation of force-velocity and power-velocity relationship of arm muscles. *European journal of applied physiology*, 115(8), 1779-1787.
112. Sutton, N. C., Childs, D. J., Bar-Or, O., & Armstrong, N. (2000). A nonmotorized treadmill test to assess children's short-term power output. *Pediatric Exercise Science*, 12, 91-100.
113. Sutherland, D. H. (2001). The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiographical EMG. *Gait & Posture*. 14:61-70.
114. Sutherland, D. H. (2005). The evolution of clinical gait analysis part III – kinetics and energy assessment. *Gait & Posture*. 21:447-461.
115. Šentija, D., Rakovac, M., & Babić, V. (2012). Anthropometric characteristics and gait transition speed in human locomotion. *Human Movement Science*, 31(3), 672-682.
116. Thorstensson, A., & Roberthson, H. (1987). Adaptations to changing speed in human locomotion: speed of transition between walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 131(2), 211-214.
117. Tseh, W., Bennett, J., Caputo, J. L., & Morgan, D. W. (2002). Comparison between preferred and energetically optimal transition speeds in adolescents. *European Journal of Applied Physiology*. 88:117- 121.
118. Usherwood, J. R., & Bertram, J. E. (2003). Gait transition cost in humans. *European Journal of Applied Physiology*.
119. Vandelanotte, C., De Bourdeaudhuij, I., Philippaerts, R., Sjöström, M., & Sallis, J. (2005). Reliability and validity of a computerized and Dutch version of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ). *Journal of physical activity and health*, 2(1), 63-75.
120. Vandewalle, H., Péerès, G., & Monod, H. (1987a). Standard anaerobic exercise tests. *Sports Medicine*, 4(4), 268-289.

121. Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J., & Monod, H. (1987b). Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56(6), 650-656.
122. Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1), 231-240.
123. Wilkie, D. (1949). The relation between force and velocity in human muscle. *The Journal of Physiology*, 110(3-4), 249-280.
124. Yamauchi, J., & Ishii, N. (2007). Relations between force-velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 703-709.
125. Yamauchi, J., Mishima, C., Nakayama, S., & Ishii, N. (2009). Force-velocity, force-power relationships of bilateral and unilateral leg multi-joint movements in young and elderly women. *Journal of biomechanics*, 42(13), 2151-2157.
126. Zatsiorsky, V. (2008). *The Encyclopaedia of Sports Medicine: An IOC Medical Commission Publication, Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention*: John Wiley & Sons.
127. Ziv, G., & Rotstein, A. (2009). Physiological characteristics of the preferred transition speed in racewalkers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(4), 797-804.
128. Zivkovic, M. Z., Djuric, S., Cuk, I., Suzovic, D., & Jaric, S. (2017a). Muscle force-velocity relationships observed in four different functional tests. *Journal of human kinetics*, 56(1), 39-49.
129. Zivkovic, M. Z., Djuric, S., Cuk, I., Suzovic, D., & Jaric, S. (2017b). A simple method for assessment of muscle force, velocity, and power producing capacities from functional movement tasks. *Journal of sports sciences*, 35(13), 1287-1293.
130. Željaskov, C. (2004). Kondicioni trening vrhunskih sportista. Sportska Akademija Beograd.
131. <http://library.open.oregonstate.edu/aandp//chapter/10-3-muscle-fiber-excitation-contraction-and-relaxation/>
132. <https://courses.lumenlearning.com/wm-biology2/chapter/atp-and-muscle-contraction/>
133. <http://bio1520.biology.gatech.edu/chemical-and-electrical-signals/effectors-and-movement/>

## **ПРИЛОЗИ**

## Прилог 1: Копија изјаве о ауторству

### Изјава о ауторству

Потписани-а Слободанка Добријевић

број индекса 5004/2014

#### Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

**Евалуација теста за процену механичких особина мишића ногу и његова примена у истраживању феномена транзитне брзине**

- резултат сопственог истраживачког рада,
- да предложена дисертација у целини ни у деловима није била предложена за добијање било које дипломе према студијским програмима других високошколских установа,
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршила ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

У Београду, 21.03.2019.

Потпис докторанда

*Слободанка Добријевић*



## Прилог 2: Копија изјаве о истоветности штампане и писане верзије докторског рада

### Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора: **Слободанка Добријевић**

Број индекса: **5004/2014**

Студијски програм: **Експерименталне методе истраживања хумане локомоције**

Наслов рада: **Евалуација теста за процену механичких особина мишића ногу и његова примена у истраживању феномена транзитне брзине**

Ментор: **ван. проф. др Владимир Илић**

Потписана: **Слободанка Добријевић**

Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предала за објављивање на порталу **Дигиталног репозиторијума Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис докторанда

У Београду, 21.03.2019.



## Прилог 3: Копија изјаве о коришћењу

### Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

**Евалуација теста за процену механичких особина мишића ногу и његова примена у истраживању феномена транзитне брзине**

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предала сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучила.

1. Ауторство
2. Ауторство - некомерцијално
3. Ауторство – некомерцијално – без прераде
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима
5. Ауторство – без прераде
6. Ауторство – делити под истим условима

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

Потпис докторанда

У Београду, 21.03.2019.



1. Ауторство - Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.

2. Ауторство – некомерцијално. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.

3. Ауторство - некомерцијално – без прераде. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.

4. Ауторство - некомерцијално – делити под истим условима. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада.

5. Ауторство – без прераде. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.

6. Ауторство - делити под истим условима. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.

## Прилог 4: Копија одобрења Етичке комисије Факултета спорта и физичког васпитања за реализацију предложеног истраживања

UNIVERZITET U BEOGRADU  
FAKULTET SPORTA I FIZIČKOG VASPITANJA  
ETIČKA KOMISIJA

Република Србија  
УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ  
ФАКУЛТЕТ СПОРТА И ФИЗИЧКОГ ВАСПИТАЊА  
Бр. 1333  
29. 6. 2016. год  
БЕОГРАД, Благоја Параскина 156

**Predmet** - Na zahtev zaveden pod brojem 02-1333-1 od 22. 6. 2016. godine, koji je podnela doktorand Slobodanka Dobrijević, Etička komisija Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu daje

### S A G L A S N O S T

Za realizaciju istraživanja u okviru projekta pod nazivom „Mišićni i neuralni faktori humane lokomocije i njihove adaptivne promene“ (broj IO175037, rukovodilac van. prof. dr Aleksandar Nedeljković) odobrenog i finansiranog od Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije. Istraživanje se planira u cilju izrade doktorske disertacije pod nazivom „Procena mehaničkih karakteristika mišića nogu u složenim pokretima i njihove relacije sa tranzitnim brzinama kretnih aktivnosti“ (mentor doc. dr Vladimir Ilić).

### O b r a z l o ž e n j e

Na osnovu uvida u nacrt istraživanja koji se realizuje u okviru navedenog projekta (broj IO175037) Etička komisija Fakulteta iznosi mišljenje da se, kako u konceptu tako i u planiranju realizacije istraživanja i primene dobijenih rezultata, polazilo od principa koji su u skladu sa etičkim standardima, čime se obezbeđuje zaštita ispitanika od mogućih povreda njihove psiho-socijalne i fizičke dobrobiti.

U skladu sa iznetim mišljenjem Etička komisija Fakulteta daje saglasnost za realizaciju istraživanja pod nazivom „Procena mehaničkih karakteristika mišića nogu u složenim pokretima i njihove relacije sa tranzitnim brzinama kretnih aktivnosti“.

U Beogradu 27. 6. 2016.

Za Etičku komisiju

Članovi

1. red. prof. dr Dušanka Lazarević

2. red. prof. dr Dušan Ugarković

3. red. prof. dr Vladimir Koprivica



## Прилог 5: Копија формулара за сагласност испитаника за учешће у експерименту у сагласности са Хелсиншком декларацијом

### Формулар за сагласност испитаника за учешће у истраживању у сагласности са Хелсиншком декларацијом

**Истраживачи:** ван. проф. др Владимир Илић, докторанд Слободанка Добријевић,  
докторанд Саша Ђурић

ИМЕ И ПРЕЗИМЕ ИСПИТАНИКА: \_\_\_\_\_

#### 1. НАМЕНА И ОПИС ИСТРАЖИВАЊА

Ви сте позвани да учествујете у истраживачком пројекту: “Мишићни и неурални фактори хумане локомоције и њихове адаптивне промене”, у оквиру кога се организује истраживање ради израде докторске дисертације докторанда, Слободанке Добријевић. Циљ овог истраживања је, с једне стране да се евалуира тест за процену механичких капацитета мишића ногу, на моторизованој покретној траци, а с друге стране да се у простору феномена транзиције кретних активности, применом овог теста и других процедура тестирања, испита повезаност механичких капацитета мишића ногу са транзитним брзинама кретних активности. Добијени резултати омогућиће, с једне стране примену новог теста на моторизованој покретној траци за добијање података о механичким капацитетима мишића ногу у сложеним покретима, а са друге стране даће допринос бољем разумевању феномена транзитне брзине, па и хумане локомоције уопште.

Ви ћете бити један од око 40 здравих учесника, узраста између 18-25 година. Тестирање ће се састојати од антропометријских мерења, прикупљања података о физичкој активности испитаника, мерења мишићних капацитета (силе, снаге и брзине) на моторизованој покретној траци и бицикл-ергометру и мерења транзитне брзине (транзитна брзина из ходања у трчање и транзитна брзина из трчања у ходање).

#### 2. УСЛОВИ УЧЕШЋА У ИСТРАЖИВАЊУ

Сви добијени резултати и информације ове студије биће третирани као поверљиви. Ви лично нећете моћи да будете идентификовани као учесник, изузев по вашем броју/шифри која ће бити позната само истраживачима. У случају повреде током тестирања примићете прву помоћ. Ако Вам буде потребна додатна медицинска помоћ, Ви ћете бити за њу одговорни. Имаћете право да прекинете Ваше учешће у експерименту у било ком тренутку.

Нећете моћи да учествујете као испитаника у студији уколико патите од било каквих кардио-васкуларних или неуролошких обољења, или неких повреда које могу да утичу на резултат истраживања.

### 3. РИЗИЦИ И БЕНЕФИЦИЈЕ

МОГУЋИ РИЗИК: Као код сваког вежбања, постоји ризик од појаве мишићног замора и упале мишића. Међутим, обе појаве су пролазног карактера и без последица.

МОГУЋИ БЕНЕФИТИ: упознаћете се са процедурама тестирања и процесом истраживања који претходи стварању научних радова. Проширићете знања из области биомеханике, који Вам могу користити у даљем студирању.

### 4. КОНТАКТИ

У случају да имате било каквих питања у вези са студијом, можете позвати асистента Факултета спорта и физичког васпитања, Универзитета у Београду, Слободанку Добријевић (064/617-2000). Питања у вези Ваших права, као учесника истраживања можете да поставите шефу Етичке комисије Факултета спорта и физичког васпитања, Универзитета у Београду (011-3531100).

### 5. ПОТВРДА ИСПИТАНИКА

Прочитао/ла сам овај документ и упознат сам са процедуром тестирања, захтевима, ризицима и бенефитима ове студије. Свестан/а сам могућег ризика и разумем да могу да повучем свој пристанак за учешће у истраживању у сваком тренутку без икаквих консеквенци и губитка бенефиција. Копија овог документа ми је дата.

Потпис испитаника: \_\_\_\_\_

Датум: \_\_\_\_\_

Име испитаника (штампаним словима) \_\_\_\_\_

Иницијали испитаника \_\_\_\_\_

## Прилог 6: Копија упитника за процену нивоа физичке активности код испитаника

Универзитет у Београду, Факултет спорта и физичког васпитања  
Докторске студије – Експерименталне методе истраживања хумане локомоције

### МЕЂУНАРОДНИ УПИТНИК О ФИЗИЧКОЈ АКТИВНОСТИ -IPAQ –

Овим упитником се испитују врсте физичких активности које се упражњавају као део свакодневног живота. Кроз низ питања одговараћете о количини времена које сте потрошили упражњавајући одређени тип физичке активности уназад 7 дана. Молимо Вас да одговорите на свако питање, чак и у случају да се не сматрате особом која је физички активна. Молимо Вас да се присетите свих активности које упражњавате на послу, у кући и око куће, у дворишту, на путу с једног места на друго и током слободног времена за рекреацију, вежбање и спорт.

Присетите се свих **изразито напорних** и **умерених** активности које сте упражњавали у **последњих 7 дана**. Нарочито напорним физичким активностима се сматрају активности које узрокују тешки физички напор и током којих дишете пуно брже од уобичајеног начина дисања. Присетите се само активности које сте упражњавали без прекида током најмање 10 минута.

1. Током **последњих 7 дана**, колико сте дана обављали **изразито напорне** физичке активности као што су на пример дизање тешких предмета, копање, аеробик или брза вожња бицикла?

\_\_\_\_\_ дана у недељи

Нисам обављао-ла изразито напорне физичке активности



Пређите на питање 3.

2. У данима када сте обављали **изразито напорне** физичке активности, колико сте их времена уобичајено упражњавали?

\_\_\_\_\_ сати у дану

\_\_\_\_\_ минута у дану

Не знам / Нисам сигуран-а

Присетите се свих **умерених** физичких активности које сте упражњавали у **последњих 7 дана**. **Умереним** активностима се сматрају активности које узрокују умерени физички напор и током којих дишете нешто брже од уобичајеног. Присетите се само активности које сте упражњавали без прекида током најмање 10 минута.

3. Током **последњих 7 дана**, колико сте дана обављали **изразито напорне** физичке активности као што су на пример ношења лаког терета, редовне вожње бицикла или играње тениса? Молимо, немојте укључити ходање.

\_\_\_\_\_ дана у недељи

Нисам обављао-ла умерене физичке активности



Пређите на питање 5.

4. У данима када сте се бавили **умереним** физичким активностима, колико сте их времена уобичајено упражњавали?

\_\_\_\_\_ сати у дану

\_\_\_\_\_ минута у дану

Не знам / Нисам сигуран-а

Размислите о времену које сте провели **ходајући** током **последњих 7 дана**. То укључује ходање на послу и код куће, ходање ради путовања с једног места на друго и било које друго ходање које сте обављали искључиво у сврху рекреације, спорта, вежбања или провођења слободног времена.

5. Током **последњих 7 дана**, колико сте дана **ходали** у трајању од најмање 10 минута без прекида?

\_\_\_\_\_ дана у недељи

Нисам толико дуго ходао-ла



**Пређите на питање 7.**

6. У данима када сте толико дуго **ходали**, колико сте времена уобичајено проводили ходајући?

\_\_\_\_\_ сати у дану

\_\_\_\_\_ минута у дану

Не знам / Нисам сигуран-а

Последње питање односи се на време које сте провели у **седећем положају** током **последњих 7 дана**. То укључује време проведено на послу, код куће, током учења и током слободног времена. Овим делом упитника је обухваћено на пример, време проведено у седећем положају за столом, при посети пријатељима, као и време проведено у седећем или лежећем положају за време читања или гледања телевизије.

7. Уназад 7 дана, колико сте времена уобичајено проводили седећи током једног **радног дана**?

\_\_\_\_\_ сати у дану

\_\_\_\_\_ минута у дану

Не знам / Нисам сигуран-а

**Ово је крај упитника, хвала на учешћу.**



# Прилог 7: Копија насловне стране објављеног рада

Gait & Posture 56 (2017) 60–64



Contents lists available at ScienceDirect

Gait & Posture

journal homepage: [www.elsevier.com/locate/gaitpost](http://www.elsevier.com/locate/gaitpost)



Full length article

## Force-velocity relationship of leg muscles assessed with motorized treadmill tests: Two-velocity method



Slobodanka Dobrijevic<sup>a</sup>, Vladimir Ilic<sup>a</sup>, Sasa Djuric<sup>a</sup>, Slobodan Jaric<sup>b,\*</sup>

<sup>a</sup> University of Belgrade, Faculty of Sport and Physical Education, The Research Centre, Blagoja Parovica 156, Belgrade, Serbia

<sup>b</sup> University of Delaware, Department of Kinesiology and Applied Physiology & Biomechanics and Movement Science Graduate Program, Rust Arena, Rm. 143, 549 South College Avenue, Newark 19716, DE, USA

### ARTICLE INFO

#### Keywords:

Linear regression  
Two-velocity method  
Power  
Reliability  
Test

### ABSTRACT

Linear regression models applied on force (F) and velocity (V) data obtained from loaded multi-joint functional movement tasks have often been used to assess mechanical capacities of the tested muscles. The present study aimed to explore the properties of the F-V relationship of leg muscles exerting the maximum pulling F at a wide range of V on a standard motorized treadmill. Young and physically active male and female subjects (N = 13 + 15) were tested on their maximum pulling F exerted horizontally while walking or running on a treadmill set to 8 different velocities (1.4–3.3 m/s). Both the individual (median R = 0.935) and averaged across the subjects F-V relationships (R = 0.994) proved to be approximately linear and exceptionally strong, while their parameters depicting the leg muscle capacities for producing maximum F, V, and power (P; proportional to the product of F and V) were highly reliable (0.84 < ICC < 0.97). In addition, the same F-V relationship parameters obtained from only the highest and lowest treadmill V (i.e., the 'two-velocity method') revealed a strong relationship (0.89 < R < 0.99), and there were no meaningful differences regarding the magnitudes of the same parameters obtained from all 8 V's of the treadmill. We conclude that the F-V relationship of leg muscles tested through a wide range of treadmill V could be strong, linear, and reliable. Moreover, the relatively quick and fatigue-free two-velocity method could provide reliable and ecologically valid indices of F, V, and P producing capacities of leg muscles and, therefore, should be considered for future routine testing.

### 1. Introduction

While the force-velocity (F-V) relationship of isolated muscles has been known to be hyperbolic [1], multi-joint functional tasks typically reveal strong and approximately linear F-V relationship patterns [2,3]. Specifically, a manipulation of the external load provides a range of F and V data that allow for applying a linear regression model. Such results have been obtained from various maximum vertical jumps [4–8], cycling [9–11], leg press performed against various dynamometers and sledge devices [12–14], arm and upper body movements [6,10,11,15], or consistently across variety of tasks [16]. The particular advantage of the linear over the hyperbolic F-V relationship is that the obtained parameters directly reveal the maximum F (i.e., F-intercept), V (V-intercept), power (P; proportional to their product) producing capacities of the tested muscles, while the regression slope depicts the balance of the muscles' F and V producing capacities [13]. Moreover,

the same parameters typically proved to be highly reliable [4–8,11,15,17] and at least moderately valid [4,5,9,15]. As a consequence, a number of the authors have suggested that the standard tests typically performed under a single loading condition should be replaced by the F-V relationship modeling in both research and routine testing, since it provides outcomes of much higher informational value [2,6,10,15,17,18].

Despite a large variety of functional tests that have been used to assess the F-V relationship of the involved muscles [2], a number of potentially important tests still remain underexplored. Of apparent interest for both the basic research and routine clinical testing should be the evaluation of the mechanical capacities of leg muscles performing a maximum effort during walking and running. So far, only P has been assessed from the F and V outputs recorded from single trials of maximum running typically performed on non-motorized treadmills [19,20] or force plate data [21]. A similar treadmill allowed Jaskolska

Abbreviations: a, regression slope; CV, coefficient of variation; F, force; F<sub>0</sub>, regression parameter (F-intercept) depicting maximum force output; ICC, intraclass correlation coefficient; P, power; P<sub>0</sub>, regression parameter (F<sub>0</sub>V<sub>0</sub>/4) depicting maximum power output; SEM, standard error of measurement; V, velocity; V<sub>0</sub>, regression parameter (V-intercept) depicting maximum velocity output

\* Corresponding author at: Rust Arena, Rm. 143, University of Delaware, 541 South College Avenue, Newark, DE 19716, USA.  
E-mail address: [jaric@udel.edu](mailto:jaric@udel.edu) (S. Jaric).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.033>

Received 19 September 2016; Received in revised form 23 April 2017; Accepted 26 April 2017  
0966-6362/ © 2017 Elsevier B.V. All rights reserved.

## Биографија

Слободанка Добријевић (девојачко Алексић) је рођена 15.05.1979. године у Пожаревцу, у којем је завршила основну школу (1994) и гимназију (1998). Факултет физичке културе Универзитета у Београду уписала је 1998. године и дипломирала 2005. године са просечном оценом у току студија 8,57. Дипломски рад на тему „Структура скокова, окрета и равнотежа у зависности од врсте реквизита у ритмичкој гимнастици“ одбранила је са оценом 10 (десет).

Школске 2005/2006. уписује магистарске студије на Факултету спорта и физичког васпитања Универзитета у Београду. Током магистарских студија два пута је била на студијском усавршавању:

- Национална спортска академија "Васил Левски" Софија (2006) и
- Институт за спорт Олимпијског комитета Италије (CONI Servizi) Рим (2007)

Школске 2014/2015. године уписује докторске студије на Факултету спорта и физичког васпитања Универзитета у Београду. Студент генерације докторских студија на Факултету спорта и физичког васпитања, Универзитет у Београду, била је у школској 2014/15., 2015/16. и 2016/17. години.

На Факултету спорта и физичког васпитања, на предмету Теорија и методика ритмичке гимнастике, као демонстратор у практичној настави, радила је школске 2006/07., 2007/08. и 2012/13., а као спољашњи стручни сарадник 2013/14. године. На месту асистента на истом предмету запошљава се у фебруару 2015. године. Као стручни сарадник на предмету Активности у природи, у практичној настави радила је школске 2006/07. и 2007/08. године.

Учествовала је на пројекту „Морфолошки, моторички и психолошки фактори усвајања технике у ритмичкој гимнастици“, које је финансирало Министарство просвете и спорта, од 2004 до 2008. године.

Током школске 2015/16 и 2017/18 обавља посао Секретара Катедре базичних спортова на Факултету спорта и физичког васпитања. Члан је организационог одбора Међународне научне конференције „Ефекти примене физичке активности на антрополошки статус деце, омладине и одраслих“, Факултет спорта и физичког васпитања, Универзитет у Београду (2016 - 2018).

Од 2015 – ангажована је у Центру за стручно образовање и усавршавање на Факултету спорта и физичког васпитања, на месту администратора. Израђивала је распоред часова за све облике студија на Факултету спорта и физичког васпитања у школској 2016/17. и 2017/18.

Активно се бавила спортском гимнастиком од 1985-1990. године у Гимнастичком клубу „Партизан“ из Костолца. Од 1990-1994. године похађала је школу балета у Пожаревцу. Од 2004 -2007 ради као тренер ритмичке гимнастике у Гимнастичком клубу „Ритам“ из Београда, а 2007 постаје један од оснивача и председник Гимнастичког клуба „Ин“ из Београда, који је специјализован за ритмичку гимнастику. До данашњег дана у овом клубу ради као тренер прве селекције. Савезни судија за ритмичку гимнастику постаје 2005. године, а од 2009. стиче звање судије највишег савезног нивоа, које и данас има. Судила је велики број државних и градских првенстава, као и међународних и домаћих турнира. Од 2013. године члан је Судијског одбора, а касније Судијске комисије Гимнастичког савеза Београда. Од 2010 - 2011. године Члан је Стручног одбора за Ритмичку гимнастику Гимнастичког савеза Србије (ГСС) и Гимнастичког савеза Београда (ГСБ). Од 2013 - 2018 године поново је члан Стручног одбора ГСБ.

Активно се служи Енглеским језиком и добро влада компјутерским програмима Microsoft office (Word, Excel, PowerPoint), SPSS, Labview, Photoshop...

Слободанка је удата и мајка је двоје деце.

## Публикације

Рад у часопису међународног значаја – М21

1. **Dobrijević, S.**, Плић, V., Djurić, S. & Jarić, S. (2017). Force-velocity relationship of leg muscles assessed with motorized treadmill tests: two-velocity method. *Gait & Posture*, 56, 60-64.

Радови у часописима међународног значаја верификованог посебном одлуком – М24

1. **Dobrijević, S.**, Moskovljević, L. & Dabović, M. (2016). THE INFLUENCE OF PROPRIOCEPTIVE TRAINING ON YOUNG RHYTHMIC GYMNASTS BALANCE. *Facta Universitatis, Series: Physical Education and Sport*, 247-255.
2. **Dobrijević, S.**, Dabović, M. & Moskovljević, L. (2014). The analysis of motor abilities development trend conducted on young girls engaged in practicing rhythmic gymnastics. *Fizička kultura*, 68(2), 136-147.
3. Trifunov, T. & **Dobrijević, S.** (2013). The structure of difficulties in the routines of the best world and Serbian rhythmic gymnasts. *Fizička kultura*, 67(2), 120-129.

Радови у часописима националног значаја -М51

1. Dabović, M., **Dobrijević, S.**, Miletić, K., Višnjić, D. & Miletić, V. (2009). Assessment of the significance and organization of practical classes of camping by the students of the University of Belgrade Faculty of Sport and Physical Education. *Fizička kultura*, 63(1), 102-115.
2. **Dobrijević, S.** M., Moskovljević, L., Marković, M., & Dabović, M. (2018). Effects of proprioceptive training on explosive strength, agility and coordination of young rhythmic gymnasts. *Fizička kultura*, 72(1), 71-79.
3. Московљевић, Л., и **Добријевић, С.** (2017). Релације музичких способности и успешности у ритмичкој гимнастици код особа оба пола. *Годишњак, Београд: Факултет спорта и физичког васпитања (потврда часописа о примљеном раду)*

Саопштења са међународног скупа штампана у целини – М 33

1. **Алексић, С.**, Дабовић, М., & Московљевић, Л. (2008). Динамика развоја моторичких способности такмичарки у ритмичкој гимнастици. у: Бокан Б. [ур.]. *Зборник радова са међународне научне конференције Теоријски, методолошки и методички аспекти физичког васпитања, Београд: Факултет спорта и физичког васпитања, 201-204.*
2. **Алексић, С.** & Московљевић, Л. (2007). Анализа техничке вредности састава са различитим реквизитима у ритмичкој гимнастици. У С. Јаковљевић [ур.], *Зборник радова, Међународна научна конференција "Аналитика и дијагностика физичке активности"* (стр. 135-144). Београд: Факултет спорта и физичког васпитања.

3. **Dobrijević, S.**, Moskovljević, L. & Milanović, I. (2015). The importance of including younger schoolgirls in the recreational program of rhythmic gymnastics. u: Kasum, G. i Mudrić, M.[ur.]. *Zbornik radova sa međunarodne naučne konferencije Efekti primene fizičke aktivnosti na antropološki status dece, omladine i odraslih, Beograd: Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja*, 418-423.
4. Марковић, М., Бокан Б., **Добријевић, С.**, Ђурић, С. & Живковић, М., (2017). Временска структура часа физичког васпитања у основним и средњим школама у неким градовима Србије. Међународна научна конференција „Антрополошки и теoантрополошки поглед на физичке активности од Константина Великог до данас“, Зборник радова (стр.37-48), Копаоник.

Саопштења са међународног скупа штампана као сажетак– М 34

1. Jaric S, **Dobrijevic S**, Djuric S, Ilic V. (2017). Force-velocity relationship of leg muscles assessed by motorized treadmill tests. 35th Conference of the International Society of Biomechanics in Sports, Proceedings: pp. 520-524, Cologne, Germany, June 2017.
2. **Добријевић, С.**, Московљевић, Л., Марковић, М. и Дабовић, М. (2017). Ефекти проприоцептивног тренинга на неке моторичке способности младих ритмичарки. Међународна научна конференција „Антрополошки и теoантрополошки поглед на физичке активности од Константина Великог до данас“, Зборник сажетака (стр. 27), Копаоник.
3. **Добријевић, С.**, Илић, В., Ђурић, С., Московљевић, Л. и Аничић, З. (2016). Поузданост мерења силе при сложеним покретима у тесту на моторизованој покретној траци. Међународна научна конференција „Ефекти примене физичке активности на антрополошки статус деце, оmlадине и одраслих“, Зборник сажетака, 196-197, Београд, ФСФВ.
4. Московљевић, Л., и **Добријевић, С.** (2017). Релације музичких способности и успешности у ритмичкој гимнастици код особа оба пола. Међународна научна конференција „Ефекти примене физичке активности на антрополошки статус деце, оmlадине и одраслих“, Зборник сажетака, 60-61, Београд, ФСФВ.

Уџбеник

1. Московљевић, Л., и **Добријевић, С.** (2018). Терија и методика ритмичке гимнастике. Београд: Факултет спорта и физичког васпитања, ИСБН 978-86-89773-36-1.