

УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ
ФАКУЛТЕТ СПОРТА И ФИЗИЧКОГ ВАСПИТАЊА

Игор М. Ранисављев

**Релације алометрије тела и механичких
карактеристика мишића ногу са транзитним
брзинама кретних активности**

докторска дисертација

Београд, 2014.

UNIVERSITY OF BELGRADE
FACULTY OF SPORT AND PHYSICAL EDUCATION

Igor M. Ranisavljev

**The Relationship between Body Allometry and
Leg Muscle Mechanical Characteristics with
Gait Transition Speeds of Human Locomotion**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2014.

Информације о ментору и члановима комисије

Ментор:

Др Владимир Илић, доцент
Факултет спорта и физичког васпитања
Универзитет у Београду
Благоја Паровића 156
11030 Београд
Србија

Чланови комисије:

Др Ђорђе Стефановић, редовни професор
Факултет спорта и физичког васпитања
Универзитет у Београду
Благоја Паровића 156
11030 Београд
Србија

Др Душан Угарковић, редовни професор
Факултет спорта и физичког васпитања
Универзитет у Београду
Благоја Паровића 156
11030 Београд
Србија

Др Сергеј Остојић, ванредни професор
Факултет спорта и физичког васпитања
Универзитет у Новом Саду
Ловћенска 16
21000 Нови Сад
Србија

Датум одбране: _____ 2015. године

Резиме

Релације алометрије тела и механичких карактеристика мишића ногу са транзитним брзинама кретних активности

Ходање и трчање спадају у природне облике кретања и представљају две основне кретне активности човека. Најмања брзина при којој човек спонтано из ходања прелази у трчање назива се транзитна брзина (*PTS*). Данас се најчешће прави разлика између брзине при којој човек спонтано из ходања прелази у трчање (*WRT*) и брзине при којој човек из трчања прелази у ходање (*RWT*). Иако је феномен транзитне брзине и фактори који утичу и/или детерминишу тренутак транзиције био предмет бројних истраживања, тачан механизам одговоран за конверзију начина кретања из ходања у трчање и обрнуто и даље није у потпуности разјашњен.

У налазима досадашњих истраживања постоји знатан број неконзистентности о значају и утицају телесних димензија и мишићних фактора на феномен транзитне брзине. Неки експерименти су показали да лонгитудиналне телесне димензије представљају главну детерминанту транзитне брзине, док друга истраживања показују потпуно другачије резултате и као најважнији фактор наводе трансверзалне телесне димензије. Такође, ни у једном досадашњем истраживању нису проучаване релације алометрије људског тела са транзитном брзином, нити релације механичких карактеристика мишића ногу и транзитне брзине. С тим у вези, постављено је више циљева истраживања који су се односили на испитивање релације алометрије тела и механичких карактеристика мишића ногу са транзитним брзинама. Конкретно, циљеви су били да се утврди: (1) повезаност лонгитудиналних, трансверзалних и циркуларних димензија тела са *PTS*; (2) повезаност телесних пропорција са *PTS*; (3) повезаност варијабли телесне композиције са *PTS*; (4) предиктивна моћ алометрије тела у детерминисању *PTS*; (5) повезаност јачине и снаге мишића екстензора и флексора у зглобовима кука, колена и скочног зглоба са *WRT* и *RWT*; (6) предиктивна моћ механичких карактеристика мишића екстензора и флексора доњих екстремитета у детерминисању *WRT* и *RWT*.

На основу циљева истраживања, планирана су и реализована два експеримента: Експеримент 1 је имао за циљ да на великом узорку мушкараца, хетерогених по телесним димензијама испита релације алометрије тела и *PTS*, док је циљ

Експеримента 2 био да се на узорку мушкараца хомогенизованих по одређеним телесним димензијама, испитају релације механичких карактеристика мишића ногу и брзина *WRT* и *RWT*.

У првом експерименту, узорак је обухватио 59 испитаника мушког пола из популације студената Факултета спорта и физичког васпитања, старости 21.76 ± 1.93 година, хетерогених по телесним димензијама. Првог дана тестирања измерено је 15 антропометријских варијабли (7 лонгитудиналних, 6 трансферзалних и 2 циркуларне) и телесна композиција (7 оригиналних и 3 индексираних варијабли), док је другог дана тестирања одређена транзитна брзина помоћу стандардног инкрементног протокола. Статистичка анализа је обухватила Пирсонову корелацију у циљу анализе повезаности и Мултиваријантну регресиону анализу у циљу анализе зависности *PTS* и осталих варијабли. *PTS* је израчуната као средња вредност брзина *WRT* и *RWT* и износила је $7.96 \pm 0.38 \text{ km h}^{-1}$. Након скалирања према телесној висини, највеће корелације са *PTS* су забележене код варијабли дужина потколенице ($r = -0.488$), дужина стопала ($r = 0.418$) и дужина ноге ($r = -0.410$, $p < 0.01$). Телесне пропорције су показале веће коефицијенте корелације са *PTS* у односу на појединачне антропометријске варијабли, а највећа корелација је забележена између пропорције дужина натколенице/дужина потколенице и *PTS* ($r = 0.521$, $p < 0.01$). Количина телесне масти и проценат масног ткива су једине варијабли телесне композиције код којих је пронађена ниска инверзна корелација са *PTS* ($r = -0.250$, $p < 0.05$). Ниска повезаност је забележена између мишићне масе десне ноге скалираној према телесној маси и *PTS* ($r = 0.309$, $p < 0.05$). Линеарна регресија је показала да се 31% варијансе транзитне брзине може објаснити преко варијабли дужина потколенице и дужина стопала. Резултати хијерархијске регресије показују да се 50.4% варијансе *PTS* може објаснити преко 4 телесне пропорције. Најважнији резултати овог експеримента указују да су пропорције тела бољи предиктори транзитне брзине у односу на појединачне антропометријске варијабли. Ово значи да телесна конституција, а нарочито пропорције између сегмената ногу и висока релативна вредност мишићне масе у ногама, представљају важније предикторе транзитне брзине од дужине појединачних телесних сегмената.

Сумарно посматрано, резултати првог експеримента показују да је особама које имају дуже натколенице, мањи количник између дијаметра рамена и кукова, и мањи количник између дужине ноге и стопала, као и више мишићне масе у ногама, потребан је мањи напор за ходање већим брзинама, што последично омогућава промену начина кретања при већим транзитним брзинама.

У другом експерименту, циљ је био да се утврди које мишићне групе ногу и које механичке карактеристике истих, имају највећу повезаност са брзинама *WRT* и *RWT*. У циљу искључења ометајућих фактора телесних димензија које могу да утичу на вредност транзитних брзина, одабир узорка је обухватио стратификацију потенцијалних кандидата према одређеним лонгитудиналним антропометријским карактеристикама: телесна висина у распону од 176 до 186 cm, дужина ноге у распону од 99 до 105 cm и дужина натколенице у распону од 40 до 45 cm. Узорак је обухватио 29 испитаника мушког пола (22.11 ± 1.65 година) из популације студената Факултета спорта и физичког васпитања. Првог дана тестирања, измерене су основне антропометријске димензије и телесна композиција, а другог дана тестирања су одређене транзитне брзине *WRT* и *RWT* стандардним инкрементним протоколом на тредмилу. Мерење механичких карактеристика мишића екстензора и флексора кука, колена и скочног зглоба изведено је на *Kin-Com* динамометру на доминантној нози у сагиталној равни, у стандардним позицијама према препорукама произвођача, током трећег, четвртог и петог дана тестирања. Параметри од интереса за овај експеримент су снага и момент силе у измерени изокинетичким условима (брзине од 60° s^{-1} и 180° s^{-1}), односно максимална сила (F_{max}) и брзина развоја силе (*RFD*) измерене у изометријским условима. Статистичка анализа је обухватила Пирсонову корелацију у циљу анализе повезаности и Мултиваријантну регресиону анализу у циљу анализе зависности *WRT* и *RWT* и осталих механичких варијабли.

Резултати експеримента показују да механичке карактеристике мишића ногу имају ниску до умерену позитивну повезаност са брзинама *WRT* и *RWT*. Највеће корелације су забележене између снаге дорзалних флексора скочног зглоба измерене при 60° s^{-1} и *WRT* ($r = 0.468$, $p < 0.01$), односно снаге екстензора у зглобу кука и *RWT* ($r = 0.442$, $p < 0.05$). Ове две варијабле су биле и најбољи предиктори *WRT* и *RWT* при чему су објашњавале око 20% варијансе. У изометријским условима, максимална сила и *RFD* флексора у зглобу кука и плантарних флексора скочног зглоба су имале ниску до умерену корелацију са *WRT* и *RWT* (у распону од $r = 0.340$ до 0.427). У зглобу колена, једина механичка карактеристика која је корелирала са *WRT* је момент силе флексора при 60° s^{-1} ($r = 0.366$, $p < 0.05$). Генерално посматрано, налази другог експеримента показују да механичке карактеристике дорзалних флексора скочног зглоба, односно екстензора у зглобу кука, имају највеће корелације са брзинама *WRT* и *RWT*, респективно. Пошто су дорзални флексори релативно мала мишићна група чији замор доводи до раније транзиције у трчање, могуће је да би већи ниво максималне

силе, односно већа способност развоја снаге при великим оптерећењима, довела до одлагања осећаја замора и последично до каснијег преласка из ходања у трчање. Са друге стране, иако је снага екстензора у зглобу кука најбољи предиктор *RWT* брзине, и даље немамо дефинитивни закључак о томе колико снага ових мишића детерминише брзину *RWT*, односно да ли би јачањем екстензора у зглобу кука брзина *RWT* имала другачије вредности.

Узевши у обзир резултате тестираних хипотеза, може се донети генерални закључак да испитивани фактори алометрије тела и механичких карактеристика мишића ногу недвосмислено имају одређени утицај на транзитну брзину. С тим у вези, елаборирани налази о значају алометрије тела и снаге мишића ногу, представљају полазну основу за адекватно постављање будућих експеримената у истраживању феномена транзитне брзине и промене начина кретања. У теоријском смислу, претпоставка је да ово истраживање може да допринесе целокупности знања о феномену транзитне брзине из аспекта телесне алометрије и механичких карактеристика мишића ногу, и на основу ових знања унапређењу фундаменталних знања о хуманој локомоцији. На крају, претпоставка је да апликација резултата истраживања у спортско-медицинској и тренажној пракси, може да омогући индивидуализацију у програмирању тренажног оптерећења при ходању и трчању брзинама око *PTS*, у односу на телесне димензије и механичке карактеристике мишића ногу.

Кључне речи: транзитна брзина, ходање, трчање, алометрија тела, јачина, снага, мишићи ногу, релације, предикција

Научна област: Спорт и физичко васпитање
Ужа научна област: Општа моторика човека
УДК број: 796.012.1 (043.3)

Summary

The Relationship between Body Allometry and Leg Muscle Mechanical Characteristics with Gait Transition Speeds of Human Locomotion

Walking and running represent the two basic, fundamental patterns of human locomotion. The lowest speed at which a man spontaneously switches from walking to running is called preferred transition speed (*PTS*). Today researchers usually differentiate between walk to run transition speed (*WRT*) and run to walk transition speed (*RWT*). Although the phenomenon of *PTS* and the factors that influence and/or determine the moment of transition was the subject of numerous studies, the exact mechanism responsible for the walk to run transition and vice versa is still not completely explained.

There are a considerable number of inconsistencies regarding the importance and influence of body size and muscle factors in the phenomenon of gait transition speed, in the previous research findings. While some experiments reported that longitudinal body dimensions are the main factor of gait transition speed, others revealed transversal body dimensions as the most important factor. Also, none of the studies explored the relationships between human allometry and *PTS*, or the relation of mechanical characteristics of leg muscles and transition speeds. In this regard, we set several research objectives related to the examination of the relationship between human allometry and mechanical characteristics of the leg muscles with gait transition speeds. Specifically, the objectives were to determine: (1) the relationship between longitudinal, transversal and circular dimensions of the body and *PTS*; (2) the relationship between body proportions and *PTS*; (3) the relationship between body composition variables and *PTS*; (4) the predictive power of human allometry in determination of *PTS*; (5) The correlation between strength and power properties of hip, knee and ankle extensors and flexors with *WRT* and *RWT*; (6) the predictive power of the mechanical characteristics of the leg extensor and flexor muscles in determination of *WRT* and *RWT*.

Based on the research objectives, we planned and realized two experiments: the aim of Experiment 1 was to examine the relationships between the human body allometry and *PTS* in the large sample of males with the heterogeneous physical dimensions, while the aim of Experiment 2 was to examine the relationship between leg muscles mechanical

characteristics and *WRT* and *RWT* speeds, in the sample of men homogenized by certain anthropometric dimensions.

In the first experiment, the sample comprised 59 male subjects, students of the Faculty of Sport and Physical Education (age 21.76 ± 1.93 years) heterogeneous in physical dimensions. On the first day of testing, we measured 15 anthropometric variables (seven longitudinal, six transversal and 2 circular) and body composition (7 original and 3 indexed variables), while in the second day we determined individual *PTS* using the standard increment protocol. Statistical analysis included Pearson correlation in order to assess the relationship between the *PTS* and other variables and Multivariate linear regression was performed to assess the association of the *PTS* and others variables together. *PTS*, calculated as the mean of *WRT* and *RWT* was 7.96 ± 0.38 km h⁻¹. After scaling to body height, the highest correlations with *PTS* were recorded for variable lower leg length ($r = -0.488$), foot length ($r = 0.418$) and leg length ($r = -0.410$, $p < 0.01$). Body proportions showed higher correlations with the *PTS* in compare to individual anthropometric variables, and the highest correlation was observed between the proportion of the thigh length/lower leg length and *PTS* ($r = 0.521$, $p < 0.01$). The amount of body fat and percentage of body fat were the only body composition with low inverse correlation with *PTS* ($r = -0.250$, $p < 0.05$). Low correlation was observed between the right leg muscle mass scaled to body weight and *PTS* ($r = 0.309$, $p < 0.05$). Linear regression showed that 31% of the *PTS* variance can be explained by the variables lower leg length and foot length. Results of hierarchical regression showed that the 50.4% of the *PTS* variance can be explained through four body proportions. The main results of this experiment indicate that the proportions of the body are better *PTS* predictors in compare to the individual anthropometric variables.

This means that body constitution, and especially the proportions between the leg segments and percent of the leg muscle mass, are more important *PTS* determinants than length of individual body segments. Altogether, subjects with longer thighs, smaller ratios between shoulder/bitrochanteric diameter and leg/foot length, and more lean muscle mass in the legs might need less effort for walking at higher speeds and might have higher *PTS*.

The aim of the second experiment was to determine which leg muscle groups and their mechanical characteristics, have the highest correlation with the *WRT* and *RWT*. In order to reduce the influence of possible confounding factors in this cross-sectional study, we selected subjects between 20 and 24 years of age, with similar anthropometric dimensions. Their body height was from 176 to 186 cm, leg length from 99 to 105 cm and thigh length from 40 to 45 cm. A uniform sample was chosen because the gait transitions could be

affected by the overall body size, body composition, as well as leg length. The final sample included 29 physically active, male subjects (age 22.11 ± 1.65 years), who were students of the Faculty of Sport and Physical Education. The first session was used for collecting basic anthropometric and body composition data. During the second session, we used a motorized treadmill to measure an individual *WRT* and *RWT* speed, according to a standardized incremental protocol. Muscle strength and power measurement was performed on the isokinetic dynamometer *Kin-Com* in the standard testing positions according to the instruction manual. Tests were performed under isokinetic conditions to measure power and torque at different velocities (low velocity at 60° s^{-1} and high at 180° s^{-1}), and in isometric conditions in order to measure the maximum isometric force (F_{max}), as well as the rate of force development (*RFD*) on the dominant leg of the subject. Tests were performed for the hip, knee and ankle extensor and flexor muscle groups. Statistical analysis included Pearson correlation which was used to assess the relationship between *WRT* and *RWT* speed and muscle mechanical variables. Multivariate linear regression was performed to assess the association between gait transition speeds and other variables together.

The highest correlations were found for isokinetic power of ankle dorsal flexors and *WRT* ($r = 0.468$, $p < 0.01$) and the power of hip extensors and *RWT* ($r = 0.442$, $p < 0.05$). These variables were also the best predictors of *WRT* and *RWT* revealing approximately 20% of explained variance. Under the isometric conditions, the maximal force and *RFD* of hip flexors and ankle plantar flexors were moderately related with *WRT* and *RWT* (ranged from $r = 0.340$ to 0.427). The only knee muscle mechanical variable that correlated with *WRT* was low velocity knee flexor torque ($r = 0.366$, $p < 0.05$).

Generally speaking, a second experiment showed that the mechanical properties of the ankle dorsal flexors and hip extensors have the highest correlation with *WRT* and *RWT*, respectively. Considering that the detection of overexertion reduces force generating capacity and disables subjects from positioning the foot optimally during fast walking, it is possible that the strengthening of the dorsal flexors may improve the *WRT* speed due to the postponement of effort sensation. On the other hand, although the strength of the hip extensors is the best predictor of *RWT* speed, we are still quite unclear regarding the importance of hip extensor strength and power in alteration of *RWT* speed.

Taking into account the results of the tested hypotheses, we can generally conclude that the examined factors body allometry and leg muscles mechanical characteristics undoubtedly have impact on gait transition speeds. In this regard, elaborated factors of body allometry and leg muscles strength represent the starting point for proper designing the future

experiments regarding the gait transition speed phenomenon. In theoretical terms, the assumption is that this research will contribute to completeness of the knowledge about the transition speed phenomenon from the perspective of human allometry and leg muscles mechanics. Based on this data, we can expand the foundation of knowledge about human locomotion. Finally, the assumption is that the application of results in sports medicine and training practice can provide better individualization in programming of training loads during walking and running at speeds close to *PTS*, in relation to body size and mechanical properties of the leg muscles.

Key words: preferred transition speed, walking, running, body allometry, strength, power, leg muscles, relationships, prediction

Scientific field: Sport and physical education

Narrower scientific field: Human general motor skills

UDC number: 796.012.1 (043.3)

Листа скраћеница коришћених у истраживању

Скраћеница	Назив варијабле	Мерна јединица
ТВ	телесна висина	cm
ТМ	телесна маса	kg
СВ	седећа висина	cm
Дн	дужина ноге	cm
Днк	дужина натколенице	cm
Дпк	дужина потколенице	cm
Дс	дужина стопала	cm
ВЛМ	висина латералног малеолуса	cm
Д _{бт}	битрохантерични дијаметар	cm
Д _{бк}	бикристални дијаметар	cm
Д _р	дијаметар рамена	cm
Д _к	дијаметар колена	cm
Д _{сз}	дијаметар скочног зглоба	cm
Д _{ст}	дијаметар стопала	cm
О _{нк}	обим натколенице	cm
О _{пк}	обим потколенице	cm
<i>BMI</i>	индекс телесне масе	kg m ⁻²
<i>FFMI</i>	индекс безмасне телесне масе	kg m ⁻²
<i>BFI</i>	индекс масе масног ткива	kg m ⁻²
<i>FFM</i>	маса безмасног ткива	kg
<i>FM</i>	маса масног ткива	kg
<i>LMM</i>	чиста мишићна маса	kg
<i>SMM</i>	маса скелетних мишића	kg
<i>BF%</i>	процент масног ткива	%
<i>RLLM</i>	маса мишића у десној нози	kg
<i>LLLM</i>	маса мишића у левој нози	kg
<i>F_{avg}</i>	средњи ниво развијене силе	N
<i>F_{max}</i>	максимална сила	N
<i>RFD</i>	брзина развоја силе	N s ⁻¹
<i>P_{peak}</i>	максимална снага	W
<i>PWS</i>	природна брзина ходања	km h ⁻¹
<i>PRS</i>	природна брзина трчања	km h ⁻¹
<i>WRT</i>	брзина преласка из ходања у трчање	km h ⁻¹
<i>RWT</i>	брзина преласка из трчања у ходање	km h ⁻¹
<i>PTS</i>	транзитна брзина	km h ⁻¹
<i>r</i>	Пирсонов коефицијент корелације	
<i>R²</i>	коефицијент детерминације	
<i>SD</i>	стандардна девијација	
<i>CV</i>	коефицијент варијације	
<i>p</i>	ниво статистичке значајности	
ЦНС	централни нервни систем	
<i>SOL</i>	<i>m. soleus</i>	
<i>GAS</i>	<i>m. gastrocnemius</i>	
<i>TA</i>	<i>m. tibialis anterior</i>	
<i>B_{fem}</i>	<i>m. biceps femoris</i>	
<i>R_{fem}</i>	<i>m. rectus femoris</i>	
<i>Q_{fem}</i>	<i>m. quadriceps femoris</i>	
<i>V_{med}</i>	<i>m. vastus medialis</i>	
<i>GL_{max}</i>	<i>m. gluteus maximus</i>	
<i>EXT</i>	екстензор	
<i>FLX</i>	флексор	

САДРЖАЈ

Информације о ментору и члановима комисије	iii
Резиме	iv
Summary	viii
Листа скраћеница коришћених у истраживању	xii
1. УВОД	3
1.1. Историјски осврт	3
1.2. Анализа бипедалних кретних активности	4
1.3. Феномен конверзије облика кретања	9
1.4. Алометрија тела и кретање	10
1.5. Механичке карактеристике мишића	12
1.5.1. Значај процене мишићних способности	12
1.5.2. Тестови за процену јачине и снаге мишића	13
2. ДОСАДАШЊА ИСТРАЖИВАЊА	15
2.1. Дефинисање и одређивање транзитне брзине	15
2.2. Фактори који утичу на спонтану конверзију облика кретања	18
2.2.1. Утицај антропометријских карактеристика	18
2.2.2. Утицај мишићних варијабли	20
3. ПРОБЛЕМ, ПРЕДМЕТ, ЦИЉ И ЗАДАЦИ ИСТРАЖИВАЊА	28
4. ХИПОТЕЗЕ ИСТРАЖИВАЊА.....	30
5. ЕКСПЕРИМЕНТ 1.....	31
5.1. Увод.....	31
5.2. Методологија рада	32
5.2.1. Узорак испитаника	32
5.2.2. Узорак варијабли	32
5.2.2.1. Антропометријске варијабле	32
5.2.2.2. Процена телесног састава	34
5.2.2.3. Одређивање транзитне брзине	36
5.2.3. Обрада података и статистичка анализа	36
5.3. Резултати	38
5.4. Дискусија	47
5.4.1. Антропометријске карактеристике и <i>PTS</i>	47
5.4.2. Телесна композиција и <i>PTS</i>	49
5.4.3. Алометрија и предикција транзитне брзине	50
6. ЕКСПЕРИМЕНТ 2.....	52
6.1. Увод.....	52
6.2. Методологија рада	54
6.2.1. Узорак испитаника	54
6.2.2. Узорак варијабли	54
6.2.2.1. Антропометријске варијабле	54

6.2.2.2. Мерење механичких карактеристика мишића ногу	55
6.2.2.2.1. Мерење механичких карактеристика екстензора и флексора у зглобу кука	55
6.2.2.2.2. Мерење механичких карактеристика екстензора и флексора у зглобу колена	56
6.2.2.2.3. Мерење механичких карактеристика екстензора и флексора у скочном зглобу ...	57
6.2.2.3. Одређивање транзитне брзине	59
6.2.3. Обрада података и статистичка анализа	59
6.3. Резултати	60
6.4. Дискусија	65
6.4.1. Екстензори и флексори у зглобу кука и промена начина кретања	66
6.4.2. Екстензори и флексори у зглобу колена и промена начина кретања	67
6.4.3. Екстензори и флексори у скочном зглобу и промена начина кретања	68
7. ЗАКЉУЧЦИ.....	70
8. ЗНАЧАЈ ИСТРАЖИВАЊА	73
8.1. Теоријске импликације.....	73
8.2. Практичне импликације	74
9. ЛИТЕРАТУРА.....	76
Прилози.....	83
Биографија аутора.....	91

1. УВОД

1.1. Историјски осврт

Прелаз из квадрипедалног на бипедални облик кретања представљао је фундаменталну адаптацију човековог пра-претка (лат. *Australopithecus anamensis*), која је пре око 4 милиона година омогућила да се Хоминиди еволутивно одвоје од осталих примата. Постепено ослобађање предњих удова омогућило је да код Аустралопитекуса започне постепена адаптација стопала на повећано оптерећење услед двоножног контакта са подлогом. Двоножни контакт са подлогом је кроз еволуцију довео до елонгације кунеиформне кости, подизања табанског свода и развоја плантарних лигамената. Ослобађањем предњих удова дошло је до већег коришћења прстију на рукама, развоја центара за мишићну координацију у моторном делу кортекса великог мозга као и центра за равнотежу у малом мозгу (Lovejoy, 2005).

Историјска истраживања су показала да први подаци о испитивањима људског хода датирају из периода античке Грчке. Аристотел (384-322 год. п.н.е.) је у својим делима *De partibus animalium*, *De motu animalium* и *De progressu animalium* анализирао основне принципе хода као и претварање ротационог у транслаторно кретање. Иако су ова истраживања започела у античко доба, у веома дугом периоду који је следио нису пронађене информације о истраживањима сличне проблематике. Према доступним подацима, тек 18 векова касније, истраживања на ову тему наставио је Леонардо да Винчи (1452-1519). Леонардо описује биомеханику тела током ходања, трчања, скакања као и подизања тела из седећег у стојећи положај. Развој технике крајем 19. века, омогућио је детаљнија истраживања на ову тему (Sutherland, 2001, 2005).

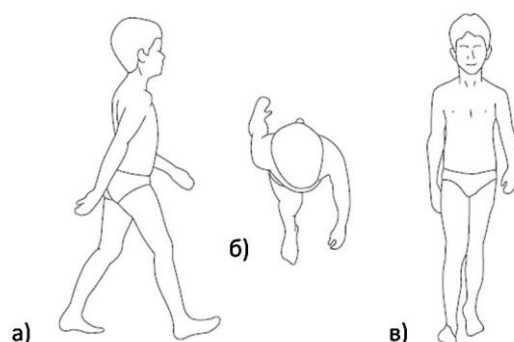
У 19. веку, Кристиан Браун (1831-1892) и Ото Фишер (1861-1917) проучавали су промене зглобних углова и осциловање телесних сегмената у току различитих кретних активности. У периоду 1944-1947, истраживања Инмана и сарадника, изведена на здравим испитаницима и испитаницима са ампутираним доњим екстремитетима, значајно су унапредила област анализе хода. Ово су вероватно прва истраживања у којима је коришћена основна електромиографска анализа, 3-D платформе силе и мерења утрошка енергије током ходања. Зачетник истраживања у области енергетике хумане локомоције је један од чланова Инмановог тима, Хенри Ј. Ралстон (1906-1993). Његове прве студије, објављене 1958. и 1959. године у којима је индиректним методом

мерена потрошња кисеоника у току ходања различитим брзинама и даље представљају златни стандард у односу на који се упоређују друге методе за мерење потрошње енергије (Sutherland, 2005).

1.2. Анализа бипедалних кретних активности

Ходање и трчање спадају у природне облике кретања и представљају две основне кретне активности човека. Човек може да се креће на различите начине и различитим брзинама. Он је у могућности да се креће различитим брзинама, од веома спорог ходања, па до спринта преко 10 m s^{-1} . Треба имати у виду да човек може да хода великим брзинама, али и да трчи малим брзинама (споро трчање - трчкарање). При одређеној брзини, један од ова два начина кретања је увек прихватљивији. Најмања брзина при којој човек спонтано из ходања прелази у трчање назива се транзитна брзина (енгл. *preferred transition speed – PTS*).

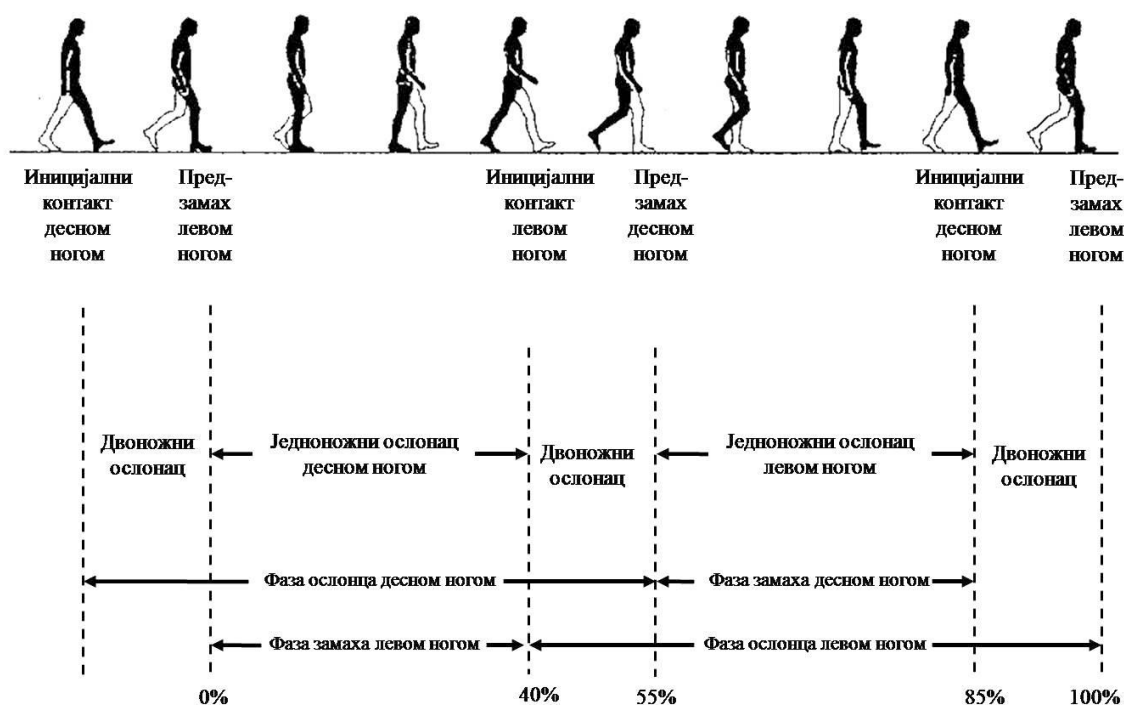
Ходање представља низ равномерних, цикличних и наизменичних координисаних покрета руку, ногу и трупа са циљем премештања тела са једног места на друго у простору, при чему је једна нога увек у контакту са подлогом. Људски ход је потребно анализирати из три основне равни. Иако се већина покрета одвија у сагиталној равни, фронталну и трансферзалну раван никако не треба заборавити, јер се већина потенцијалних патолошких промена евидентних током ходања управо могу видети кроз ове две равни. На слици 1 је приказан природни начин ходања посматран из три основне равни.



Слика 1. Ходање посматрано из три основне равни:
а) сагитална, б) трансферзална, в) фронтална
(преузето из Vaughan, Davis & Connor, 1999, стр. 8)

Основни циклус ходања је један двокорак. Он се састоји из периода једноножног и двоножног ослоњања (Стефановић и сар. 2008). Двокорак представља временски интервал између два узастопна контакта са подлогом исте ноге и подељен је на две фазе: фазу ослонца и фазу замаха (Alexander, 1984). Ове фазе можемо даље да поделимо на фазу предњег/задњег ослонца/замаха (Стефановић и сар. 2008). Фаза ослонца током које је нога у контакту са тлом траје приближно 62% целог циклуса хода, док се преосталих 38% нога налази у ваздуху, односно у фази замаха (Vaughan и сар. 1999). Током цикличног мењања периода једноножног и двоножног ослонца, не постоји фаза лета, па је то и основна карактеристика која ходање разликује од трчања.

Периодичност циклуса хода карактерише покретање стопала од једне позиције ослонца до друге и одговарајући ниво силе реакције подлоге која делује на стопала и подупире тело. Однос између трајања контакта ноге са подлогом и целокупног циклуса хода назива се „дјути“ фактор (енгл. „duty“) и износи од 0–1 (Diedrich & Warren, 1995). Током ходања, овај фактор има вредност већу од 0.5.



Слика 2. Временске димензије циклуса ходања (адаптирано према DeLisa, 1998)

Током ходања уобичајеном брзином ($\sim 5 \text{ km h}^{-1}$), фаза двоножног ослонца траје око 10% укупног трајања циклуса. Што је ходање спорије, ова фаза траје дуже али се реципрочно смањује са повећањем брзине хода и нестаје започињањем трчања. Фаза једноножног ослонца обухвата више од 40% трајања циклуса хода .

Транслација центра масе тела (ЦМТ) са једног места на друго је основна одлика кретних активности у којима се тело из тачке А помера у тачку Б. Бипедални ход се остварује захваљујући релативно крутом ставу ногу, што за последицу има вертикално и латерално осциловање ЦМТ у оба смера, које износи 4-6 cm (*Кио, 1999; Стефановић и сар. 2008*). Пошто се ЦМТ налази у нивоу другог сакралног пршљена, у току фазе иницијалне фазе када су обе ноге у контакту са подлогом, ЦМТ заузима најнижу позицију, док највишу позицију заузима у фази међузамаха када се након флексије колена тибија нађе у вертикалном положају. Током вертикалног померања ЦМТ на горе, долази до смањивања брзине кретања и обрнуто. Такође, овим померањем долази и до пасивног претварања гравитационе потенцијалне енергије у кинетичку енергију. Овим путем се смањује механички рад мишића потребан за подизање и убрзавање ЦМТ, па је метаболички утрошак енергије за 60–70% мањи (*Vaughan u cap. 1999*).

Посматрано са енергетске стране, ходање је релативно економична активност током које је енергетска потрошња само 50% већа у односу на мировање. При минималној брзини ходања од 2 km h⁻¹ потрошња је око 30 cal kg⁻¹ min⁻² (*Saibene & Minetti, 2003; Willis u cap. 2005*). Енергетска потрошња зависи од дужине и фреквенција корака, као и од активности антигравитационе мускулатуре тела у циљу одржавања стабилности тела и др. (*Vaughan u cap. 1999*). Међутим, и поред немалог броја истраживања, постоји дилема о томе колико вертикална осцилација ЦМТ при различитим брзинама и различитим техникама ходања утиче на енергетску потрошњу.

У циљу прецизније анализе, истраживачи су развијали различите теоријске моделе за описивање кретних активности. Тако су настала два узајамно повезана теоријска модела којима се описује ходање: Механизам инвертног клатна и Фрудов број (*Neptune u cap. 2004; Ortega & Farley, 2005*). Оба модела у својој анализи укључују параметре брзине ходања, дужине и фреквенције корака, осцилације ЦМТ по висини, као и силу гравитације.

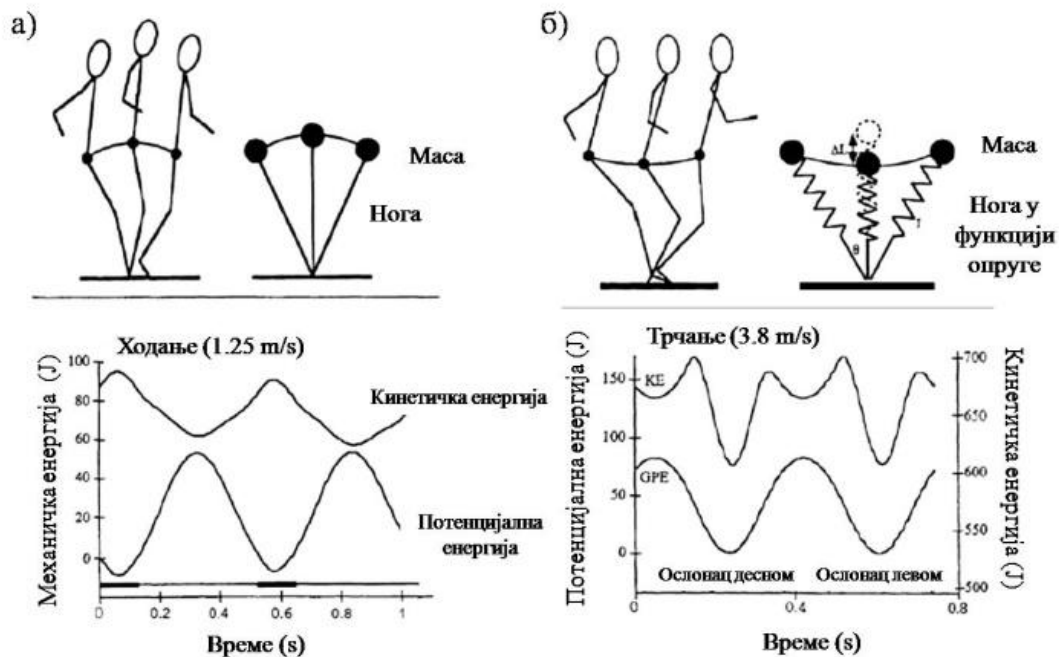
Према теоријском моделу инвертног клатна, ефикасност енергетске размене између кинетичке и потенцијалне енергије износи око 65%. Истраживачи наводе да она зависи од брзине ходања (*Cavagna u cap. 1977*) и фреквенције корака (*Minetti u cap. 1995*). Приликом ходања природном брзином, кинетичка и потенцијална енергија узајамно флукутирају - у тренутку када потенцијална енергија достиже највећу вредност, кинетичка је најмања и обрнуто. Овај модел се показао релативно добро до брзине 2 m s⁻¹ (7.2 km h⁻¹), која управо представља транзитну брзину. Међутим, овај модел није оптималан при већим брзинама ходања, услед превелике флукуације

потенцијалне и кинетичке енергије. Према моделу инвертног клатна, ходање није могуће када је Фрудов број већи од 1 (*Kram и сар. 1997*). Фрудов број (енгл. *Froude number - F_b*) представља однос између кинетичке и потенцијалне енергије и израчунава се формулом:

$$F_b = (mv^2/L)/mg = v^2/gL$$

при чему m означава телесну масу, v брзину, L дужину ноге и g силу гравитације (*Alexander, 1989*).

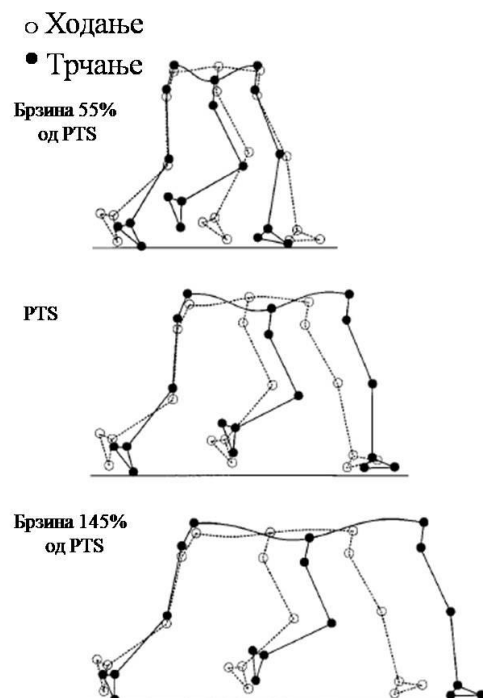
Можемо рећи да је опште прихваћено да при брзини око 2 m s^{-1} (7.2 km h^{-1}), односно када је F_b већи од 0.5, долази до спонтане транзиције из ходања у трчање (*Alexander, 1989; Thorstensson & Roberthson, 1987*). Трчање се састоји из фазе ослонца и фазе замаха које су раздвојене контактом пете о подлогу, односно одвајањем прстију од подлоге. Због краће фазе ослонца, која заузима приближно 35% циклуса (при чему је „*duty*“ фактор < 0.5), у трчању постоји и фаза лета. Услед постојања фазе лета мишићи морају да генеришу веће вертикално убрзање тела у фази ослонца током трчања. Такође, услед постојања фазе лета, еластична енергија има велику улогу у фазној размени потенцијалне и кинетичке енергије (сл. 3). Одређена количина енергије се акумулира и враћа преко еластичне енергије тетива и лигамената (енгл. *spring-mass model*).



Слика 3. Схематски приказ а) модела инвертног клатна и б) „*spring-mass*” модела (*адаптирано према Segers, 2006*)

Услед смањеног коришћења еластичне енергије из тетива током спорог трчања, истраживачи наводе да трчање брзинама мањим од 2 m s^{-1} није ефикасан облик локомоције (*Hanna u cap. 2000; Neptune & Sasaki, 2005*). Сходно томе, ходање је ефикаснији начин кретања брзинама мањим од *PTS*, док је трчање ефикаснији начин кретања брзинама изнад *PTS* (*Neptune & Sasaki, 2005*).

Поред разлике у фази лета и коришћењу еластичне енергије, кинематичка анализа показала је да се зглобни углови и амплитуде покрета у зглобовима ногу значајно разликују приликом ходања и трчања истим брзинама (сл. 4). Нпр. у фази замаха је угао у зглобу кука значајно већи током ходања у односу на трчање брзинама испод транзитне (*Prilutsky & Gregor, 2001*).



Слика 4. Кинематичка анализа ходања/трчања испод/изнад транзитне брзине
(адаптирано према *Prilutsky & Gregor, 2001*)

Предходна истраживања су показала да поред наведених разлика у механичкој и еластичној енергији током ходања и трчања, разлике између ових кретних активности постоје и у амплитудама покрета, у трајању појединих фаза циклуса, угаоним убрзањима телесних сегмената, карактеру мишићног рада, активацији и замору разлитих мишићних група као и у величини укупног телесног оптерећења (*Biewener u cap. 2004; Neptune & Sasaki, 2005; Prilutsky & Gregor, 2001; Segers u cap. 2006*).

Претходно наведене карактеристике омогућиле су настанак три основне дефиниције ходања и трчања. Просторно-временска (енгл. *spatio-temporal*) дефиниција, ходање и трчање дефинише трајања фазе ослонца, тј. „*duty*“ фактором. Код ходања, овај фактор је већи од 0.5, док је код трчања мањи од 0.5. Ово указује на присуство фазе двоножног ослонца код ходања, односно фазе лета код трчања (Alexander, 1989; Bramble & Lieberman, 2004; Segers *u cap.* 2006; Thorstensson & Roberthson, 1987). Други истраживачи који користе тзв. динамичку дефиницију, ходање и трчање анализирају на основу енергетске флукуације ЦМТ. За ходање је карактеристична константна конверзија потенцијалне у кинетичку енергију током транслације ЦМТ ка напред, док током трчања до конверзије енергије долази само у фази ослонца (Alexander, 2003; Farley & Ferris, 1998). Други аутори користе кинематичку дефиницију у односу на положај стајне ноге у фази међуослонца (Biewener *u cap.* 2004; Novacheck, 1998). Према њима, за ходање је карактеристичан опружени став у зглобовима кука и колена, док је током трчања наглашенија флексија у ова два зглоба.

1.3. Феномен конверзије облика кретања

Данас је бипедална локомоција тема бројних истраживања из медицине, антропологије, биомеханике, психологије, роботике и других научних дисциплина. Генерално се може рећи да је људска локомоција добро описана из простора биомеханике и физиологије. Познавање фундаменталних релација између антропометријских карактеристика, телесне композиције, биомеханичких и мишићних варијабли омогућава унапређење основних знања о људској локомоцији која могу бити практично апликована на нормалне и патолошки измењене обрасце кретања.

Тачан механизам који је одговоран за конверзију начина кретања из ходања у трчање и обрнуто, и даље није у потпуности разјашњен. С обзиром да је ово мултифакторски феномен чији се механизам тешко може објаснити утицајем појединачног фактора, у бројним досадашњим истраживањима на ову тему, испитиван је утицај различитих антропометријских (Hreljac, 1995b; Ilić *u cap.* 2012; Šentija *u cap.* 2012), динамичких (Kram *u cap.* 1997; Bartlett & Kram, 2008; Raynor *u cap.* 2002), кинематичких (Hreljac, 1995a; Minetti *u cap.* 1994), перцептуалних (Daniels & Newell, 2003), енергетских (Hreljac, 1993; Minetti *u cap.* 1994; Mercier *u cap.* 1994; Rotstein *u cap.* 2005; Usherwood & Bertram, 2003) и мишићних (Barlett & Kram, 2008; Hreljac *u*

cap. 2001; Hreljac & Ferber, 2000; Malcolm u cap. 2009; Prilutsky & Gregor, 2001; Segers u cap. 2007) фактора на промену начина кретања.

Развојем истраживања усавршавани су и протоколи за испитивање брзина кретања, па се тако данас најчешће прави разлика између брзине при којој човек спонтано из ходања прелази у трчање и брзине при којој човек из трчања прелази у ходање. Није потпуно јасно зашто је један начин кретања прихватљивији од другог при одређеној брзини, као и како механика ходања и трчања утиче на одабирање одговарајућег (оптималног) начина кретања (Alexander, 1984, 1989). Једна од првих хипотеза, била је да се конверзија облика кретања одвија у циљу смањења енергетске потрошње, односно да се бипедална и квадрипедална локомоција одвија обликом кретања који је енергетски најекономичнији за одређену брзину (Hoyt & Taylor, 1981; Margaria, 1963). Резултати бројних истраживања на ову тему су и даље неусаглашени. Нека истраживања на квадрипедима су ову хипотезу оповргнула и доказала да се конверзија из касе у галоп одвија пре брзине предвиђене енергетском хипотезом (Hoyt & Taylor, 1981), док је у једном новијем истраживању потврђено да се конверзија начина кретања одвија у циљу смањења енергетске потрошње при брзини која је енергетски оптимална (Griffin u cap. 2004).

Неусаглашени резултати су добијени и при анализи хумане бипедалне локомоције. Малобројна истраживања су показала да транзитна брзина и енергетски оптимална транзитна брзина (енгл. *energetically optimal transition speed – EOTS*) имају скоро идентичне вредности (Mercier u cap. 1994; Hanna u cap. 2000), а већи број истраживања да се транзиција из ходања у трчање одвија при брзинама мањим од EOTS (Brisswalter & Mottet, 1996; Hreljac, 1993; Minetti u cap. 1994; Tseh u cap. 2002; Šentija & Marković, 2009). Из ових разлога је енергетска хипотеза о транзицији облика кретања у великој мери одбачена.

1.4. Алометрија¹ тела и кретање

За разлику од анализе ходања која има дугу историју, феномен конверзије облика кретања је у прошлости најчешће проучаван у циљу биомеханичких поређења различитих животињских врста. Брзине при којима долази до промене из ходања у трчање, сматране су физиолошки сличним између врста (Heglund u cap. 1974).

¹ Алометрија представља проучавање релација величине и облика тела.

Пионирска истраживања ове проблематике на животињама, показала су високу повезаност ($r = 0.9 - 0.93$) између алометрије тела и транзитне брзине код различитих врста (*Heglund u cap. 1974; Heglund & Taylor, 1988*). Висока корелација ($r = 0.9$) забележена је између телесне масе и конверзије кретања из хода (каса) у трчање (галоп) код 16 различитих врста, од миша тежине 30g до коња тежине 200kg (*Heglund & Taylor, 1988*). Иако су у овим истраживањима испитиване само повезаности телесне масе и транзитне брзине, други истраживачи сугеришу да би и лонгитудиналне телесне димензије могле да буду повезане са вредношћу транзитне брзине (*Alexander, 1984*). Јачина забележених повезаности је висока, али су резултати ових истраживања прикупљени на животињама које се у великој мери међусобно разликују по телесним димензијама и крећу се квадрипедално, па их зато треба узети са дозом резерве и пажљиво интерпретирати ако их поредимо са људском популацијом (*Hreljac, 1995b*). Из наведених разлога, високе повезаности забележене између алометрије тела и транзитне брзине код животиња вероватно су последица велике варијабилности услед поређења различитих врста (*Heglund & Taylor, 1988*). Не постоје уверљиви докази да се сличне повезаности и механизми налазе у позадини конверзије облика кретања код човека (*Hreljac, 1995b*). Морамо нагласити да у досадашњим истраживањима на људској популацији, није проучаван утицај алометрије људског тела на вредности транзитне брзине.

У предходним истраживањима на људској популацији је показано да одређене телесне димензије утичу на *PTS*. Ипак, морамо нагласити да су резултати ових малобројних истраживања неусаглашени, а експерименти прожети бројним лимитирајућим факторима. Иако су мишљења међу истраживачима и даље опречна, ни једно од бројних истраживања није успело да дефинише одређену варијаблу као примарни фактор одговоран за конверзију облика кретања.

На основу досадашњих истраживања овог феномена неки истраживачи наводе да би било која варијабла могла да постане узрок, односно окидач промене начина кретања, уколико постане доминантна са повећањем брзине хода, односно ако започетим трчањем њена вредност опада (*Prilutsky & Gregor 2001*). Иако велики број истраживања на ову тему постоји, ниједно истраживање није обухватило већину релевантних варијабли које би заједно могле да објасне феномен конверзије начина кретања.

1.5. Механичке карактеристике мишића

1.5.1. Значај процене мишићних способности

Свеобухватно разумевање доприноса појединачних мишића у кретним активностима је од суштинског значаја за стицање увида у стратегије контроле људске локомоције. Идентификовање биомеханичке функције појединих мишића у извођењу датог локомоторног задатка код здравих особа, такође може да послужи као основа за поређење са популацијама које имају одређене локомоторне поремећаје. Такве компарације омогућавају да се разјасне неуромоторни проблеми код пацијената и успостављање научних критеријума за ефикасне стратегије рехабилитације.

Мишићна сила, која у различитим условима може да се испољава као јачина или снага, представља основу за извођење кретних активности. Механичке карактеристике мишића зависе од многобројних фактора како што су узраст, пол, тренираност, телесне димензије, хормонски статус и температура мишића. Доказано је да током старења долази до губитка мишићне масе, линеарног пада нивоа мишићне силе и снаге, као и да мушкарци имају боље способности развоја силе и снаге од жена (*Doherty, 2001*). Резултати у тестовима снаге зависе од димензија тела, па је пре интерпретације резултата тестова потребно да се вредности нормализују неком од стандардизованих метода у односу на телесне димензије (*Jarić, 2002*). У контексту испољавања мишићне јачине и снаге, фактор утренираности подразумева усмереност тренажних процедура на развој максималне јачине или брзине развоја силе мишића. Као последица тренинга, утрениране особе могу да имају различиту релацију сила-брзина у односу на неутрениране, па је код одабира узорка потребно водити рачуна о нивоу утренираности испитаника.

Релативна једноставност и доступност извођења тестова мишићних способности омогућава њихову широку примену у спорту, рекреацији и рехабилитацији. Сматра се да постоји неколико основних разлога за процену снаге мишића (*Abernethy и сар. 1995*): квантификација релативног значаја снаге мишића за извођење различитих кретних активности, дијагноза стања кроз идентификацију специфичних неуро-мишићних предности и недостатака, идентификација талената и праћење тренажних ефеката различитих тренажних и рехабилитационих програма.

У контексту мишићних фактора који утичу на промену облика кретања, предходна истраживања су уз помоћ ЕМГ анализе показала да мишићи замајне ноге достижу критичан ниво активације током ходања брзинама око *PTS*, што је праћено израженим осећајем локалног замора на нивоу дорзалних флексора скочног зглоба. Зато неки истраживачи сматрају да мишићи замајне ноге представљају иницијаторе транзиције из ходања у трчање (*Hreljac, 2001; Prilutsky & Gregor, 2001*). Ипак, ниво мишићне активности при некој активности пружа нам релативно мало информација о капацитету мишића за производњу силе (*Segers u cap. 2006*). Контракtilно стање мишића би могло да пружи више информација о томе да ли је током кретања брзинама око *PTS* дошло до смањења капацитета мишића за генерисање силе. Смањење контракtilних способности током одређеног начина кретања брзинама око транзитне, могао би да буде узрок конверзије при одређеној брзини (*Segers u cap. 2006*).

Мали број истраживача који се бавио овом проблематиком, делимично је анализирао контракtilне способности плантарних флексора скочног зглоба (*Segers u cap. 2006*), дорзалних флексора скочног зглоба (*Hreljac & Ferber, 2000*), екстензора и флексора колена (*Raynor u cap. 2002*) у функцији конверзије из ходања у трчања и супротно.

1.5.2. Тестови за процену јачине и снаге мишића

Појам снаге, може се посматрати са аспекта моторичких способности и са аспекта механике. Ако снагу анализирамо као моторичку способност, онда је снага по дефиницији способност човека да савлада спољашњи отпор, или да му се супротстави, помоћу мишићних напрезања, односно мишићном силом (*Zatsiorsky & Kraemer, 2006*). Са механичког аспекта, снага се дефинише као количник извршеног рада (A) у јединици времена (Δt). Како је рад производ силе и пређеног пута ($A = F \times S$), дељењем $S/\Delta t$ добијамо да је снага производ силе и брзине ($P = F \times V$).

Иако тестирање снаге можемо да систематизујемо на основу различитих критеријума, у најопштијем смислу постоје индиректни и директни приступ тестирању снаге. Индиректни приступ подразумева процену снаге на основу резултата добијених на различитим моторичким тестовима (нпр. скокови, бацања и др.). Са друге стране, директни приступ подразумева мерење извршеног рада током извођења одређених покрета или кретања (нпр. једнозглобне ротације сегмената тела на изокинетичком динамометру, Вингејт тест итд.) и израчунавање различитих параметара снаге.

Протокол мерења је један од методолошких фактора који утиче на процену снаге мишића, па из тог разлога треба да буде стандардизован. За адекватну процену снаге, потребно је изабрати одговарајући протокол који ће искусни мерилац да реализује помоћу калибрисане опреме. У оквиру стандардних процедура, подразумева се да испитаници избегавају напорне активности које могу негативно да утичу на резултате мерења у интервалу од 2 до 3 дана пре мерења, односно да се тестови изводе у одговарајуће време у току дана. Такође, пре извођења мерења испитаници требају да прођу одговарајуће стандардизовано загревање и неколико припремних покушаја у циљу упознавања са извођењем тестова.

Изокинетички динамометри имају широку примену у мерењу способности мишића. Ови уређаји су конструисани тако да у различитим режимима рада (изометријски, изокинетички или изоинерцијални) и контролисаним условима које оптимизује динамометар, можемо да процењујемо функције различитих мишићних група. Протоколи за тестирање јачине и снаге на изокинетичком динамометру могу да буду различити за један тест. Варијације зависе од типа мишићне контракције, стартне позиције (нпр. угао у зглобу или зглобовима), крака полуге, фиксације или изолације других телесних сегмената, брзине односно оптерећења, доминантне и/или недоминантне стране на којој се тест изводи, редоследа тестова и др. Варијабле које се најчешће прате током мерења у изокинетичким условима су максимална снага (P_{peak}), средњи ниво развијене силе (F_{avg}) и момент силе мишића (енгл. *torque*). Поузданост „тест – ретест“ изокинетичке динамометрије је изузетно добра ($r > 0.9$) поготову при мањим брзинама (Andersen, 1996; Montgomery *u cap.* 1989; Pincivero *u cap.* 2008).

Са друге стране, мерење у изометријским условима подразумева статичке (изометријске) мишићне контракције и мерење параметара максималне мишићне силе (F_{max}) и брзине развоја силе (енгл. *rate of force development - RFD*). За добијање одговарајућих резултата, протокол треба да обезбеди оптималне зглобне углове који ће омогућити адекватан развој силе актуелних мишића, па је препорука да се изометријска мерења изводе у положају у коме мишићи развијају највећу силу за дати покрет (Abernethy *u cap.* 1995). Мерење изолованих покрета има своје предности и мане. Овакво мерење је прецизно и поуздано, па изокинетичка динамометрија има велику тзв. интерну валидност. Са друге стране, изоловани покрети у којима нема фазе убрзања и циклуса издужење-скраћење имају мало сличности кретним активностима у реалним условима, па критичари овог облика динамометрије наводе да овај облик тестирања има мању тзв. спољашњу валидност (Augustsson & Thomee, 2000).

2. ДОСАДАШЊА ИСТРАЖИВАЊА

2.1. Дефинисање и одређивање транзитне брзине

Механизми који иницирају прелазак из ходања у трчање и обрнуто су под утицајем више фактора и нису у потпуности утврђени (*Diedrich & Warren, 1995; Hreljac, 1995a; Mercier u cap. 1994*). Пионирска истраживања на ову тему, показала су да брзина којом човек природно хода (енгл. *preferred walking speed – PWS*) износи око 1.3 m s^{-1} (4.5 km h^{-1}) (*Margaria u cap. 1963*). Још један термин који се користи у данашњим истраживањима (*Prilutsky & Gregor, 2001*) је брзина којом је трчање природни(ји) облик кретања (енгл. *preferred running speed – PRS*).

Иако постоји немали број публикованих истраживања, механизми одговорни за конверзију облика кретања и даље се налазе у сфери дијалога истраживача. Тренутно је генерално прихваћена хипотеза према којој локомоторни центар ЦНС-а одређује *PWS* у циљу смањења енергетске потрошње (*Willis u cap. 2005*). Сматра се да промену облика кретања изазива локомоторни део мезенцефалона. Промена се базира на смањењу инерције тела преко смањења фреквенције корака (*Cappellini u cap. 2006*).

Најмања брзина на којој долази до спонтане транзиције кретања из ходања у трчање, назива се транзитна брзина (*Thorstensson & Roberthson, 1987*). Конверзија облика кретања може да буде у два смера: из ходања у трчање или из трчања у ходање. У литератури се брзина на којој човек природно из ходања почиње да трчи најчешће означава са *WRT* (енгл. *walk-to-run preferred transition speed*). У истраживањима се ова брзина често поистовећује са *PTS* (*Abernethy u cap. 2002; Kram u cap. 1997; Mercier u cap. 1994; Neptune & Sasaki, 2005; Sasaki & Neptune, 2006a; Tseh u cap. 2002*). Најмања брзина којом човек из трчања прелази у ходање означава се као *RWT* (енгл. *run-to-walk preferred transition speed*).

Вредност *PTS* која је забележена у предходним истраживањима, кретала се у распону од 6.7 до 8.3 km h^{-1} (*Beaupied u cap. 2003; Ganley u cap. 2011; Hanna u cap. 2000; Hreljac, 1993*). Широки распон брзина делимично се може објаснити различитим методолошким приступима у одређивању *PTS*, као и потенцијалним утицајем индивидуалних карактеристика испитаника. Из ових разлога, резултати и закључци многих досадашњих студија су контрадикторни.

За одређивање транзитне брзине у данашњим научним истраживањима се најчешће користе инкрементни и континуирани протокол. У већини истраживања,

истраживачи користе инкрементни протокол у коме мерилац постепено повећава/смањује брзину тредмила у једнаким временским интервалима. На тај начин се испитанику омогућава да субјективно одреди који облик кретања (ходање или трчање) је оптимални за одговарајућу брзину. Почетна брзина тредмила је 5 km h^{-1} чиме се испитаницима омогућава да ходају техником хода коју изаберу као најприроднију. На сваких 30 секунди брзина се повећава за 0.2 km h^{-1} . Брзина на којој испитаник природно из ходања пређе у трчање, дефинише се као *WRT*. У циљу одређивања *RWT*, тест почиње тако што испитаник трчи брзином 10 km h^{-1} , а затим се брзина тредмила постепено смањује за 0.2 km h^{-1} на сваких 30 секунди. Брзина на којој испитаник није у могућности да одржи фазу лета и спонтано прелази у ходање, дефинише се као *RWT* (*Hreljac u cap. 2007a, 2007b*).

У току одређивања *PTS* појављује се феномен да брзина *WRT* и *RWT* код неких испитаника није иста. Разлика између ове две брзине назива се ефекат хистерезе. Занимљиво је да се овај ефекат појављује у већини истраживања. Штавише, пронашли смо само два истраживања (*Diedrich & Warren, 1998; Prilutsky & Gregor, 2001*) у којима овај ефекат није забележен. Величина хистерезе има мале вредности које се крећу од -0.04 (*Raynor u cap. 2002*) до 1.48 km h^{-1} (*Li, 2000*). Услед присуства ефекта хистерезе *PTS* се одређује као аритметичка средина *WRT* и *RWT* (*Raynor u cap. 2002*):

$$PTS = \frac{WRT + RWT}{2}$$

Овакав начин одређивања транзитне брзине погодан је за студије у којима се испитују антропометријски и физиолошки параметри (*Hreljac, 1995b*). Са друге стране, услед постојања значајне разлике између *WRT* и *RWT* као и индиција да су ове две брзине под утицајем различитих специфичних мишићних механизма (*Prilutsky & Gregor, 2001*), препоручује се да истраживања која се баве биомеханичким и мишићним узроцима промене облика кретања, базирају анализе на *WRT* и *RWT* (*Ziv & Rotstein, 2009*).

Други протокол који се ређе користи у научним истраживањима је континуирани протокол. Правилно спровођење овог протокола захтева прецизно подешавање тредмила и коришћење додатне оптичке опреме за анализу кретања, па је зато овај протокол знатно теже реализовати. *PTS* се одређује тако што се брзина тредмила константно повећава/смањује и до конверзије облика кретања долази нагло, па тренутак транзиције није увек јасно видљив. Самим тим, теже је одредити тачну

вредност *PTS* него при коришћењу инкрементног протокола. У табели 1 су приказане вредности транзитних брзина у досадашњим истраживањима на узорку оба пола.

Табела 1. Вредности транзитних брзина у досадашњим истраживањима у којима су коришћени инкрементни (И) и континуирани (К) протокол

Истраживање	Протокол	Број испитаника	Убрзање (km h ⁻¹)	WRT (km h ⁻¹)	RWT (km h ⁻¹)	PTS (km h ⁻¹)	Хистереза (km h ⁻¹)
<i>Abernethy u cap. (2002)</i>	И	11	0.3	7.52	/	/	/
<i>Bartlett & Kram (2008)</i>	И	20	0.36	6.98	/	/	/
<i>Diedrich & Warren (1995)</i>	К	8	/	7.88	7.74	7.81	0.14
<i>Diedrich & Warren (1998)</i>	И	8	0.3	7.63	7.63	7.63	0
	К	8	/	7.81	7.42	7.63	0.39
<i>Getchell & Whitall (2004)</i>	И	24	0.2	7.37	7.8	7.45	-0.43
<i>Hanna u cap. (2000)</i>	И	45	0.3	7.96	7.6	7.78	0.36
<i>Hreljac (1993)</i>	И	20	0.3–0.7	7.52	7.2	7.38	0.32
<i>Hreljac (1995a)</i>	И	20	0.3–0.7	/	/	7.42	/
<i>Hreljac (1995b)</i>	И	28	0.3–0.7	7.56	7.16	7.38	/
<i>Hreljac & Ferber (2000)</i>	И	25	0.2	/	/	7.16	/
<i>Hreljac u cap. (2001)</i>	И	9	0.3–0.7	/	/	6.98	/
<i>Hreljac u cap. (2007a)</i>	И	10	0.2–0.3	/	/	6.80	/
	К	10	/	/	/	6.80	/
<i>Hreljac u cap. (2007b)</i>	И	12	0.3–0.7	/	/	7.42	/
<i>Kram u cap. (1997)</i>	И	9	0.4	7.13	/	/	/
<i>Li (2000)</i>	И	20	/	8.1	6.62	7.38	1.48
	К	20	0.1–0.4	8.1	8.28	8.21	-0.18
<i>Malcom u cap. (2009)</i>	И	8	0.36	7.49	/	/	/
<i>Macleod u cap. (2014)</i>	И	24	0.36	/	/	7.31	/
<i>Mercier u cap. (1994)</i>	И	7	0.5	7.78	/	/	/
<i>Neptune & Sasaki (2005)</i>	И	10	0.4	7.06	/	/	/
<i>Prilutsky & Gregor (2001)</i>	И	7	0.4–0.7	7.56	7.56	7.56	0
<i>Raynor u cap. (2002)</i>	И	18	0.4	7.15	7.20	7.17	-0.04
<i>Rotstein u cap. (2005)</i>	И	19	0.2	/	/	7.31	/
<i>Sasaki & Neptune (2006b)</i>	И	10	0.4	7.06	/	/	/
<i>Thorstensson & Roberthson (1987)</i>	К	18	0.2–0.4	6.91	6.66	6.8	0.25
<i>Tseh u cap. (2002)</i>	И	30	0.2	7.42	/	/	/
<i>Turvey u cap. (1999)</i>	К	11	/	7.27	7.56	7.42	-0.29
<i>Šentija u cap. (2012)</i>	И	21	0.2	7.46	7.28	7.37	0.18

Постоје индикације да величина хистерезе код инкрементног протокола зависи од трајања фаза на одређеној брзини кретања, док је код континуираног протокола доминантан фактор величина убрзања тредмила. Ипак, истраживања су показала да врста протокола не утиче на величину хистерезе нити на вредност *WRT* и *RWT* брзина (*Hreljac u cap. 2007b*).

2.2. Фактори који утичу на спонтану конверзију облика кретања

2.2.1. Утицај антропометријских карактеристика

Антропометријске варијабле су дуго посматране као потенцијалне детерминанте транзитне брзине. Ипак, иако изгледа логично да лонгитудиналне телесне димензије у великом проценту одређују брзину преласка из ходања у трчање, истраживања ове проблематике показала су прилично неконзистентне резултате.

Повезаност телесних димензија и транзитне брзине, изворно је проучавана на различитим животињским врстама. Једно од првих истраживања о повезаности телесних димензија и *PTS* код људи објавио је Хрељац (*Hreljac, 1995b*). На узорку од 13 мушкараца и 15 жена, мерење лонгитудиналних телесних димензија обухватило је следеће варијабле: телесну масу, телесну висину, дужину ноге, дужину натколенице, дужину потколенице, висину латералног малеолуса, седећу висину и однос дужина натколенице/седећа висина. На узорку мушкараца, аутор наводи једну од највећих до сада забележених корелација између *PTS* и телесне масе ($r = 0.74$), телесне висине ($r = 0.50$), дужине натколенице ($r = 0.45$), дужине ноге ($r = 0.49$) и висине латералног малеолуса ($r = 0.35$). Наведени ниво повезаности је био још већи (од $r = 0.62$ до $r = 0.80$) када су избачена два аутлајера. Забележена је умерена повезаност односа дужина натколенице/седећа висина ($r = 0.56$) са транзитном брзином код мушкараца. Код жена је повезаност са *PTS* знатно мања, а корелација је забележена код дужине натколенице ($r = 0.49$) и односа дужина натколенице/седећа висина ($r = 0.70$). Треба нагласити да је услед малог броја испитаника појединачно код оба пола, аутор користио повезаност варијабли из целокупног узорка са транзитном брзином. Посматрано на целом узорку, највећа корелација са *PTS* измерена је код варијабли дужина натколенице ($r = 0.60$), дужина ноге ($r = 0.58$). Слична повезаност са *PTS* утврђена је и код количника дужина натколенице/седећа висина ($r = 0.58$) и висина латералног малеолуса ($r = 0.54$). Резултати мултипле регресионе анализе, показали су да ове две варијабле са 57% варијансе учествују у описивању *PTS*. У закључку, аутор наводи да ниска до умерена повезаност антропометријских варијабли и *PTS* постоји, али да је она знатно мања од повезаности у предходним истраживањима на животињама. Из ових разлога, појединачне лонгитудиналне варијабле не могу да буду предиктори *PTS* код људи.

Једно од најновијих истраживања о повезаности антропометрије и *PTS* (*Šentija u cap. 2012*) реализовано је на узорку од 21 мушкарца и 27 жена. Поред телесне масе и лонгитудиналних димензија (телесна висина, седећа висина, дужина ноге, дужина натколенице и потколенице, дужина стопала и висина латералног малеолуса), мерене су и трансферзалне димензије трупа и ногу (битрохантерични и бикристални дијаметар, дијаметар стопала, скочног зглоба, колена и рамена, обим натколенице и потколенице). Испитивање повезаности наведених варијабли са *PTS* показало је да на узорку мушкараца умерена повезаност постоји код варијабли битрохантерични и бикристални дијаметар ($r = -0.63$ и -0.57), обим потколенице ($r = -0.51$) и дијаметар рамена ($r = -0.54$). Код жена само варијабле обим потколенице ($r = -0.61$) и обим натколенице ($r = -0.42$) значајно корелирају са *PTS*. Посматрано на целокупном узорку, највећу повезаност са *PTS* пронађена је код варијабли обим потколенице ($r = -0.58$) и битрохантерични дијаметар ($r = -0.47$). Занимљиво је да аутори нису пронашли значајну повезаност телесне висине и *PTS* код оба пола ($r = 0.2$, $p > 0.05$), за разлику од неких предходних истраживања (*Hreljac, 1995b; Raynor u cap. 2002*). Мултипла регресиона анализа показала је да варијабле дужина ноге, бикристални дијаметар и висина латералног малеолуса са 75% варијансе учествују у објашњењу предикторског модела *PTS* код мушкараца ($p = 0.004$). Код жена, варијабле обим листа, седећа висина, дужина стопала, битрохантерични дијаметар, и дијаметар скочног зглоба са 63% варијансе учествују у предикторском моделу објашњења *PTS* ($p = 0.001$).

У закључку аутори наводе да трансферзалне телесне димензије умерено али значајно утичу на *PTS*, као и да полне разлике требају бити узете у разматрање при постављању истраживања и интерпретацији резултата у вези са феноменом транзитне брзине (*Šentija u cap. 2011*). Занимљиво је да ово истраживање, потпуно супротно у односу на Хрељца (*Hreljac, 1995b*), наводи да лонгитудиналне телесне димензије нису значајно повезане са *PTS*. Лимитирајући фактори регресионе анализе у овом истраживању, огледају се у великом броју предиктивних варијабли на малом узорку испитаника, па зато аутори наводе да се овај ниво објашњене варијансе мора узети са резервом.

Остали истраживачи коју су изучавали овај проблем, такође су дошли до сличних али исто тако неконзистентних резултата. Рејнорова и сарадници (2002) наводе да на узорку оба пола, постоји повезаност између антропометријских варијабли и брзина *WRT* односно *RWT* (*Raynor u cap. 2002*). Аутори наводе умерене повезаности између транзитних брзина и дужине ноге ($r = 0.55$), дужине трупа ($r = 0.58$) и телесне

висине ($r = 0.55$), Други аутори наводе да дужина ноге учествује са 10% у објашњењу варијансе *PTS* код мушкараца (*Turvey u cap. 1999*).

Ипак, једна од главних карактеристика претходних истраживања која је у исто време и лимитирајући фактор, је мали број испитаника да би се потпуније објаснила варијанса *PTS*. Такође, истраживачи наводе да је за потпунији опис варијансе транзитне брзине, у предикторски модел регресионе анализе потребно осим антропометријских варијабли, унети и друге релевантне варијабле којима би се прецизније могао описати овај феномен.

2.2.2. Утицај мишићних варијабли

Утицај различитих мишићних варијабли које би могле да буду узрок промене облика кретања био је предмет бројних истраживања. Из различитих аспеката истраживачи су проучавали активност мишића током ходања и трчања различитим брзинама, повезаност различитих брзина ходања и/или трчања са варијаблама мишићне јачине и снаге, као и варијабле које би могле да буду потенцијалне детерминанте конверзије облика кретања.

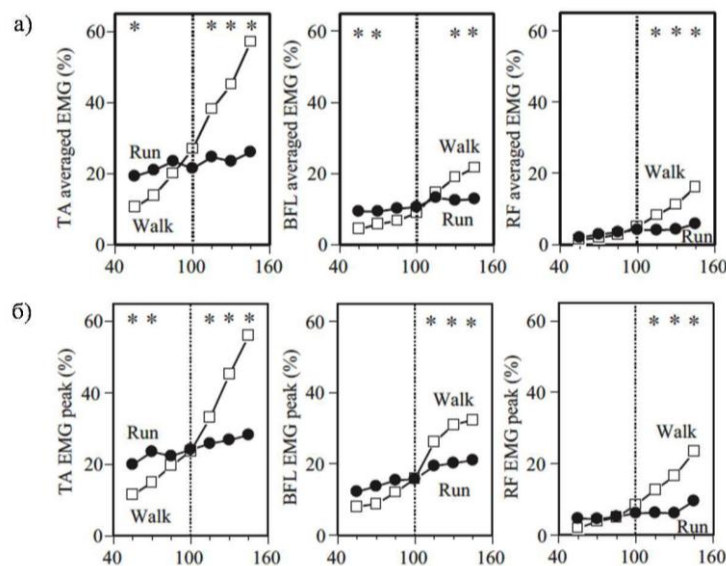
У досадашњим истраживањима постоје неконзистентни налази по питању активације мускулатуре у различитим фазама циклуса хода. У фази ослонца доминантна је активност антигравитационе мускулатуре пре свих *m. tibialis anterior - TA*, *m. quadriceps femoris - Q_{fem}*, *m. gluteus maximus - GL_{max}*, *m. erector spinae*, абдуктора кука и флексора колена у циљу одржања крутог става ногу и стабилизације тела (*DeLisa, 1998*).

Вертикалну стабилизацију тела као и убрзање трупа ка напред у фази предњег ослонца омогућавају једнозглобни екстензори кука и колена, док у фази задњег ослонца ову улогу имају плантарни флексори (*Anderson & Pandy, 2003; Neptune u cap. 2001, 2004*). И даље није утврђено да ли су исте мишићне групе у потпуности одговорне за убрзање током трчања. Нека истраживања су показала да екстензори колена и плантарни флексори скочног зглоба имају улогу у убрзању ка напред, од средине па до краја фазе ослонца (*Novacheck, 1998*), док према другим највећу улогу имају екстензори кука (*Simonsen u cap. 1985; Belli u cap. 2002*).

Мали број истраживања се бавио мишићном активацијом у условима конверзије облика кретања. Истраживање које су спровели Прилутски и Грегор (*Prilutsky & Gregor, 2001*) пратило је промене у активацији различитих мишића током ходања и

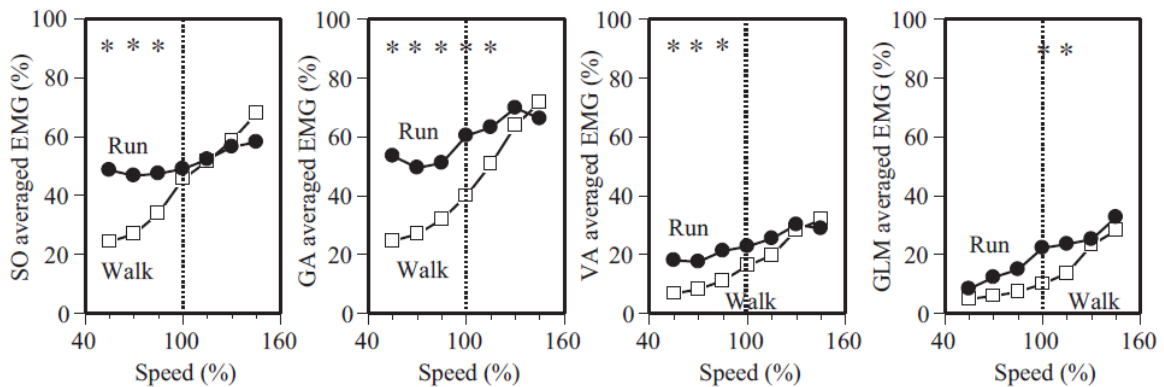
трчања на брзинама око *PTS*. Испитаници су ходали и трчали на различитим брзинама које су одређене као проценат од *PTS*: 55%, 70%, 85%, 100%, 115%, 130% и 145%. Мерење активације преко ЕМГ-а је показало да је током ходања и трчања на брзинама око *PTS*, у фази ослонца највећа активација *m. soleus (SOL)*, *m. gastrocnemius (GAS)*, *m. vastus medialis (V_{med})* и *GL_{max}*. Стога је основна функција наведених мишића ослонац и покретање тела.

За разлику од фазе ослонца, у фази замаха главни мишићи који контролишу покрете замајне ноге су *TA*, *m. biceps femoris (B_{fem})* и *m. rectus femoris (R_{fem})*. Њихова активација је измерена на почетку фазе ослонца а највећа је током фазе замаха. Ово истраживање је показало и да је просечна активација мускулатуре замајне ноге значајно мања током трчања него током ходања брзинама изнад *PTS* (сл. 5а). Једино код *m. biceps femoris* при брзини 115% од *PTS* ова разлика није значајна. Такође, током ходања брзинама испод *PTS* њихова активација је мања него током трчања. Такође и највећи ниво активације (енгл. *peak*) је код сва три мишића значајно већи током ходања на свим брзинама изнад *PTS* (сл. 5б).



Слика 5. а) Средње и б) највеће вредности активације мишића ногу одговорних за фазу замаха током ходања (енгл. *walk*) и трчања (енгл. *run*) (преузето из *Prilutsky & Gregor, 2001*)

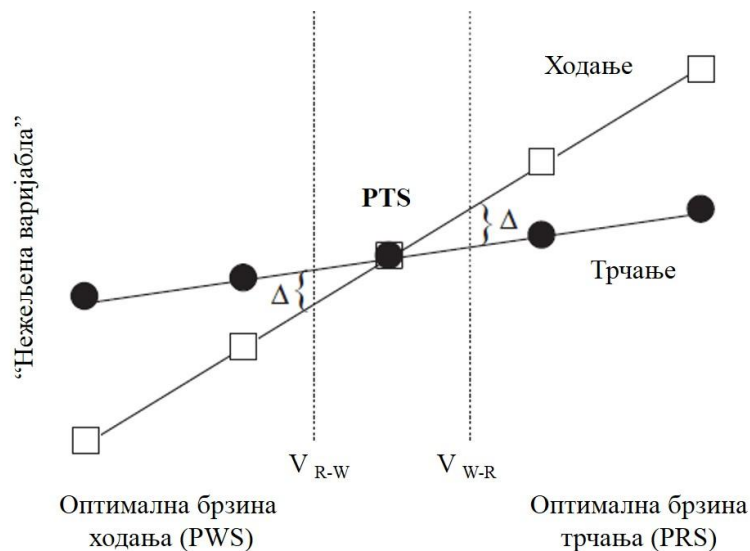
Ово истраживање је показало да мишићи који су одговорни за фазу ослонца (*SOL*, *GAS*, *V_{med}*), такође имају значајно већи ниво активације током трчања брзинама испод *PTS* (сл. 6). Резултати су показали да активација главног екстензора кука (*GL_{max}*), није иста као код осталих мишића већ да се значајна разлика уочава само при транзитној брзини и брзини 115% од *PTS*.



Слика 6. Средње вредности активације мишића ногу одговорних за фазу ослонца током ходања и трчања (преузето из Prilutsky & Gregor, 2001).

Аутори наводе да би транзиција из ходања у трчање могла бити изазвана повећаним осећајем напрезања услед превелике мишићне активације при кретању неоптималним облицима кретања (ходање при брзинама изнад транзитне и трчање при брзинама испод транзитне брзине), да би се испунили повећани механички захтеви. Велика активација мускулатуре замајне ноге при повећању брзине кретања је примарно одговорна за транзицију из ходања у трчање. Са друге стране, велика активација мускулатуре која је најактивнија у фази ослонца, одговорна је за транзицију из трчања у ходање при смањивању брзине кретања (Prilutsky & Gregor, 2001).

Иако се у закључку овог истраживања као главни узрок промене облика кретања наводи мишићна активација, у исто време ови налази отварају нова питања: услед уске повезаности мишићних и механичких варијабли, поставља се питање да ли транзиција облика кретања може бити објашњена само једном од наведених варијабли – у овом случају повећаном активацијом мускулатуре? Због тога исти аутори формулишу хипотезу да би тзв. „нежељена“ варијабла могла да буде узрок промене начина кретања (сл. 7).



Слика 7. Хипотетичка „нежељена“ варијабла која може да буде узрок промене начина кретања
(адаптирано према Prilutsky & Gregor, 2001)

У претходним истраживањима је на различите начине испитивана улога кинематичких варијабли као потенцијалних детерминанти транзитне брзине. Хрељац кроз анализу ове проблематике износи хипотезу да, ако је нека варијабла потенцијална детерминанта конверзије облика кретања, она би требала да задовољи следеће услове (Hreljac, 1995a): 1) да се повећава са повећањем брзине ходања и да се нагло смањује након транзиције у трчање, 2) транзиција би се увек догађала при истој критичној вредности варијабле, 3) варијабла би имала потенцијални утицај на проприоцептивни фидбек током покрета.

Четврти критеријум који је експериментално тестиран у истој студији (Hreljac, 1995a), базира се на хипотези да би вредност варијабле која детерминише конверзију облика кретања требала да буде једнака током ходања *PTS* у различитим условима, односно при различитом оптерећењу и нагибу. Тестиране су четири кинематичке варијабле, које су према претходним истраживањима задовољавале прва три критеријума: максимални угао екстензије кука, трајање контакта са подлогом, максимална угаона брзина скочног зглоба и максимално угаоно убрзање скочног зглоба. Од наведених варијабли, једино је максимална угаона брзина скочног зглоба задовољила сва четири постављена критеријума. Велика угаона брзина, која се јавља током касне фазе замаха и контакта петом при великим брзинама ходања, доводи

главни дорзифлексор скочног зглоба (*TA*) до критичног нивоа активације и великог субјективног осећаја замора (*Hreljac, 1995a; Hreljac u cap. 2001; Segers u cap. 2007*). Из ових разлога, у истраживању Хрељца наводи се да би узрок транзиције могао да буде замор дорзифлексора скочног зглоба, односно да се транзиција из ходања у трчање одвија у циљу превенције превеликог оптерећења и потенцијалних повреда малих дорзифлексора скочног зглоба који раде близу максималног капацитета током ходања брзинама око *PTS* (*Hreljac, 1995a*).

Најновије истраживање (*Macleod u cap. 2014*), у коме је на узорку од 24 здрава испитаника мушког пола испитиван утицај додатног спољашњег оптерећења стопала на *WRT* показало је сличне резултате. Истраживачи су након одређивања *WRT* инкрементним протоколом, мерили и *WRT* у отежаним условима са 2 kg додатног оптерећења закаченим на стопало. Транзитна брзина је била значајно мања у условима са додатним оптерећењем. Угаона брзина скочног зглоба је непосредно пре транзиције достигла критични ниво, па је задовољила четврти критеријум (*Hreljac, 1995a*) и сматра се узроком транзиције из ходања у трчање (*Macleod u cap. 2014*).

Истраживања су показала да локални замор *TA* доводи и до повећања целокупног субјективног осећаја оптерећења што за последицу може да има конверзију облика кретања (*Segers u cap. 2007*). На узорку од 20 испитаница стратификованих по висини (од 1.65 m до 1.75 m), измерене су *WRT* и *RWT*. У другом делу истраживања, испитаницама су након протокола „замарања“ дорзифлексора скочног зглоба на *TIB* тренажеру, који се користи за тренинг *TA*, поново измерене *WRT* и *RWT*. Протокол је изведен до отказа а обухватио је 15 понављаних дорзалних флексија скочног зглоба са 30 секунди одмора између серија. Резултати су показали знатно ниже вредности *WRT* (од 0.08 до 0.1 m s⁻¹, $p < 0.01$) након замарања дорзифлексора скочног зглоба, док се *RWT* брзина није променила. Смањење *WRT* брзине након замарања дорзалних флексора скочног зглоба је у складу са предходним налазима о важности ове мишићне групе за *WRT* (*Hreljac, 1995a*), па истраживачи наводе да је замор *TA* вероватни узрок транзиције из ходања у трчање. Такође, наводи се да је транзиција из трчања у ходање под утицајем других фактора.

Утицај замора и критичног нивоа активације *TA* при ходању *PTS* брзином је потврђен у истраживању Малколма и сарадника (*Malcolm u cap. 2009*). На узорку од 8 испитаница (узраста 26 ± 4 год.) испитивана је брзина транзиције из ходања у трчање у олакшаним, нормалним (контролним) и отежаним условима. Испитанице су на тредмилу ходале са уређајем који олакшава/отежава дорзифлексију скочног зглоба, а

монтиран је на предњу/задњу страну потколенице. Резултати су показали да је у условима повећаног оптерећења дорзифлексора скочног зглоба, *WRT* брзина значајно мања од брзине у олакшаним условима (2.06 m s^{-1} и 2.12 m s^{-1} , $p = 0.006$). Није забележена значајна разлика између брзине у олакшаним и контролним условима ($p = 0.4$). Такође, показано је да активација *TA* достиже критичан ниво непосредно пред достизање *WRT*, што је у складу са резултатима других истраживања (*Hreljac, 1995a; MacLeod u cap. 2014*).

Иако су у бројним истраживањима испитиване промене активације *TA* при ходању и трчању на *WRT*, пронашли смо само једно истраживање на тему повезаности снаге мишића дорзифлексора скочног зглоба са *PTS* (*Hreljac & Ferber, 2000*). На малом узорку оба пола, истраживачи су пронашли слабу ($r < 0.1$, $p > 0.05$) између максималне снаге дорзалних флексора скочног зглоба мерене при 120 , 150 and 180° s^{-1} . Отклањањем аутлајера из резултата, ниво корелација је повећана али је и даље остала ниска ($r = 0.3$). Истраживачи наводе да би већи хетерогенији узорак могао да покаже знатно другачије резултате као и да је потребно измерити и друга механичка својства дорзалних флексора пре коначних закључака.

Једно од првих истраживања у коме је испитивана повезаност мишићне јачине и брзине хода објавили су Бухер и сарадници (*Bucher u cap. 1996*). На узорку старијих особа (од 60 до 96 година, $N = 409$), изокинетичким динамометром су мерене јачина екстензора и флексора колена брзином 60° s^{-1} као и плантарних и дорзалних флексора скочног зглоба брзином 30° s^{-1} обе ноге. Брзина хода је мерена на дистанци од 15 m, па ово истраживање није директно повезано са феноменом транзитне брзине. Рачунање повезаности, показало је умерену корелацију између мишићне јачине и брзине ходања ($r = 0.42$) и да мишићна јачина објашњава 17% варијансе брзине хода. Инверзни регресиони модел је показао да варијабле телесна маса, године старости и релативна мишићна јачина (релативизована према телесној маси) објашњавају 37% варијансе брзине ходања. Резултати су показали да код старијих особа повезаност брзине ходања и мишићне јачине постоји али да је веза нелинеарна. Такође, већа повезаност је забележана код слабијих испитаника.

У истраживању Боханона и сарадника на великом узорку здравих одраслих особа ($N = 230$) испитивана је повезаност природне и максималне брзине ходања са јачином мишића ногу (*Bohannon u cap. 1997*). Истраживачи су пронашли значајне повезаности између брзине ходања и узраста ($r = -0.21$), телесне висине ($r = 0.22$) и јачине мишића ногу у распону од $r = 0.19$ до $r = 0.50$. Истраживачи наводе да је

природна брзина хода највише повезана са јачином абдуктора кука ($r = 0.25$), а максимална брзина ходања са јачином екстензора колена ($r = 0.50$). Такође, забележена је и умерена повезаност ($r = 0.41$) између јачине дорзалних флектора скочног зглоба и максималне брзине хода. У закључку, аутори наводе да се очекује смањење брзине хода код старијих особа које су ниже и имају мању јачину мишића ногу.

У студији Рејнорове и сарадника (*Raynor u cap. 2002*) испитивана је повезаност антропометријских варијабли и варијабли мишићне снаге са транзитном брзином. На узорку 18 испитаника (9 мушкараца и 9 жена, 20-26 год.) измерене су антропометријске варијабле (телесна маса, телесна висина, седећа висина, дужина ноге, дужина натколенице, дужина трупа), мишићне варијабле (снага екстензора и флектора колена при брзини од 60° s^{-1} и 240° s^{-1} на изокинетичком динамометру) и брзине *WRT* и *RWT*. Резултати су показали да постоји повезаност између мишићних варијабли са *WRT*. Такође, забележена је умерена повезаност снаге екстензора колена при брзини од 60° s^{-1} и 240° s^{-1} ($r = 0.47$ и $r = 0.54$) и снаге флектора колена при истим брзинама ($r = 0.49$ и $r = 0.51$) са *WRT*. Са друге стране, повезаност између антропометријских и *RWT* је показала готово идентичне вредности, али није забележена значајна повезаност између мишићних варијабли и *RWT*. Истраживачи у закључку наводе да су различити механизми одговорни за транзицију из ходања у трчање и обрнуто, а да су дужина трупа и снага екстензора колена при 240° s^{-1} најбољи предиктори транзитне брзине, иако је проценат објашњене варијансе релативно мали.

Новија истраживања и мерење ЕМГ активности ТА су показала да преласком у трчање дорзифлексори скочног зглоба могу да функционишу на оптималном нивоу, односно испод њиховог максималног нивоа активације (*Hreljac u cap. 2001; Prilutsky & Gregor, 2001*). Сличан образац активације и замора, јавља се и код флектора колена (B_{fem}) односно кука (R_{fem}) који учествују у фази замаха. На основу тога може се закључити да се активност мишића одговорних за фазу замаха повећава при ходању на брзинама изнад *PTS* и да до транзиције облика кретања долази због смањења оптерећења на зглобове и мишиће (*Prilutsky & Gregor, 2001*), односно да је при трчању на *PTS* брзини и изнад ње мишићна активација у мускулатури флектора ногу мања него при ходању (*Hreljac u cap. 2001*). За разлику од дорзифлектора, активност плантарних флектора скочног зглоба се повећава и након транзиције у трчање, па на тај начин ова мускулатура није окидач за прелазак из ходања у трчање (*Barlett & Kram, 2008*).

Угаона брзина скочног зглоба (*Hreljac, 1995a*) и/или критични угао између бутина (*Minneti u cap. 1994*) могли би да буду главни узроци транзиције из ходања у трчање при одређеној брзини, пошто вредност обе варијабле нагло опада након преласка из ходања у трчање. Међутим, у транзицији из трчања у ходање долази до повећања истих (*Hreljac, 1995a; Minneti u cap. 1994*) па се *RWT* не може објаснити на овај начин (*Kram u cap. 1997*). Анализирајући промене активације и способности за испољавање силе појединачних мишића током кретања при одређеној брзини, могли би се утврдити механизми који утичу на прелазак из ходања у трчање и обрнуто. Иако испитивање улоге појединачних мишића у кретању има релативно дугу историју, закључци о улози мишићних фактора у транзицији облика кретања и даље нису дефинитивни (*Saibene & Minetti, 2003*).

3. ПРОБЛЕМ, ПРЕДМЕТ, ЦИЉ И ЗАДАЦИ ИСТРАЖИВАЊА

Проблем истраживања

Проблем истраживања обухвата испитивање повезаности алометрије тела, представљене кроз лонгитудиналне, трансверзалне и циркуларне димензије телесних сегмената и телесну композицију, као и механичких карактеристика мишића ногу представљених кроз различите облике испољавања јачине и снаге, са транзитним брзинама кретних активности при преласку из ходања у трчање и из трчања у ходање.

Предмет истраживања

Предмет истраживања обухвата испитивање повезаности одабраних морфолошких и варијабли јачине и снаге мишићних група ногу са брзинама преласка из ходања у трчање и обрнуто.

Циљ истраживања

У складу са предметом, формулисани су основни циљеви овог истраживања:

- Утврдити повезаност лонгитудиналних, трансверзалних и циркуларних димензија тела са *PTS*;
- Утврдити повезаност телесних пропорција са *PTS*;
- Утврдити и повезаност варијабли телесне композиције са *PTS*;
- Утврдити предиктивну моћ алометрије тела у детерминисању *PTS*;
- Утврдити повезаност јачине и снаге мишића екстензора и флексора у зглобовима кука, колена и скочног зглоба са *WRT* и *RWT*;
- Утврдити предиктивну моћ механичких карактеристика мишића екстензора и флексора доњих екстремитета у детерминисању *WRT* и *RWT*.

Задаци истраживања

Да би се реализовали циљеви, неопходно је да се остваре следећи задаци истраживања:

- Измерити одабране лонгитудиналне, трансверзалне и циркуларне телесне димензије;
- На основу оригиналних вредности антропометријских варијабли израчунати логичне пропорције телесних сегмената;
- Измерити варијабле телесне композиције;
- На основу оригиналних варијабли телесне композиције израчунати индексирани вредности истих;
- Измерити јачину мишића екстензора и флексора у зглобовима кука, колена и у скочном зглобу у изометријским условима;
- Измерити снагу мишића екстензора и флексора у зглобовима кука, колена и у скочном зглобу у изокинетичким условима;
- Измерити брзину транзиције из ходања у трчање и из трчања у ходање коришћењем стандардизованог инкрементног протокола.

4. ХИПОТЕЗЕ ИСТРАЖИВАЊА

У складу са проблемом, предметом, циљевима и задацима, постављене су следеће хипотезе истраживања:

X₁: Лонгитудиналне димензије тела значајно корелирају са вредностима *PTS*;

X₂: Трансверзалне и циркуларне димензије тела нису у корелацији са *PTS*;

X₃: Телесне пропорције су бољи предиктори транзитне брзине у односу на појединачне антропометријске варијабле;

X₄: Укупна мишићна маса и маса мишића ногу позитивно корелирају са вредностима *PTS*;

X₅: Маса масног ткива негативно корелира са *PTS*;

X₆: Механичке карактеристике мишића ногу у изокинетичким условима у већем обиму корелирају са *WRT* и *RWT* у односу на исте у изометријским условима;

X₇: Снага мишића дорзалних флексора скочног зглоба у изокинетичким условима је најзначајнији предиктор *WRT*;

X₈: Снага мишића екстензора и мишића флексора у зглобу кука у изокинетичким условима је најзначајнији предиктор *RWT*.

5. ЕКСПЕРИМЕНТ 1

Клиничка опсервациона студија на здравим добровољцима са дизајном пресека (енгл. *cross-over*), реализована је кроз два одвојена експеримента. Експериментални протокол, претходно је одобрен од стране Етичког комитета за истраживања, Факултета спорта и физичког васпитања Универзитета у Београду (Прилог 4).

Оба експеримента су обављена у Методолошко-истраживачкој лабораторији и теретани Факултета спорта и физичког васпитања у Београду. Сви испитаници су пре почетка истраживања детаљно информисани о природи, циљевима и могућим ризицима и у складу са тим су потписали писмену сагласност којом добровољно приступају овом истраживању (Прилог 6). Сва мерења су изведена стандардизованим протоколима од стране истих испитивача.

5.1. Увод

Према моделу инвертног клатна који базира анализе ходања и трчања на појединачним антропометријским димензионалностима, до транзиције из ходања у трчање долази када се достигне брзина при којој није могуће ефикасно коришћење енергије услед антропометријских лимитирајућих фактора (*Alexander, 1989; Kram u cap. 1997*). Са друге стране, метаболички утрошак енергије и мишићна активност се могу релативно прецизно предвидети кроз пропорције телесних сегмената, када се модел базира на ефикасности покрета у складу са индивидуалним морфолошким карактеристикама (*Carey & Crompton, 2005*). Ипак, резултати о утицају алометрије тела на транзитну брзину и даље су прилично неусаглашени. Док новија истраживања указују да не постоји корелација између телесне масе и *PTS* (*Šentija u cap. 2012*), старија су показала висок ниво повезаности ($r = 0.74$) ове две варијабле и транзитне брзине (*Hreljac, 1995b*). Са друге стране, док су у неким истраживањима забележене значајне корелације између лонгитудиналних димензија тела и *PTS* (*Raynor u cap. 2002*), други наводе да су само трансверзалне димензије значајно повезане са *PTS* (*Šentija u cap. 2012*).

Сва досадашња истраживања су изведена на релативно малим узорцима испитаника, најчешће оба пола. Такође, ни у једном истраживању није испитивана повезаност варијабле телесног састава и *PTS* нити пропорција телесних сегмената и

транзитне брзине. С тим у вези, циљ овог експеримента је био да се на великом узорку здравих, физички активних испитаника мушког пола, хетерогених по телесним димензијама, утврде релације алометрије тела и транзитне брзине.

5.2. Методологија рада

Експеримент је изведен у два одвојена тестирања, која су изведена у периоду између 9⁰⁰ и 13⁰⁰ часова, истим инструментима и по истоветним протоколима од стране истих испитивача.

5.2.1. Узорак испитаника

Узорак је обухватио 59 испитаника мушког пола из популације студената Факултета спорта и физичког васпитања, старости 19-25 година. У време експеримента, сви студенти су били здрави и без било каквих повреда или болести које би могле да утичу на резултате тестова. Величина узорка је израчуната стандардним упутствима помоћу софтвера *G-Power*, а добијени налази су показали да је довољно 29 испитаника да би се открила значајна корелација од 0.5 за моћ студије 1, Beta = 0.8 и ниво грешке alpha = 0.05 (*Faul u cap., 2007*).

5.2.2. Узорак варијабли

Првог дана тестирања су измерене антропометријске варијабле и варијабле телесног састава, а другог дана тестирања је измерена транзитна брзина.

5.2.2.1. Антропометријске варијабле

Пре почетка мерења, обележене су фиксне антропометријске тачке релевантне за овај протокол мерења. Сва мерења ће бити изведена у складу са Интернационалним биолошким програмом на доминантној страни тела (*Weiner & Lurie, 1969*). Одабране антропометријске варијабле су значајно повезане са *PTS* према резултатима досадашњих истраживања (*Hreljac, 1995b; Raynor u cap. 2002; Šentija u cap. 2012*).

Од антропометријских варијабли измерене су:

- телесна висина (ТВ),
- седећа висина (Св),
- дужина ноге (Дн),

- дужина натколенице (Днк),
- дужина потколенице (Дпк),
- дужина стопала (Дс),
- висина латералног малеолуса (ВЛм),
- битрохантерични дијаметар (Д_{бт}),
- бикристални дијаметар (Д_{бк}),
- дијаметар рамена (Д_р),
- дијаметар стопала (Д_{ст}),
- дијаметар скочног зглоба (Д_{сз}),
- дијаметар колена (Д_к),
- обим натколенице (О_{нк}),
- обим потколенице (О_{пк}).

За мерење телесне висине и дужине ноге коришћен је антропометар по Мартину, са прецизношћу од 1 mm. Дијаметри су мерени помоћу кефалометра (*GPM, Swiss Made*), а циркуларне димензије помоћу антропометријске траке *Harpenden*[®] (*Holtain Ltd*).

Код мерења телесне висина, испитаник је у стојећем положају, са главом постављеном тако да франкфуртска раван буде хоризонтална и стопалима постављеним тако да су пете састављене, а прсти дивергирају за око 60°. Антропометар се поставља уз кичмени стуб, а крак антропометра на главу и читава се вредност висине од подлоге.

Седећа висина је измерена у седећем положају, при чему је труп потпуно опружен а натколеница целом дужином ослоњена на тврду подлогу. Потколенице су под углом од 90° без додиривања тла. Глава се поставља тако да франкфуртска раван буде хоризонтална. Антропометар се поставља уз кичмени стуб, а крак антропометра на главу и читава се вредност висине од подлоге.

При мерењу дужине ноге, испитаник стоји бос у усправном ставу 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 (Днк) је измерена у седећем положају, при чему се натколеница целом дужином ослања на тврду подлогу, а потколенице су под углом од 90° 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 дужине потколенице се изводи у усправном ставу са састављеним петама на чврстој водоравној подлози, при чему се врх једног крака поставља на главу фибуле (лат. *caput fibulae*) а врх другог крака на латерални малеолус фибуле и читава се растојање.

Дужина стопала се мери у стојећем положају помоћу двокраког антропометра. Испитаник се целом дужином стопала ослања на подлогу а мери се дистанца од ивице петне кости до ивице најдужег прста.

При мерењу висине латералног малеолуса, испитаник стоји усправно на чврстој водоравној подлози. Врх крака антропометра се поставља на средину латералног малеолуса фибуле и читава се вредност висине од подлоге.

При мерењу битрохантеричног дијаметра испитаник стоји у усправном ставу са састављеним петама на чврстој водоравној подлози. Врхови кефалометра се постављају на велике трохантере бутних костију и читава се растојање. Бикристални дијаметар се мери у истом положају, при чему се врхови кефалометра постављају на врхове предње горњих бедрених бодљи (лат. *spina iliaca anterior superior*) и читава се растојање. У истој позицији се мери и дијаметар рамена при чему се од испитаника захтева да опусте рамена. Врхови кефалометра се постављају на крајеве акромиона лопатице и читава се растојање.

Дијаметри стопала, скочног зглоба, и колена се мере у седећој позицији при чему је натколеница целом дужином ослоњена на тврду подлогу, а потколенице под углом од 90° без додиривања тла. За мерење дијаметра стопала врхови кефалометра се постављају на бочне ивице стопала код почетка палца, односно малог прста. За мерење дијаметра скочног зглоба, врхови кефалометра се постављају на бочне ивице медијалног малеолуса тибие и латералног малеолуса фибуле. Мерење дијаметра колена се изводи постављањем врхова кефалометра на бочне ивице колена између кондила бутне кости. У истој седећој позицији се мери и обим потколенице, при чему се антропометријска трака поставља на ниво најширег дела потколенице.

Обим натколенице се мери у усправном стојећем ставу, при чему се антропометријска трака поставља на ниво најширег дела натколенице, испод припоја седалног мишића.

5.2.2.2. Процена телесног састава

Процена телесног састава испитаника је изведена 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*).

Предходне студије (*Bedogni u cap. 2002; Gibson u cap. 2008*) су показале да *InBody 720* уређај обезбеђује прецизну и тачну процену телесне композиције мерењем импедансе телесних сегмената помоћу 6 различитих фреквенција (1 kHz, 5 kHz, 50 kHz, 250 kHz, 500 kHz, 1000 kHz). Поузданост „тест–ретест“ је изузетно велика и износи 99.5%. Овај спектар фреквенција користи се за предикцију волумена интрацелуларне (енгл. *intracellular water*) и екстрацелуларне течности (енгл. *extracellular water*) као компоненти укупне телесне течности. Ниске фреквенције (1-50 kHz) се ослањају на проводна својства ECW док се на високим фреквенцијама (250 kHz) детектују проводне особине ICW и ECW. Маса безмасног ткива (енгл. *fat free mass – FFM*) добијена је помоћу формуле: $(ICW + ECW)/0.73$. Маса масног ткива (енгл. *body fat – BF*) је израчуната као разлика између укупне масе и FFM.

У току ове фазе тестирања испитаници су стојали босоноги у усправном положају. Стопала су постављена на електроде смештене на платформи апарата, док су руке у благој абдукцији са прстима прислоњеним на ручне електроде. Метода је потпуно безболна и траје око 1 минут.

Параметри од интереса за истраживање су:

а) Оригиналне варијабле:

- телесна маса,
- безмасна телесна маса (*FFM*),
- чиста мишићна маса (*LMM*),
- маса скелетних мишића (*SMM*),
- маса масног ткива (*BF*),
- проценат масног ткива (*BF%*),
- маса мишића у десној и левој ноzi.

б) Индексиране варијабле:

- индекс телесне масе (*BMI*),
- индекс безмасне телесне масе (*FFMI*),
- индекс масе масног ткива (*BFI*).

5.2.2.3. Одређивање транзитне брзине

Другог дана тестирања измерене су индивидуалне *WRT* и *RWT* брзине. Ради фамилијаризације са кретањем на покретној траци и у циљу загревања, сви испитаници су ходали и трчали на тредмилу (*Treadmill T200, Rome, Italy*) у трајању од 15 минута различитим брзинама од 4 до 10 km h⁻¹ (*Schieb, 1986*).

Након тога, приступило се одређивању индивидуалне *WRT* и *RWT* брзине коришћењем стандардног „инкрементног“ протокола (*Hreljac u cap. 2007a*). Испитаницима је стриктно објашњено да током теста не меримо максималну брзину ходања нити минималну брзину трчања, већ брзине при којима трчање односно ходање постају лакши облици кретања.

Инкрементни протокол започиње тако што испитаници ходају на тредмилу почетном брзином од 5 km h⁻¹. Потом се у једнаким временским периодима од 30 секунди брзина повећавала за 0.2 km h⁻¹. Брзина на којој испитаник више није у могућности да одржи константан контакт обе ноге са подлогом током већег дела циклуса хода, односно брзина при којој је испитаник субјективно осетио да је трчање природнији облик кретања него ходање, дефинисана је као *WRT* брзина.

Након паузе од 5 минута изведено је мерење индивидуалне *RWT*. Почетна брзина трчања на тредмилу биће подешена на 10 km h⁻¹, а потом ће се у једнаким временским периодима од 30 секунди брзина смањивати за 0.2 km h⁻¹. Брзина при којој испитаник субјективно процени да је ходање природнији облик кретања него трчање, биће дефинисана као *RWT* брзина. *PTS* је израчуната као аритметичка средина брзина *WRT* и *RWT* (*Hreljac, 1995b; Prilutsky & Gregor, 2001; Raynor u cap. 2002*).

5.2.3. Обрада података и статистичка анализа

Подаци добијени у реализованом истраживању обрађени су применом дескриптивне, компаративне и регресионе статистичке анализе.

Пре статистичке обраде резултата тестирана је хипотеза о нормалности дистрибуције за сваку од варијабли помоћу Колмогоров-Смирнов теста. Обрада података је обухватила израчунавање основних параметара дескриптивне статистике антропометријских варијабли и варијабли телесног састава. У дескриптивној

статистици користили су се показатељи: аритметичка средина (*Mean*), стандардна девијација (*SD*), минимална и максимална вредност (*MIN* и *MAX*).

Пирсонова корелација је коришћена у циљу анализе повезаности антропометријских варијабли и варијабли телесног састава са транзитном брзином. Мултиваријантна регресиона анализа се користила у циљу анализе зависности транзитне брзине и осталих варијабли. „*Stepwise*“ методом је утврђено које варијабле представљају значајне предикторе транзитне брзине. Све *p* вредности мање од 0.05 се сматрају значајним.

Сви подаци су обрађени помоћу софтвера *SPSS (SPSS 21.0; Chicago, IL)* и *Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA)*.

5.3. Резултати

Просечна старост испитаника ($n = 59$) је била 21.76 ± 1.93 година, док је вредност транзитне брзине износила $7.96 \pm 0.38 \text{ km h}^{-1}$. Постојала је значајна разлика ($t = 6.991$; $p < 0.01$) између брзина *WRT* ($8.12 \pm 0.41 \text{ km h}^{-1}$) и *RWT* ($7.84 \pm 0.42 \text{ km h}^{-1}$). Да би се анулирао ефекат хистерезе од 0.28 km h^{-1} , *PTS* као средња вредност *WRT* и *RWT* је коришћена за даље анализе. Дескриптивна статистика антропометријских карактеристика испитаника и корелације истих са *PTS* је приказана у табели 2.

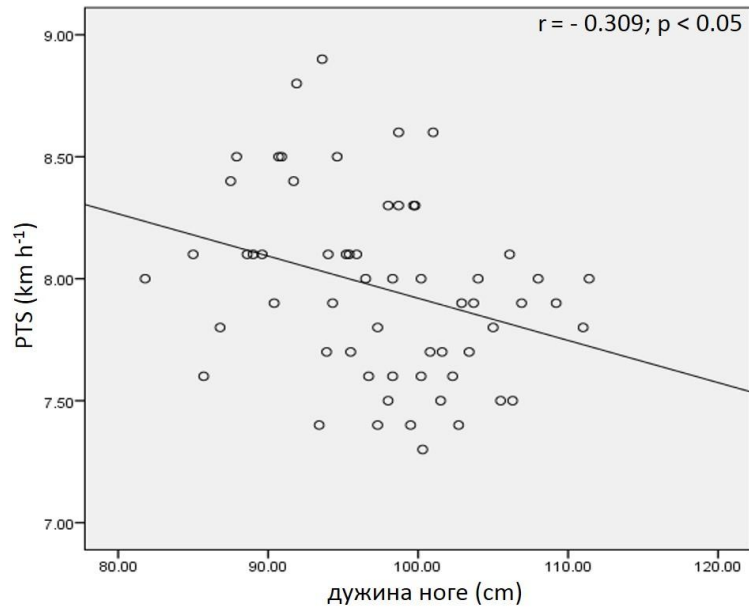
Табела 2. Антропометријске карактеристике испитаника ($Mean \pm SD$) и корелације са *PTS*, у оригиналним вредностима и скалираним у односу на телесну висину

Антропометријске варијабле (cm)	$Mean \pm SD$	Коефицијент корелације <i>PTS</i> и следећих варијабли:	
		оригиналне	скалиране
телесна висина	181.58 ± 6.34	0.011	
седећа висина	95.99 ± 3.08	0.107	0.149
дужина ноге	97.53 ± 6.74	-0.309*	-0.410**
дужина натколенице	42.93 ± 2.88	0.264*	0.301*
дужина потколенице	40.35 ± 2.67	-0.366**	-0.488**
дужина стопала	27.61 ± 1.38	0.358**	0.418**
висина латералног малеолуса	7.22 ± 0.76	-0.168	-0.194
обим натколенице	58.95 ± 4.92	-0.083	-0.095
обим потколенице	39.06 ± 2.70	-0.094	-0.103
дијаметар кукова	33.28 ± 1.75	0.323*	0.343**
дијаметар рамена	28.63 ± 1.98	0.205	0.212
дијаметар скочног зглоба	7.69 ± 0.41	-0.026	-0.040
дијаметар стопала	9.56 ± 0.65	-0.163	-0.207
дијаметар колена	9.91 ± 0.45	0.057	0.054
дијаметар рамена	42.05 ± 1.99	-0.146	-0.174

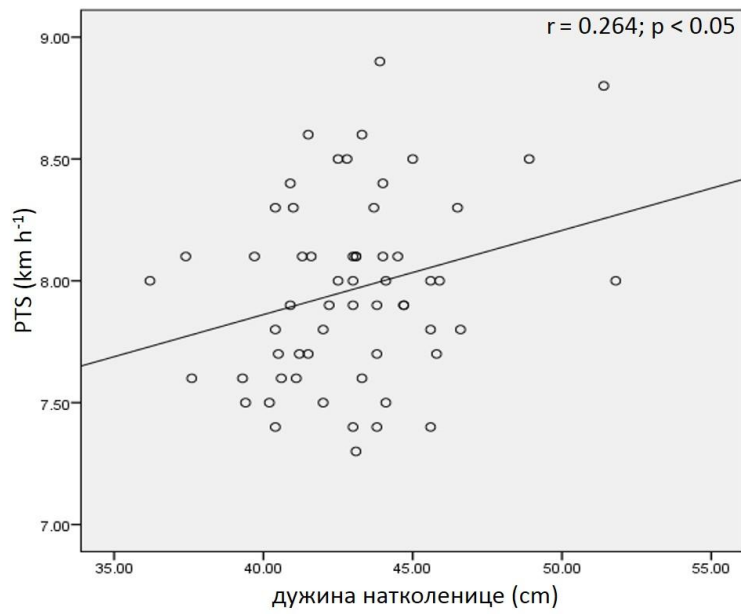
* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Све варијабле су показале благо повећање вредности корелација након скалирања према телесној висини. Највеће корелације са *PTS* након скалирања, забележене су код варијабли дужина потколенице ($r = -0.488$), дужина стопала ($r = 0.418$) и дужина ноге ($r = -0.410$, $p < 0.01$).

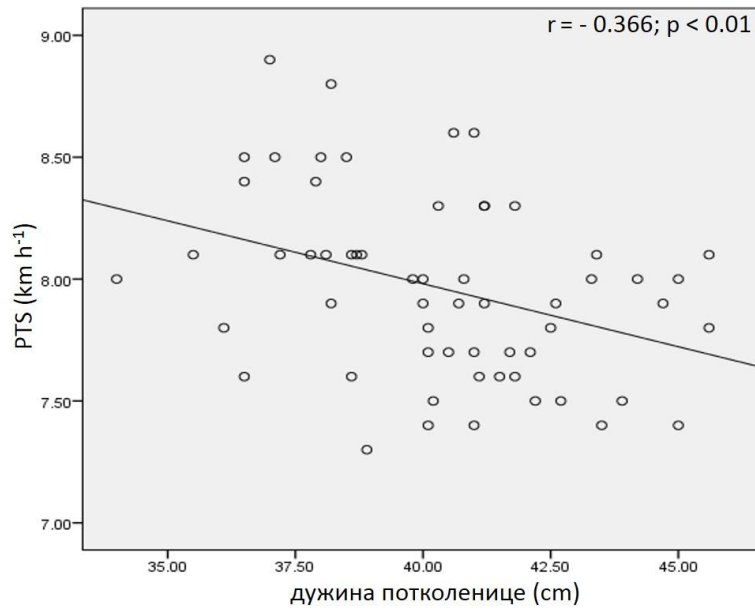
На графиконима 1-5 су приказане статистички значајне корелације између оригиналних антропометријских варијабли и *PTS*.



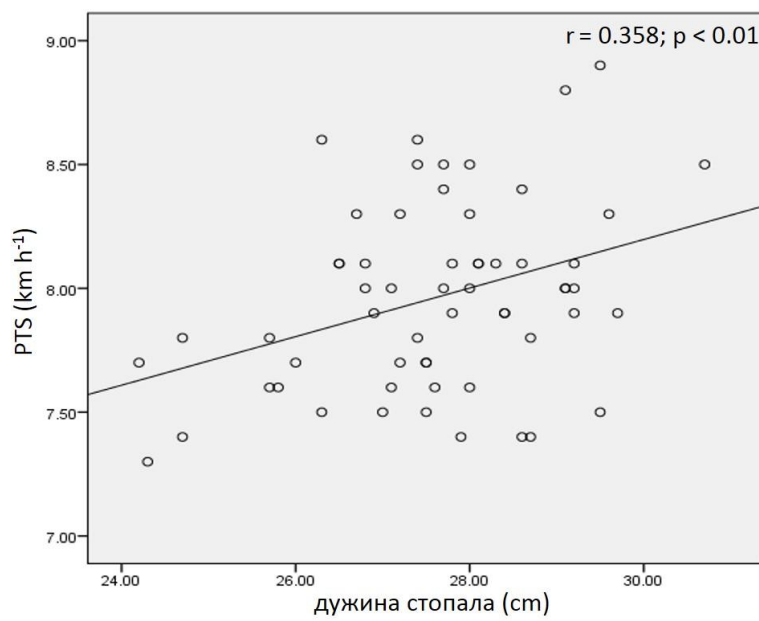
Графикон 1. Корелација између дужине ноге и *PTS*



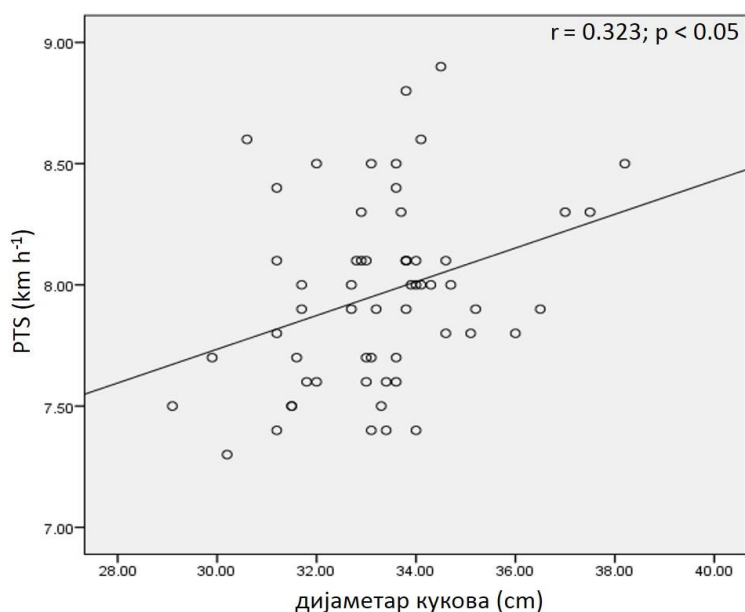
Графикон 2. Корелација између дужине натколенице и *PTS*



Графикон 3. Корелација између дужине потколенице и *PTS*



Графикон 4. Корелација између дужине стопала и *PTS*



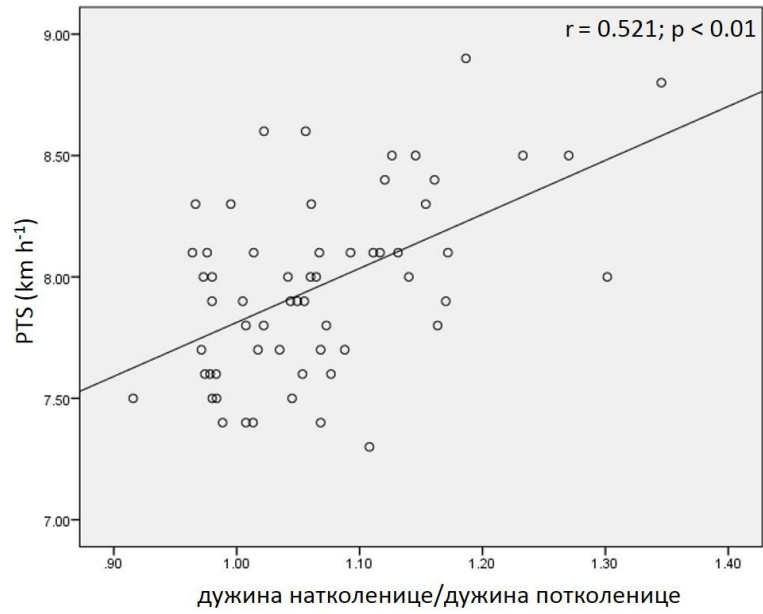
Графикон 5. Корелација између дијаметра кукова и *PTS*

Табела 3. Пропорције антропометријских варијабли (*Mean ± SD*) и корелације са *PTS*

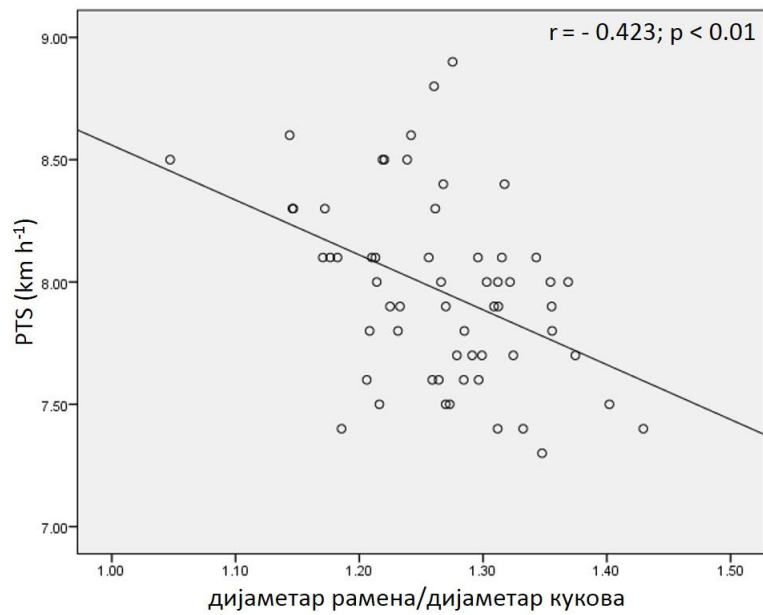
Пропорције антропометријских варијабли	<i>Mean ± SD</i>	Коефицијент корелације <i>PTS</i> и:
дужина натколенице / дужина потколенице	1.07 ± 0.09	0.521**
дијаметар рамена / дијаметар кукова	1.27 ± 0.07	-0.423**
дужина ноге / дужина стопала	3.54 ± 0.30	-0.461**
седећа висина / дужина ноге	0.99 ± 0.06	0.417**

У табели 3 су приказане логичне пропорције антропометријских варијабли ногу и трупа које су у корелацији са *PTS*. Као што се види, телесне пропорције показују веће коефицијенте корелације са *PTS* у односу на појединачне антропометријске варијабле (коефицијенти корелације су већи од 0.4). Највећа корелација је забележена између пропорције дужина натколенице / дужина потколенице и *PTS* ($r = 0.521$, $p < 0.01$).

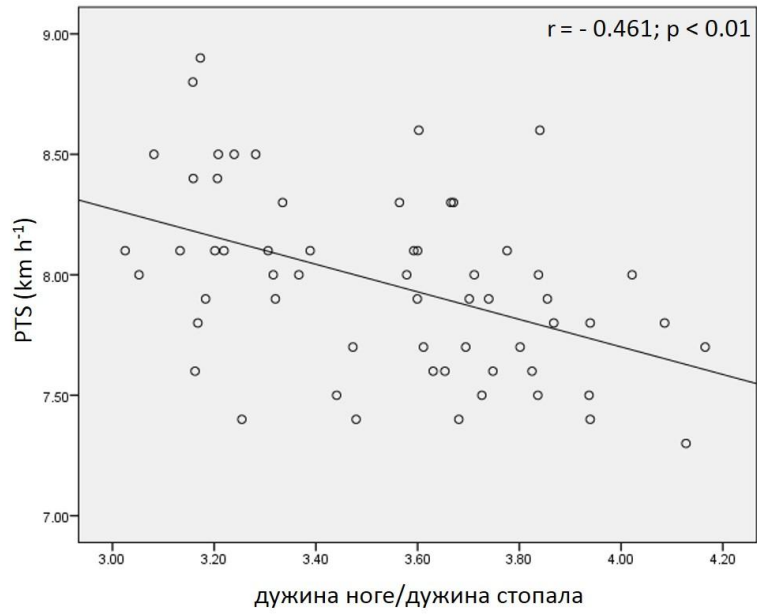
На графиконима 6-9 су приказане статистички значајне корелације између пропорција оригиналних антропометријских варијабли и *PTS*.



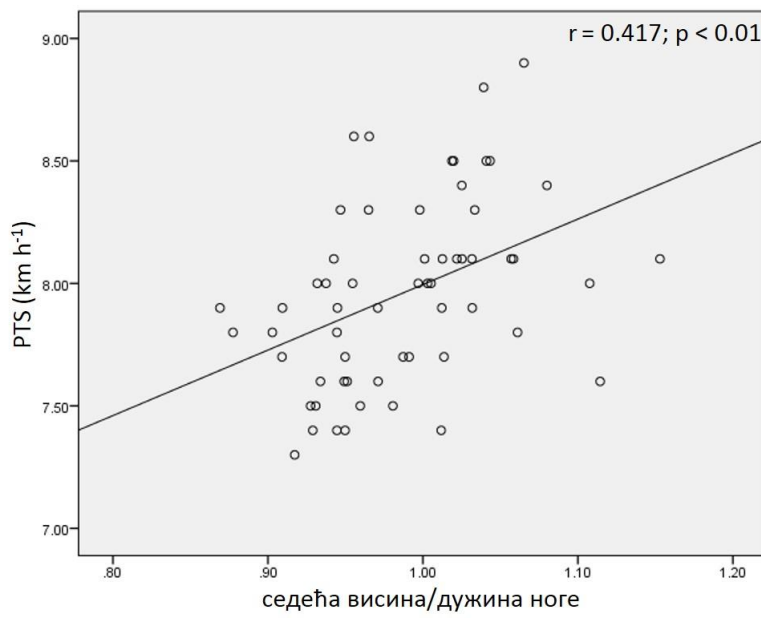
Графикон 6. Корелација између пропорције дужина натколенице / дужина потколенице и *PTS*



Графикон 7. Корелација између пропорције дијаметар рамена / дијаметар кукова и *PTS*



Графикон 8. Корелација између пропорције дужина ноге / дужина стопала и *PTS*



Графикон 9. Корелација између пропорције седећа висина / дужина ноге и *PTS*

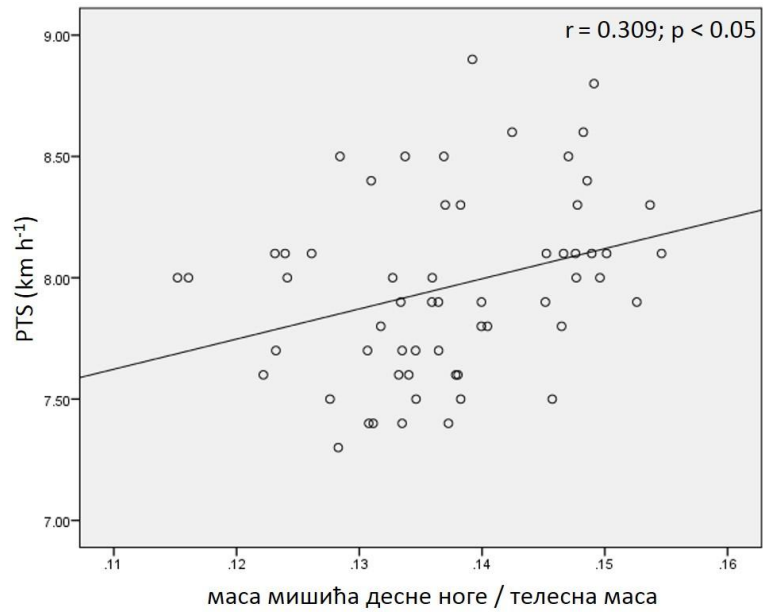
Количина телесне масти (*BF*) односно проценат масног ткива, су једине варијабле телесног састава са коефицијентом варијансе већим од 30%. Изузимајући ове две варијабле код којих је пронађена ниска инверзна корелација са *PTS*, све друге варијабле телесног састава нису биле значајно повезане са транзитном брзином (коэф. корелације мањи од 0.1) (табела 4). Корелација између мишићне масе десне и леве ноге је била висока ($r = 0.995$, $p < 0.001$), па је у даљим анализама коришћена само варијабла маса мишића десне ноге. Пропорција варијабли телесног састава је показала ниску повезаност између количника мишићне масе десне ноге / телесна маса и *PTS* ($r = 0.309$, $p < 0.05$).

Табела 4. Телесна композиција и индекси телесне композиције у корелацији са *PTS*

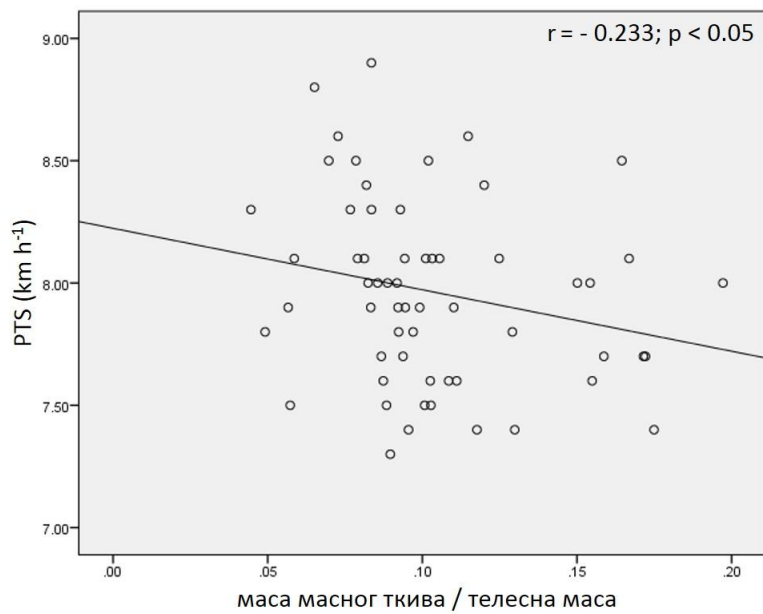
Телесна композиција (<i>kg</i>)	<i>Mean</i> ± <i>SD</i>	Коефицијент корелације <i>PTS</i> и следећих варијабли:
телесна маса	79.63 ± 9.59	-0.100
<i>FFM</i>	71.14 ± 8.45	-0.012
<i>LMM</i>	67.19 ± 7.98	-0.013
<i>SMM</i>	41.19 ± 5.34	-0.080
<i>BF</i>	8.32 ± 3.13	-0.250*
<i>RLLM</i>	10.91 ± 1.32	0.067
<i>LLLM</i>	10.84 ± 1.30	0.052
Индекси телесне композиције (<i>kg m⁻²</i>)		
<i>BMI</i>	24.11 ± 2.19	-0.140
<i>FFMI</i>	21.52 ± 1.78	-0.029
<i>BFI</i>	2.52 ± 0.95	-0.222
<i>RLI</i>	3.30 ± 0.25	0.096
<i>LLI</i>	3.28 ± 0.25	0.071
Пропорције варијабли телесне композиције		
маса мишића десне ноге / телесна маса	0.14 ± 0.01	0.309*
маса масног ткива / телесна маса	0.10 ± 0.03	-0.233*

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

На графиконима 10 и 11 су приказане статистички значајне корелације између пропорција варијабли телесне композиције и *PTS*.



Графикон 10. Корелација између пропорције
маса мишића десне ноге / телесна маса и *PTS*



Графикон 11. Корелација између пропорције
маса масног ткива / телесна маса и *PTS*

Регресионо моделовање је обухватило два различита приступа (табела 5). Први корак је била линеарна регресија (енгл. *Stepwise*) са *PTS* као зависном и оригиналним алометријским варијаблама као независним. Овај приступ је показао да се 31% варијансе транзитне брзине може објаснити преко варијабли дужина потколенице и дужина стопала.

Други приступ је обухватио хијерархијску регресију. Сви значајни предиктори униваријантне анализе су укључени у регресиони модел, и хијерархијска регресија је изведена са *PTS* као зависном варијаблом и телесним пропорцијама као независним варијаблама у првом кораку, а све остале варијабле које су имале значајне корелације са *PTS* су убачене у другом кораку. Резултати хијерархијске регресије показују да се 50.4% варијансе *PTS* може објаснити телесним пропорцијама.

Табела 5. Мултиваријантни регресиони модели са *PTS* као зависном варијаблом

Модел	Предиктори	<i>Std Beta (p value)</i>	R^2
Мултиваријантна анализа	^(x) дужина потколенице	-0.431 (<0.001)	0.310
	^(y) дужина стопала	0.424 (<0.001)	
$PTS = 7.211 - 0.061 * x + 0.116 * y$			
Хијерархијска анализа	^(a) дужина натколенице / дужина потколенице	0.418 (<0.001)	0.504
	^(b) дијаметар рамена / дијаметар кукова	-0.252 (0.022)	
	^(c) дужина ноге / дужина стопала	-0.225 (0.045)	
	^(d) маса мишића десне ноге / телесна маса	0.245 (0.024)	
$PTS = 7.385 + 1.785 * a - 1.336 * b - 0.279 * c + 9.854 * d$			

5.4. Дискусија

Најважнији резултати овог истраживања указују да су пропорције тела значајно бољи предиктори транзитне брзине у односу на појединачне антропометријске варијабле. Корелација између морфолошких варијабли мишићног система и *PTS* не постоји, изузев пропорције мишићна маса десне ноге / телесна маса, која улази у предиктивни модел транзитне брзине. Такође, количина телесне масти негативно корелира са *PTS*.

Средња вредност *PTS* у овом истраживању је у складу са резултатима претходних истраживања у којима је коришћен инкрементни протокол (види табелу 1), иако је вредност нешто већа (*Diedrich & Warren, 1998; Hanna u cap. 2000; Prilutsky & Gregor, 2001*). Забележили смо значајну разлику између *WRT* и *RWT*, а вредност хистерезе од 0.28 km h^{-1} је у складу са принципом – „колико је убрзање, толика је хистереза“ (*Hreljac u cap. 2007a*).

5.4.1. Антропометријске карактеристике и *PTS*

Резултати овог експеримента показују да *PTS* није значајно повезана са телесном висином испитаника. Иако је распон висина испитаника био релативно велики (од 165 до 198 cm), корелација са *PTS* је била испод границе значајности. Генерално посматрано, лонгитудиналне телесне димензије су умерено корелирале са *PTS* при чему је највећа повезаност забележена са варијаблама дужина потколенице, дужина стопала и дужина ноге (коэф. корелације већи од 0.4).

Претходна истраживања у којима су испитиване повезаности лонгитудиналних (*Hanna u cap. 2000; Hreljac, 1995b; Thorstensson & Roberthson, 1987; Turvey u cap. 1999*), трансверзалних и циркуларних (*Šentija u cap. 2012*) телесних димензија са *PTS*, показала су велики опсег различитих, врло често супротних резултата. Једно од првих истраживања (*Thorstensson & Roberthson, 1987*) показало је да постоји „слаба тенденција“ ка повећању *PTS* са повећањем дужине ноге. Истраживање Хрељца (*Hreljac, 1995b*) било је прво у коме су озбиљно анализирале релације антропометријских карактеристика и *PTS* током хумане локомоције. На малом узорку мушкараца ($n = 13$), аутор је навео једну од највећих до сада забележених повезаности

транзитне брзине са телесном висином ($r = 0.5$), дужином натколенице и дужином ноге ($r = 0.45-0.49$) и висином латералног малеолуса ($r = 0.35$). Ови коефицијенти су били чак и већи (у распону од $r = 0.62 - 0.80$) када су избачена два аутлајера. Ипак аутор је већ тада навео да би истраживање на великом узорку могло да покаже знатно другачије релације. Сва будућа истраживања на ову тему, укључујући и ово истраживање, показала су значајно мање корелације између антропометријских карактеристика и *PTS*. Недавно истраживање Шентије и сарадника (2012), показало је да лонгитудиналне телесне димензије на узорку оба пола нису значајно повезане са *PTS* (Šentija u sar. 2012). На узорку мушкараца ($n = 21$), аутори наводе да телесна висина и дужина ноге нису значајно повезане са *PTS* иако ниска корелација постоји ($r =$ од 0.35 до 0.40). Треба нагласити да је ово прво истраживање у коме је испитивана повезаност трансверзалних и циркуларних димензија тела са *PTS*. Аутори наводе да након скалирања према телесној висини, варијабле обим потколенице, битрохантерични и бикристални дијаметар и дијаметар рамена, представљају важне предикторе транзитне брзине са распонем корелација од $r = -0.51$ до -0.63 .

У супротности са резултатима предходних истраживања о утицају телесне висине на вредност *PTS*, резултати овог експеримента показују да ни телесна висина нити седећа висина нису значајно повезане са *PTS*. Такође, након скалирања према телесној висини, варијабле су показале благо увећање корелације са *PTS*. Треба нагласити да варијабле које нису значајно корелирале са транзитном брзином пре скалирања према телесној висини, нису корелирале ни након скалирања. Наши резултати показују да иако је интензитет корелације дужине ноге и *PTS* у складу са претходним истраживањима, дужина ноге је инверзно повезана са *PTS*. Штавише, супротно истраживању Шентије и сарадника (Šentija u sar. 2012), резултати показују да трансверзалне и циркуларне телесне димензије нису повезане са *PTS*. Једино се варијабла битрохантерични дијаметар може сматрати важним појединачним предиктором *PTS*. Резултати нашег експеримента показују да пропорције телесних сегмената корелирају са *PTS* значајно више у односу на појединачне варијабле. Ово значи да телесна конституција, а нарочито пропорције између сегмената ногу представљају важније предикторе транзитне брзине од дужине појединачних телесних сегмената.

5.4.2. Телесна композиција и *PTS*

Према нашим сазнањима, ово је прво истраживање у коме је испитивана повезаност телесне композиције са транзитном брзином. Резултати показују да варијабле мишићне масе ни у апсолутним ни у индексираним вредностима не корелирају са *PTS*. Ово није очекивано с` обзиром да је неколико предходних истраживања показало велики утицај специфичних мишићних фактора (нарочито утицај мишића *TA*) као узрока конверзије начина кретања (*Hreljac, 1995a; Malcolm u cap. 2009; Prilutsky & Gregor, 2001; Segers u cap. 2007*). Показано је да и други фактори који су повезани са чистом мишићном масом, као што је потрошња кисеоника, имају значајан утицај на транзицију начина кретања (*Ganley u cap. 2011*). Такође, Хрељац и Фербер (2000) наводе малу али значајну ($r = 0.3$) корелацију између производње силе дорзалних флексора скочног зглоба и *PTS* (*Hreljac & Ferber, 2000*).

Резултати овог истраживања показују да је важан предиктор транзитне брзине пропорција између количине мишићне масе у ногама и телесне масе. Ово имплицира да висока релативна вредност мишићне масе у ногама, значајно утиче на вредност транзитне брзине. Ако узмемо у обзир да је мишићна маса високо повезана са мишићном јачином (*Doherty, 2001*), занимљиво питање за будуће експерименте је потенцијална повезаност јачине мишића ногу и транзитне брзине. Такође, с обзиром да је овај експеримент изведен на специфичној популацији физички активних младих мушкараца који су релативно хомогени по телесном саставу, пожељно је испитати повезаност различитих соматотипова са већим опсегом морфолошких карактеристика и транзиције кретања.

Такође, на нашем узорку испитаника са релативно малом количином телесне масти, анализа повезаности је показала ниску инверзну корелацију између *BF* и *PTS*. Само једно истраживање пратило је промене *BF* у односу на прогресивно повећање *PTS* током четворомесечног програма мршављења (*Ilić u cap. 2012*). Резултати су показали да након смањења телесне масти и повећања чисте мишићне масе, код гојазних жена долази до повећања транзитне брзине. Међутим, пошто аутори нису извели анализу повезаности, не можемо да дискутујемо о утицају смањења телесне масти на повећање *PTS*. Ни једно друго истраживање није анализирано телесну композицију у контексту транзитне брзине.

5.4.3. Алометрија тела и предикција транзитне брзине

Већина претходних истраживања, користила је мултипле регресионе анализе да би пронашла одговарајући модел транзитне брзине, који је објашњен помоћу лонгитудалних и/или трансверзалних/циркуларних телесних димензионалности. Треба истаћи да су аутори претходних истраживања такође нагласили да су сви закључци лимитирани малим величинама узорка, и/или неодговарајућим односом броја испитаника и броја варијабли за регресионе анализе (*Hreljac, 1995b; Šentija u sar. 2012*). У складу са наведеним проблемима претходних истраживања, у овом експерименту смо желели да испитамо које антропометријске димензије објашњавају највећи проценат варијабилитета *PTS*, када је одговарајућа величина узорка, а мали број предикторских варијабли се користи у регресионом моделу.

Регресиона анализа („*stepwise*“) је показала да од појединачних антропометријских варијабли, једино дужина потколенице и дужина стопала улазе у предиктивни модел транзитне брзине и да објашњавају 31% варијансе. У претходним истраживањима добијени су прилично неуједначени резултати о величини објашњене варијансе, као и о варијаблама које представљају најбоље предикторе транзитне брзине. Хрељац наводи да се 57% варијансе *PTS* може објаснити варијаблама висина латералног малеолуса и количником дужина натколенице / седећа висина (*Hreljac, 1995b*). Турвеј и сарадници наводе да је дужина ноге слаб предиктор и да објашњава мање од 10% варијансе *PTS* (*Turvey u sar. 1999*). Други аутори наводе дужину трупа као најбољи предиктор транзитне брзине који објашњава око 35% варијансе (*Hanna u sar. 2000; Raynor u sar. 2002*). На другој страни, у недавном истраживању аутори наводе да се чак 75% варијансе *PTS* код мушкараца може објаснити са седам варијабли: дужина потколенице, битрохантерични дијаметар, дужина ноге, бикристални дијаметар, дијаметар стопала, рамена и висина латералног малеолуса (*Šentija u sar. 2012*). Лимитирајући фактори поменутог експеримента леже у величини узорка ($n = 21$) која није одговарајућа за овај облик регресионе анализе.

На бази добијених резултата, можемо да кажемо да антропометријске карактеристике и телесни састав дефинитивно утичу на *PTS*. Пошто је први регресиони модел са појединачним антропометријским варијаблама показао малу моћ предикције транзитне брзине, у другом кораку смо користили хијерархијски регресиони модел. Примена овог модела базира се на чињеници да су пропорције телесних сегмената показале већи степен корелације са *PTS* у односу на појединачне варијабле.

Пропорција дужина натколенице / дужина потколенице је показала највећу корелацију са *PTS*, што значи да краћа потколеница у односу на натколеницу омогућава већу транзитну брзину и обрнуто. Ово је у складу са недавним истраживањем које је означило дужину тибије као најбољи предиктор оптималне брзине ходања (*Wall-Scheffler, 2012*). Наши резултати показују да су пропорције дијаметар рамена / битрохантерични дијаметар и дужина ноге / дужина стопала инверзно повезани са *PTS*. Истраживања су показала да шири кукови, односно већи битрохантерични дијаметар, утичу на ниже позиционирање ЦМТ што смањује медио-латерално померање (*Kuo, 1999*) и последично смањује потрошњу енергије (*Wall-Scheffler, 2012*). Краће стопало у односу на ногу смањује баланс и стабилност током кретања (*Chiari, Rocchi, & Cappello, 2002*), а смањење стабилности води до раније промене начина кретања (*Diedrich & Warren, 1995*). Пропорција мишићна маса ногу / телесна маса је такође део предиктивног модела. Како је ниво јачине мишића дорзалних флектора скочног зглоба, екстензора колена и флектора кука, који су означени као потенцијални узроци транзиције кретања (*Hreljac, 1995a; Hreljac & Ferber, 2000; Prilutsky & Gregor, 2001*) умерено повезан са максималном брзином ходања (*Bohannon, 1997*) и брзином *WRT* (*Raynor u cap. 2002*), ово даље имплицира да висока релативна вредност мишиће масе у ногама може да утиче на вредност *PTS*.

Сумарно посматрано, особама које имају дуже натколенице, мањи количник између дијаметра рамена и кукова, дужине ноге и стопала, и више мишићне масе у ногама, потребан је мањи напор за ходање већим брзинама, што последично омогућава промену начина кретања при већим транзитним брзинама.

6. ЕКСПЕРИМЕНТ 2

6.1. Увод

Различити специфични мишићни фактори утичу на промену начина кретања, односно на прелаз из ходања у трчање и супротно при одређеној брзини. Промена нивоа оптерећења специфичних мишићних група утиче на промену *WRT* брзине (*Bartlett & Kram, 2008; Malcolm u cap. 2009*). Претходна истраживања су показала да превелика мишићна активација (*Prilutsky & Gregor, 2001*), продукција силе плантарних флексора (*Sasaki & Neptune, 2006b*), замор дорзалних флексора (*Segers u cap. 2007*) и критична угаона брзина скочног зглоба (*Hreljac, 1995a; Hreljac u cap. 2001*) представљају потенцијалне узроке транзиције.

Ходање брзинама изнад *WRT* захтева велики напор мишића одговорних за фазу замаха, а транзиција у трчање доводи до значајног смањења активације ових мишића (*Prilutsky & Gregor, 2001*). Током ходања, активност великих двозглобних мишића омогућава пренос снаге од проксималних ка дисталним зглобовима (*Jacobs, Bobbert, & van Ingen Schenau, 1996*). У складу са овим, неки аутори сматрају да до транзиције из ходања у трчање долази да би се смањило оптерећење малих дистално позиционираних дорзифлексора скочног зглоба, односно да би се користила снага већих и јачих мишићних група за трчање (*Hreljac u cap. 2001*). Ови иницијални налази су поткрепљени недавним истраживањима која су нагласила улогу замора дорзалних флексора у смањењу *WRT* брзине (*Macleod, Hreljac, & Imamura, 2014; Malcolm u cap. 2009; Segers u cap. 2007*). Међутим, друга истраживања су показала да су плантарни флексори скочног зглоба главни узрок транзиције (*Neptune & Sasaki, 2005*). Аутори наводе да је смањење силе плантарних флексора при великим брзинама ходања, односно немогућност адекватне продукције силе током ходања овим брзинама, главни узрок преласка у трчање. Иако су резултати и даље неусаглашени, узевши у обзир да тренирани брзоходачи имају већу *WRT* брзину од нетренираних испитаника, издржљивост мишића предње и задње ложе потколенице дефинитивно утиче на *WRT* брзину (*Ziv & Rotstein, 2009*).

Кинематика хода у великој мери зависи од нивоа мишићне јачине испитаника (*Schweizer u cap. 2014*). Важност мишићне јачине у циклусу хода је потврђена у опсегу брзина од природне и спонтане транзитне брзине до максималне брзине ходања

(Bohannon, 1997; Hreljac & Ferber, 2000; Raynor *u cap.* 2002; Riley *u cap.* 2001; Schweizer *u cap.* 2014). У већини ових клиничких истраживања, испитивана је повезаност јачине мишића ногу и брзине ходања у функцији старења. Забележена је ниска до умерена повезаност снаге мишића екстензора кука и колена са природном брзином хода (Bohannon, 1997), као и нелинеарна повезаност између јачине мишића ногу и брзине ходања са старењем (Buchner *u cap.* 1996). Такође, истраживачи наводе да ходање и трчање већим брзинама у највећој мери захтевају активацију и јачину мишића кука, нарочито екстензора кука (Riley *u cap.* 2001),

Морамо нагласити да су само два истраживања делимично посвећена утицају мишићне механике на брзине *WRT* и *RWT*. Релативно неконзистентни резултати су пронађени по питању повезаности снаге мишића колена и транзитних брзина (Raynor *u cap.* 2002), односно јачине дорзалних флектора скочног зглоба и *WRT* (Hreljac & Ferber, 2000). Ниједно досадашње истраживање није се бавило релацијама јачине и снаге мишића кука и скочног зглоба са *RWT* брзином.

Иако су претходна истраживања нагласила утицај специфичних мишићних фактора у транзицији начина кретања, ни једно досадашње истраживање није целокупно обухватило механичке карактеристике мишића кука, колена и скочног зглоба у контексту релација са транзитним брзинама. С тим у вези, циљ експеримента је био да се утврде које мишићне групе ногу и које механичке карактеристике истих имају највећу повезаност са брзинама *WRT* и *RWT*.

6.2. Методологија рада

Стратификацијом узорка према антропометријским карактеристикама покушали смо да искључимо ометајуће факторе телесних димензија који могу да утичу на резултате експеримента и ваљаност добијених релација (детаљно објашњено у поглављу 6.4.). Тестирање је изведено током пет одвојених посета лабораторији.

6.2.1. Узорак испитаника

У циљу искључења ометајућих фактора телесних димензија које могу да утичу на вредност транзитне брзине, одабир узорка је обухватио стратификацију потенцијалних кандидата према одређеним лонгитудиналним антропометријским карактеристикама: телесна висина у распону од 176 до 186 cm, дужина ноге у распону од 99 до 105 cm и дужина натколенице у распону од 40 до 45 cm. Критеријуми за искључење из експеримента су били гојазност, кардиореспираторне болести, проблеми са ходом, повреде мишића или зглобова ногу као и хирушке процедуре изведене на доњим екстремитетима у прошлости. Након стратификације, узорак је обухватио 29 испитаника мушког пола из популације студената Факултета спорта и физичког васпитања, старости између 19 и 25 година. У време експеримента, сви испитаници су били здрави и без било каквих повреда или болести које би могле да утичу на резултате тестова. Величина узорка је израчуната стандардним упутствима помоћу софтвера *G-Power*, а добијени налази су показали да је довољно 29 испитаника да би се открила значајна корелација од 0.5 за моћ студије 1, Beta = 0.8 и ниво грешке alpha = 0.05 (*Faul u cap., 2007*).

6.2.2. Узорак варијабли

Првог дана тестирања изведена су мерења антропометријских карактеристика и процена телесног састава, а другог дана тестирања је измерена транзитна брзина. Током треће, четврте и пете посете лабораторији измерене су механичке карактеристике мишића екстензора и флексора у зглобу кука, колена и у скочном зглобу, респективно.

6.2.2.1. Антропометријске варијабле

Антропометријска мерења обухватила су мерење основних лонгитудиналних димензионалности (телесна висина, дужина ноге и натколенице). Телесна маса, мишићна маса и проценат масног ткива су измерени путем уређаја *In-Body 720* (детаљно објашњено у поглављима 5.2.2.2 и 5.2.2.3).

6.2.2.2. Мерење механичких карактеристика мишића ногу

Мерење механичких карактеристика мишића ногу изведено је на *Kin-Com* динамометру у одговарајућим позицијама према препорукама произвођача (*Kin-Com, Chattecx Corporation, Chattanooga, TN*). Истраживања су показала да се мерењем јачине и снаге на *Kin-Com* динамометру добијају валидни и поуздани подаци о јачини и снази различитих мишићних група, при чему је већа поузданост при мањим брзинама покрета (*Andersen, 1996; Montgomery u cap. 1989; Pincivero u cap. 2008*).

Сваки испитаник је пре мерења извео један или два пробна, субмаксимална покушаја у изокинетичким и изометријским условима у циљу упознавања са тестовима. Мерење је изведено на доминантној нози у сагиталној равни, у изокинетичким и изометријским условима. Сви испитаници су имали исте инструкције од стране истог искусног мериоца. У изокинетичким условима, мерење је изведено при две брзине ($60^{\circ} \text{ s}^{-1}$ и $180^{\circ} \text{ s}^{-1}$), а параметри од интереса за ово истраживање су момент силе (енгл. *Torque*) и снага (енгл. *Power*). У изометријским условима параметри од интереса за ово истраживање су максимална сила (енгл. F_{max}) и брзина развоја силе (енгл. *Rate of force development - RFD*). Изокинетички протокол од испитаника је захтевао да максимално јако и брзо изведу 5 наизменичних екстензија/флексија у одговарајућој амплитуди покрета. Изводила су се по два мерења за сваку брзину ($60^{\circ} \text{ s}^{-1}$ и $180^{\circ} \text{ s}^{-1}$), са паузама од 3 минута да би се избегао ефекат замора.

Пауза између изокинетичког и изометријског протокола је трајала 5 минута да би се отклонио локални мишићни замор. Изометријски протокол је од испитаника захтевао да из одговарајуће позиције, максимално јако и брзо развију силу екстензора или флексора одговарајућег зглоба и да тај ниво силе задрже око 2 секунде. Сваки испитаник је извео по две максималне изометријске контракције за сваку мишићну

групу, са паузом од 2-3 минута између да би се избегао ефекат замора. Већи резултат тестова је узет за даљу анализу.

Мерење је обухватило следеће мишићне групе ногу:

- екстензоре и флексоре кука,
- екстензоре и флексоре колена,
- екстензоре и флексоре скочног зглоба.

6.2.2.2.1. Мерење механичких карактеристика екстензора и флексора у зглобу кука

Мерење механичких карактеристика мишића флексора и екстензора у зглобу кука је изведено у стојећој позицији на изокинетичком динамометру према препорукама произвођача. Испитаницима је изнад колена у нивоу кондила фемура фиксирана манжетна динамометра, док су натколеница и труп опружени, а испитаник се рукама чврсто ослања о конструкцију динамометра. Оса ротације динамометра је позиционирана у нивоу осе ротације зглоба кука, у нивоу великог трохантера бутне кости (сл. 8).

За мерење снаге у изокинетичким условима, покрет започиње из позиције 15° екстензије кука и завршава се под углом од 60° флексије кука. У изометријским условима, мерење јачине флексора кука изводи се из вертикалне позиције (0°), док се за мерење јачине екстензора кука почетна позиција сонде динамометра поставља под углом од 15° флексије кука (*Gribble & Robinson, 2009*).



Слика 8. Мерење механичких карактеристика екстензора и флексора у зглобу кука

6.2.2.2.2. Мерење механичких карактеристика екстензора и флексора у зглобу колена

Мерење снаге флексора и екстензора у зглобу колена је изведено у фиксираној седећој позицији на изокинетичком динамометру, према препорукама произвођача. Испитаницима је изнад латералног малеолуса фиксирана манжетна динамометра, док су натколеница и труп чврсто фиксирани помоћу гуртни (сл. 9).

Оса ротације динамометра је позиционирана у нивоу осе ротације зглоба колена, између кондила бутне кости. У изокинетичким условима, покрет започиње из угла од 90° у зглобу колена, а завршава се потпуним опружањем у зглобу колена $\sim 180^\circ$ (*Calmeis и сар., 1997*). У изометријским условима, почетни угао је 90° у зглобу колена за мерење јачине обе мишићне групе.



Слика 9. Мерење механичких карактеристика екстензора и флексора у зглобу колена

6.2.2.2.3. Мерење механичких карактеристика екстензора и флексора скочног зглоба

Мишићи предње ложе потколенице су по функцији су дорзифлексори стопала, док је задња ложа потколенице одговорна за плантарну флексију стопала. Оптималним позиционирањем и применом одговарајућег протокола, појављује се минимална грешка мерења максималног обртног момента иако је оса ротације скочног зглоба позиционирана укосо (*Karnofel u cap. 1989*).

Испитаницима су ради боље стабилизације током мерења, око трупа и натколенице постављене гуртне којима су причвршћени за столицу динамометра. Угао у зглобу кука је износио 120° док је угао у зглобу колена 110° . Испитаници су током теста носили патике, које се фиксирају за полугу динамометра па је стопало имало улогу круте полуге кроз целу амплитуду покрета (сл. 10). Оса ротације динамометра је позиционирана у нивоу центра ротације скочног зглоба.

За мерење јачине (у изометријским условима) и снаге (у изокинетичким условима) плантарних флексора скочног зглоба, стопало се поставља под почетним углом од 90° дорзалне флексије (*Sale u cap. 1982; Kim u cap. 2010*), док се за мерење јачине и снаге дорзалних флексора скочног зглоба, стопало поставља под почетним углом од 10° плантарне флексије (*Marsh u cap. 1981; Kim u cap. 2010*). Мерење у наведеној позицији се показало поузданим (*Holmbäck u cap. 1999*) и омогућава већу стабилност осталих сегмената ногу током извођења покрета (*Poulis u cap. 2000*).



Слика 10. Мерење механичких карактеристика екстензора и флексора скочног зглоба

6.2.2.3. Одређивање транзитне брзине

Брзина транзиције из ходања у трчање и из трчања у ходање одређена је стандардизованим инкрементним протоколом (детаљно објашњено у поглављу 5.1.2.3.)

6.2.3. Обрада података и статистичка анализа

Подаци добијени у реализованом истраживању су обрађени применом дескриптивне, компаративне и регресионе статистичке анализе.

Пре статистичке обраде резултата, тестирана је хипотеза о нормалности дистрибуције за сваку од варијабли помоћу Колмогоров-Смирнов теста. Коефицијент варијансе (CV) је израчунат у циљу провере хомогености узорка.

Обрада података је обухватила израчунавање основних параметара дескриптивне статистике антропометријских варијабли и варијабли телесног састава. У дескриптивној статистици користиће се показатељи: аритметичка средина (M), стандардна девијација (SD), минимална и максимална вредност (MIN и MAX). Све механичке варијабле су скалиране у односу на телесне димензије: варијабле мерене у изокинетичким условима скалиране су дељењем са телесном масом, а варијабле мерене у изометријским условима дељењем са телесном масом^{2/3} (Jarić, 2002).

Пирсонова корелација је коришћена у циљу анализе повезаности мишићних карактеристика са WRT и RWT . Мултиваријантна регресиона анализа је коришћена у циљу испитивања зависности транзитних брзина од мишићних варијабли. „*Stepwise*“ методом је утврђено које мишићне варијабле представљају значајне предикторе WRT и RWT . „*Bootstrapping*“ метод је коришћен за тестирање хипотезе и процену стандардних грешака и интервала поузданости Бета коефицијената. Све p вредности мање од 0.05 се сматрају значајним.

Сви подаци су обрађени помоћу софтвера *SPSS (SPSS 21.0; Chicago, IL)* и *Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA)*.

6.3. Резултати

Просечна старост испитаника је износила 22.11 ± 1.65 година. Опште телесне карактеристике испитаника су приказане у табели 6. Као што се може видети, узорак је обухватио испитанике нормалне телесне масе са релативно малим процентом масног ткива. Такође, узорак је био релативно хомоген по антропометријским димензијама ($CV < 0.1$). Испитаници су имали значајно веће ($t = 7.253$, $p < 0.01$) брзине *WRT* ($8.05 \pm 0.29 \text{ km h}^{-1}$) у односу на *RWT* ($7.67 \pm 0.31 \text{ km h}^{-1}$). Оба теста за мерење транзитне брзине су показали високу поузданост: $ICC = 0.97$ за *WRT* и $ICC = 0.92$ за *RWT* ($p < 0.01$).

Табела 6. Телесне карактеристике испитаника

Варијабла	<i>Mean</i> \pm <i>SD</i>
телесна висина (cm)	182.65 ± 4.61
телесна маса (kg)	78.51 ± 8.45
BMI (kgm^{-2})	23.47 ± 1.50
дужина ноге (cm)	102.21 ± 3.43
дужина натколенице (cm)	42.73 ± 2.13
маса мишићног ткива (kg)	40.49 ± 4.62
процент масног ткива (%)	10.13 ± 2.53

Корелације између механичких карактеристика мишића ногу и транзитних брзина су приказане у табелама 7, 8 и 9. Генерално посматрано, снага екстензора кука и дорзалних флексора скочног зглоба при 60° s^{-1} (означених у табелама као флексори) показала је нешто веће корелације са брзинама *WRT* и *RWT* у односу на остале варијабле (табеле 7 и 9). У изометријским условима, код већине мишићних група су забележене ниске корелације испод нивоа значајности ($r < 0.3$, $p > 0.05$).

Табела 7. Варијабле снаге и јачине мишића екстензора и флексора у зглобу кука у изокинетичким и изометријским условима у корелацији са транзитним брзинама

Услови тестирања	Мишићна група	Варијабла	КУК		
			<i>Mean</i> ± <i>SD</i>	<i>WRT</i>	<i>RWT</i>
Изокинетички 60° s ⁻¹	<i>EXT</i>	Момент (Nm kg ⁻¹)	1.73 ± 0.39	0.240	0.362
		Снага (W kg ⁻¹)	1.09 ± 0.17	0.218	0.442*
	<i>FLX</i>	Момент (Nm kg ⁻¹)	1.44 ± 0.29	0.292	0.282
		Снага (W kg ⁻¹)	1.01 ± 0.17	0.083	0.105
Изокинетички 180° s ⁻¹	<i>EXT</i>	Момент (Nm kg ⁻¹)	1.55 ± 0.31	0.152	0.390*
		Снага (W kg ⁻¹)	2.49 ± 0.54	0.044	0.324
	<i>FLX</i>	Момент (Nm kg ⁻¹)	1.39 ± 0.22	0.403*	0.392*
		Снага (W kg ⁻¹)	2.49 ± 0.54	0.158	0.292
Изометријски	<i>EXT</i>	<i>F</i> _{max} (N kg ^{-2/3})	24.19 ± 6.06	0.157	0.203
		<i>RFD</i> (N s ⁻¹ kg ^{-2/3})	173.49 ± 67.90	0.150	0.166
	<i>FLX</i>	<i>F</i> _{max} (N kg ^{-2/3})	26.93 ± 5.13	0.319	0.340*
		<i>RFD</i> (N s ⁻¹ kg ^{-2/3})	211.55 ± 59.11	0.422*	0.427*

* p < 0.05

Снага мишића у зглобу кука измерена при брзини од 180° s⁻¹ није показала значајну корелацију са транзитним брзинама, с тим да је снага екстензора у зглобу кука била близу границе значајности са *RWT* ($r = 0.324$, $p = 0.068$).

Момент силе екстензора у зглобу кука при брзини од 180° s⁻¹ је позитивно корелирао са *RWT*, а момент силе флексора је позитивно корелирао са обе транзитне брзине ($r \sim 0.4$, $p < 0.05$). Супротно, при брзини од 60° s⁻¹ нису забележене значајне корелације између момента силе и транзитних брзина.

У изометријским условима, варијабла *RFD* флексора кука је умерено корелирала са обе транзитне брзине ($r = 0.42$, $p < 0.05$). Максимална сила флексора кука је ниско корелирала са *RWT*, док је са *WRT* корелација била близу границе значајности ($r = 0.319$, $p = 0.062$).

Табела 8. Варијабле снаге и јачине мишића екстензора и флексора у зглобу колена у изокинетичким и изометријским условима у корелацији са транзитним брзинама

Услови тестирања	Мишићна група	Варијабла	КОЛЕНО		
			<i>Mean</i> ± <i>SD</i>	<i>WRT</i>	<i>RWT</i>
Изокинетички 60° s ⁻¹	<i>EXT</i>	Момент (Nm kg ⁻¹)	2.02 ± 0.28	-.032	-0.084
		Снага (W kg ⁻¹)	1.53 ± 0.24	0.180	0.088
	<i>FLX</i>	Момент (Nm kg ⁻¹)	1.40 ± 0.17	0.366*	-0.005
		Снага (W kg ⁻¹)	1.04 ± 0.12	0.244	0.054
Изокинетички 180° s ⁻¹	<i>EXT</i>	Момент (Nm kg ⁻¹)	1.25 ± 0.20	0.025	-0.025
		Снага (W kg ⁻¹)	3.05 ± 0.66	0.296	0.266
	<i>FLX</i>	Момент (Nm kg ⁻¹)	0.92 ± 0.15	0.159	0.142
		Снага (W kg ⁻¹)	2.32 ± 0.38	0.261	0.189
Изометријски	<i>EXT</i>	<i>F</i> _{max} (N kg ^{-2/3})	43.48 ± 7.66	0.166	0.294
		<i>RFD</i> (N s ⁻¹ kg ^{-2/3})	244.50 ± 39.91	0.087	0.158
	<i>FLX</i>	<i>F</i> _{max} (N kg ^{-2/3})	18.71 ± 3.82	-0.006	0.036
		<i>RFD</i> (N s ⁻¹ kg ^{-2/3})	104.08 ± 18.86	0.218	0.172

* p < 0.05

Изузимајући момент силе флексора у зглобу колена где је пронађена ниска корелација са *WRT* ($r = 0.366, p = 0.04$), ниједна друга механичка карактеристика флексора или екстензора у зглобу колена није значајно корелирала са транзитним брзинама ($r =$ од 0.03 – 0.29, $p > 0.05$) (табела 8).

Табела 9. Варијабле снаге и јачине мишића екстензора и флексора скочног зглоба у изокинетичким и изометријским условима у корелацији са транзитним брзинама

Услови тестирања	Мишићна група	Варијабла	СКОЧНИ ЗГЛОБ		
			<i>Mean</i> ± <i>SD</i>	<i>WRT</i>	<i>RWT</i>
Изокинетички 60° s ⁻¹	<i>EXT</i>	Момент (Nm kg ⁻¹)	1.66 ± 0.32	0.142	0.022
		Снага (W kg ⁻¹)	1.04 ± 0.23	0.148	0.064
	<i>FLX</i>	Момент (Nm kg ⁻¹)	0.50 ± 0.11	0.365*	0.054
		Снага (W kg ⁻¹)	0.33 ± 0.07	0.468**	0.165
Изокинетички 180° s ⁻¹	<i>EXT</i>	Момент (Nm kg ⁻¹)	1.04 ± 0.29	-0.022	0.029
		Снага (W kg ⁻¹)	1.14 ± 0.45	0.358	0.393*
	<i>FLX</i>	Момент (Nm kg ⁻¹)	0.43 ± 0.11	0.157	0.106
		Снага (W kg ⁻¹)	0.40 ± 0.17	0.264	0.292
Изометријски	<i>EXT</i>	<i>F_{max}</i> (N kg ^{-2/3})	68.65 ± 13.27	0.370*	0.392*
		<i>RFD</i> (N s ⁻¹ kg ^{-2/3})	289.15 ± 56.51	0.381*	0.417*
	<i>FLX</i>	<i>F_{max}</i> (N kg ^{-2/3})	16.58 ± 2.63	0.297	0.222
		<i>RFD</i> (N s ⁻¹ kg ^{-2/3})	92.21 ± 19.73	0.205	0.149

* p < 0.05; ** p < 0.01

Ниска корелација је забележена између момента силе дорзалних флексора скочног зглоба при 60° s⁻¹ и *WRT* (r = 0.365). Снага плантарних флексора скочног зглоба (означени у табелама као екстензори) при брзини од 180° s⁻¹ показала је ниску корелацију са *WRT* (r = 0.358) и *RWT* (r = 0.393, p < 0.05). Варијабле *F_{max}* и *RFD* плантарних флексора скочног зглоба су умерено корелирале са обе транзитне брзине (r ~ 0.4, p < 0.05).

Мултипла регресиона анализа (енгл. *Stepwise*) је показала да варијабле механичких карактеристика више мишићних група истовремено, не могу да објасне варијансу *WRT* нити *RWT* више од појединачних мишићних варијабли. Тако је најбољи предиктор *WRT* била снага дорзалних флексора скочног зглоба при брзини од 60° s⁻¹, док је најбољи предиктор *RWT*, била снага екстензора у зглобу кука при истој брзини. Обе варијабле описују нешто више од 20% варијансе транзитних брзина (табела 10).

Табела 10. Механичке карактеристике мишића ногу у предиктивним моделима транзитних брзина

Критеријумска варијабла	Једначина	Предикторске варијабле	Std. Beta	R ²	p	SEE
<i>WRT</i>	2.543*x + 7.206	Снага <i>FLX</i> у скочном зглобу (60° s ⁻¹)	0.468	0.219	0.011	0.355
<i>RWT</i>	1.097*x + 6.482	Снага <i>EXT</i> у зглобу кука (60° s ⁻¹)	0.453	0.205	0.016	0.371

* Мултипла корелација (Std. Beta), коефицијент детерминације (r²), значајност (p), стандардна грешка процене (SEE)

6.4. Дискусија

Резултати експеримента показују да механичке карактеристике мишића ногу генерално имају слабу до умерену позитивну повезаност са брзинама *WRT* и *RWT*. Механичке карактеристике дорзалних флектора скочног зглоба, имају највећу корелацију са *WRT* брзином. Са друге стране, механичке особине екстензора кука имају највећу повезаност са брзином преласка из трчања у ходање. Такође, варијабле наведених мишића у изокинетичким условима, показују веће повезаности са транзитним брзинама у односу на исте у изометријским условима. Регресиона анализа је показала да су најбољи предиктори брзина *WRT* и *RWT*, снага дорзалних флектора скочног зглоба и екстензора у зглобу кука мерених при 60° s^{-1} у изокинетичким условима, респективно.

Узорак је обухватио младе, физичке активне испитанике мушког пола, који су имали малу варијабилност у годинама, *BMI*, мишићној маси као и проценту масног ткива. Испитаници су стратификовани према лонгитудиналним антропометријским димензијама за које је показано да имају највећу повезаност са транзитном брзином (*Hreljac, 1995b*). Такође, у селекцији испитаника се водило рачуна да се ни један испитаник у прошлости није бавио брзим ходањем, пошто брзоходачи имају веће транзитне брзине услед специфичног тренинга (*Ziv & Rotstein, 2009*). Разлог за овакав облик селекције узорка је покушај, да се избегну спољашњи фактори телесних димензија, тренираности и узраста (*Tseh u cap. 2002*) који утичу на вредности транзитне брзине. Наведена стратификација узорка требала би да пружи боље утемељење закључцима о специфичним мишићним механизмима који су у позадини промене начина кретања.

Средња вредност транзитних брзина *WRT* и *RWT* је у складу са предходним истраживањима у којима је коришћен инкрементни протокол (*Prilutsky & Gregor, 2001; Ziv & Rotstein, 2009*). Иако је пронађен значајан ефекат хистерезе између *WRT* и *RWT* брзине (0.38 km h^{-1}), *PTS* као средња вредност ове две брзине није коришћена у анализама с обзиром да су промене *WRT* и *RWT* под утицајем различитих специфичних мишићних механизма (*Prilutsky & Gregor, 2001; Raynor u cap. 2002; Ziv & Rotstein, 2009*). Мале стандардне девијације које су забележене у оквиру брзина *WRT* и *RWT*, оправдавају иницијалну идеју стратификације узорка према полу, узрасту и антропометријским карактеристикама.

6.4.1. Екстензори и флексори у зглобу кука и промена начина кретања

Треба нагласити да јачина и снага мишића екстензора и флексора у зглобу кука, нису проучаване у контексту промене начина кретања ни у једном предходном истраживању. Резултати овог експеримента показују да постоји умерена повезаност између снаге екстензора у зглобу кука у изокинетичким условима мерене при малим брзинама и брзине *RWT*. При великим угаоним брзинама, мишићни момент екстензора у зглобу кука такође корелира са *RWT* брзином, што би могло да значи да динамичке контрактилне карактеристике ових мишића имају већи утицај на промену начина кретања, него статичке (изометријске) карактеристике максималне силе. Ипак, узевши у обзир релативно мали проценат објашњене варијансе *RWT* брзине (~ 20%) тешко се може рећи да основни узрок транзиције из трчања у ходање лежи у снази екстензора у зглобу кука. Такође, за разлику од мањих мишића замајне ноге чији замор проузрокује *WRT* (Hreljac, 1995a; Hreljac *u cap.* 2001; Prilutsky & Gregor, 2001), тешко је очекивати да пренапрезање или мишићни замор опружача у зглобу кука може да буде узрок транзиције из трчања у ходање, ако у основи познајемо величину и снагу ових мишића.

Механичке карактеристике флексора у зглобу кука, показале су нешто другачије релације са транзитним брзинама. Једино је код флексора у зглобу кука пронађена значајна корелација између мишићног момента измереног при 180° s^{-1} и обе транзитне брзине. Изометријске карактеристике су такође показале умерену везу са обе транзитне брзине. Важност одговарајућег нивоа F_{max} и *RFD* може бити објашњена улогом коју флексори у зглобу кука имају у иницијацији замаха (Bartlett & Kram, 2008; Gottschall & Kram, 2005) и у производњи енергије од средине циклуса хода (Requiao *u cap.* 2005). За започињање фазе замаха од стране флексора у зглобу кука, потроши се више од 10% од укупне метаболичке цене ходања (Gottschall & Kram, 2005). Доступни резултати показују да је активност R_{fem} узрок преласка из ходања у трчање (Prilutsky & Gregor, 2001) и да се смањењем оптерећења флексора кука значајно повећава *WRT* брзина (Bartlett & Kram, 2008; Malcolm *u cap.* 2009). Узевши у обзир да је за ходање већим брзинама потребан адекватан ниво јачине мишића у зглобу кука (Riley *u cap.* 2001), изненађујуће је да није пронађена значајна корелација између снаге флексора кука при великом оптерећењу и *WRT* брзине, као што је пронађено код других мишићних група замајне ноге (нпр. дорзални флексори скочног зглоба).

Рад екстензора и флексора кука је под контролом релативно фиксних неуралних програма, које захтевају мале модулације за прилагођавање брзине кретања

и одабир одговарајућег начина кретања (Andersson, Nilsson, & Thorstensson, 1997). Узевши у обзир да се транзиција из трчања у ходање догађа при брзини значајно испод максималне брзине ходања, могуће је да је неурална адаптација и оптимална модулација активности мишића у зглобу кука (Riley *u cap.* 2001), важнији фактор у реорганизацији начина кретања него радни капацитет ових мишића.

6.4.2. Екстензори и флексори у зглобу колена и промена начина кретања

Резултати овог истраживања показују да је код мишића у зглобу колена, једина механичка варијабла повезана са *WRT* брзином мишићни момент флексора. Ниједна друга изокинетичка нити изометријска карактеристика нија била значајно повезана са транзитним брзинама. Пронађена корелација је нешто нижа од предходне које су навели Рејнорова и колеге (Raynor *u cap.* 2002). Аутори су пронашли умерене корелације ($r \sim 0.5$) између мишићног момента флексора и екстензора у зглобу колена мереног при 60° s^{-1} и 240° s^{-1} и брзине *WRT*. Ипак треба нагласити да су наведени аутори извели експеримент на малом узорку оба пола и да су транзитне брзине *WRT* и *RWT* значајно мање од брзина у нашем експерименту, па тако резултати нису лако упоредиви. Рејнорова и сарадници наводе да снага опружача колена може да објасни између 41% и 51% варијансе транзитне брзине у условима повећаног оптерећења и нагиба тредмила (Raynor *u cap.* 2002). Ипак, у условима без оптерећења, механичке карактеристике мишића у зглобу колена нису значајан предиктор транзитних брзина, што је у складу са нашим налазима.

Прелаз из ходања у трчање делимично је изазван повећаним осећајем напрезања у мишићима замајне ноге, који укључују и флексоре колена. Повећана активација је неопходна за померање замајне ноге током брзог ходања, услед повећања угаоних брзина (Prilutsky & Gregor, 2001). Ипак, пошто ходање вечим брзинама доминантно захтева активност мишића у зглобу кука (Riley *u cap.* 2001) и у скочном зглобу (Hreljac, 1995a; Hreljac *u cap.* 2001), очекивано је да механичке карактеристике мишића у зглобу колена нису најбитнији нити лимитирајући фактор промене начина кретања код здравих особа.

6.4.3. Екстензори и флексори у скочном зглобу и промена начина кретања

Снага дорзалних флексора скочног зглоба у изокинетичким условима при малој брзини (60° s^{-1}) била је најбољи предиктор *WRT* брзине. Корелација између ове варијабле и брзине *WRT* била је нешто већа у односу на предходне резултате које су навели Хрељац и Фербер (*Hreljac & Ferber, 2000*). Наведени аутори, који су једини делимично проучавали повезаност снаге дорзалних флексора и транзитне брзине, на малом мешовитом узорку оба пола пронашли су веома ниску корелацију ($r < 0.1$) између *PTS* и снаге дорзалних флексора скочног зглоба у изокинетичким условима, при брзинама од 120 , 150 и 180° s^{-1} . Након избацивања три аутлајера, степен повезаности је био нешто већи ($r = 0.3$) али и даље низак. Аутори наводе да би за потпуније закључке, експеримент требало извести на хетерогенијем узорку и да би требало измерити и друге карактеристике јачине и снаге дорзалних флексора, које би могле да имају веће повезаности са брзином *WRT*.

Боханон (*Bohannon, 1997*) на великом узорку здравих особа, наводи да постоји умерена корелација ($r = 0.40$) између јачине дорзалних флексора у изометријским условима и максималне брзине ходања. У истраживању на старијим особама, мишићни момент екстензора и флексора скочног зглоба и колена у изокинетичким условима, умерено корелира са природном брзином ходања на нивоу од $r = 0.42$ (*Buchner u cap. 1996*).

Угаона брзина скочног зглоба, која се сматра једним од главних узрока промене начина кретања (*Hreljac, 1995a; Hreljac u cap. 2001*), повећава се са повећавањем брзине ходања. Ако ово анализирамо у контексту преласка из ходања у трчање при одређеној брзини, ходање брзинама близу и изнад *WRT* захтева велико (пре)напрезање *TA* (*Prilutsky & Gregor, 2001*) за извођење дорзалне флексије скочног зглоба услед велике угаоне брзине (*Hreljac u cap. 2001*). Такође, експерименти су показали да повећани отпор (*Malcolm u cap. 2009; Segers u cap. 2007*) и додатно спољашње оптерећење (*Macleod u cap. 2014*) *TA* значајно смањују *WRT* брзину услед замора дорзалних флексора скочног зглоба. Супротно, када *TA* функционише у олакшаним условима смањеног оптерећења, *WRT* брзина је значајно већа (*Bartlett & Kram, 2008*). Такође, замор *TA* иницира повећање субјективног осећаја оптерећења током брзог ходања (*Kent-Braun u cap. 2002*). Ако узмемо у обзир да детекција пренапрезања смањује капацитет за генерисање силе, те онемогућава испитанике да оптимално

позиционирају стопало током брзог ходања (*Segers u cap. 2007*), могуће је претпоставити да се јачањем дорзалних флектора може утицати на одлагање сензације замора у предњој ложи потколенице, што ће за последицу да има повећање *WRT* брзине. Штавише, ако узмемо у обзир да у стандарном инкрементном протоколу транзицији из ходања у трчање претходе релативно дуге секвенце на брзинама близу *WRT*, што захтева велики број дорзалних флексија скочног зглоба при релативно великим угаоним брзинама, логично је да предпоставимо да је мишићна издржљивост дорзалних флектора значајнији фактор од максималне снаге, или максималне јачине дорзалних флектора (*Hreljac & Ferber, 2000*). Зато је добро питање за будућа истраживања испитивање релација различитих облика мишићне издржљивости дорзалних флектора скочног зглоба и *WRT* брзине.

Механичке карактеристике плантарних флектора скочног зглоба у изометријским условима умерено корелирају са обе транзитне брзине. Такође, једино је код плантарних флектора пронађена значајна корелација између снаге при великим угаоним брзинама и транзитних брзина. Предходна истраживања су потврдила да је најважнија улога плантарних флектора у потпори тела и кретању ка напред (*Anderson & Pandy, 2003; Meinders, Gitter, & Czerniecki, 1998; Sasaki & Neptune, 2006a*) као и да ове мишићне групе иницирају замах ногом (*Neptune, Kautz, & Zajac, 2001*). Истраживања су показала да брзо ходање доводи до значајног повећања оптерећења плантарних флектора скочног зглоба (*Requiao u cap. 2005*) и да доводи до мањег развоја силе услед субоптималних услова за контракцију мишића (*Neptune & Sasaki, 2005*). На бази теоријског модела, Нептун и Сасаки су потврдили да се ходањем при брзинама око *WRT* смањује капацитет платарних флектора за генерисање силе услед интринсичких карактеристика мишића (релације сила-брзина и сила-дужина) (*Neptune & Sasaki, 2005*). Њихови експериментални резултати показују да транзицијом у трчање, долази до повећања способности плантарних флектора за развој силе за скоро 90%. Са друге стране, транзиција у супротном смеру такође смањује оптерећење плантарних флектора и омогућава већу утилизацију еластичне енергије (*Sasaki & Neptune, 2006b*).

Ако се узме у обзир да благо повећање јачине мишића може да има релативно велики ефекат на брзину хода (*Bohannon, 1997; Buchner u cap. 1996*), ови резултати нам указују да, уколико је већи ниво максималне силе плантарних флектора, при великим брзинама ходања би пад силе могао да буде мањи и поред неодговарајућих контрактилних услова (*Neptune & Sasaki, 2005*). Последица овога би била могла да буде повећање транзитне брзине ходања у оба смера.

7. ЗАКЉУЧЦИ

Проблеми из простора реорганизације начина кретања који су анализирани у овом истраживању, пружили су одговоре на суштинска питања о феномену транзитне брзине. Предметом ове дисертације, реализованом кроз два одвојена експеримента, обухваћено је испитивање два различита фактора који у складу са анализираним научном литературом имају важан утицај на промену начина кретања: фактор алometriје тела и фактор механичких карактеристика мишића ногу.

У складу са постављеним циљевима и хипотезама, најважнији налази овог истраживања дали су могућност за следеће закључке:

- Антропометријске варијабле код мушкараца нормалне телесне масе имају ниску до умерену корелацију са *PTS*. На вредност транзитне брзине највише утичу лонгитудиналне телесне димензије, па је X_1 потврђена.
- Трансверзалне димензије и циркуларне димензије тела и ногу нису повезане са *PTS*. Ипак, у предикторски модел *PTS* улази количник битроханетични дијаметар / дијаметар рамена, па је X_2 делимично потврђена.
- Пропорције телесних сегмената имају већу корелацију са *PTS*, у односу на појединачне антропометријске варијабле што потврђује X_3 . У предиктивном моделу транзитне брзине, значајно већу варијансу описују телесне пропорције него појединачне антропометријске варијабле.
- Од мишићних варијабли телесне композиције, једино мишићна маса у ногама може да утиче на вредност *PTS* у оквиру предиктивног модела, па је X_4 делимично потврђена.
- Маса масног ткива у апсолутним и релативним вредностима има негативну корелацију са *PTS* па је потврђена X_5 .
- Постојање бројних индивидуалних разлика у кретању између различитих особа, указује да повезаност између антропометрије и телесне композиције са *PTS* постоји, али да се познавањем само ових предикторских варијабли не може са великом прецизношћу предвидети вредност транзитне брзине, нити у потпуности објаснити феномен конверзије начина кретања.
- Механичке карактеристике мишићних група ногу показују ниске до умерене корелације са *WRT* и *RWT* брзинама на узорку здравих мушкараца. Резултати су показали да механичке карактеристике мишића у изокинетичким

условима, имају нешто веће корелације са транзитним брзинама у односу на варијабле у изометријским условима, па је делимично потврђена X_6 .

- У изокинетичким условима, снага дорзалних флексора скочног зглоба представља најзначајнији предиктор WRT па је потврђена X_7 . Такође, ова варијабла показала је и највећу корелацију са WRT од свих испитиваних карактеристика.
- Снага екстензора у зглобу кука је најбољи предиктор RWT брзине, али снага флексора у зглобу кука не улази у предиктивни модел RWT , па је X_8 делимично потврђена.
- Ипак, пошто ове варијабле описују релативно мали део варијансе транзитних брзина, остајемо и даље опрезно оптимистички у погледу потенцијалног утицаја мишићне снаге у реорганизацији начина кретања.
- На основу добијених резултата, генерално можемо да закључимо да је утицај механичких карактеристика мишића ногу у испитиваном феномену брзина WRT и RWT у најбољем случају умерен, ако не и низак. Могуће је да јачањем дорзалних флексора скочног зглоба дође до повећања WRT брзине. Како је ово релативно мала мишићна група, чији замор доводи до раније транзиције у трчање, могуће је да би већи ниво максималне силе односно већа способност развоја снаге при великим оптерећењима, довела до одлагања осећаја замора и последично до каснијег преласка из ходања у трчање. Ово је у складу са претходним налазима на ову тему, при чему умерена корелација иде у прилог важности снаге ове мишићне групе за вредност WRT брзине. Са друге стране, иако је снага екстензора у зглобу кука најбољи предиктор RWT брзине, и даље немамо дефинитивни закључак о томе колико снага ових мишића детерминише брзину RWT , односно да ли би особе са јачим екстензорима у зглобу кука имали другачије вредности брзине RWT .

Будући експерименти би требало да дају даље одговоре о важности мишићних фактора у транзицији начина кретања, уз фокусирање експеримената на друге врсте снажних својстава (као нпр. издржљивост у снази дорзалних флексора скочног зглоба и др.) у релацији са транзитним брзинама, и на промене у способностима за генерисање силе одговарајућих мишићних група ногу при кретањима брзинама око транзитне. Феномен транзитне брзине такође треба истражити и на узорку женских особа,

односно на другим популацијама које се могу значајно разликовати према телесним димензијама односно механичким карактеристикама мишићног апарата.

Узевши у обзир резултате тестираних хипотеза, може се донети генерални закључак да испитивани фактори алометрије тела и механичких карактеристика мишића ногу недвосмислено имају одређени утицај на транзитну брзину. С` тим у вези, ове чињенице представљају полазну основу за адекватно постављање будућих експеримената у истраживању феномена транзитне брзине и промене начина кретања.

8. ЗНАЧАЈ ИСТРАЖИВАЊА

Истраживања везана за факторе који утичу и/или детерминишу транзитну брзину кретних активности, тема су која се релативно дуго истражује у научној литератури. И поред тога, истраживања о повезаности алометрије тела и механичких карактеристика мишића ногу са феноменом транзитне брзине, карактеришу се релативно непотпуним и неконзистентним резултатима.

Анализом досадашњих истраживања, идентификовани су проблеми везани за област конверзије облика кретања и транзитне брзине које наука није у потпуности разјаснила. Ни једно досадашње истраживање није се бавило релацијама телесних пропорција нити телесне композиције са транзитним брзинама. Тако је први експеримент постављен у циљу анализе повезаности алометрије тела, која је укључила све релевантне лонгитудиналне, трансверзалне и циркуларне телесне димензије и телесну композицију, и транзитне брзине. Такође, експеримент је изведен на узорку одговарајуће величине, што је омогућило да се направи адекватан модел телесних пропорција који објашњава половину варијансе *PTS*.

Такође, иако је важност снаге за кинематику ходања и трчања испитивана у великом броју истраживања, веома мало истих је проучавало релације снаге мишића у контексту транзитних брзина. Малобројни истраживачи који су се бавили овом проблематиком, добили су прилично хетерогене резултате. С тим у вези, у другом експерименту смо покушали да утврдимо које мишићне групе ногу и које механичке карактеристике истих утичу на транзитне брзине *WRT* и *RWT*. Кроз стратификацију узорка према лонгитудиналним димензијама тела, покушали смо да умањимо утицај телесних димензија, и да изолујемо релације мишићних варијабли са транзитним брзинама. У складу са реализованим експериментима, допринос овог фундаменталног истраживања хумане локомоције се може сагледати из теоријског и практичног аспекта.

8.1. Теоријске импликације

Из угла теорије, допринос истраживања се може сагледати кроз целокупан преглед, систематизацију и детаљан критички осврт на досадашња сазнања о мултифакторском феномену транзитне брзине. Експериментални протоколи су

дизајнирани тако да се избегну фактори који су лимитирали закључке досадашњих истраживања, и да се повезаност између морфологије и мишићне механике доњих екстремитета са транзицијом између два основна природна облика кретања објасни што потпуније.

Резултати првог експеримента показали су да појединачне телесне димензије представљају слабе предикторе *PTS*. Тако се варијанса транзитне брзине може знатно више описати кроз телесне пропорције односно телесну грађу, а не само кроз телесну висину или дужину ноге како су претпоставила претходна истраживања.

Резултати другог експеримента показују да мишићна јачина и снага имају малу до умерену повезаност са брзинама *WRT* и *RWT*. Снага дорзалних флектора стопала, који су означени као потенцијални узроци транзиције у претходним истраживањима, има највећу корелацију са *WRT* брзином. У складу са наведеним, иако ово истраживање потврђује утицај снаге дорзалних флектора стопала на *WRT* брзину, релативно мали обим варијансе *WRT* брзине објашњен овом варијаблом, указује да ова механичка карактеристика није главни узрок преласка из ходања у трчање. Транзиција из трчања у ходање највише је повезана са снагом екстензора кука, али је обим објашњене *RWT* варијансе такође релативно мали.

С тим у вези, у теоријском смислу претпоставка је да ово истраживање може да допринесе целокупности знања о феномену транзитне брзине из аспекта телесне алометрије и механичких карактеристика мишића ногу, и на основу ових знања унапређењу фундаменталних знања о хуманој локомоцији.

8.2. Практичне импликације

Претпоставка је да апликација резултата истраживања у спортско-медицинској и тренажној пракси, може да омогући ефикасније планирање и програмирање тренажног оптерећења током кретних активности брзинама око транзитне, у односу на алометрију тела и механичке карактеристике локомоторног апарата.

Опште је познато да се ходање брзинама изнад транзитне често користи у циљу мршављења, док се трчање малим брзинама користи у циљу побољшања аеробних способности или активног опоравка. Познавање релација између алометрије тела и механичких карактеристика мишића ногу са транзитним брзинама, може да омогући индивидуализацију у програмирању тренажног оптерећења при ходању и трчању у

односу на телесне димензије и потенцијалне слабости мишића ногу. Познавање релација јачине и снаге мишића ногу са брзинама транзиције, може да има примену и у физикалној медицини, посебно код особа које се опорављају од повреда мишића ногу типа мишићних руптура, дехисценције влакана и хипотрофије/атрофије, као и код пацијената са неуродегенеративним болестима локомоторног апарата које лимитирају природне кретне активности човека.

На крају, пошто транзитна брзина може да има значајну улогу у резултатима различитих тестова функционалних способности, отвара се могућност да се у будућности конструише поуздан и валидан стандардизовани тест за процену функционалних способности организма код различитих популација, на основу вредности индивидуалне транзитне брзине, алометрије тела и механичких карактеристика мишића ногу.

9. ЛІТЕРАТУРА

- Abernethy, B., Hanna, A., & Plooy, A. (2002). The attentional demands of preferred and non-preferred gait patterns. *Gait & Posture*, *15*(3), 256-265.
- Abernethy, P., Wilson, G., & Logan, P. (1995). Strength and power assessment. *Sports Medicine*, *19*(6), 401-417.
- Alexander, R. M. (1984). Walking and Running: Legs and leg movements are subtly adapted to minimize the energy costs of locomotion. *American Scientist*, 348-354.
- Alexander, R. M. (1989). Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiological Reviews*, *69*(4), 1199-1227.
- Alexander, R. M. (2003). Modelling approaches in biomechanics. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, *358*(1437), 1429-1435.
- Andersen, H. (1996). Reliability of isokinetic measurements of ankle dorsal and plantar flexors in normal subjects and in patients with peripheral neuropathy. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, *77*(3), 265-268.
- Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & Posture*, *17*(2), 159-169.
- Andersson, E. A., Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1997). Intramuscular EMG from the hip flexor muscles during human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, *161*(3), 361-370.
- Augustsson, J., & Thomee, R. (2000). Ability of closed and open kinetic chain tests of muscular strength to assess functional performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *10*(3), 164-168.
- 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.
- Beaupied, H., Multon, F., & Delamarche, P. (2003). Does training have consequences for the walk-run transition speed?. *Human Movement Science*, *22*(1), 1-12.
- Bedogni, G., Malavolti, M., Severi, S., Poli, M., Mussi, C., Fantuzzi, A. L., Battistini, N. (2002). Accuracy of an eight-point tactile-electrode impedance method in the assessment of total body water. *European Journal of Clinical Nutrition*, *56*:1143-1148.
- 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.
- Biewener, A. A., Farley, C. T., Roberts, T. J., & Temaner, M. (2004). Muscle mechanical advantage of human walking and running: implications for energy cost. *Journal of Applied Physiology*, *97*(6), 2266-2274.

- Bohannon, R. W. (1997). Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age & Ageing*, 26(1), 15-19.
- Bramble, D. M., & Lieberman, D. E. (2004). Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*, 432(7015), 345-352.
- 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(6), 471-480.
- Buchner, D. M., Larson, E. B., Wagner, E. H., Koepsell, T. D., & De Lateur, B. J. (1996). Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. *Age & Ageing*, 25(5), 386-391.
- Calmels, P. M., Nellen, M., van der Borne, I., Jourdin, P., & Minaire, P. (1997). Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor extensor torque ratios at the hip, knee, and ankle in a sample population of healthy subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(11), 1224-1230.
- Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor patterns in human walking and running. *Journal of Neurophysiology*, 95(6), 3426-3437.
- Carey, T. S., & Crompton, R. H. (2005). The metabolic costs of 'bent-hip, bent-knee' walking in humans. *Journal of Human Evolution*, 48(1), 25-44.
- Cavagna, G. A., Heglund, N. C., & Taylor, C. R. (1977). Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 233(5), 243-261.
- Chiari, L., Rocchi, L., & Cappello, A. (2002). Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics*, 17(9), 666-677.
- Daniels, G. L., & Newell, K. M. (2003). Attentional focus influences the walk-run transition in human locomotion. *Biological Psychology*, 63(2), 163-178.
- DeLisa JA. (1998). Gait analysis in the science of rehabilitation. Baltimore, MD: U.S. Department of Veterans Affairs, Rehabilitation Research and Development Service. Monograph. сtp. 1-10.
- Diedrich, F. J., & Warren Jr, W. H. (1995). Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21(1), 183.
- Diedrich, F. J., & Warren Jr, W. H. (1998). The dynamics of gait transitions: Effects of grade and load. *Journal of Motor Behavior*, 30(1), 60-78.
- Doherty, T. J. (2001). The influence of aging and sex on skeletal muscle mass and strength. *Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care*, 4(6), 503-508.
- Farley, C. T., & Ferris, D. P. (1998). Biomechanics of walking and running: Center of mass movements to muscle action. *Exercise & Sport Sciences Reviews*, 26(1), 253-286.
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A. G., & Buchner, A. (2007). G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), 175-191.

- 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.
- Getchell, N., & Whittall, J. (2004). Transitions to and from asymmetrical gait patterns. *Journal of Motor Behavior*, *36*(1), 13-27.
- Gibson, A. L., Holmes, J. C., Desautels, R. L., Edmonds, L. B., & Nuudi, L. (2008). Ability of new octapolar bioimpedance spectroscopy analyzers to predict 4-component-model percentage body fat in Hispanic, black, and white adults. *The American Journal of Clinical Nutrition*, *87*(2), 332-338.
- Gottschall, J. S., & Kram, R. (2005). Energy cost and muscular activity required for leg swing during walking. *Journal of Applied Physiology*, *99*(1), 23-30.
- Gribble, P. A., & Robinson, R. H. (2009). An examination of ankle, knee, and hip torque production in individuals with chronic ankle instability. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *23*(2), 395-400.
- Griffin, T. M., Kram, R., Wickler, S. J., & Hoyt, D. F. (2004). Biomechanical and energetic determinants of the walk-trot transition in horses. *Journal of Experimental Biology*, *207*(24), 4215-4223.
- 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.
- Heglund, N. C., & Taylor, C. R. (1988). Speed, stride frequency and energy cost per stride: how do they change with body size and gait? *Journal of Experimental Biology*, *138*(1), 301-318.
- Heglund, N. C., Taylor, C. R., & McMahon, T. A. (1974). Scaling stride frequency and gait to animal size: mice to horses. *Science*, *186*(4169), 1112-1113.
- Holmbäck, A. M., Porter, M. M., Downham, D., & Lexell, J. (1999). Reliability of isokinetic ankle dorsiflexor strength measurements in healthy young men and women. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, *31*(4), 229.
- Hoyt, D. F. & Taylor, C. R. (1981). Gait and energetics of locomotion in horses. *Nature*, *292*, 239-240.
- Hreljac, A. (1995a). Determinants of the gait transition speed during human locomotion: kinematic factors. *Journal of Biomechanics*, *28*(6), 669-677.
- Hreljac, A. (1995b). Effects of physical characteristics on the gait transition speed during human locomotion. *Human Movement Science*, *14*(2), 205-216.
- Hreljac, A. (1993). Preferred and energetically optimal gait transition speeds in human locomotion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *25*(10), 1158-1162.
- Hreljac, A., & Ferber, R. (2000). The relationship between gait transition speed and dorsiflexor force production. *Archives of Physiology & Biochemistry*, *108*(1-2), 90-90.

- 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.
- 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.
- Hreljac, A., Imamura, R. T., Escamilla R. F., Edwards, W. B. (2007b). When does a gait transition occur during human locomotion? *Journal of Sports Science & Medicine*. 6:36-43.
- 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.
- Jacobs, R., Bobbert, M. F., & van Ingen Schenau, G. J. (1996). Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: The role of biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 29(4), 513–523.
- Jaric, S. (2002). Muscle strength testing. *Sports medicine*, 32(10), 615-631.
- Karnofel, H., Wilkinson, K., & Lentell, G. (1989). Reliability of isokinetic muscle testing at the ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 11(4), 150-154.
- Kent-Braun, J. A., Ng, A. V., Doyle, J. W., & Towse, T. F. (2002). Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise. *Journal of Applied Physiology*, 93(5), 1813-1823.
- Kim, S., Lockhart, T., & Nam, C. S. (2010). Leg strength comparison between younger and middle-age adults. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(3), 315-320.
- 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.
- Kuo, A. D. (1999). Stabilization of lateral motion in passive dynamic walking. *The International Journal of Robotics Research*, 18(9), 917–930.
- Li, L. (2000). Stability landscapes of walking and running near gait transition speed. *Journal of Applied Biomechanics*. 16:428-435.
- Lovejoy, C. O. (2005). The natural history of human gait and posture Part 1. Spine and pelvis. *Gait & Posture*. 21:95-112.
- 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.
- 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.
- Margaria, R., Cerretelli, P., Aghemo, P. & Sassi, G. (1963). Energy cost of running. *Journal of Applied Physiology*. 18:367-370.

- Marsh, E., Sale, D., McComas, A. J., & Quinlan, J. (1981). Influence of joint position on ankle dorsiflexion in humans. *Journal of Applied Physiology*, 51(1), 160-167.
- Meinders, M., Gitter, A., & Czerniecki, J. M. (1998). The role of ankle plantar flexor muscle work during walking. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 30(1), 39-46.
- 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.
- 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.
- Minetti, A. E., Capelli, C., Zamparo, P., di Prampero, P. E., & Saibene, F. (1995). Effects of stride frequency on mechanical power and energy expenditure of walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27(8), 1194-1202.
- Montgomery, L. C., Douglass, L. W., & Deuster, P. A. (1989). Reliability of an isokinetic test of muscle strength and endurance. *The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 10(8), 315-322.
- 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.
- 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.
- 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.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77-95.
- Ortega, J. D., & Farley, C. T. (2005). Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *Journal of Applied Physiology*, 99(6), 2099-2107.
- Pincivero, D., Lephart, S., & Karunakara, R. (1997). Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for the quadriceps and hamstrings. *International Journal of Sports Medicine*, 18(2), 113-117.
- Poulis, S., Poulis, I., & Soames, R. W. (2000). Torque characteristics of the ankle plantarflexors and dorsiflexors during eccentric and concentric contraction in healthy young males. *Isokinetics & Exercise Science*, 8(4), 195-202.
- 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.
- 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.
- Requiao, L., Nadeau, S., Milot, M., Gravel, D., Bourbonnais, D., & Gagnon, D. (2005). Quantification of level of effort at the plantarflexors and hip extensors and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 15(4), 393-405.

- Riley, P. O., Croce, U. D., & Casey Kerrigan, D. (2001). Propulsive adaptation to changing gait speed. *Journal of Biomechanics*, 34(2), 197-202.
- Rotstein A, Inbar O, Berginsky T, Meckel Y. (2005). Preferred transition speed between walking and running: effects of training status. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11), 1864-70.
- Saibene, F., & Minetti, A. E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 88(4-5), 297-316.
- Sale, D., Quinlan, J., Marsh, E., McComas, A. J., & Belanger, A. Y. (1982). Influence of joint position on ankle plantarflexion in humans. *Journal of Applied Physiology*, 52(6), 1636-1642.
- Sasaki, K., & Neptune, R. (2006a). Differences in muscle function during walking and running at the same speed. *Journal of Biomechanics*, 39(11), 2005-2013.
- Sasaki, K., & Neptune, R. (2006b). Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed. *Gait & Posture*, 23(3), 383-390.
- Schieb, D. A. (1986). Kinematic accommodation of novice treadmill runners. *Research Quarterly for Exercise & Sport*, 57(1), 1-7.
- Schweizer, K., Romkes, J., Coslovsky, M., & Brunner, R. (2014). The influence of muscle strength on the gait profile score (GPS) across different patients. *Gait & Posture*, 39(1), 80-85.
- 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.
- 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.
- Šentija, D., & Markovic, G. (2009). The relationship between gait transition speed and the aerobic thresholds for walking and running. *International Journal of Sports Medicine*, 30(11), 795-801.
- Šentija, D., Rakovac, M., & Babić, V. (2012). Anthropometric characteristics and gait transition speed in human locomotion. *Human Movement Science*, 31(3), 672-682.
- 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.
- Sutherland, D. H. (2001). The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait & Posture*. 14(1):61-70.
- Sutherland, D. H. (2005). The evolution of clinical gait analysis part III – kinetics and energy assessment. *Gait & Posture*. 21(4):447-461.
- 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.

- 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.
- Turvey, M. T., Holt, K. G., LaFiandra, M. E., & Fonseca, S. T. (1999). Can the transitions to and from running and the metabolic cost of running be determined from the kinetic energy of running? *Journal of Motor Behavior*, 31(3), 265-278.
- Usherwood, J. R., & Bertram, J. E. (2003). Gait transition cost in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 90(5-6), 647-650.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., O'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of Human Gait*. Second Edition. South Africa, Cape Town: Kiboho Publishers, pp. 1-35
- Wall-Scheffler, C. M. (2012). Size and shape: morphology's impact on human speed and mobility. *Journal of Anthropology*, 2012. doi:10.1155/2012/340493
- Weiner, J. S., & Lourie, J. A. (1969). *Human biology. A guide to field methods*. International Biological Programme. Handbook No. 9. Oxford: Blackwell.
- Willis, W. T., Ganley, K. J., & Herman, R. M. (2005). Fuel oxidation during human walking. *Metabolism*, 54(6), 793-799.
- Zatsiorsky, V. M., & Kraemer, W. J. (2006). *Science and practice of strength training*. IL, Human Kinetics, Champaign.
- 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.
- Стефановић, Ђ., Јухас, И. & Јанковић, Н. (2008). *Теорија и методика атлетике*. Београд: ФСФВ.

Прилози

ПРИЛОГ 1. Изјава о ауторству

Изјава о ауторству

Потписани-а: Игор Ранисављевић

Број индекса: 6-ДС/2012

Изјављујем

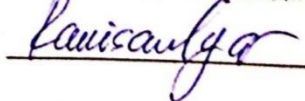
да је докторска дисертација под насловом:

**Релације алометрије тела и механичких карактеристика мишића ногу са
транзитним брзинама кретних активности**

- 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 кршио/ла ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

У Београду, 29.12.2014.

Потпис докторанда



**ПРИЛОГ 2. Изјава о истоветности штампане
и електронске верзије докторског рада**

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

Име и презиме аутора: **Игор Ранисављевић**

Број индекса: **6-ДС/2012**

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

Наслов рада: **Релације алометрије тела и механичких карактеристика
мишића ногу са транзитним брзинама кретних активности**

Ментор: **Доц. др Владимир Илић**

Потписани: Игор Ранисављевић

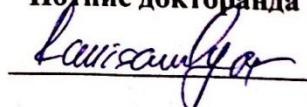
Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу **Дигиталног репозиторијума Универзитета у Београду.**

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.

У Београду, 29.12.2014.

Потпис докторанда



ПРИЛОГ 3. Изјава о коришћењу

Изјава о коришћењу

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

Релације алометрије тела и механичких карактеристика мишића ногу са транзитним брзинама кретних активности

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла 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 одлучио/ла.

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).

У Београду, 29.12.2014.

Потпис докторанда



ПРИЛОГ 4. Сагласност Етичке комисије за истраживања ФСФВ-а за реализацију експеримента

UNIVERZITET U BEOGRADU
FAKULTET SPORTA I FIZIČKOG VASPITANJA
ETIČKA KOMISIJA

Република Србија
УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ
ФАКУЛТЕТ СПОРТА И ФИЗИЧКОГ ВАСПИТАЊА
01 Бр. 328
18. 02. 2014. год
БЕОГРАД, Блага Гвардина 136

Predmet-Na zahtev zaveden pod brojem 02-328 od 13.02.2014godine koji je podneo doc dr Vladimir Ilić ,Etička komisija Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu daje

S A G L A S N O S T

Za realizaciju eksperimenata u okviru projekta doktorske disertacije Igora Ranisavljeva pod radnim naslovom RELACIJE ALOMETRIJE TELA I MEHANIČKIH KARAKTERISTIKA MIŠIĆA NOGU SA TRANZITNIM BRZINAMA KRETNIH AKTIVNOSTI.

O b r a z l o ž e n j e

Na osnovu uvida u plan projekta navedenog eksperimenata čiji je rukovodilac DOCENT .Vladimir Ilić ,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 planiranih gore navedenim projektom.

U Beogradu 18.02.2014

Za Etičku komisiju

Članovi

1. prof dr Dušanka Lazarević



2. prof dr Dušan Ugarković




3. prof dr Vladimir Koprivica



ПРИЛОГ 5.1. Насловна страна оригиналног научног чланка објављеног у међународном часопису прве категорије (M21)

Human Movement Science 34 (2014) 196–204




ELSEVIER


Contents lists available at [ScienceDirect](#)

Human Movement Science

journal homepage: www.elsevier.com/locate/humov



The relationship between allometry and preferred transition speed in human locomotion



Igor Ranisavljev^a, Vladimir Ilic^{a,*}, Ivan Soldatovic^b, Djordje Stefanovic^a

^a Faculty of Sport and Physical Education, University of Belgrade, Serbia
^b School of Medicine, University of Belgrade, Serbia

ARTICLE INFO

Article history:
Available online 2 April 2014

PsycINFO classification:
3410

Keywords:
Gait transition speed
Anthropometry
Body proportions
Body composition

ABSTRACT

The purpose of this study was to explore the relationships between preferred transition speed (PTS) and anthropometric characteristics, body composition and different human body proportions in males. In a sample of 59 male students, we collected anthropometric and body composition data and determined individual PTS using increment protocol. The relationships between PTS and other variables were determined using Pearson correlation, stepwise linear and hierarchical regression. Body ratios were formed as quotient of two variables whereby at least one significantly correlated to PTS. Circular and transversal (except bitrochanteric diameter) body dimensions did not correlate with PTS. Moderate correlations were found between longitudinal leg dimensions (foot, leg and thigh length) and PTS, while the highest correlation was found for lower leg length ($r = .488, p < .01$). Two parameters related to body composition showed weak correlation with PTS: body fat mass ($r = -.250, p < .05$) and amount of lean leg mass scaled to body weight ($r = .309, p < .05$). Segmental body proportions correlated more significantly with PTS, where thigh/lower leg length ratio showed the highest correlation ($r = .521, p < .01$). Prediction model with individual variables (lower leg and foot length) have explained just 31% of PTS variability, while model with body proportions showed almost 20% better prediction ($R^2 = .504$). These results suggests that longitudinal leg dimensions have moderate influence on PTS and that segmental body

* Corresponding author. Address: Faculty of Sport and Physical Education, University of Belgrade, Blagoja Parovica 156, 11030 Belgrade, Serbia. Mobile: +38 162666681.
E-mail address: vladimir.ilic@fsfv.bg.ac.rs (V. Ilic).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2014.03.002>
0167-9457/© 2014 Elsevier B.V. All rights reserved.

ПРИЛОГ 5.2. Насловна страна оригиналног научног чланка објављеног у међународном часопису прве категорије (M21)


Human Movement Science 38 (2014) 47–57

Contents lists available at [ScienceDirect](#)



Human Movement Science


journal homepage: www.elsevier.com/locate/humov



The relationship between hip, knee and ankle muscle mechanical characteristics and gait transition speed

Igor Ranisavljev^a, Vladimir Ilic^{a,*}, Srdjan Markovic^a, Ivan Soldatovic^b, Djordje Stefanovic^a, Slobodan Jaric^{a,c}

^a Faculty of Sport and Physical Education, University of Belgrade, Serbia
^b School of Medicine, University of Belgrade, Serbia
^c Department of Kinesiology and Applied Physiology, University of Delaware, USA

 CrossMark

ARTICLE INFO

Article history:

PsychINFO classification:
3410

Keywords:
Gait reorganization
Leg muscles
Isokinetic
Isometric

ABSTRACT

The purpose of the present study was to explore the relationship between mechanical characteristics of hip, knee and ankle extensor and flexor muscle groups and gait transition speed. The sample included 29 physically active male adults homogenized regarding their anthropometric dimensions. Isokinetic and isometric leg muscle mechanical characteristics were assessed by an isokinetic dynamometer, while individual walk-to-run (WRT) and run-to-walk transition speeds (RWT) were determined using the standard increment protocol. The relationship between transition speeds and mechanical variables scaled to body size was determined using Pearson correlation and stepwise linear regression. The highest correlations were found for isokinetic power of ankle dorsal flexors and WRT ($r = .468, p < .01$) and the power of hip extensors and RWT ($r = .442, p < .05$). These variables were also the best predictors of WRT and RWT revealing approximately 20% of explained variance. Under the isometric conditions, the maximal force and rate of force development of hip flexors and ankle plantar flexors were moderately related with WRT and RWT (ranged from $r = .340$ to $.427$). The only knee muscle mechanical variable that correlated with WRT was low velocity knee flexor torque ($r = .366, p < .05$). The results generally suggest that the muscle mechanical properties, such as the

* Corresponding author at: Faculty of Sport and Physical Education, University of Belgrade, Blagoja Parovica 156, 11030 Belgrade, Serbia. Cell: +381 62666681.
E-mail address: vladimir.ilic@fsfv.bg.ac.rs (V. Ilic).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2014.08.006>
0167-9457/© 2014 Elsevier B.V. All rights reserved.

ПРИЛОГ 6. Формулар за сагласност испитаника експерименталном процедуром

FORMULAR ZA SAGLASNOST SA EKSPERIMENTALNOM PROCEDUROM

Istraživači: Doc. dr Vladimir Ilić, Asistent Igor Ranisavljev, Srđan Marković

IME ISPITANIKA: _____

1. NAMENA I OPIS ISTRAŽIVANJA

Pozvani ste da učestvujete u istraživačkom projektu koji se realizuje u cilju izrade doktorske disertacije. Cilj projekta je ispitivanje povezanosti odabranih morfoloških i mišićnih varijabli sa brzinom tranzicije iz hodanja u trčanje i iz trčanja u hodanje. Dobijeni rezultati omogućiće uspostavljanje šireg teorijskog okvira koji bi doprineo boljem razumevanju humane lokomocije i mehanizama odgovornih za konverziju oblika kretanja. Vi ćete biti jedan od najmanje 50 zdravih i fizički aktivnih učesnika starih 18-30 godina. U eksperimentu će biti izmerene odabrane antropometrijske varijable, a uz pomoć bioelektrične impedance proceniće se masa i telesni sastav ispitanika. Uz pomoć izokinetičkog dinamometra, izmeriće se jačine i snage mišića plantarnih i dorzalnih fleksora stopala, kao i fleksora i ekstenzora kolena. Uz pomoć izometrijskog dinamometra biće izmerena maksimalna jačina opružača nogu iz položaja polučučnja. Test na pokretnoj traci obuhvatiće merenje brzine tranzicije iz hodanja u trčanje i brzine tranzicije iz trčanja u hodanje.

2. USLOVI UČEŠĆA U EKSPERIMENTU

Svi dobijeni rezultati i informacije ove studije biće tretirani kao poverljivi. Vi lično nećete moći da budete identifikovani kao učesnik, izuzev po vašem broju/šifri koja će biti poznata samo istraživačima. U slučaju povrede primiće prvu pomoć. Ako vam bude potrebna dodatna medicinska pomoć, vi ćete biti za nju odgovorni. Imaćete pravo da prekinete vaše učešće u eksperimentu u bilo kom trenutku.

3. KRITERIJUMI ZA UČEŠĆE U STUDIJI

U studiji nećete moći da učestvujete kao ispitanik ukoliko patite od bilo kakvih kardiovaskularnih ili neuroloških oboljenja, ili bilo kakvih povreda koje utiču na rezultat eksperimenta ili mogu da budu pogoršane Vašim učešćem.

4. RIZICI I BENEFICIJE

MOGUĆI RIZICI: Kao i kod bilo kakvog vežbanja, postoji rizik pojave mišićnog zamora i upale. Međutim, oba faktora su prolaznog karaktera i bez posledica.

MOGUĆE BENEFICIJE: Upoznavanje sa procedurama testiranja mišićne jačine i snage; upoznavanje sa nivoom jačine i snage odgovarajućih mišićnih grupa; procena telesnog sastava.

5. KONTAKTI

U slučaju da imate bilo kakvo pitanje u vezi sa studijom, pozovite asistenta Igora Ranisavljeva, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja, Univerziteta u Beogradu (063/392-305). Pitanja u vezi Vaših prava kao učesnika eksperimenta možete postaviti šefu Etičke komisije Univerziteta u Beogradu (011-3555-000).

6. POTVRDA ISPITANIKA

Pročitao sam ovaj dokument i priroda mog učešća, zahtevi, rizici i beneficije su mi objašnjeni. Svestan sam rizika i razumem da u svakom trenutku i bez ikakvih posledica mogu da povučem svoj pristanak za učešće u eksperimentu.

7. POTPISI

Potpis ispitanika: _____ Datum: _____

Ime ispitanika (štampanim slovima) _____ Datum: _____

Inicijali ispitanika _____

Биографија аутора

Игор Ранисављевић је рођен 25. 11. 1987. године у Панчеву. Основну школу и Гимназију завршио је у Панчеву, а студије на Факултету спорта и физичког васпитања Универзитета у Београду је уписао 2006. године. Дипломирао је 2010. године са просечном оценом 9,93. Током студија, проглашен је за најбољег студента Факултета прве, друге, треће и четврте године студија, а по завршетку студија добио је награду за студента генерације. Дипломски рад на тему „Критичка анализа нових принципа периодизације тренинга снаге“ оцењен је оценом десет. Мастер студије ФСФВ-а је завршио 2012. године а Мастер рад на тему „Нови погледи на проблематику периодизације кондицијске припреме у Америчкој кошарци“ је оцењен оценом 10. Био је стипендиста Фондације за развој научног и уметничког подмлатка, ЕФГ Банке као и Фонда за младе таленте Републике Србије.

Докторске академске студије на Факултету спорта и физичког васпитања уписао је 2012. године – студијски програм „Експерименталне методе истраживања хумане локомоције“. Положио је све испите предвиђене планом и програмом докторских студија са просечном оценом 9,33.

Од друге године основних академских студија, ангажован је као демонстратор на предмету Теорија и технологија Кондиције. Од 2012. године је запослен на Факултету у звању *сарадника у настави* на истоименом предмету, а од 2013. године је запослен у звању *асистента* на истом предмету.

До сада је, као аутор, објавио шест радова у међународним часописима и излагао радове на више међународних скупова. У досадашњим радовима и саопштењима, бавио се питањима која се односе на област транзитне брзине као и на проблематику периодизације тренинга снаге односно тренинга у условима хипоксије, као и на проблематику профилисања спортиста према телесним и функционалним карактеристикама. Као коаутор у сарадњи са професором Ђорђевићем Стефановићем објавио је Практикум из предмета Теорија и технологија Кондиције.

У пракси ради као кондицијски тренер већ девет година, и до сада је успешно сарађивао са бројним професионалним кошаркашима, фудбалерима и одбојкашима, као и са више професионалних кошаркашких клубова.

Списак публикованих радова

Часописи међународног значаја:

1. **Ranisavljev, I.**, Ilić, V., Marković, S., Soldatović, I., Stefanović, Đ., & Jarić, S. (2014). THE RELATIONSHIP BETWEEN HIP, KNEE AND ANKLE MUSCLE MECHANICAL CHARACTERISTICS AND GAIT TRANSITION SPEED. *Human Movement Science*, 38, 47-57.
2. **Ranisavljev, I.**, Ilić, V., Soldatović, I., & Stefanović, Đ. (2014). THE RELATIONSHIP BETWEEN ALLOMETRY AND PREFERRED TRANSITION SPEED IN HUMAN LOCOMOTION. *Human Movement Science*. 34, 196-204.
3. Ilić, V., **Ranisavljev, I.**, Stefanović, Đ., Ivanović, V., Mrdaković, V. IMPACT OF BODY COMPOSITION AND VO₂ MAX OF ON THE COMPETITIVE SUCCESS IN TOP-LEVEL HANDBALL PLAYERS. *Collegium Antropologicum* (in press).

Часописи националног значаја:

1. **Ranisavljev, I.**, Ilić, V., Marković, M., Babić, G. (2011). NEW TENDENCIES IN APPLICATION OF ALTITUDE TRAINING IN SPORT PREPARATION. *Journal of Physical Education and Sport - Citius, Altius, Fortius*, Vol. 11(2):200-204.
2. Ilić, V., Macura, M., **Ranisavljev, I.** (2011). PROFILE OF YOUNG ELITE HANDBALL PLAYERS ACCORDING TO PLAYING POSITIONS. *Research in Kinesiology*, 39: 71-77.
3. **Ranisavljev, I.**, Ilić, V. (2010). MODALITIES OF TRAINING PARAMETER ALTERNATION IN NOWADAYS STRENGTH TRAINING PRACTICE. *Journal of Physical Education and Sport - Citius, Altius, Fortius*, Vol. 29(4):41-46.

Зборници радова и сажетака међународних научних скупова:

1. **Ranisavljev, I.**, Ilić, V. (2011). PERIODIZATION VARIANTS IN STRENGTH TRAINING THROUGHOUT MICRO AND MESOCYCLES. *Conference proceedings in 2nd International Scientific Conference: Anthropological Aspects of Sports, Physical Education and Recreation*, Banja Luka. pp. 304-311.
2. **Ranisavljev, I.**, Ilić, V. (2011). TRAINING REHABILITATION FOLLOWING ACL INJURY IN YOUTH PLAYER. *Conference proceedings in FIVB Volleyball Sports Medicine Congress*, pp. 47. Bled.
3. Matić, M., Ilić, V., **Ranisavljev, I.** (2010). PHYSIOLOGICAL AND KINEMATICAL DETERMINANTS OF DIFFERENT WALKING TECHNIQUES. *Conference proceedings in International Scientific Conference: Physical Activity for Everyone*, pp. 77. Faculty of Sport and Physical Education, Belgrade.
4. Milićević, J., Stefanović, Đ., Janković, N., Matić, M., **Ranisavljev, I.** (2010). THE IMPORTANCE AND USE RELAXATION AS A MEANS OF RECOVERY IN SPORTS TRAINING. *Conference proceedings in International Scientific Conference: Physical Activity for Everyone*, pp. 143-148. Faculty of Sport and Physical Education, Belgrade.