



УНИВЕРЗИТЕТ У НИШУ
ФАКУЛТЕТ СПОРТА И ФИЗИЧКОГ ВАСПИТАЊА



Ивана Д. Петровић

**ЛАТЕРАЛНА ДОМИНАНТНОСТ, ПРОМЕНЉИВОСТ
МИШИЋНЕ СИЛЕ И АКТИВАЦИЈА МОТОРНИХ ЈЕДИНИЦА КОД
УНИЛАТЕРАЛНИХ И БИЛАТЕРАЛНИХ СПОРТОВА**

ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА

Текст ове докторске дисертације ставља се на увид јавности,
у складу са чланом 30., став 8. Закона о високом образовању
("Сл. гласник РС", бр. 76/2005, 100/2007 – аутентично тумачење, 97/2008, 44/2010, 93/2012,
89/2013 и 99/2014)

НАПОМЕНА О АУТОРСКИМ ПРАВИМА:

Овај текст сматра се рукописом и само се саопштава јавности (члан 7. Закона о ауторским
и сродним правима, "Сл. гласник РС", бр. 104/2009, 99/2011 и 119/2012).

**Ниједан део ове докторске дисертације не сме се користити ни у какве сврхе,
осим за упознавање са њеним садржајем пре одбране дисертације.**

Ниш, 2022.



UNIVERSITY OF NIŠ
FACULTY OF SPORT AND PHYSICAL EDUCATION



Ivana D. Petrović

**LATERAL DOMINANCY, FORCE VARIABILITY AND
ACTIVATION OF MOTOR UNITS IN UNILATERAL AND
BILATERAL SPORTS**

DOCTORAL DISERTATION

Niš, 2022

Комисија за преглед и јавну одбрану:

1. **др Даниел Станковић**, редовни професор на Факултету спорта и физичког васпитања, Универзитет у Нишу, *ментор*

2. **др Ратко Станковић**, редовни професор на Факултету спорта и физичког васпитања, Универзитет у Нишу, *председник*

3. **др Елефтхериос Келлис**, редовни професор на Одсеку за физичко васпитање и спортске науке у Сересу, Аристотелов Универзитет у Солуну, Грчка, *члан*

4. **др Саша Пантелић**, редовни професор на Факултету спорта и физичког васпитања, Универзитет у Нишу, *члан*

5. **др Александар Недељковић**, редовни професор на Факултету спорта и физичког васпитања, Универзитет у Београду, *члан*

Подаци о докторској дисертацији

Ментор:

др Даниел Станковић, редовни професор на Универзитету у Нишу, Факултет спорта и физичког васпитања

Наслов:

ЛАТЕРАЛНА ДОМИНАНТНОСТ, ПРОМЕНЉИВОСТ МИШИЋНЕ СИЛЕ И АКТИВАЦИЈА МОТОРНИХ ЈЕДИНИЦА КОД УНИЛАТЕРАЛНИХ И БИЛАТЕРАЛНИХ СПОРТОВА

Резиме:

Циљ: Циљ овог истраживања био је да се утврде разлике у контроли мишићне силе и активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета унутар и између група унилатералних и билатералних спортова, као и да се утврде разлике у контроли мишићне силе и активацији моторних јединица у зависности од карактеристика унилатералних и билатералних спортова.

Метод: Тридесет шест младих одраслих особа, спортиста, извело је ниске до умерене изометријске контракције (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50 и 60% максималне добровољне контракције, MVC), доминантним и недоминантним доњим екстремитетом, у три различита угла скочног зглоба (75°, 90°: анатомски положај и 105°), што одговара краткој, средњој и дугој дужини предњег дела тибијалног мишића. Истовремено су забележене карактеристике пражњења једног дела моторних јединица у тибијалном мишићу.

Резултати: Не постоје статистички значајне разлике у контроли мишићне силе и активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног екстремитета код унилатералне групе спортиста. Код билатералне групе спортиста, не постоји статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између екстремитета, али постоји у једној варијабли која дефинише активацију моторних јединица. Средња вредност пражњења моторне јединице се празнила на нижим вредностима у недоминантној ноzi у односу на доминантну, осим на нивоу силе 30% MVC. У контроли мишићне силе постоји статистички значајна разлика између унилатералне и билатералне групе спортиста, где билатерална група спортиста испољава већу променљивост силе на нивоу силе од 2.5% MVC, док унилатерална група спортиста

испољава већу променљивост силе на нивоу силе од 60% MVC, као и већу ефикасну силу на свим нивоима силе у односу на билатералну групу. У активацији моторних јединица билатерална група спортиста испољава више вредности релативне и апсолутне амплитуде променљивости међуимпулсног интервала моторне јединице у оба екстремитета на свим нивоима силе и при свим дужинама мишића у односу на унилатералну, док је средња вредност пражњења моторне јединице у доминантној ноzi код билатералне групе спортиста била нестална на нивоима силе од 2.5 до 30% MVC. На крају, тркачи испољавају већу апсолутну променљивост силе и средњу брзину пражњења моторних јединица код оба екстремитета у односу на бицикliste, док одбојкаши испољавају већу релативну и апсолутну променљивост силе у оба екстремитета у односу на дизаче тегова и веслаче, као и веће вредности средње брзине пражњења моторне јединице у доминантној ноzi.

Закључак: Разлика у контроли мишићне силе између доњих екстремитета код здравих спортиста не постоји. Постоји тенденција да се тренажним процесом може утицати на другачије деловање неуралне контроле CNS-а између екстремитета у спортовима са наглашеним коришћењем једне стране тела. И на крају, резултати су показали да захтеви специфичности спорта утичу на промену у контроли мишићне силе и неуроконтроли CNS-а. Потребно је спровести додатна истраживања која би потврдила ове резултате и проширила сазнање о утицају тренажног процеса на контролу мишићне силе и понашање моторних јединица у другим спортовима.

Научна
област:

Физичко васпитање и спорт

Научна
дисциплина:

Спорт

Кључне речи:	доминантност, променљивост силе, EMG високе густине; моторна јединица; предњи тибисјални мишић
УДК:	796.012.1:612.745(043.3)
CERIF класификација:	S273
Тип лиценце креативне заједнице:	CC BY-NC-ND

Data on Doctoral Dissertation

Mentor:

Daniel Stanković, PhD, Full Professor at University of Niš, Faculty of Sports and Physical Education

Title:

LATERAL DOMINANCE, FORCE VARIABILITY AND ACTIVATION OF MOTOR UNITS IN UNILATERAL AND BILATERAL SPORTS

Summary:

Aim: The aim of this study was to determine the differences in muscle force control and motor unit activation between dominant and non-dominant lower extremity within and between groups of unilateral and bilateral sports, as well as to determine differences in muscle force control and motor unit activation depending on the characteristics of unilateral and bilateral sports.

Methods: Thirty six young adults performed low to moderate isometric contractions (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50 and 60% of maximal voluntary contraction, MVC), dominant and non-dominant lower limb, at three different ankle angles (75°, 90°: anatomical position and 105°), which corresponds to the short, medium and long length of the anterior part of the tibialis muscle. At the same time, the discharge characteristics of several motor units in tibialis anterior were recorded.

Results: There are no statistically significant differences in muscle control and motor units activation between the dominant and non-dominant extremities in the unilateral group of athletes. In a bilateral group of athletes, there is no statistically significant difference in muscle force control between the extremities, but there is in a variable that defines the activation of motor units. The mean value of the motor unit discharge was discharged at lower values in the non-dominant leg compared to the dominant one, except at the force level of 30% MVC. In muscle force control, there is a statistically significant difference between the unilateral and bilateral group of athletes, where the bilateral group of athletes exhibits greater force variability of 2.5%, while the unilateral group of athletes exhibits greater force variability of 60% and greater effective force at all levels of power in relation to the bilateral group. In the activation of motor

units, the bilateral group of athletes shows higher values of relative and absolute amplitude of variability of the interspike interval of the motor unit in both extremities at all levels of force and at all muscle lengths compared to unilateral, while the average value of motor unit discharge in the dominant leg was volatile at force levels of 2.5 to 30% MVC. Finally, runners exhibit greater absolute variability of force and mean discharge rate of motor units in both extremities compared to cyclists, while volleyball players exhibit greater relative and absolute variability of force in both extremities compared to weightlifters and rowers, as well as higher values of mean discharge rate of motor units in the dominant leg.

Conclusion: There is no difference in the control of muscle force between the lower extremities in healthy athletes. There is a tendency that the training process may influence the different effects of neural control of the CNS between the extremities in sports with excessive use of one side of the body. Finally, the results showed that the requirements of sport specificity affect the change in muscle force control and CNS neurocontrol. Additional research is needed to confirm these results and expand knowledge about the impact of the training process on muscle force control and motor unit behavior in other sports.

Scientific field: Physical Education and Sports

Scientific discipline: Sport

Key words: Dominance; Force Variability; High-density EMG; Motor Unit; Tibialis Anterior

UDC: 796.012.1:612.745(043.3)

CERIF
classification:

S273

Creative
Commons
License Type:

CC BY-NC-ND

ЗАХВАЛНОСТ

Прво желим да захвалим професорима др Елефтхериос Келлис и др Јанис Г. Амиридис који су ми отворили нова врата у области истраживања и омогућили да реализујем ово истраживање у Лабораторији за Неуромеханику у Сересу на Аристотеловом Универзитету. Част ми је била да имам вас за менторе у Грчкој. Хвала вам на вашем времену, стрпљењу, гостопримству, непоколебљивој подршци, великодушности и љубазности. Такође, желим да захвалим професору др Даниелу Станковићу, мом ментору, који је прихватио тему докторске дисертације и пратио мој рад. Ценим Вашу подршку и време које сте одвојили. Хвала мојим пријатељима и колегама са Одсека за спорт Аристотеловог Универзитета у Солуну који су ми безусловно помогли да се уклопим у нову средину. Хвала осталим професорима и студентима основних и мастер студија са Одсека за спорт у Серу који су ми помогли у реализацији експеримента. Такође, желим да упутим посебну захвалност свим мојим пријатељима, атлетичарима и бициклистима из Грчке, који су били вољни да учествују у истраживању. Уживала сам у раду са вама, како на спортском терену, тако и у лабораторији. Поред свега, хвала свим члановим „А.О.С.“ одбојкашког и „Powersports CLUB“ бодибилдинг клуба из Сереса који су се одазвали мом позиву у лабораторију.

Али свега овога не би било да нисам имала подршку професора са Факултета и физичког васпитања Универзитета у Нишу. Хвала свим пријатељима и колегама у Србији који су моја неисцрпна подршка већ дуги низ година. Хвала мојој породици. Хвала вам што сте ме подстицали да радим још више, бодрили када сам наилазила на препреке и подсећали на награду која ме чека на самом крају.

На крају, желим да захвалим Ивану Мудрију на цртању фигуре 1 и Алеш Холобару што је словеначка истраживачка агенција подржала реализацију обраде података (пројекти J2-1731 и L7-9421 и Програмско финансирање P2-0041).

САДРЖАЈ

1. УВОД.....	16
1.1 Дефиниције основних појмова	19
1.1.1 Латерална доминантност	19
1.1.2 Променљивост мишићне силе	23
1.1.3 Нервни систем.....	23
1.1.4 Билатерални и унилатерални спортови	26
1.1.5 Мишићи потколенице	27
2. ПРЕГЛЕД ДОСАДАШЊИХ ИСТРАЖИВАЊА	28
2.1 Стратегија истраживања.....	28
2.2 Стратегија одабира радова	28
2.3 Ток прикупљања истраживачких радова	29
2.4 Анализа података	29
2.4.1 Истраживања која су утврђивала разлику између горњих екстремитета у неуроконтроли и мишићној променљивости код опште популације испитаника.....	30
2.4.2 Истраживања која су утврђивала разлику између доњих екстремитета у неуроконтроли и мишићној променљивости код опште популације испитаника.....	40
2.4.3 Истраживања која су утврђивала разлику између доњих екстремитета у неуроконтроли и мишићној променљивости код спортиста.....	46
3. ПРЕДМЕТ И ПРОБЛЕМ	57
4. ЦИЉ И ЗАДАЦИ	58
4.1 Задаци истраживања	58
5. ХИПОТЕЗЕ.....	60
6. МЕТОД ИСТРАЖИВАЊА	62
6.1 Узорак испитаника.....	62

6.2	Узорак мерних инструмената	62
6.2.1	Општи показатељи узорка	62
6.2.2	Мерни инструменти за процену испољене мишићне силе и активацију моторних јединица	63
6.3	Организација мерења	64
6.3.1	Услови мерења	64
6.4	Техника мерења	65
6.4.1	Опис тестова за процену општег показатеља узорка	65
6.4.2	Опис тестова за процену мишићне силе и активацију моторних јединица	66
6.5	Експериментална поставка	68
6.6	Анализа података	71
6.7	Методe обраде података	73
7.	РЕЗУЛТАТИ	75
7.1	Основни дескриптивни параметри и дистрибуција података	75
7.2	Разлике у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста	76
7.3	Разлике у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста	79
7.4	Разлике у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста	81
7.5	Разлике у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста	85
7.6	Разлике у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста	88
7.7	Разлике у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста	92

7.8 Разлике у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта....	101
7.9 Разлике у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта.....	106
7.10Разлике у активацији моторних једница између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта....	112
7.11Разлике у активацији моторних једница између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта.....	117
8. ДИСКУСИЈА	122
9. ЗАКЉУЧАК.....	138
10. ЗНАЧАЈ ИСТРАЖИВАЊА	141
11. ЦИТИРАНА ЛИТЕРАТУРА.....	142
12. ПРИЛОЗИ	164
13. БИОГРАФИЈА АУТОРА.....	174
14. ИЗЈАВЕ АУТОРА	177

Листа објављених научних радова

1. **Petrović, I.**, & Marinković, M. (2018). Influence of Morphological Characteristics on Running Performance of Endurance Athletes. *Facta Universitatis, Series: Physical Education and Sport*, 16(1), 095-106.
2. **Petrović, I.**, Stanković, D., & Petrović, I. (2018). Relationship of Aerobic Abilities and Agility with Military Physical Tasks in the Serbian Armed Forces. In Pantelić, S. (Ed.), *XXI International Scientific Conference „FIS COMMUNICATIONS 2018“in physical education, sport and recreation“*, Book of proceedings (pp. 215-220). Niš: Faculty of Sport and Physical Education.
3. Stanković, D., **Petrović, I.**, & Petrović, I. (2018). Influence of Muscular Strength on Military Physical Tasks in the Serbian Armed Forces. In Pantelić, S. (Ed.), *XXI International Scientific Conference „FIS COMMUNICATIONS 2018“in physical education, sport and recreation“*, Book of proceedings (pp. 184-190). Niš: Faculty of Sport and Physical Education.
4. **Petrović, I.**, Utvić, N., & Stanković, R. (2018). The relationship of motor-based anaerobic capacity tests with various sports activities: a systematic review. *Sport Science*, 11(2), 128-140.
5. **Petrović, I.**, & Marinković, M. (2018). Effects of Different Types of Exercise Programs on Arterial Blood Pressure of the Elderly. *Facta Universitatis, Series: Physical Education and Sport*, 16(4), 725-737.
6. Stanković, D., Raković, A., Petković, E., **Petrović, I.** & Savanović, V. (2019). Analysis of Somatotype of Top Young Race Walkers by Means of the Health-carter Method. *Facta Universitatis, Series: Physical Education and Sport*, 17(3), 609-618.
7. **Petrović, I.** (2020). Does the female athlete triad really exist? *Facta Universitatis, Series: Physical Education and Sport*, 18(1), 037-048.
8. **Petrović, I.**, & Stanković, D. (2021). Manifestation of Laterality on Lower Extremities in Athletes. In Stojiljković, N. (Ed.), *XXIII International Scientific Conference „FIS COMMUNICATIONS 2021“in physical education, sport and recreation“*, Book of proceedings (pp. 56-61). Niš: Faculty of Sport and Physical Education.
9. **Petrović, I.**, Amiridis, I. G. Kellis, E., & Stanković, D. (2021). Dominance-induced Modifications on Maximal Force and Neural Activation of the Ankle Muscles. *Facta Universitatis, Series: Physical Education and Sport*, 19(3) 271-283.

10. **Petrović, I.**, Amiridis, A.G., Holobar, A., Trypidakis, G., Kellis, E., & Enoka, RM (2022). Leg Dominance Does Not Influence Maximal Force, Force Steadiness, or Motor Unit Discharge Characteristics [u stampi]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. **IF=5.411**

Листа научних радова у рецензији

1. **Petrović, I.**, Amiridis, A.G., Trypidakis, G., Holobar, A., & Enoka, RM (2022). Type of Training does not Influence Maximal Force, Force Steadiness and Neural Drive During Dorsiflexion [in preparation]. *Journal of Sport and Health Science*.

Рукопис у припреми

2. **Petrović, I.**, Amiridis, A.G., Stanković, D., Holobar, A., & Enoka, RM (2021). Force Fluctuations and Motor Unit Activity in Left-dominant Humans During Dorsiflexion [in preparation]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.
3. **Petrović, I.**, Amiridis, A.G., Holobar, A., & Enoka, RM (2021). Effect of Leg Dominance and Muscle Length on Maximal Force, Force Steadiness, Off-direction Forces and Motor Units Discharge Characteristics [in preparation].

СПИСАК СКРАЋЕНИЦА

CNS	Централни нервни систем	енгл. Central nervous system
LD	Латерална доминантност	енгл. Lateral dominance
fMRI	Функционална магнетна резонанца	енгл. Functional magnetic resonance imaging
M1	Примарна моторна кора	енгл. Primry motor cortex
SMA	Допунско моторно подручје	енгл. Supplementary motor area
MU	Моторна јединица	енгл. Motor unit
TA	Предњи тибидјални мишић	латин. Musculus tibialis anterior
EMG	Електромиографија	енгл. Electromyography
HDsEMG	Електромиографија високе површинске густине	енгл. High density surface electromyography

1. УВОД

У људској природи је да се тело састоји од парних органа чија улога је да на сличан начин, својим садејством или одвојено, функционишу. Кроз еволуцију човека, уочено је да се код људске популације испољава израженије коришћење једне стране тела (једне руке, стопала, ока, уха, ноге) (Corballis, 2009). Велики број научника је пробао да открије разлог овог природног, а уједно и спонтаног давања предности једној страни тела. Разлози за то су различите природе, односе се на жељу за разумевањем рада људског система, његовог правилног развоја, као и могућношћу корекције. Гледано кроз пут истраживања, велики део истраживања се базирао на праћење рада централног нервног система (CNS). Проистекла су два теоријска аспекта, једна група аутора сматра да моздана кора обеју хемисфера утиче на контролу већине добровољних покрета на супротној страни тела, где је такозвана доминантна хемисфера она која контролише задату функцију. Тако на пример, спонтано коришћење више десне руке је израз доминације моторне функције леве хемисфере (Kagerer, Summers, & Semjen, 2003; Maki, Wong, Sugiura, Ozaki, & Sadato, 2008; Pool, Rehme, Fink, Eickhoff, & Grefkes, 2014; Serrien, Ivry, & Swinnen, 2006; Toga, & Thompson, 2003; Volz, Eickhoff, Pool, Fink, & Grefkes, 2015). Гледано са другог аспекта, давање предности једној страни тела сматра се да произаилази из учесталог коришћења једне стране тела, где су се тиме развиле потребне моторне способности за извршење одређеног задатка (Maupas, Datie, Martinet, & André, 2002; Serrien et al., 2006).

Особе чија доминантност је израженија десном руком, називају се десноруким, док особе које су вештије левом, називају се леворуким особама. Досадашње студије су показале да је 96% популације десноруко и да је код ових особа изражена доминација леве хемисфере, док је код леворуких код највећег дела популације такође лева хемисфера доминантна, а код једног мањег дела популације десна (Debbarma, & Mehta, 2018; Toga, & Thompson, 2003). Сагледавањем доминантности доњих екстремитета, овај проценат где је десна страна доминантна је мањи, те доминантност десне ноге испољава 60% до 82% популације, где 80% има на истој страни доминантну руку и ногу (Taylor, Strike, & Dabnichki, 2007; Zouhal et al., 2018). Са друге стране, истраживање Ćuk, Leben-Seljак и Štefančič (2001) указује на податак да само 25% до

45% популације испољава доминантност десне стране у покретима доњих екстремитета и да је доминантност једне стране тела доста израженија код горњих екстремитета него код доњих (Volz et al., 2015). Аутори сматрају да је недоминантна нога одговорна за одржавање равнотеже код слетања или одржавања стабилног усправног става, као и потпорна нога у активностима доминантне која је као водећа у скоковима, вођењу објеката и извршењу других задатака (Gabbard, & Hart, 1996; Peters, 1988).

Објашњење за доминацију екстремитета на истој страни тела се објашњава као последица мождане ефикасности да смањи дуплирање истовремене неуралне активације хемисфера (Corballis, 2009; Ghirlanda, Frasnelli, & Vallortigara, 2009), што подржава претходно истраживање где се при максималној контракцији оба екстремитета истовремено, билатерално, произвођила мања сила и активација моторних јединица узрокованих неравномерном организацијом неуромоторног система када су истовремено активирани обе мождане хемисфере у односу на извршење појединачних, унилатералних, задатака (Howard, & Enoka, 1991).

Захтеви професионалног рада или спорта изискују употребу једне стране тела више над другом. Један од захтева је за постизање бољег успеха у спорту где се често од спортиста очекује да тренингом неутралишу постојање доминантности једне стране тела, те дају предност недоминатној страни која ће омогућити спортисти ефикасније кретање у односу на противника, као на пример у фудбалу, кошарци и одбојци (Fort-Vanmeerhaeghe, Montalvo, Sitjà-Rabert, Kiefer, & Myer, 2015; Sinsurin, Srisangboriboon, & Vachalathiti, 2017; Zouhal et al., 2018). Док са друге стране, такође, где захтеви професионалног рада изискују пренаглашено коришћење једне стране тела, може доћи до нарушавања мишићне равнотеже у снази између две половине тела (Croisier, 2004), који даље може утицати на постизање професионалних и спортских резултата где се ствара могућност повећања ризика од повређивања (Croisier, 2004) и стварања постуралних поремећаја (Jaszczak, 2008).

У претходним истраживањима се праћење променљивости мишићне силе показала као успешна метода за индентификовање асиметричности у мишићној сили између два екстремитета (Adam, De Luca, & Erim, 1998; Oshita, & Yano, 2010, 2011; Perry, Carville, Smith, Rutherford, & Newham, 2007; Skelton, Kennedy, & Rutherford, 2002). Извођење статичних и прецизних покрета зависи од добре стабилности мишића, те се праћење променљивости мишићне силе током изометријских контракција показао

као добар показатељ мишићне способности (Missenard, Mottet, & Perrey, 2009; Tracy, 2007; Tracy, Dinunno, Jorgensen, & Welsh, 2007). Приликом извођења добровољне изометријске контракције није могуће у потпуности производити константно стабилну силу где интензитет контракције утиче на стварање одређене амплитуде променљивости силе у мишићу, односно тремора (Elble, & Randall, 1978; Galganski, Fuglevand, & Enoка, 1993; Vaillancourt, & Russell, 2002), те се на овај начин може успешно идентификовати замор у мишићу (Hunter, & Eнока, 2003; Maluf, & Eнока, 2005).

Још прецизније, многи аутори су за идентификовање променљивости у мишићној сили пратили активацију моторних јединица у мишићу и тиме покушали да објасне утицај неуроконтроле на екстерне делове тела (Barry, Pascoe, Jesunathadas, & Eнока, 2007; Galganski et al., 1993; Jones, Hamilton, & Wolpert, 2002; Laidlaw, Bilodeau, & Eнока, 2000; Moritz, Barry, Pascoe, & Eнока, 2005; Negro, Holobar, & Farina, 2009; Patten & Kamen, 2000; Taylor, Christou, & Eнока, 2003; Tracy, Maluf, Stephenson, Hunter, & Eнока, 2005; Vaillancourt, Larsson, & Newell, 2003). Истраживања су показала да је променљивост силе која настаје приликом мишићне контракције последица нових активираних моторних јединица (McAuley, Rothwell, & Marsden, 1997) и брзине њиховог паљења (Christakos, Papadimitriou, & Erimaki, 2006). Део аутора који је проучавао доминантност увидео је разлику у брзини пражњења моторних јединица између екстремитета у извршењу изометријских контракција (Adam et al., 1998), као и разлику у броју активираних моторних јединица код утренираних и неутренираних испитаника (Semmler, & Nordstrom, 1998a). На пример, познато је да је четворонедељни тренинг снаге утицао на специфичне адаптације у понашању моторних јединица које су укључивале значајно повећање брзине пражњења моторне јединице, смањење граничне силе за активирање моторних јединица и сличан улазно-излазни пораст моторних неурона (Del Vecchio et al., 2019).

Из претходних истраживања се може уочити да се већи део истраживања бавио праћењем разлика у максимално испољеној сили или у динамичким покретима као што су шутирање лопте (King, & Wang, 2017), устајање са столице (Bond, Cook, Swartz, & Lagoche, 2017) или мирно стајање на једној ноzi (Wang, & Newell, 2014). Мало је истраживања која су се бавила праћењем променљивости силе у мишићу, варијабла позната као стабилност силе која се показала добра у објашњењу променљивости силе у покретима на клиничким тестовима моторне функције (Eнока, & Farina, 2021).

Такође, већина досадашњих истраживања се бавила проучавањем неуралне контроле горњих екстремитета (Dai, Liu, Saghal, Brown, & Yue, 2001; Van Duinen, Renken, Maurits, & Zijdwind, 2008; Thickbroom, Phillips, Morris, Byrnes, & Mastaglia, 1998; Vaillancourt, Маука, Thulborn, & Corcos, 2004). Како мишићи доњих екстремитета имају већи однос мишићне масе, а самим тим и већи број моторних јединица (Bertram, Bengt, Nyman Eberhard, & Gunnar Wohlfart, 1955), мањи број директних кортикоспиналних веза (Brouwer, & Ashby, 1990), али и могући јачи утицај кругова кичмене мождине на покрете доњег екстремитета (Volz et al., 2015) у односу на горње екстремитете, тако је и мишићна контрола доњих екстремитета током статичних контракција различита од контроле мишића горњих екстремитета (Jesunathadas, Klass, Duchateau, & Enoка, 2012).

Према познавању досадашњих истраживања, не постоје она која су се бавила праћењем променљивости силе у мишићу и карактеристикама неуралног управљања између доњих екстремитета код спортиста. Са тим у вези, ово истраживање ће се бавити проучавањем латералне доминантности између доњих екстремитета, њихове мишиће променљивости и активације моторних јединица код спортиста.

1.1 Дефиниције основних појмова

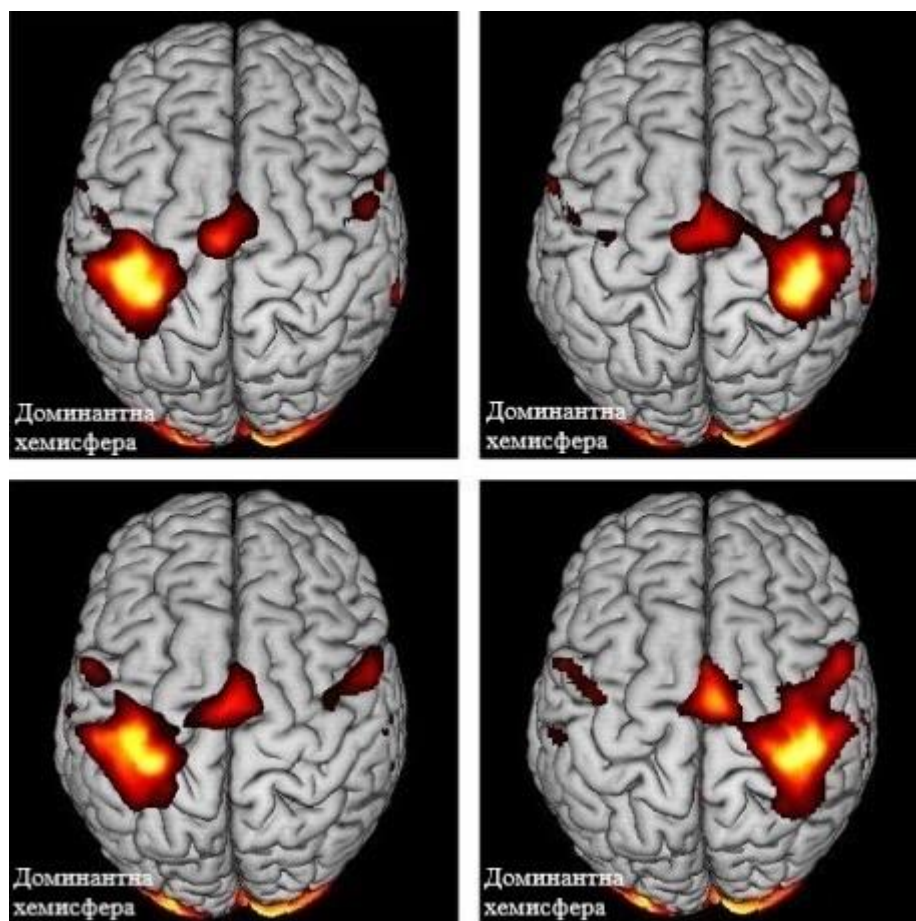
1.1.1 Латерална доминантност

Доминантност се у литератури схвата као феномен CNS-а код кога једна хемисфера игра главну улогу у тачно одређеним покретима (Kagerer et al., 2003; Маки et al., 2008; Pool et al., 2014; Volz et al., 2015), те латералну доминантност (LD) дефинишу као пожељно коришћење више једне стране тела која је супериорнија у извођењу покрета у односу на другу страну тела (Hebbal, & Mysorekar, 2003). Латералност се јавља код свих организама са парним деловима тела (шаке, уши, стопала, очи), где је извођење одређених задатака бољи са једне стране (Croisier, 2004).

Подаци који сугеришу на постојање веће активације једне стране можданих хемисфера уочена је коришћењем Функционалне магнетне резонанце (fMRI), технике за мерење локализоване промене у можданом крвном протоку, односно процента кисеоника у крви у току повећане мождане активности. На овај начин су направљене визуелне слике делова мозга који су били активирани за време појединачних покрета (Wennerfeldt, 2013). Тако је уочено да је лева мождана хемисфера доминантна код

покрета одговорних за вештину и повезана је са анатомским и функционалним асиметријама примарне моторне коре (M1), силазним путевима од мождане коре, као и другим секундарним моторним и осталим повезним деловима који су израженији код десноруких особа, док са друге стране, десна хемисфера која није довољно објашњена у вези са моторном организацијом, испољава мању присутност M1 код десноруких (Serrien et al., 2006). Моторне мапе можданих хемисфера указују на повећану супротну (доминантну) активацију билатералног допунског моторног подручја (SMA), моторног путамена¹ и M1, где веће давање предности доминантној руци одговара јачем неуралном повезивању супротног SMA када изводи покрете доминантном руком. Леворуки у односу на десноруке испољавају мању асиметрију у конекцији моторне мреже која је изражена другачијим механизмима хемисфера код моторне контроле руку (Pool et al., 2014). Овакав став су потврдили и други аутори, објашњавајући да је десна хемисфера одговорна за контролу стабилизације покрета, док је лева одговорна за извршење моторних радњи (Bagesteiro, & Sainburg, 2003; Sainburg, & Wang, 2002). Асиметрија која се јавља између горњих екстремитета повезује се са организацијом нервног система која се манифестује у раном пренаталном развоју (Hepper, 2013).

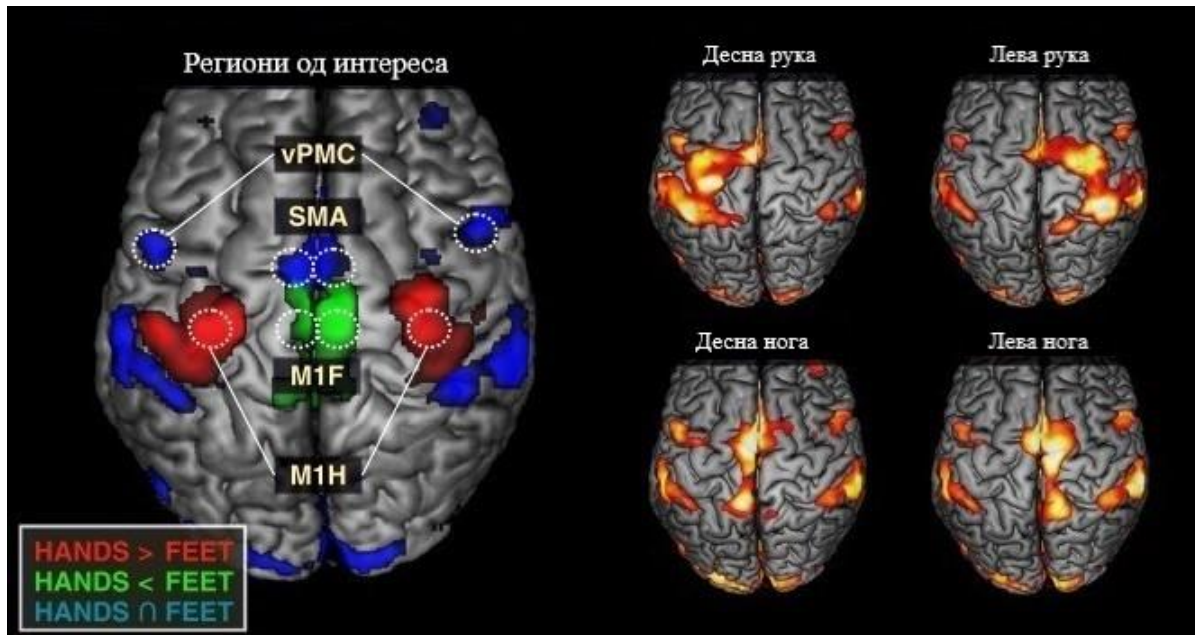
¹ Готово сва моторна и сензорна влакна повезују церебрални кортекс са кичменом мождином, пролазе између главних маса базалних ганглија (репато једро и путамен) и називају се капсула интерна мозга.



Слика 1. Функционална магнетна резонанца активираних можданих делова приликом извршења покрета доминантном (леви ред) и недоминантном (десни ред) руком код десноруких (горњи ред) и леворуких (доњи ред) испитаника (Pool et al., 2014)

Доминантност доњих екстремитета није довољно објашњавана. Јавља се супротстављеност између аутора у дефинисању овог појма. Један део аутора сматра да се доминација једне стране тела јавља искључиво доминацијом можданих хемисфера, што доводи до тога да се приоритет да једној ноzi у односу на супротну ногу (Maupas et al., 2002; Serrien et al., 2006), и тиме самњи кортикоспинална потражња CNS-а како би се избегло двоструко дејство (Clark, Kautz, Bauer, Chen, & Christou, 2013). Други аутори сматрају да се доминантност формира последицом животних навика да неку активност изводе „пожељном“ страном (Maupas et al., 2002; Serrien et al., 2006), као и да се разлика у екстремитетима може кориговати специфичним тренингом (Carpes, Bini, & Mota, 2008; McGough, Paterson, Bradshaw, Bryant, & Clark, 2012). Моторне мапе можданих хемисфера се значајно разликују код унилатералних покрета код горњих и доњих екстремитета, где унилатерални покрети горњих екстремитета испољавају већу латерализацију у контралатералној M1 у поређењу са доњим екстремитетима (Volz et

al., 2015). Објашњење за смањену интерхемисферну инхибицију код доњих екстремитета ови аутори налазе у могућем јачем утицају кругова кичмене мождине на покрете доњег екстремитета.



Слика 2. Функционална магнетна резонанца активираних можданих делова приликом извршења покрета доминантним и недоминантним гроњим (горњи ред) и доњим екстремитетом (доњи ред): vPMC – вентрални премоторни кортекс; SMA - допунска моторна област; M1F – примарна моторна кора током покрета стопала; M1H – примарна моторна кора током покрета руку; Hands – руке; Feet - стопала (Volz et al., 2015)

У претходним истраживањима, на основу различитих упитника и посматрањем испитаника истраживачи су за одређивање латералности у доњим екстремитетима пратили избор ноге испитаника при шутирању, прескакању конопца, скоковима, игрању „школица“, успостављању кретања у напред/назад, након изненадног губљења равнотеже, пењању/силажењу, спуштању на једно колено, тапину стопалом, исцртавању геометријске фигуре на песку (Gabbard, & Hart, 1996; Hebbal, & Mysorekar, 2003; Maupas et al., 2002; van Melick, Meddeler, Hoogeboom, Nijhuis-van der Sanden, & van Cingel, 2017; Steenhuis, & Bryden, 1989; Vanden-Abeeel, 1980). По мишљењу Smak, Neptune и Hull (1999), то је високо индивидуална и променљива мера, јер људи различито реагују на већину захтева који су зависни од коштаног-мишићног састава, те у неким истраживањима тестови за одређивање LD нису предвидели добро страну наглашености у екстремитетима (Maupas et al., 2002). Потребно је спровести додатна истраживања праћењем неуралне активације као параметра за одређивање LD.

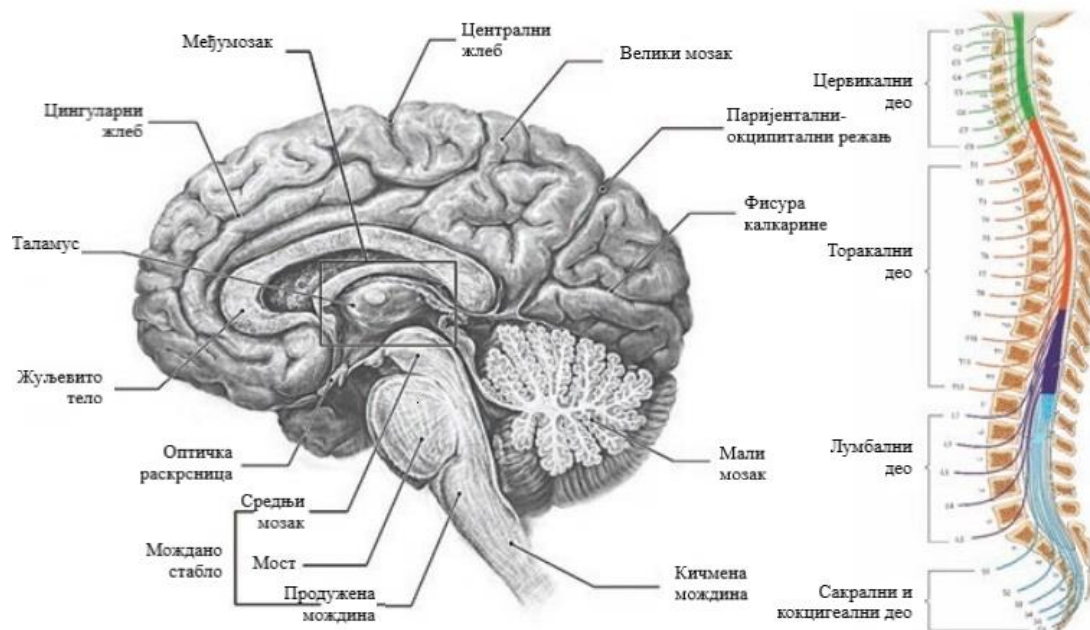
1.1.2 Променљивост мишићне силе

Способност производње прецизне и стабилне силе у дужем временском трајању назива се у литератури контрола силе (Chow, & Stokić, 2011). Променљивост мишићне силе током изометријских контракција јавља се под утицајем више фактора, укључујући количину испољене силе (Kouzaki, Shinohara, Masani, & Fukunaga, 2004; Shinohara, Yoshitake, Kouzaki, Fukuoka, & Fukunaga, 2003), замора (Hunter, & Енока, 2003; Maluf, & Енока, 2005) и неактивности (Shinohara et al., 2003), код младих здравих особа. Када се мишић контрахује он производи силу која није потпуно стабилна и тада се јавља променљивост око просечне испољене силе (Енока, 1997).

Аутори су се бавили проблемом настанка променљивости у мишићу и дошли до закључка да се способност одржавања силе током субмаксималних контракција дужег трајања постиже покретањем централног система да активира додатне потребне моторне јединице, или повећањем стопе паљења тренутно активних моторних јединица, како би се надокнадили механизми повезани са заморима који се могу појавити на нивоу CNS-а, неуромускуларном споју или унутар самог контрактилног механизма (Kenway, 2015). Та активација већег броја моторних јединица производи променљивост силе, која је у вези са контрактилним карактеристикама и брзини пражњења недавно активираних моторних јединица (Allum, Dietz, & Freund, 1978; Christakos, 1982). Променљивост силе се најбоље уочава код неких патолошких стања, где је, на пример, у истраживању на пацијентима са субакутним можданим ударом уочена већа променљивост силе у испољавању изометријске силе обострано у доњим екстремитетима у односу на контролну групу, са већим вредностима променљивости у више погођеној ноzi, што даље имплицира могућност моторног оштећења (Chow, & Stokić, 2011).

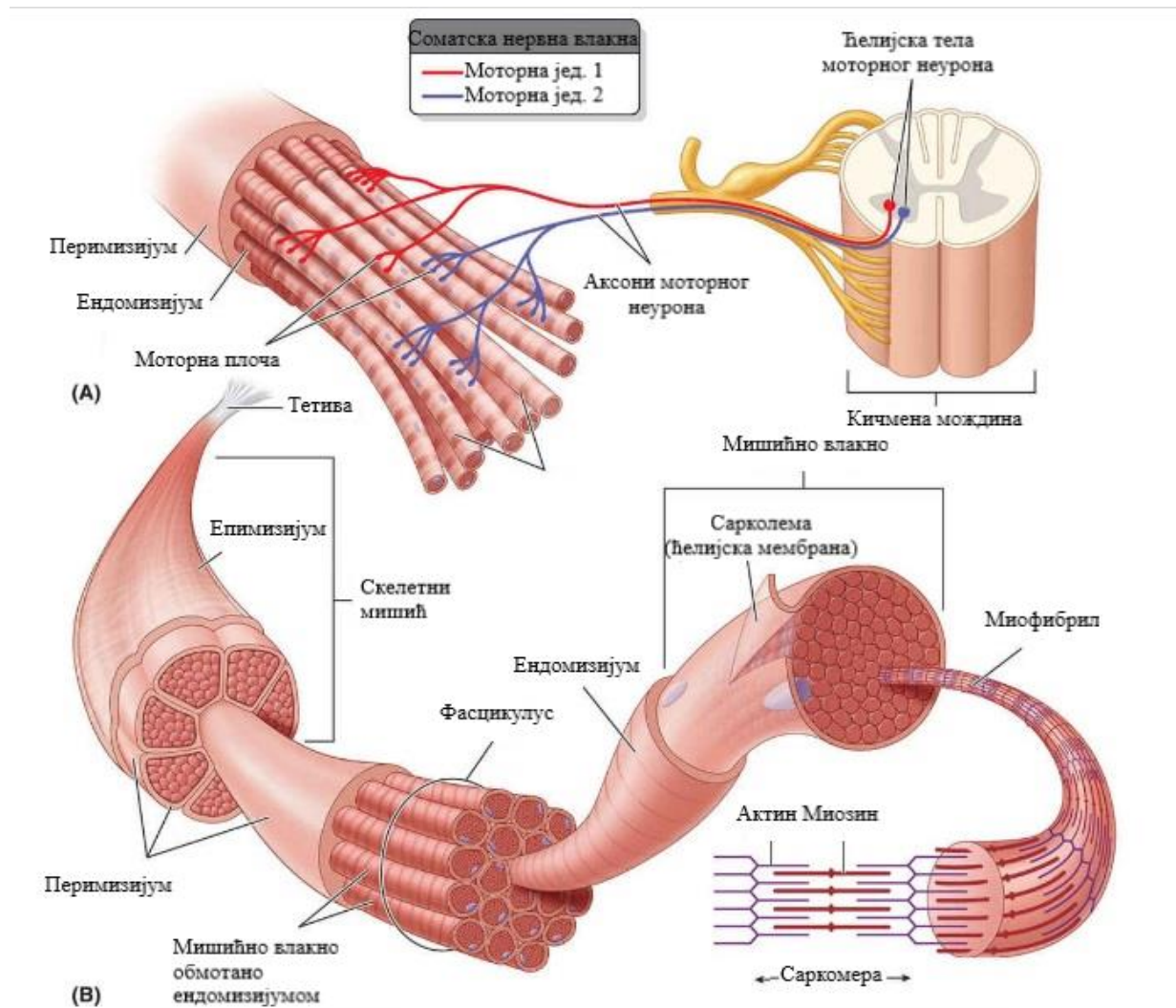
1.1.3 Нервни систем

Нервни систем се састоји од мозга и кичмене мождине који образују CNS, и сензорних и моторних нерава који образују периферни нервни систем (Nieuwenhuys, Voogd, & van Huijzen, 2008). Основна јединица неуромускуларног система је моторна јединица (MU). Када се активира било који мишић, произведена сила једнака је броју укупних сила које су произвеле све моторне јединице које су се активирале (Kenway, 2015). Моторна јединица има две компоненте: мотонеурон и мишићна влакна која су инервисана аксоном мотонеурона, под називом мишићна јединица.



Слика 3. Два дела централног нервног система. Један део (леви), мозак лоциран у лобањи, сачињен је од великог мозга, међумозга, можданог стабла које се састоји од средњег мозга, моста и продужене мождине, малог мозга. Други део (десни), кичмена мождина која се налази у вертебралном отвору подељена је на цервикални, торакални, лумбални, сакрални и кокцигеални део (Lee, 2019)

Сваки појединачни мишић сачињен је од популације моторних јединица које контролишу силу коју мишић врши током контракције. Популација мотонеурона налази се у вертебралном отвору кичмене мождине или у можданом стаблу. Мотонеурони који инервишу мишић су распоређени у уздужном кластеру познатом као моторно језгро или базен мотонеурона (Hesckman, & Епока, 2012). Свако мишићно влакно обавија ћелијска мембрана која се назива сарколема. На сарколеми се налазе набори, тзв. *T-tubuli* који проводе нервни сигнал дуж целог мишићног влакна. Тзв. алфа-мотонеурони, састављени из тела (*soma*) које се налази у одговарајућим деловима кичмене мождине и еферентног нервног влакна (*аксон*) које се пружа до мишића, стварају нервне сигнале за рад скелетних мишића (Nedeljković, 2016).



Слика 4. Структура скелетног мишића и моторне јединице. А. Моторна јединица се састоји од једног моторног неурона и мишићних влакана која га инервишу. Б. Актински (танки) и миозински (дебели) филаменти су контрактилни елементи у мишићним влакнима (Moore, Dalley, & Agur, 2018)

Интензитет и брзина мишићних контракција зависи од броја активираних моторних јединица и фреквенције пражњења њихових алфа-мотонеурона. Већи број мишићних влакана истовремено инервише један алфа-мотонеурон. Они заједно чине моторну јединицу (Nedeljković, 2016). У једном мишићу постоји већи број МУ. Ове МУ се зависно од оптерећења наизменично укључују и искључују и њихове фреквенције пражњења и стварања силе нису сталне (Nesckman, & Епока, 2012). Један нервни сигнал доводи до стварања увек истог нивоа силе. Уколико у мишићно влакно пристигне нови нервни сигнал пре него што се претходни врати на почетну вредност, у мишићном влакну се ствара сила који се додаје на постојећу. Са већом фреквенцијом нервних сигнала ствара се сложенија контракција (Nedeljković, 2016). Број понављања

нервних сигнала потребних за стварање максималне силе унутар различитих мишића креће се у интервалу од 50 Hz до 200 Hz (Епока, 1995). У складу са наведеним, може се додати да на мишићну силу и брзину контракције утиче временски распоред активирања MU, као и временски распоред низова њихових акционих потенцијала (Nedeljković, 2016). Иста моторна јединица може имати различиту фреквенцију пражњења при истој сили контракције мишића у фази пораста силе и фази релаксације мишића, где се са мањим оптерећењима укључују прво споре MU (Henneman, 1957), а при већим оптерећењима и брзе MU (Allum et al., 1978). Све MU у једном мишићу су активирани само уколико је оптерећење максимално (Nedeljković, 2016).

Амплитуда променљивости силе је усклађена са интензитетом контракције, при чему повећана добровољна активација мишића повећава амплитуду променљивости силе (Galganski et al., 1993). Након што се активирају све MU, даље повећање силе постиже се само повећањем брзине паљења већ активираних MU. На динамику променљивости мишићне силе утичу обрасци активирања MU (Allum et al., 1978; McAuley et al., 1997) и нивои паљења MU (Christakos et al., 2006; Elble, & Randall, 1976; Freund, 1983; Hömberg, Reiners, Hefter, & Freund, 1986). Основне јединице неуромускуларног система, MU, почињу да пуцају на приближно од 6 до 10 Hz, а неискоришћени трзаји ових активираних MU снажно утичу на физиолошки тремор (Allum et al., 1978; Elble, & Randall, 1976).

Недавно је приказано да је могуће идентификовати велику популацију MU (Farina, Negro, Muceli, & Епока, 2016; Holobar, & Zazula, 2007; Negro, Muceli, Castronovo, Holobar, & Farina, 2016; Del Vecchio, Negro, Felici, & Farina, 2018) и да их је могуће пратити кроз више одвојених мерења (Martinez-Valdes et al., 2017), као и за време високих добровољних контракција, 70% MVC (Holobar, Minetto, & Farina, 2014; Del Vecchio, Negro, Falla, et al., 2018; Del Vecchio, Negro, Felici, & Farina, 2017).

1.1.4 Билатерални и унилатерални спортови

У већини спортова, обрасци кретања се састоје од билатералних покрета доњих екстремитета, чијој групи припадају спортови као што су дизање тегова, одбојка, веслање, или унилатералних покрета, чијој групи припадају спортови као што су трчање, бициклизам, скокови у даљ и вис, кошарка, фудбал и слично (Luk, Winter, O'Neill, & Thompson, 2014). Билатерални покрети огледају се садејством оба

екстремитета у реализацији одређених задатака, док унилатерални подразумевају парцијално коришћење само једног екстремитета (Luk et al., 2014; Valdez, 2003).

1.1.5 Мишићи потколенице

Мишићи *gastrocnemius medialis*, *gastrocnemius lateralis* и *soleus* својим удружењем формирају мишићну групу, тзв. *triceps surae*. Ова група мишића се спаја и формира Ахилову тетиву и одговорна је за извршавање плантарне флексије у скочном зглобу код човека. Мишић *tibialis anterior* својом активацијом делује као антагонист мишићима из групе *triceps surae* и одговоран је за дорзалну флексију у скочном зглобу. Мишићи *tibialis anterior* и *gastrocnemius medialis* међусобно функционишу реципрочно тако да контролишу стабилизацију скочног зглоба у нормалном усправном ставу (Perry, & Burnfield 1992). Док је један у контракцији, други је релаксиран и обрнуто (Wolf, & Kim, 1997). Мишић *tibialis anterior* (ТА) је важан, јер контролише спуштање стопала на тло након контакта са петом (Chleboun, Busic, Graham, & Stuckey, 2007) и сматра се одговорним мишићем за одржавање равнотеже и нормалног усправног става (Vieira, Bisi, Stagni, & Botter, 2017).

Праћење понашања МУ у ТА за веме добровољних контракција је од великих користи, јер је директно укључен у координацију и фреквенцију покрета приликом кретања (Van Cutsem, Feiereisen, Duchateau, & Hainaut, 1997). Такође, одређен број истраживања који се бавио проучавањем неуралне контроле мишића је спроведен на ТА јер је овај мишић један од често погођених након траума CNS-а (Chae, Sheffler, & Knutson, 2008; Merletti, Zelaschi, Latella, Galli, & Angeli, 1978). У претходним истраживањима су утврдили да ТА има већи опсег активирања МУ (Van Cutsem et al., 1997; Moritz et al., 2005), као и мањи број синаптичких улаза у мотонеуроне (Brouwer, & Ashby 1990) што смањује синаптичку буку у систему и тиме омогућава боље праћење МУ. Интересантно је да жене старије узрасне доби са историјом падова нису статистички значајно биле слабије ни у једном од тестова снаге, осим у мишићима одговорним за дорзалну флексију у скочном зглобу (Skelton et al., 2002), што је потврдило и истраживање Perry и сар. (2007), где су дорзални мишићи скочног зглоба били слабији код старијих особа са историјом падова у односу на здраве особе исте старосне доби.

2. ПРЕГЛЕД ДОСАДАШЊИХ ИСТРАЖИВАЊА

Због недостатка базичних истраживања која су проучавала неуроконтролу и променљивост мишићне силе између доњих екстремитета, а ради постављања теоријског оквира, претрага истраживања је обухватила истраживања заснована на аспектима у вези са латералном доминантношћу. Да би могло да одговори на задатке истраживања, извршен је преглед истраживања кроз три повезане целине које ће омогућити разумевање предмета истраживања. То су истраживања латералне доминантности у горњим и доњим екстремитетима код опште популације испитаника и истраживања латералне доминантности код спортиста. Као додатак, дат је критички осврт на досадашња истраживања са проблемом овог истраживања.

2.1 Стратегија истраживања

За прикупљање одговарајућих истраживачких научних радова, коришћене су следеће електронске базе података: *Google Scholar*, *DOAJ*, *PEPro* и *PubMed*. У циљу ближег претраживања и селекције истраживачких радова, претрага је ограничена коришћењем кључних речи које су повезане са проблемом овог истраживања: *Dominance*; *Force Variability*; *High-density EMG*; *Motor Unit*; *Tibialis Anterior*. Претраживање није ограничено истраживачким радовима објављеним у претходном периоду како би се сагледао што већи број досадашњих истраживања на ову тему. Као додатак, референце свих радова су прегледане не би ли се дошло до још студија које су се бавиле овим проблемом.

2.2 Стратегија одабира радова

Финалном селекцијом радова у анализу су укључена сва доступна истраживања публикована у периоду од 1983. до 2021. године, која су се бавила утврђивањем разлика између горњих и доњих екстремитета код опште популације и између доњих екстремитета код спортиста.

2.3 Ток прикупљања истраживачких радова

Почетном претрагом идентификовано је 330 истраживања. Ограничавањем базе података на одабир академских часописа, идентификовано је 163 истраживања. На основу наслова, издвојено је за даљу анализу 100 истраживачких радова. Ишчитавањем сажетака и радова у целости, 30 истраживања је искључено из даље анализе. Као додатак, извршен је преглед референци идентификованих истраживања и 25 нових истраживачких радова укључено у даљу анализу. Ток прикупљања одговарајућих истраживачких радова приказан је на Слици 5.



Слика 5. Ток прикупљања истраживачких радова

2.4 Анализа података

Табеле 1., 2. и 3. садрже преглед 95 истраживачких научних радова који су задовољили постављене критеријуме. У табели су приказани следећи подаци: референца аутора, предмет истраживања, узорак испитаника (спорт, број испитаника,

пол, доминантност и узраст), опис примењиваног инструментаријума и протокол мерења и добијени резултати.

2.4.1 Истраживања која су утврђивала разлику између горњих екстремитета у неуроконтроли и мишићној променљивости код опште популације испитаника

Табела 1. Преглед карактеристика истраживања која су утврђивала разлику између горњих екстремитета у неуроконтроли и мишићној променљивости код опште популације испитаника.

Реф.	Предмет истраживања	Узорак (број, пол, доминантност узраст)	Инструментаријум, протокол	Резултати
(Kamen, Greenstein, & De Luca, 1992)	Проучавање утицаја нервног система на понашање паљења моторних јединица, као и повезаности између LD и степена променљивости брзине паљења моторних јединица	N: 12 G: - LD: RH (8)/LH (4) Y: 18–30 година	Извођење константне субмаксималне изометријске контракције (трапезоид 3, 12, 3 s) на нивоу силе 30% MVC. Снимање је вршено у мишићу <i>first dorsal interosseous</i> леве и десне руке.	Средња вредност паљења MU, унакрсном корелацијом, била је већа у паровима моторних јединица доминантне руке у односу на недоминантну код обе групе испитаника.
(Kim et al., 1993)	Утврђивање асиметрије у активацији леве и десне моторне коре и повезаности са LD	N: 15 G: M (9)/F (6) LD: RH (10)/LH (5) Y: -	Снимање хемисфера нуклеарном магнетном резонанцом пре, за време и након извршења задатка. Испитаници су реализовали понављајуће покрете палцем, који је додиривао врх остала четири прста.	Постојала је асиметрија у хемисферама у функционалној активацији моторне коре за време контралатералних и ипсилатералних покрета, посебно наглашених код десноруких испитаника. Десна моторна кора је била активирана углавном за време контралатералних покрета, док је лева била активирана за време ипсилатералних покрета код обе групе испитаника.
(Schmied, Vedel, & Pagni, 1994)(Schmied et al., 1994)	Проучавање синхронизације моторних јединица у екстензорима ручног злоба	N: 20 G: M LD: RH (6)/LH (14) Y: 18–30 година	Испитаници су изводили изометријске контракције силе гурајући трансдуктор силе тако да одрже тоничко пуцање за две моторне јединице у времену од 3 до 5 минута, како би произвело до 3.000 импулса за сваку јединицу. Сигнали су праћени EMG.	Парови моторних јединица су се празнили са већим степеном синхронизације у доминантној руци у поређењу са недоминантном. Нису пронађене статистички значајне разлике у променљивости пражњења моторних јединица, као ни у њиховом прагу регрутације.
(Semmler, & Nordstrom, 1995)	Проучавање утицаја доминантности на својства пражњења моторне јединице у мишићу <i>first dorsal interosseous</i> леве и десне руке	N: 12 G: M LD: RH (6)/LH (6) Y: 21–47 година	Испитаници су изводили покрет одвођења кажипрста, при чему су задржавали мирну позицију у трајању од 60 s на циљаном нивоу силе 1% до 7% MVC.	Резултати су показали да је јачина синхронизације MU-а и број синхронизованих парова био доста мањи код доминантне руке десноруких испитаника (51% парова) у поређењу са недоминантном руком (80% парова). Код леворуких испитаника јачина и број синхронизованих парова MU-а су биле сличне вредности. Ова синхронизација MU-а није имала статистички значајно већи утицај на физиолошки тремор у мишићима између екстремитета.

Табела 1. (наставкак 1-7)

(Dassonville et al., 1997)	Проучавање функционалне активације у кортикалним моторним деловима за време покрета доминантне и недоминантне руке код десноруких и леворуких испитаника	N: 13 G: M (7)/F (6) LD: RH (7)/LH (6) Y: 25.5 година	За време снимања мозга магнетном резонанцом, задатак испитаника је био да одрже миран положај прста у трајању од 60 s.	Доминантна рука је показала већу активацију у котралатералном моторном кортексу у односу на недоминантну код обе групе испитаника.
(Adam et al., 1998)	Проучавање разлике у регрутацији моторних јединица и начину њиховог паљења у мишићу <i>first dorsal interosseous</i> леве и десне руке	N: 8 G: M LD: RH (3)/LH (4)/ No (1) Y: 27.5 ± 7.5 година	Испитаници су изводили изометријске контракције одвођењем кажипрста леве и десне руке на нивоу силе 30% MVC. За праћење понашања моторних јединица коришћена је инвазивна метода.	Средња вредност прага регрутовања MU у доминантном кажипрсту је била 20.7% нижа него код недоминантне стране. Такође, путања силе и средња вредност брзине паљења MU-а у недоминантном кажипрсту су били мање стабилни него у доминантном. То је даље довело до мање променљивости силе током контракција у доминантној руци.
(Semmler, & Nordstrom, 1998b)	Праћење својства праћења моторних јединица и променљивости силе у мишићу <i>first dorsal interosseous</i> обеју руку	Музичари, дизачи тегова, неутренирани N: 16 G: M (13)/F (3) LD: RH Y: 19 ± 25/18 ± 20/23 ± 47	Испитаници су изводили ниске изометријске контракције одвођења левог и десног кажипрста у трајању од 40 s на нивоу силе 2% и 11% MVC.	Резултати су показали малу али статистички значајну разлику у ISI код музичара и неутренираних испитаника. Јачина синхронизације MU је била слабија и исте снаге у обе руке код музичара и у доминантној руци код неутренираних испитаника. Синхронизације врхова MU су биле знатно шире у доминантној руци неутренираних испитаника. Средња вредност коефицијента погона за парове MU-а био је статистички значајно нижи код музичара у односу на бодибилдере и неутрениране. RMS амплитуда тремора и највећа снага били су значајно већи код бодибилдера у односу на музичаре и неутрениране испитанике. MVC неутренираних испитаника је била статистички значајно већа него код музичара и бодибилдера.
(Triggs, Subramaniam, & Rossi, 1999)	Повезаност асиметрије у кортикалном моторичком приказу коришћењем трансранијалне магнетне стимулације	N: 9 G: M (6)/F (3) LD: RH (6)/LH (3) Y: 33 ± 7 година	Коришћењем трансранијалне магнетне стимулације вршена је стимулација левог и десног мишића <i>abductor pollicis brevis</i> и <i>flexor carpi radialis</i> . Активација је праћена магнетним симулатором.	Резултати су показали да је број места за стимулацију моторно изазваних потенцијала статистички значајан у доминантном екстремитету за <i>abductor pollicis brevis</i> и <i>flexor carpi radialis</i> . Статистички значајна разлика између леворуких и десноруких испитаника, где је код десноруких била већа активација <i>abductor pollicis brevis</i> у доминантној руци, док је код леворуких <i>abductor pollicis brevis</i> била већа у недоминантној руци.

Табела 1. (наставак 2-7)

(Beuter, 2000)	Утврђивање карактеристика физиолошког тремра у домиантној и недоминантној руци код десноруких испитаника	N: 22 G: F LD: RH Y: 20 и 40 година	Статичком задржавању контракције од 40 s претходио је притисак кажипрстима на дојстику у трајању од 30 s и периодични притисци кажипрстима. У првом задатку, испитаник је могао да види светлећу диоду само у току произведене силе од 1.6 и 2.2 N. У другом задатку покрет је мерен метрономом (50 пута у 60 s, или 0.83 Hz) током 60 s. Физиолошки тремор је забележен неонским ласерима.	Доминантна страна је испољила већу променљивост силе, већу снагу на опсегу од 7 до 12 Hz и већу средњу вредност фреквенција.
(Civardi, Cavalli, Naldi, Varrasi, & Cantello, 2000)	Утврђивање функционалних асиметрија моторне коре код доминантне и недоминантне хемисфере	N: 15 G: - LD: RH (9)/LH (6) Y: 28.8 ± 5.6/27.7 ± 2.8 година	Коришћењем трансраниалне магнетне стимулације мерен је релаксиран (10% MVC) и активни моторни праг, као и ипсилатерална кортикокортикална инхибиција за моторне делове руку.	Код десноруких кортикокортикалне инхибиције и ослобађања криве показали су повећан ниво ослобађања у доминантној у односу на недоминантну хемисферу. Код десноруких испитаника у оба екстремитета је била већа инхибиција и мање ослобађање у кортикокортикалној инхибицији и ослобађању криве него у одговарајућој области код леворуких. Леворуки нису испољили латерализацију.
(Sainburg, & Kalakanis, 2000)	Утврђивање координације обрасца кретања у горњим екстремитетима	N: 6 G: M (4)/F (2) LD: RH Y: 24–36 година	Испитаници су покретали руке у правцу циља након сигнала са углом у лакатном зглобу од 20° али различитим углама у раменом зглобу (5°, 10° и 15°). Вршена је кинематичка анализа покрета.	Промене смера путање десне руке нису зависиле од импулса обртног момента интеракције лакта, што је указивало на вештију координацију мишићних покрета у доминантној страни.
(Brouwer, Sale, & Nordstrom, 2001)	Процењивање трансраниалном магнетном стимулацијом релативно учешће кортикоспиналног пута у активирању мишића <i>first dorsal interosseous</i>	N: 32 G: M (16)/F (16) LD: RH (16)/LH (16) Y: 28 ± 7 година	Испитаници су изводили изометријску контракцију абдукцијом кажипрста на нивоу силе 0.5 N, 1 N и 2 N док је трансраниална магнетна стимулација примењивана за време интензитета прага мировања, 0.9 или 0.8.	Олакшање пробуженог моторног потенцијала било је веће на левој страни у мишићу <i>first dorsal interosseous</i> и код леворуких и десноруких, али је асиметрија била повезана са јачином доминантности руке. Ова асиметрија није била повезана са тапингом прста или извођењу задатка, али је била позитивно повезана са снагом мишића.
(Solodkin, Hlustik, Noll, & Small, 2001)	Утврдити регионе повезане са стварањем разлика у покретима прста код леворуких и десноруких испитаника	N: 13 G: - LD: RH (7)/LH (6) Y: 31 година	Снимање мозга магнетном резонанцом. Испитаници су изводили једнократне покрете палац/прст на 2 s ⁻¹ , одмор, понављајући задатак палац/сваки супротни прст на 2 s ⁻¹ , одмор.	Леворуки су испољили већи волумен и већи број активираних делова мозга од десноруких, као и мању латерализацију. Понављајући задатак је захтевао интензивнију мождану активацију у неколико билатералних региона, док је једнократни задатак захтевао мању мождану активацију, али су испитаници испољили већу латерализацију.

Табела 1. (наставкак 3-7)

(Farina, Kallenberg, Merletti, & Hermens, 2003)	Утврђивање разлика у периферном и контролном својству неуромускулатурног система између левог и десног мишића <i>trapezius</i> -а.	N: 14 G: M (10)/F (4) LD: RH (9)/LH (5) Y: $33.0 \pm 12.1/22.0 \pm 3.7$	EMG сигналама је праћена активација горњег дела мишића <i>trapezius</i> . Испитаници су изводили статичку константну контракцију са углом у зглобу лакта 90° и масом оптерећења 0 kg, 0.5 kg, and 1 kg.	Резултати су показали статистички значајну разлику између страна, са доминантном страном отпорнијом на замор него недоминантном.
(De Gennaro et al., 2004)	Упоређивање транскалозне инхибиције и кортикоспиналне активације код леворуких и деснооруких испитаника	N: 32 G: M (16)/ F (16) LD: RH (16)/LH (16) Y: 25.9 ± 0.8	Транскраниални магнетни импулс интензитета 120% МТ. Импулси између интервала били су 2, 4, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, и 20 ms за обе мождане коре, пробуђени моторни потенцијал је снимљен са мишића <i>abductor digiti minimi</i> .	Кортикоспиналана активација се разликовала код група испитаника. У доминантној хемисфери био је нижи моторни праг од недоминантне код леворуких испитаника, док је код деснооруких био већи пробуђени моторни потенцијал у доминантној руци.
(Yamauchi, Imanaka, Nakayama, & Nishizawa, 2004)	Утврђивање разлика у латерализацији и интерхемисферичном трансферу код задржавања покрета код леворуких и деснооруких испитаника	N: 30 G: M LD: RH (15)/LH (15) Y: 18–22 године	Задатак се састојао од критеријумског линеарног покретања таџира, задржавања и тестирања.	Код деснооруких испитаника је испољена константна грешка у извршењу покрета недоминантном руком. Код леворуких испитаника је испољена грешка слична између екстремитета.
(Mottram, Jakobi, Semmler, & Enoka, 2005)	Упоређивање карактеристика пражњења исте моторне јединице у мишићу <i>biceps brachii</i> током извођења две врсте контракција замора	N: 15 G: M LD: RH Y: 25.6 ± 5.8 година	Испитаници су реализовали задатак одржавања позиције (угао у лакту 90°) и извршење субмаксималне контракције на $3.5 \pm 2.1\%$ MVC изнад прага регрутовања изоловане моторне јединице, односно средње вредности силе $22.2 \pm 13.4\%$ MVC у трајању од 161 ± 96 s.	Резултати су показали да доминантност руку не утиче на прилагођавање активности моторне јединице током субмаксималних контракција силе, као ни код теста одржавања позиције.
(Klöppel et al., 2006)	Утицај доминантности на неуралну активацију примарног сензомоторног кортекса, допунског моторног подручја и дорзалног премоторног кортекса	N: 32 G: M (18)/ F (14) LD: RH (16)/LH (16) Y: 25–55 година	За време снимања мозга функционалном магнетном резонанцом испитаници су изводили задатке реакције избора, за утврђивање координације и брзине, својим левим и десним кажипрстом. Постојала су четири симболична знака од којих је сваки упућивао на различите покрете (притисак дугмета левим, десним или помоћу оба кажипрета, што је могуће брже).	Резултати су утврдили да леворони показују већу активност у допунском моторном подручју и у десном предњем оперкуларном кортексу током притиска дугмета доминантном руком.
(Diederichsen et al., 2007)	Упоређивање разлика мишићне активације између рамених мишића доминантне и недоминантне стране за време покрета	N: 20 G: M (17)/ F (3) LD: RH (17)/ LH (3) Y: 23–57 година	Испитаници су изводили од 3 до 5 понављања одвођења лопатике и спољне ротације рамена при оптерећењу 10% MVC. Током извршења задатака, активација осам мишића је праћена EMG сигналама.	За време извођења абдукције, нормализована вредност EMG је била статистички значајно мања на доминантној страни у поређењу са недоминантном у свим мишићима осим у <i>infraspinatus</i> и доњем делу <i>trapezius</i> -а. Супротно овоме, за време спољних ротација, већа активација EMG је забележена у мишићима <i>supraspinatus</i> , <i>infraspinatus</i> , доњем и горњем делу <i>trapezius</i> -а и <i>latissimus</i> са доминантне стране.

Табела 1. (наставкак 4-7)

(Gupta, Sanyal, & Babbar, 2008)	Утврђивање повезаности између доминантности и моторне и сензорне брзине спровођења сигнала код десног и медијалног нерва	N: 84 G: M (63)/ F (21) LD: RH (72)/LH (12) Y: 17–21 година	Праћење нервне активације извршене стимулацијом Моторна: 2–5 $\mu\text{v}/\text{mm}$, фреквенције: 2–5 Hz, 10 KHz, брзина: 2–5 ms/mm. Сензорна: осетљивост: 10– 20 $\mu\text{v}/\text{mm}$, фреквенције: 5–10 Hz, 2–3 KHz, брзина: 1–2 ms/mm.	Сензорна брзина спровођења импулса у десном и левом медијалном нерву је била статистички значајно виша код леворуких испитаника. Моторна брзина спровођења импулса се није разликовала између група испитаника.
(Bilodeau, Bisson, DeGrâce, Després, & Johnson, 2009)	Утврђивање разлика између горњих екстремитета у амплитуди мишићног тремора код десноруких испитаника	N: 17 G: M (9)/ F (8) LD: RH Y: 22–28 година	Протокол је укључивао одржавање мирног хоризонталног положаја руке (неутрална позиција ручног зглоба) у трајању од 10 s са држањем терета различите масе, 0, 114, 425, 1014, 3614 и 5614 g. Мишићна активација је праћена EMG сигналима са мишића опружача и прегибача ручног зглоба.	Резултати су показали да је ~ 30% већа амплитуда убрзања променљивости силе била у недоминантној руци у односу на доминантну. Статистички значајна повезаност између амплитуде убрзања RMS и EMG снаге на 5–15 Hz, 20–30 Hz и 40–50 Hz фреквенције специфичне за доминацију и висину оптерећења, као и статистички значајна повезаност између амплитуде убрзања RMS и активације мишића прегибача RMS EMG при малим оптерећењима и опружача RMS EMG при великим оптерећењима за недоминантну руку, али не и за доминантну.
(Goble, Noble, & Brown, 2009)	Утврђивање утицаја извршења проприоцептивних задатака на симетрију руке/хемисфере код леворуких испитаника	N: 10 G: M (4)/ F (6) LD: LH Y: 23.2 \pm 4.6 година	Извођење проприоцептивних прецизних задатака који захтевају памћење и интерхемисферични трансфер и циљану амплитуду (20, 40°).	Леворуки су испољавали мању грешку код извођења задатака прецизности недоминантом руком.
(Gordon, Rudroff, Enoka, & Enoka, 2012)	Упоредивање времена издржљивости и неуромишићног прилагођавања код десноруких и леворуких испитаника за време извођења непрекидних изометријских контракција левом и десном руком	N: 20 G: M LD: RH (10)/LH (10) Y: 21 \pm 5 година	Протокол се састојао од одржавања непрекидних субмаксималних контракција током интензитета силе 20% MVC. Активација мишића <i>brachialis</i> је праћена EMG апаратом.	Резултати су показали да леворуки испитаници испољавају већу променљивост силе од десноруких испитаника у оба задатка позиције, али и да не постоји статистички значајна разлика између екстремитета за време трајања контроле задатака позиције и силе.
(Pereira, Freire, Cavalcanti, Luz, & Neto, 2012)	Проучавање променљивости силе и сензомоторне стратегије доминантне и недоминантне руке испитаника за време извођења субмаксималних изометријских контракција	N: 24 G: M (13)/F (11) LD: RH (12)/LH (12) Y: 23 \pm 3/24 \pm 3 година	Испитаници су изводили непрекидне изометријске контракције на нивоу силе 30% и 50% MVC у трајању од 10 s. Активација мишића <i>flexor digitorum superficialis forearm</i> и <i>extensor digitorum</i> праћени су уз помоћ EMG. Праћен је опсег следећих фреквенција, 5–13 Hz, 13–30 Hz, 30–60 Hz and 60–100 Hz.	Резултати су показали да су MVC и променљивост силе били без статистички значајних разлика и код леворуких и десноруких испитаника, док је код десноруких на нивоу фреквенције 30–60 Hz неуромускулатурна активација била већа. На спектрум силе је утицала доминантност, с већим осцилацијама код леворуких на нивоу фреквенције 1–3 Hz.

Табела 1. (наставак 5-7)

(Przybyla, Good, & Sainburg, 2012)	Проучавање асиметрије између екстремитета у координацији покрета код леворуких испитаника	N: 40 G: M (16)/F (24) LD: RH (20)/LH (20) Y: 18–33 година	Сваки испитаник је извршио 180 брзих унилатералних дохвата међајући руку после 18 понављања. Сваки сет од 18 понављања садржао је 6 покрета на сваку од три мете различитим редоследом.	Резултати су показали да је доминантна рука обе групе испитаника била добро координисана. Недоминантна рука код десноруких испитаника је показала знатно већу закривљеност путање, као и већу грешку. За разлику од десноруких, леворуки испитаници су имали боље развијену координацију своје недоминантне руке.
(Aune, Aune, Ettema, & Vereijken, 2013)	Упоредивање билатералног дефицита између проксималних и дисталних мишића код зглобова горњих екстремитета	N: 10 G: M (5)/F (5) LD: RH Y: 23 ± 1.3 година	Извођење добровољних брзих изометријских контракција прегинањем рамена и кажипрста унилатерално и билатерално.	Резултати су показали значајан апсолутни билатерални дефицит силе за проксималне и дисталне мишиће. Релативни билатерални дефицит силе за флексију рамена био је знатно већи него за флексију кажипрста.
(Daligadu, Murphy, Brown, Rae, & Yelder, 2013)	Проучавање разлика у екситабилности хемисфера и једностраној наглашености код десноруких и леворуких испитаника	N: 24 G: M LD: RH (12)/LH (12) Y: 24.5/22.0 година	Активација левог и десног мишића <i>first dorsal interosseous</i> праћена је EMG апаратом. Транскранијална магнетна стимулација је примењивана у делу руке коришћења доминантног примарног моторног кортекса. Примењивани су магнетни стимулуси од 10% прираста између 90 и 150% RTh. При сваком интензитету стимулуса испоручено је 16 стимулуса, а редослед различитих интензитета стимулације је псеудо-рандомизиран.	Резултати су показали да је крива регрутације MU-а имала повећану активацију у недоминантној руци у поређењу са доминантном, код обе групе испитаника. Леворуки су ипољили већу активацију у њиховој недоминантној (десној) хемисфери, док је код десноруких било обрнуто.
(Pool et al., 2014)	Утврђивање повезаности доминантности руку и моторног система	N: 36 G: M/F LD: RH (18)/LH (18) Y: 25.7 ± 3.0 година	Протокол истраживања је садржао снимање мозга функционалном магнетном резонанцом и динмичко узрочно моделовање за време извршење затварања леве и десне шаке на три фреквенције 0.75 Hz, 1.5 Hz и 3.0 Hz.	Резултати су показали да су за време вршења покрета доминантном руком, моторни путамен и примарна моторна кора били статистички значајно већи код десноруких у односу на леворуке. Јака латерализација у доминантном рука-хемисфера систему за време извођења покрета доминантном руком. Леворуки испитаници су ипољили мању асиметрију.
(K. Li et al., 2015)(K. Li et al., 2015)	Утврђивање утицаја доминантности координације прстију на променљивост силе са и без визуелне информације током извођења задатка прецизности	N: 24 G: M LD: RH Y: 24.9 ± 1.6 година	Испитаници су хватали палцем и кажипрстом цојетик и задржавали ниво задате силе у трајању од 1 минута. У првих 30 s испитаници су пратили визуелну путању на екрану, док је за одржавање последњих 30 s визуелно праћење уклањано.	Резултати су показали да је десна рука статистички значајно јача у испољавању MVC. Није утврђена статистички значајна разлика између екстремитета код субмаксималних контракција сила са и без визуелне информације. У доминантној руци је палац производио променљивију силу од кажипрста. Уклањањем визуелне информације, уочен је статистички значајни пораст у променљивости силе кажипрста обеју руку. Вредности променљивости силе су биле статистички значајније веће у доминантној руци у односу на недоминантну.

Табела 1. (наставкак 6-7)

(X. Li et al., 2015)(X. Li et al., 2015)	Утврђивање утицаја доминантности на индекс величине моторних јединица код првог <i>dorsal interosseous</i> и <i>thenar</i> мишића и повезаност са мерама снаге	N: 26 G: M (17)/F (9) LD: RH (24)/LH (2) Y: 33 ± 12 година	Протоколом је захтевано постепено повећање силе од минималног напора до максималне снаге у трајању од 20 s. За добијање података коришћени су динамометар и мерач притиска, док су у исто време примењивани електрични стимулуси на уларни и медијални нерв.	Мишићна снага доминантне руке већа је у односу на недоминантну. Индекс величине моторних јединица није се статистички значајно разликовао између екстремитета.
(Gould, Cleland, Mani, Amiridis, & Enoka, 2016)	Упоредивање карактеристика праћења једне моторне јединице за време непрекидних изометријских контракција током контроле силе и позиције у горњим екстремитетима	N: 21 G: M (13)/F (8) LD: LH Y: 21.9 ± 1.9 година	Протокол истраживања се састојао од извођења постепеног повећања силе до 60% MVC у току 10 s. Испитаници су затим извели две субмаксималне контракције од 3% MVC са визуелним праћењем сигнала и одржавања позиције.	Доминантност руку не утиче на прилагођавање активности моторне јединице током субмаксималних контракција силе, као ни код теста позиције.
(Mitchell, Martin, & Adamo, 2017)	Утврђивање разлика у рука-хемисфера за време извођења изометријских контракција силе од 20% и 70% MVC између обе руке испитаника	N: 11 G: M LD: RH Y: 24.9 ± 4.9 година	Визуелно праћења силе на екрану уз помоћ дојстике, где је визуелни сигнал био уклоњен за време праћења силе супротном руком.	MVC је била статистички значајно виша у десној руци у поређењу са левом. Грешка приликом извођења изометријске силе на 70% MVC је била статистички значајно нижа у десној руци, где је супротно томе код извођења изометријске силе на 20% MVC била статистички нижа у левој руци. Променљивост силе је била статистички значајно већа у десној руци у односу на леву на 70% MVC, где је извођење изометријске силе на 20% MVC било статистички значајније стабилније од 70% MVC.
(Pinto, Gazzoni, Botter, & Vieira, 2018)	Испитивање периферних особина доминантног и недоминантног мишића <i>biceps brachii</i> анализом одговора М-таласа на инкременталну електричну стимулацију	N: 20 G: M (14)/F (6) LD: RH (16)/ LH (4) Y: 21 до 35/19 до 25 година	Растућом стимулацијом довођење тренутних импулса струје у <i>biceps brachii</i> , од 2 mA до максималног интензитета толеранције за сваког испитаника, 3.4 min најдуже.	Амплитуда М-таласа расте постепеније у доминантној руци.
(Debbarma, & Mehta, 2018)	Утврђивање разлика у моторној и сензорној брзини проводљивости нерва (NCV) између леворуких и десноруких испитаника користећи улнарни, медијални и радијални нерв	N: 100 G: M/F LD: RH (50)/ LH (50) Y: 18–40 година	Нервна проводљивост изведена је на RMS EMG машини за електрофизиологију.	Резултати су показали да је NCV у свим нервима била већа код леворуких у односу на десноруке испитанике, такође да је NCV код десног медијалног нерва био већи код десноруких. NCV се није разликовала између екстремитета у улнарном и радијалном нерву, осим у медијалном.

Табела 1. (наставкак 7-7)

(Burdukiewicz, Pietraszewska, Andrzejewska, Chromik, & Stachoń, 2020)	Утврђивање утицаја примењених техника борења и циљане физичке активности на појаву асиметрије у мишићној маси и изометријској сили код бодибилдера и такмичара у борилачким вештинама	Бодибилдинг, борилачке вештине, неспортисти N: 120 G: M LD: LL (12%) Y: 21.6 ± 2.6 година	Поред телесне композиције испитаника, протокол мерења је укључивао мерење максималне добровољне контракције приликом стиска левом и десном шаком.	Између бодибилдера и неспортиста постоје статистички значајне разлике у снази стиска шаке, које указују на функционалну доминацију десног екстремитета. Међу џудистима и ђиу-џицу спортистима ова разлика је била мала и статистички безначајна.
---	---	---	---	--

Легенда: N – број испитаника; G – пол; M – мушки пол; F – женски пол; LD – латерална доминантност; RH – десноруки; RL – леворуки; Y – узраст; EMG – електромиограм; MVC – максимална добровољна контракција; MU – моторна јединица; RMS – средња квадратна амплитуда.

Овом групом истраживања обухваћено је 35 истраживања која су се бавила утврђивањем разлика између доњих екстремитета у неуроконтроли и мишићној променљивости у горњим екстремитетима код опште популације испитаника. Прво истраживање из ове групе публиковано је 1992. године (Kamen et al., 1992), док је последње публиковано 2020. године (Burdukiewicz et al., 2020). Укупан број испитаника у свим истраживањима био је 923. У већини истраживања, 21, узорак испитаника је био и мушког и женског пола, у три се није знао пол испитаника, у једном су испитаници били женског пола, док је у осталим истраживањима узорак испитаника био мушког пола.

Критички осврт на досадашња истраживања између горњих екстремитета код опште популације испитаника

Концепт латералне доминантности је у многим истраживањима базиран на проучвању утицаја моторне контроле на покрете горњих екстремитета. Истраживања синамањем магнетном резонанцом мозга су показала да постоји функционална хемисферна латерализација. У истраживањима Kim и сар. (1993), Dassonville и сар. (1997), Pool и сар. (2014) показали су да постоји јака латерализација у доминантном рука-хемисфера систему за време извођења покрета доминантном руком. Такође, за време вршења покрета доминантном руком, моторни путамен и примарна моторна кора били су више активирани код деснорукних у односу на леворуке и леворуки испитаници су испољили мању асиметрију од деснорукних. Triggs, Subramaniam и Rossi (1999) коришћењем транскраниалне магнетне стимулације увидели су да је број места за стимулацију моторно изазваних потенцијала у možданом прегледу статистички значајан у доминантном екстремитету за мишиће *abductor pollicis brevis* и *flexor carpi radialis*, с тим што је код деснорукних била већа активација за *abductor pollicis brevis* у

доминантној руци, док је код леворуких за *abductor pollicis brevis* била већа у недоминантној руци.

На основу изнетог, а с обзиром на доминантност једног екстремитета где су перформансе доминантне руке боље, истраживања у вези са проналажењем повезаности моторне контроле и доминантности постали су изазов многим истраживачима. Сматра се да организација неуромишићног система такође може допринети доминацији горњих екстремитета. Како год, резултати истраживања су различити. Неколико студија је показало да извођење покрета доминантном руком није била боља од извођења покрета недоминантном у изометријским контракцијама, док са друге стране, друга истраживања су показала статистички значајну асиметрију.

У делу истраживања где се проучавала стабилност силе, веће осцилације силе су уочене код слабијег екстремитета него у јачем на нивоу силе 30% MVC код извођења абдукције кажипрстом (Adam et al., 1998), док са друге стране те разлике нису испољене на нивоу силе 10% MVC (Semmler, & Nordstrom, 1995). У извођењу изометријских контракција на високом интензитету силе, 70% MVC, променљивост силе је била статистички значајно већа у доминантној руци у односу на недоминантну (Mitchell et al., 2017). Ове разлике у резултатима у истраживањима Adam и сар. (1998), Semmler и Nordstrom (1995) и Mitchell, Martin и Adamo (2017) биле су због утицаја различитих нивоа контракције. У истраживању Beuter (2000) доминантна страна је испољила већу променљивост силе, већу снагу на опсегу од 7 до 12 Hz и већу средњу вредност фреквенција, док су Sainburg и Kalakani (2000) и Yamauchi (2004) уочили координирање извођење покрета доминантном руком. Поред овога, праћењем понашања моторних јединица, Adam и сар. (1998) увидели су разлике у активирању и брзини пуцања моторних јединица између мишића *first dorsal interosseous* доминантне и недоминантне руке. Моторне јединице у доминантној руци показале су ниже просечне стопе паљења и ниже прагове активирања од оних у недоминантној руци (Adam et al., 1998). Даље, за време изометријских контракција, парови моторних јединица су се празнили са већим степеном синхронизације у доминантној руци у односу на недоминантну, док нису пронађене статистички значајне разлике у променљивости пражења моторних јединица, као ни у њиховом прагу активирања (Schmied et al., 1994).

У истраживању Kamen, Greenstein и De Luca (1992) средња вредност паљења MU, унакрсном корелацијом, била је већа у паровима моторних јединица доминантне

руке у односу на недоминантну. Такође, снага краткотрајне синхронизације моторних јединица је била слабија у доминантном од недоминантног екстремитета код десноруких испитаника, али та разлика, на пример, није постојала код леворуких испитаника, што указује на ограниченију дистрибуцију директних пројекција из моторних кортикалних неурона унутар базена мишићних мотонеурона или смањену ексцитабилност кортикалних неурона током извођења задатка (Semmler, & Nordstrom, 1995). Како год, доминантност руку не утиче на прилагођавање брзине пражњења и променљивости у времену пражњења активности моторне јединице у мишићу *biceps brachii* за време непрекидних субмаксималних контракција које захтевају силу или контролу положаја, било код леворуких (Gould et al., 2016) или десноруких испитаника (Mottram et al., 2005). Заједно, ови подаци указују на то да могу постојати разлике у организацији моторних јединица између удова. Поред овога, постоје резултати који указују на разлику у активацији моторних јединица код утренираних испитаника у односу на неутрениране. Резултати спроведених на музичарима (утренирани испитаници) у односу на неутрениране испитанике, показали су слабију јачину синхронизације и исте снаге MU у обе руке код музичара и у доминантној руци код неутренираних испитаника. Такође, средња вредност коефицијента погона за парове MU-а и променљивост силе били су статистички значајно нижи код музичара у односу на бодибилдере и неутрениране, али и да неурална контрола није била под утицајем испољене максималне добровољне силе (Semmler, & Nordstrom, 1998b). Иако је добро утврђено да је активирање моторних јединица кључан механизам којим се контролише мишићна сила (Clamman, 1993; Kernell, 2003), резултати о систематској повезаности активирања моторних јединица и доминације су ретки.

2.4.2 Истраживања која су утврђивала разлику између доњих екстремитета у неуроконтроли и мишићној променљивости код опште популације испитаника

Табела 2. Преглед карактеристика истраживања која су утврђивала разлику између доњих екстремитета у неуроконтроли и мишићној променљивости код опште популације испитаника

Реф.	Предмет истраживања	Узорак (број, пол, доминантност узраст)	Инструментаријум, протокол	Резултати
(Jakobi, & Cafarelli, 1998)	Утврђивање разлика између колених екстензора приликом извођења билатералних и унилатералних покрета	N: 20 G: M (7)/F (6) LD: RH (7)/LH (6) Y: 25.5 година	Извођење унилатералних и билатералних изометријских контракција на нивоима силе 25, 50, 75 и 100% MVC. Активација мишића <i>quadriceps</i> је праћена ЕМГ апаратом.	Није постојала статистички значајна разлика у сили између унилатералних и билатералних покрета, као ни у активацији мишића агониста и антагониста и нивоу стопе паљења MU-a.
(Oshita, & Yano, 2010)	Утврђивање асиметрије у променљивости силе у мишићима ногу за време изометријских контракција	N: 20 G: M LD: - Y: 21 ± 2	MVC у екстензорима и флексорима коленог зглоба. Извођење непрекидних изометријских контракција на нивоу силе 10%, 20% и 30% MVC у трајању од 15 s.	Код 13 испитаника је екстензор колена био јачи код десне ноге, док је код 17 испитаника флексор колена био јачи код десне ноге. Статистички значајно већа променљивост силе у јачем екстремитету на нивоу силе 30% MVC. Нису пронађене разлике у променљивости силе на нивоима силе 10% и 20% MVC. Статистички значајне позитивне корелације између циљаних вредности силе и променљивости силе при сваком интензитету контракције.
(Burnett, Campbell-Kuureghyan, Cerrito, & Quesada, 2011)	Утврђивање индекса симетрије код силе реакције подлоге и мишићне активности између доњих екстремитета током извршења задатака ходања, устајања и седења	N: 35 G: M (19)/ F (16) LD: RL (34)/ LL (1) Y: 23.0	За прикупање података коришћени су систем за праћење кретања са више камера и ЕМГ апарат за праћење мишићне активације <i>erector spinae</i> , <i>rectus abdominis</i> , <i>rectus femoris</i> и <i>hamstring</i> током шест циклуса ходања 10–12 m, устајања и седења на столици на једној ноzi (што више пута у току 30 s).	Резултати су показали да је мишићна активност била симетрична за све парове мишића у свим задацима, осим за мишић <i>hamstring</i> за врме извођења задатка седења.
(Oshita, & Yano, 2011)	Утврђивање асиметрије у променљивости силе за време изометријских контракција малог и средњег интензитета	N: 11 G: M LD: RL Y: 21 ± 1	MVC у екстензорима коленог зглоба. Извођење непрекидних изометријских контракција на нивоу силе 10%, 20% и 30% MVC у трајању од 15 s. Механо миограм на мишић <i>vastus lateralis</i> .	Статистички значајно већа променљивост силе у слабијем <i>vastus lateralis</i> на нивоу силе 30% MVC. Нису пронађене разлике у променљивости силе на нивоима силе 10% и 20% MVC. Статистички значајне позитивне корелације између циљаних вредности силе и променљивости силе при сваком

Табела 2. (наставкак 1-3)

(Sarabon, Markovic, Mikulic, & Latash, 2013)	Утицај извођења билатералне прецизне силе на симетрију	N: 22 G: M (11)/ F (11) LD: RL (18)/ LL (3) Y: 26.0 ± 0.9 година	Испитаници су имали задатак да производе стабилну силу са изненадном променом брзине импулса силе. Покрети скочног зглоба су били симетрични (оба стопала су вршила плантарну или дорзалну флексију) и асиметрични (у различите смерове).	Индекс заједничког деловања је био већи у току извршења асиметричних задатака. Билатерални дефицит нема или има мали утицај на двострану синергију.
(Noble, Eng, & Boyd, 2014)	Утврђивање који мождани делови координишу покрете у доњим екстремитетима приликом извођења унилатералних и билатералних покрета	N: 11 G: M (4)/ F (7) LD: RL Y: 19–34 година	Изометријски покрети плантарне флексије у скочном зглобу су извођени на нивоу силе 15% MVC десном (доминантном), левом и помоћу оба стопала заједно. Активација мождних регија је праћена снимањем магнетном резонанцом.	Више регија је било активирано током извођења билатералних покрета: регија малог мозга, кортикалне и субкортикалне регије, које са друге стране нису биле активирани код унилатералних покрета. Такође, активација регија код билатералних покрета је била већа од збирног прегледа унилатералних.
(Volz et al., 2015)	Утврђивање разлика у интеракцији кортикалне моторне мреже код унилатералних покрета горњих и доњих екстремитета	N: 16 G: M (4)/ F (12) LD: RH Y: 26 ± 4 година	Протокол је сачињавао извршење изометријских контракција ручног и скочног зглоба у трајању од 22 понављања од 11 s, док је у исто време вршено снимање мозга магнетном резонанцом и динамичко узрочно моделовање.	Динамика моторне мреже се статистички значајно разликовала између унилатералних покрета руку и ногу. Унилатерални покрети руку су повезани са појачаном латерализацијом, јачим ексцитаторним погоном на активној контралатералној руци у примарној моторној кори (M1) коју врше премоторна подручја и израженију инхибицију M1 неактивне ипсилатералне руке у поређењу са покретима стопала. Супротно томе, током једностранних покрета стопала, M1 неактивног стопала није била инхибирана својим хомологим или премоторним подручјима, али је M1 имала значајни ексцитаторни утицај на активно стопало.
(Smith, Stinear, Alan Barber, & Stinear, 2017)(M. C. Smith et al., 2017)	Утврђивање утицаја добровољне контракције нециљане ноге у комбинацији са трансранијалном магнетном стимулацијом (TMS) на кортикомоторну неуротрансмисију	N: 22 G: M (11)/ F (11) LD: RH/RL (14)/LH/LL (3)/RH/LL (3)/ LH/RL (2) Y: 19–47 година	Протокол је укључивао подизање нециљане ноге са подлоге, при чему је праћена активација мишића <i>tibialis anterior</i> циљане ноге EMG сигналом. Циљана нога се односила на супротну ногу од стимулисане примарне моторне коре. TMS је постављен тако да изазива постериорно-антериорне и медиално-латералне кортикалне струје.	Резултати су показали да латерална доминантност није утицала на праг моторног мировања, као и да није постојала већа кортикомоторна неуротрансмисија, али и да су латерална доминантност ногу и хемисфера позитивно корелирали са степеном асиметрије прага моторног мировања.

Табела 2. (наставкак 2-3)

<p>(Bond et al., 2017)</p>	<p>Утврђивање асиметрије у сили коленог екстензора за време унилатералних покрета и разлика у неуралној активацији јаче и слабије ноге у циљу компензације симетрије снаге</p>	<p>N: 24 G: M/F LD: RL (18)/LL (6) Y: 44.4 ± 7.8/41.5 ± 4.8</p>	<p>На основу тестирања, испитаници су категорисани у симетричне и несиметричне. Протокол је укључивао изометријске (4 x 3 s, угао клена 120°) и изокинетичке колене екстензије (4 x 90-180°) на динамометру после којих су вршене MVC. Тестови устајање са столице и вертикални скокови на подлози силе су коршћени за утврђивање асиметрије између екстремитета. Активација мишића <i>vastus lateralis</i> и <i>biceps femoris</i> је праћена EMG сигнаlima.</p>	<p>Резлтати су показали статистички значајну разлику између група у изокинетичкој коленој екстензији, где је код асиметричне групе испитаника асиметричност код екстензија била 4 пута већа него код симетричне групе, затим у устајању са столице и у активацији <i>vastus lateralis</i> мишића за време изокинетичке екстензије, где је симетрична група испитаника имала већу активацију у јачој ноzi, док је асиметрична група имала већу активацију у слабијој ноzi.</p>
<p>(Yen et al., 2018)</p>	<p>Утврђивање постојања асиметрије у одржавању стабилне силе у доњим екстремитетима</p>	<p>N: 20 G: M (7)/F (13) LD: RL (10)/LL (10) Y: 24 ± 4.4/22.2 ± 0.4</p>	<p>Од испитаника се захтевало да пратећи силу на екрану, погоне 24 циља подешавањем смера и величине изометријске силе покретима из скочног зглоба при нивоу силе 70% MVC одређених за покрете дорзалне и плантарне флексије, инверзије и еверзије за сваки екстремитет.</p>	<p>Нису уочене разлике ни за један од покрета при MVC. Након увежбавања покрета, испитаници су испољили побољшање у изометријској контроли силе без статистички значајне разлике у екстремитетима.</p>
<p>(Yamaguchi, Milosevic, Sasaki, & Nakazawa, 2019)</p>	<p>Утицај унилатералних и билатералних покрета дорзалне флексије скочног зглоба на латералну доминантност</p>	<p>N: 15 G: M (9)/F (6) LD: RL Y: 26.8 ± 4.1 година</p>	<p>Протокол мерења је укључивао извођење задатака доминантним и недоминантним екстремитетом, као и удруженом контролом оба екстремитета са захтевом праћења силе на екрану, балистичке – талас у облику квадрата са 1 s ширине, насумично 3–5 s и тоничне – талас у облику квадрата са 5 s ширине, насумично 5–8 s са оптерећењем од 10% MVC, при чему је позиција скочног зглоба била постављена под углом од 0°. Мишићна сила је праћена EMG сигнаlima.</p>	<p>Резултати истраживања су показали да не постоји статистички значајна разлика у укупној мишићној активности (RMS) између једностране и удружене мишићне контроле екстремитета. Код билатералних покрета, у току тоничне контракције уочене су веће променљивости силе у мишићима у односу на контракције унилатералних покрета.</p>

Табела 2. (наставкак 3-3)

(Petrović et al., 2022)	Утврђивање разлика између доњих екстремитета у максималној сили, стабилности силе и карактеристикама пражњења моторних јединица у мишићу <i>tibialis anterior</i> током субмаксималних контракција	N: 20 G: M LD: RL Y: 24.0 ± 5.2 година	Протокол мерења је укључивао извођење субмаксималних изометријских контракција доминантним и недоминантним екстремитетом. EMG високе густине је коришћен за праћење променљивости силе и активације моторних јединица у мишићу <i>tibialis anterior</i> на нивоима силе 5, 10, 20, 40 и 60% MVC и угловима у скочном зглобу 75, 90 и 105°.	Максимална сила и стабилност силе, биле су сличне између два екстремитета за сва три угла у скочном зглобу. Средња брзина пражњења, варијабилност пражњења и варијабилност неуралне активације за моторне јединице у мишићу <i>tibialis anterior</i> биле су сличне између два екстремитета.
-------------------------	--	---	--	--

Легенда: N – број испитаника; G – пол; M – мушки пол; F – женски пол; LD – латерална доминантност; RL – десноноги, LL – левоноги; Y – узраст; EMG – електромиограм; MVC – максимална добровољна контракција; MU – моторна јединица; RMS – средња квадратна амплитуда.

Овом групом истраживања обухваћено је 12 истраживања која су се бавила утврђивањем разлика између доњих екстремитета у неуроконтроли и мишићној променљивости у доњим екстремитетима код опште популације испитаника. Прво истраживање из ове групе публиковано је 1998. године (Jakobi, & Cafarelli, 1998), док је последње публиковано 2022. године (Petrović et al., 2022). Укупан број испитаника у свим истраживањима био је 236. У већини истраживања, девет, узорак испитаника је био и мушког и женског пола. У осталим истраживањим узорак испитаника је био мушког пола.

Критички осврт на истраживања која су утврђивала разлику између доњих екстремитета у неуроконтроли и мишићној променљивости код опште популације испитаника

Као и у истраживањима код горњих екстремитета, научници су покушали да пронађу повезаност контроле неуросистема и код доњих екстремитета. Volz и сар. (2015) током снимања мозга магнетном резонанцом пратили су активацију делова хемисфера приликом извођења унилатералних задатака рукама и стопалима. Дошли су до резултата да се динамика моторне мреже статистички значајно разликовала између унилатералних покрета руку и ногу. Унилатерални покрети руку су повезани са појачаном латерализацијом, јачим ексцитаторним погоном на активној контралатералној руци у примарној моторној кори коју врше премоторна подручја и израженију инхибицију M1 неактивне ипсилатералне руке у поређењу са покретима стопала. Супротно томе, током једностраних покрета стопала, M1 неактивног стопала

није била инхибирана својим хомологним или премоторним подручјима, али је M1 имала значајни ексцитаторни утицај на активно стопало. Објашњење за смањену интерхемисферну инхибицију код доњих екстремитета ови аутори налазе у могућем јачем утицају кругова кичмене мождине на покрете доњег екстремитета. Noble, Eng и Boyd (2014) су упоређивали активацију можданих регија током извођења билатералних и унилатералних покрета и дошли до резултата да је више регија било активирано током извођења билатералних покрета него унилатералних. Аутори већу активацију можданих хемисфера током извођења билатералних покрета приписују интерхемисферичној инхибицији узроковане већом потребом за моторном координацијом оба стопала истовремено.

Веома мали број истраживања је спроведен мерењем променљивости силе током субмаксималних изометријских контракција, променљива позната као стабилност силе за коју се показало да објашњава значајне количине варијансе у извођењу клиничких тестова моторичке функције (Епока, & Farina, 2020). У линији са истраживањима горњих екстремитета Adam и сар. (1998) и Semmler и Nordstrom (1995), Oshito и Yano (2010, 2011) дошли су до податка да су веће осцилације силе приликом субмаксималних контракција присутније код доминантне ноге у мишићу *vastus lateralis*, односно јаче ноге, него код недоминантне на нивоу силе 30% MVC, док разлике нису испољене на нивоима силе 10% и 20% MVC. У ранијем истраживању где је праћена активација мишића *quadriceps* при извођењу изометријске силе на 25%, 50%, 75% и 100% MVC такође није уочена асиметрија између екстремитета (Jakobi, & Cafarelli, 1998), док је у истраживању Burnett и сар. (2011) од пет праћених мишића у доњим екстремитетима, пронађена асиметрија једино у мишићу задње ложе при извођењу задатка седења. Са друге стране, новије истраживање је показало статистички значајну разлику између асиметричних и симетричних група испитаника у изокинетичкој екстензији колена, где је код асиметричне групе испитаника асиметричност код екстензије била четири пута већа него код симетричне групе, затим у устајању са столице и у активацији *vastus lateralis* мишића за време изокинетичке екстензије, где је симетрична група испитаника имала већу активацију у јачој ноzi, док је асиметрична група имала већу активацију у слабијој ноzi (Bond et al., 2017).

У истраживањима која су проучавала асиметричност у покретима скочног зглоба, недавно је објављено да нема значајних разлика између ногу током извођења задатка дорзалне-плантарне флексије и инверзије-аверзије покрета. Краће време

кретања и прецизност погађања свих мета дефинисаним задатком током испитивања указују на бољу изометријску контролу код скочног зглоба између екстремитета (Yen et al., 2018). Пошто је способност контроле и усвајање вештине контроле изометријске силе била слична међу ногама, аутори закључују да њихови резултати не подржавају латерализацију за контролу изометријске силе код скочног зглоба. Међутим, смер вектора обртног момента мишића ретко је усклађен са једном равни деловања, а анатомске разлике резултирају ангажовањем мишића синергиста који захтевају посебан синаптички унос у укључене групе моторних неурона (Desmedt, & Godaux, 1981; Nozaki, Nakazawa, & Akai, 2005; Vieira, Minetto, Hodson-Tole, & Botter, 2013) као и модулацију рефлексних путева ради супротстављања нежељеним дејствима активираних мишића у другим правцима (Barry et al., 2009; Pérot, & Goubel, 1982). На пример, недавно је показано да је постојаност силе лошија током адукције стопала од дорзалне флексије у скочном зглобу због веће варијабилности нервних погона према мишићу *tibialis anterior* при истим циљаним силама (Panagiota et al., 2021). Штавише, дошло се до података да је коефицијент варијације силе при 10% MVC током извођења циљаног изометријског задатка дорзалном флексијом у скочном зглобу сличан између левог и десног екстремитета, што сугерише да доминација удова можда није утицала на статички задатак (Yamaguchi et al., 2019). У истраживању Petrović и сар. (2022) потврђено је да не постоји разлика између удова у контроли силе или MVC сили током субмаксималних изометријских контракција са дорсифлексорним мишићима, као ни у модулацији карактеристика пражњења MU у мишићу *tibialis anterior* током стабилних субмаксималних контракција. Нажалост, ово је једино истраживање које се бавило проучавањем неуроконтроле и активација моторних јединица у доњим екстремитетима, те је потребно спровести додатна истраживања и потврдити ове резултате.

2.4.3 Истраживања која су утврђивала разлику између доњих екстремитета у неуроконтроли и мишићној променљивости код спортиста

Табела 3. Преглед карактеристика истраживања која су утврђивала разлику између доњих екстремитета код спортиста

Реф.	Предмет истраживања	Узорак (спорт, број, пол, латерална доминантност, узраст)	Инструментаријум, протокол	Резултати
(Bauer, 1983)	Утврђивање разлика у биомеханици између доњих екстремитета током рагби шута	Рагби N: 6 G: M LD: - Y: -	Кинематика, EMG Рагби шут са максималне удаљености доминантном и недоминантном ногом.	Смањена је координација мишићне контракције и мишићне активације код недоминантне ноге.
(Secher, Rube, & Elers, 1988)	Утврђивање разлика између билатералних и унилатералних покрета код групе спортиста и пацијената са проблемом испитиване мишићне групе	Неутренирани, спортисти (бициклисти, дизаџи тегова), пацијенти са дечијом парализом N: 155 G: M/F LD: - Y: 20–30 година	Максимална добровољна контракција екстензора кука и колена појединачно једне руке/ноге или оба екстремитета.	Укупна испољена снага приликом билатералних покрета је мање вредности у односу на збир испољених снага левог и десног екстремитета приликом унилатералних покрета која се није статистички значајно разликовала код неутренираних испитаника и спортиста. Код испитаника са дечијом парализом, испољена билатерална снага је била мање вредности од максималне снаге јаче ноге.
(Howard, & Enoka, 1991)	Утврђивање повезаности између билатералног недостатка и неуралног система	Контролна, бициклизам, дизаџе тегова N: 22 G: M LD: - Y: 29.0±3.2; 33.1±6.6; 22.7±3.0 година	EMG, електростимулација Експеримент 1: 9 x submax, припрема 21 x max, (агонисти: екстензори у левом/десном колону и флексор у зглобу лакта) 3 x 3 submax (25%, 50% и 90% MVC), за сваки уд (лева/десна нога, лева рука), 6 x max (унилатерално/лева рука) и (билатерално/лева рука, десна нога), 9 x уд-уд тест (унилатерално/нога - рука) и (билатерално/обе ноге), 6 x max EMG (антагонисти: флексори у зглобу колена) Експеримент 2: 3 x припрема 3 x MVC десног екстензора у зглобу колена 6 x MVC левог екстензора у зглобу колена са и без електростимулације.	Статистички значајна разлика у извођењу билатералних задатака код свих група испитаника и EMG активацији код дизаџа тегова у доносу на бициклисте. У задацима рука-нога нису уочене разлике.
(Schot, Bates, & Dufek, 1994)	Утврђивање билатералне симетрије у доњим екстремитета за време доскока	Рекреативни спорт N: 10 G: M (5)/F (5) LD: - Y: 26.5 ± 4.3/26.2 ± 4.4 година	Кинематика 25 добровољних скокова са висине 60 cm, у три дана	Билатерална асиметрија је испољена у вертикалном скоку на платформи силе.

Табела 3. (наставкак 1-6)

(Smak, Neptune, & Hull, 1999)	Утицај нивоа окретања педала на билатералну асиметрију код бициклиста	Бициклизам N: 11 G: M LD: - Y: 22.2 ± 2.7 година	Бицикл, 10 min загревање (120W/90 rpm) 5 x 3 min (120/60-75-90-105-120 rpm) Визуелно праћење	Са порастом стопе окретања педала, асиметрија се смањивала. Иако је доминантна нога испољила статистички значајно већу снагу полуге, недоминантна нога је показала значајно већу просечну позитивну и негативну снагу.
(Parkin, Nowicky, Rutherford, & McGregor, 2001)	Утврђивање асиметрије у снази између доњих екстремитета и мишића трупa код веслача	Веслање, контролна група N: 38 G: M LD: - Y: 21.7 ± 2.7/21.0 ± 4.6 година	Изокинетички динамометар 2 x концентрична контракција за флексију и екстензију, 35 rad ^o s ⁻² , 60 s пауза, 1.75 rad ^o s ⁻² 2 x ексцентрична, 1.75 rad ^o s ⁻² 3 x изометријска контракција, 90° у зглобу колена, 3 s издржај	Резултати су показали да не постоји асиметрија у екстензорима и флексорима колена. EMG активација је била статистички значајно већа код веслача у мишићу <i>erector spinae</i> током екстензије и била је повезана са страном веслања.
(Dörge, Andersen, Sørensen, & Simonsen, 2002)	Утврђивање разлика у биомеханици шута између доњих екстремитета	Фудбал N: 7 G: M LD: RL (6)/LL (1) Y: -	Кинематика 3 тах брза шута на гол, удаљеног 11 m, доминантном и недоминантном ногом	Испољена је већа брзина шута доминантном ногом. Није било разлика у мишићном моменту или брзини развоја силе.
(Orchard, Walt, McIntosh, & Garlick, 2002)	Утврђивање разлике у мишићној активацији између доњих екстремитета	Фудбал N: 4 G: M LD: RL Y: -	Кинематика, EMG 6 x <i>drop punt</i> шута доминантном и недоминантном ногом	Постоји мала разлика између EMG профила код шута доминантном и недоминантном ногом.
(Siqueira, Pelegrini, Fontana, & Greve, 2002)	Утврђивање разлика у доминантности доњих екстремитета и равнотеже између мишића агониста и антагониста	Трчање, Скакање, контролна група N: 54 G: M LD: - Y: 29.0 ± 3.2/33.1 ± 6.6/22.7 ± 3.0	Изокинетички динамометар Концентрична и ексцентрична активација у зглобу колена 60°/240°/s	Статистички значајно већи обртни момент и укупан рад у екстензору доминантне ноге код неспортиста. Код тркача је постојала статистички значајна разлика у снази екстензора у корист доминантне ноге.
(Karamanidis, Arampatzis, & Brüggemann, 2003)	Утврђивање симетричности у кинематици код различитих техника трчања	Трчање N: 12 G: F LD: - Y: 23.4 ± 3.8 година	Кинематика Трчање на траци, брзина 2.5, 3.0 and 3.5 m/s, фреквенција корака +/- 10%	Симетрија леве и десне ноге је нижа за параметре угаоне брзине и виша за параметре линеарног и угаоног померања
(Valdez, 2003)	Утврђивање асиметрије у флексибилности, стабилности, снази, јакости и мишићној издржљивости између доњих екстремитета	Контролна група, унилатерални спорт, билатерални спорт N: 24 G: M (12)/ F (12) LD: RL (21)/LL (3) Y: 21.0 ± 1.2/20.8 ± 1.3/20.3 ± 1.4	Инклинометар, скок на једној ноzi, платформа силе, изокинетички динамометар (<i>m. quadriceps</i> и <i>m. hamstring</i> јакост на 60°/s и мишићна издржљивост 180°/s)	Не постоји асиметрија у флексибилности, стабилности, снази, јакости и мишићној издржљивости између доњих екстремитета.
(Daly, Saxon, Turner, Robling, & Bass, 2004)	Утврђивање повезаности између мишићне величине и геометрије костију и њихов одговор на физичко вежбање	Тенис N: 47 G: F LD: - Y: 8-17	Снимање магнетном резонанцом, остеодензиометрија.	Код неактивне руке код тенисера, резултати су показали да је обим мишића линеарно повезан са развојем костију. Код активне руке резултати су показали значајну промену у величини, маси и јачини костију. Како је само 12–16% мишићна маса увећана код утрениране руке у односу на неутренирану, сматра се да на промену коштане структуре поред мишића утичу и други фактори.
(Rahnama, Lees, & Bambaecichi, 2005)	Утврђивање повезаности мишићне снаге и флексибилности између доњих екстремитета	Фудбал N: 17 G: M LD: - Y: 23.4 ± 3.8	Изокинетички динамометар, гониометар Загревање 1.3 x MVC за угаоне брзине 1.05, 2.09, 5.23 rad/s (концентрична контракција) и 2.09 rad/s (ексцентрична контракција) у зглобу колена са једном и другом ногом одвојено 2. MVC у зглобу кука	Постоји смањена снага у флексору коленог зглоба доминантне ноге. Њена повезаност са флексибилношћу није уочена.

Табела 3. (наставак 2-6)

(Bobbert, De Graaf, Jonk, & Casius, 2006)	Утврђивање утицаја неуралне активације на билатерални недостатак у скакању	Одбојка/гимнастика N: 8 G: M LD: - Y: 20 ± 4	Платформа силе, кинематика, ЕМГ Скок у вис обема ногама, на једној нози (десној) са рукама укрштеним на леђима; 30 скокова, 1 min паузе	Испитаници су испољили статистички значајан недостатак у извођењу скокова обема ногама у поређењу са скоком на једној нози. 75% билатералног дефицита је последица веће брзине скраћивања мишића у скоку обема ногама, те због односа силе и брзине произведена је мања сила.
(Nunome, Ikegami, Kozakai, Apriantono, & Sano, 2006)	Утврђивање разлика између кинематике доњих екстремитета код <i>instep</i> шута	Фудбал N: 5 G: M LD: RL Y: 16.8±0.4	Кинематика 5 x тах брзих шутева на гол, удаљеног 11 m, једном и другом ногом	Постоји статистички значајна разлика у екстремитетима код више кинематичких параметара. Бржи замах код шута десном ногом истраживачи повезују са већим мишићним моментом у доминантној нози.
(Smith, Ball, & MacMahon, 2009)(J. Smith et al., 2009)	Утврђивање разлика у интеракцији ноге и лопте између доњих екстремитета	Фудбал N: 18 G: M LD: Y: 22.8±4.2	Кинематика Шут из максималне брзине једном и другом ногом са 40 m удаљености	У пет од седам испитиваних кинематичких параметара, доминантна нога је произвела статистички значајно веће вредности са великом величином ефекта.
(Hides et al., 2010)	Утврђивање асиметрије у <i>m. psoas</i> и <i>m. quadratus lumborum</i> код фудбалера	Фудбал N: 54 G: M LD: RL (43)\LL (19) Y: 22.4 ± 3.9	MRI L4-L5 за <i>m. psoas</i> L3-L4 за <i>m. quadratus lumborum</i>	Асиметрија у <i>m. psoas</i> је била статистички значајно већа у доминантној нози, док је у <i>m. quadratus lumborum</i> вредност била већа у недоминантној нози.
(Kobayashi et al., 2010)	Утврђивање билатералне разлике у зглобном обртном моменту за време чучњева код скакача у даљ	Скок у даљ N: 18 G: M LD: Y: 21.6 ± 1.7	Кинематика, платформа силе 3 x чучањ (50%, 70% и 90% 3RM)	Максимална флексија у зглобу кука и највећи обртни момент показали су статистички значајну разлику између екстремитета за време извођења чучњева код скакача у даљ у свим нивоима оптерећења.
(De Ruiter, De Korte, Schreven, & De Naan, 2010)	Повезаност доминантности доњих екстремитета са брзином производње изометријског момента и висине скокова	Различите врсте N: 8 G: M LD: RL (6)\LL (2) Y: 21.5 ± 2.2	Динмоматар, ЕМГ, Електростимулација, камера 1. 3 x максимални скок на једној нози, угао у колелу 120°, 30 s пауза 2. 5 x унилатерална максимална изометријска контракција, угао у колелу 120° 3. трипла електростимулација у току MVC и релаксираном мишићу Визуелно праћење	Брзина производње обртног момента екстензора колелна, неурална активација и висина скока су веома слични у доминантном и недоминантном екстремитету.
(Ball, 2011)	Утврђивање разлика између доњих екстремитета код <i>punt</i> шута	Фудбал N: 17 G: M LD: - Y: 23.5 ± 1.6	Кинематика Загревање, 3 шута из залета дужине 5 m Шут са 45 m залета доминантном и недоминантном ногом.	Статистички значајно већа активација карлице, колелна и трбуха на доминантној страни. Док је недоминантна страна испољила већу активацију у куковима и бутинама.
(Buckeridge, Hislop, Bull, & McGregor, 2012)	Утврђивање разлика у асиметрији доњих екстремитета на ергометру за веслање	Веслање (елитни, клубски, почетници) N: 22 G: M LD: - Y: 24.6 ± 4.5/21.3 ± 1.5/20.8 ± 3.1	Кинематика Ергометар за веслање 10 min загревање Сет 1: 4 min веслања 18 завеслаја / min Сет 2: 4 min веслања 20 завеслаја / min Сет 3: 500 m пејс/најбољи резултат на трци 2000 m Сет 4: 30 завеслаја при максималној брзини и снази	Све групе испитаника испољиле су асиметрију доњих екстремитета, са асиметријом кука знатно већом од асиметрије колелна.

Табела 3. (наставак 3-6)

(Willems, & Ponte, 2013)	Утврђивање разлика у замору <i>m. quadriceps femoris</i> између доминантне и недоминантне ноге за време унилатералних изометријских контракција	Спортисти N: 18 G: M LD: - Y: 20 ± 2	EMG Седећи положај (у свим утовима 90°), руке прекрштене на грудима, 1. 3 x субмаксимално 4-6 s 2. 3 x MVC 3. 20% MVC до отказа 4. 20 s MVC Визуелно праћење	MVC <i>m. quadriceps femoris</i> била је већа на доминантној страни за 4.6%. Дужина трајања за време одржавања субмаксималне контракције, променљивост силе и RMS се нису статистички значајно разликовали у екстремитетима. После 20% MVC, у раном опоравку, доминантни <i>m. quadriceps femoris</i> је имао статистички значајан губитак силе.
(Kobayashi et al., 2013)	Утврђивање повезаности између билатералне разлике код скока на једној ноzi и изокинетичке снаге у колону	Скок у даљ N: 11 G: M LD: - Y: 23 ± 1	Динамоматар Изокинетичка flex и ext коленог зглоба 60° и $180^\circ/s^{-1}$ 3 x екстензија/флексија, 2 min пауза Вербално вођење Платформа силе, кинематика Скок на једној ноzi без замаха руку (левој/десној)	Билатерална асиметрија у снази колена и углу зглоба повезана је са билатералном асиметријом у кинематици и кинетици колена током скокова на једној ноzi.
(Bini, & Hume, 2014)	Процена билатералне асиметрије у вођњи бицикла	Бициклизам, триатлон N: 10 G: M (7)/ F (3) LD: RL Y: 30 ± 7	Бицикл ергометар 3 min загревање (100 W/90 rpm) 150 W са повећањем снаге за 25 W/min до изнемоглости Визуелно праћење	При повећању нивоа обртне снаге, асиметрија доњих екстремитета се повећава у корист доминантне ноге.
(Luk et al., 2014)	Утврђивање разлика у сили код унилатералних и билатералних спортова између доњих екстремитета код дизача тегова и скакача у даљ	Дизање тегова, скок у даљ N: 19 G: M Y: $25 \pm 3.3/19.4 \pm 1.4$	Платформа за мерење силе 3 x 5 скокова без замаха руку 1 – дупли суножни скок; 2/3 – дупли скок на доминантној/недоминантној ноzi; 4/5 – сингл скок на доминантној/недоминантној ноzi	Дизачи тегова су испољили статистички значајно мању асиметрију од скакача у даљ. Код обе групе испитаника, доминантна нога је испољила већу силу и брзину него недоминантна нога за време било извођења било које врсте скокова на две ноге, али не и у скоковима на једној ноzi. Оба екстремитета код испитаника су испољила статистички значајну већу силу и снагу и значајно мању брзину у сингл скоковима на једној ноzi у односу на скокове на две ноге.
(Rumpf et al., 2014)	Утврђивање кинетичке асиметрије за време трчања код младих тркача	Трчање: пре-/мид-/пост- пубертетни узраст N: 122 G: M LD: - Y: $10.5 \pm 1.37/14.5 \pm 0.93/15.4 \pm 0.74$	Трака за трчање, кинематика Загревање 10 min Спринт трчање 3 x 5 s, 4 min паузе	Асиметрија у хоризонталној сили за пре-/мид-/пост- је износила 15.4/14.8/14.7%, у вертикалној сили 18.1/20.2/20.8%, у снази 14.9/15.8/15.5%. Асиметрија у снази је статистички значајно била присутнија у пре-пубертетској узрасној групи у односу на друге две.
(Trivers et al., 2014)	Утицај симетрије доњих екстремитета на тркачку перформансу код елитних атлетичара са Јамајке	Атлетичари (100 m и 800 m), контролни N: 189 G: - LD: - Y: $23.0 \pm 23.2/23.0 \pm 23.6$	Антропометријски параметри.	Атлетичари су имали статистички значајно симетричније доње екстремитете. Тркачи на 800 m су имали симетричније екстремитете од спринтера. Такође, резултати су показали да тркачи на 100 m са већом симетријом у екстремитетима постижу боље врхунске резултате.
(Fort-Vanmeerhaeghe et al., 2015)	Утврђивање неуромускулатурне асиметрије код кошаркашица	Кошарка N: 29 G: F LD: RL (27)/LL (2) Y: 15.7 ± 1.3	Платформа силе Понављајући скок на једној ноzi (вертикални, хоризонтални и латерални правац) Тест равнотеже (три правца) Спринт тест са променом правца	Резултати су показали већу разлику између веште и невеште ноге, у односу на тестом процеђену доминантност. Постојала је статистички значајна разлика у свим мереним параметрима између веште и невеште ноге. Разлике између десне и леве или доминантне и недоминантне ноге су постојале у равнотежи-постлатерално и понављајућим скоковима-латерално

Табела 3. (наставкак 4-6)

(Furlong, & Harrison, 2015)	Процена мишићне асиметрије потколеница	Спортисти N: 21 G: M (11)/F (10) LD: RL Y: 23.8 ± 2.3	Адаптирани клизач за процену силе, кинематика; Потискивање адаптираног клизача стопалом из скочног зглоба (плантарна флексија) 90 пута; Угао у зглобу кука 135°, угао коленог зглоба 140° и 160°; Max 70% 11RM	Постоји статистички значајна разлика између мишића потколенице (плантарфлексора скочног зглоба) за време динамичких, брзих контрактилних циклуса.
(Pappas, Paradisis, & Vagenas, 2015)	Степен присутности (а)симетрије у доњим екстремитета код тркача	Трчање N: 22 G: M LD: RL (12)/LL(10) Y: 22.5 ± 1.1	Видео камера, кинематика Трчање на траци 30 s (4,44 m/s)	Статистички значајна асиметрија је била изражена у времену лета и максималној реакцији силе тла од седам праћених варијабли.
(Fort-Vanmeerhaeghe, Gual, Romero-Rodriguez, & Unnitha, 2016)	Утврђивање неуромускулатурне асиметрије код кошаркаша и одбојкаша	Кошарка, одбојка N: 79 G: M (41)/F (38) LD: RL (70)/LL (9) Y: 23.7 ± 4.5	Платформа силе 3 понављајућа скока на једној ноzi	Статистички значајна разлика у интеракцији екстремитета је испољена код обе групе испитаника у доминантној и недоминантној ноzi, као и у јачој и слабијој ноzi. Код испитаника женског пола је статистички значајно већа асиметрија заступљена у односу на испитанике мушког пола.
(McPherson, Dowling, Tubbs, & Paci, 2016)	Утврђивање разлика између доминантности доњих екстремитета код унилатералних и билатералних задатака	Бејзбол, кошарка, фудбал, тенис, трчање N: 148 G: M LD: - Y: 21.7 ± 3.6	Кинематика Унилатерални задатак: доскок на једну ногу (лева/десна) са висине 14 cm и вертикалним одскоком Билатерални задатак: доскок са обе ноге са висине 44.5 cm и вертикалним одскоком	Није уочена статистички значајна асиметрија у доњим екстремитетима код извршења унилатералних задатака. Флексија у коленом зглобу и куку је била статистички значајно различита између екстремитета код извршења билатералних задатака.
(Škarabot, Cronin, Strojnik, & Avela, 2016)	Упоредивање степена билатералног недостатка и одржавања интерхемисферне интеркције током унилатералних и билатералних контракција	Дизање тегова (билатерална група), скакачи (унилатерална група), контролна N: 20 G: M LD: - Y: 23.6 ± 3.9 година	Електрична стимулација и транскраниална магнетна стимулација. Извођење максималних унилатералних и билатералних изометријских контракција у екстензору колена.	Билатерални дефицит је статистички био значајан за цео узорак испитаника, али не и код група појединачно. Ниво добровољне активације и амплитуде моторно изазваног потенцијала је био статистички значајно виши код билатералних контракција у поређењу са унилатералним, без разлика између група.
(Bini, Jacques, Carpes, & Vaz, 2017)	Процењивање могућности смањења асиметрије специфичним тренингом	Бициклизам, триатлон N: 20 G: M LD: RL (16)/LL (4) Y: 30 ± 7	Бицикл повезан са тренажером, 1. 3 x 1 min 70% max (360±43W), 1 min пауза, праћење каденце 252±43W/90 rpm 2. Испитаници са асиметријом > 20% →12 серија, 1 min/1 min, визуелни фидбек	Статистички значајна асиметрија је уочена код асиметричних испитаника. Применом специфичног тренинга неутралисана је асиметричност.
(Girard, Brocherie, Morin, & Millet, 2017)	Утврђивање разлика у симетрији између доњих екстремитета током поновљених спринтева	Трчање N: 13 G: M LD: RL Y: 31.2 ± 4.8	Трака за трчање, кинематика 3 x RSA, 2 min пауза RSA - 5 спринтева са 25 s пасивног одмора	Поновљеним трчањем на траци се испољава асиметричност у екстремитетима у многим кинематичким параметрима.
(Ludwig, Simon, Piret, Becker, & Marschall, 2017)	Утврђивање разлика у доминантном и недоминантном екстремитету код млађих елитних и аматерских фудбалера након једностраног доскока	Фудбал N: 114 G: M LD: RL Y: 14.6 ± 1.1	Задатак испитаника је био да изведу доскок на једну ногу са кутије. Упоредивани су валгус углови у коленом зглобу.	Статистички значајне разлике идентификоване су за валгус углове између доминантне и недоминантне ноге код обе групе испитаника, показујући већи угао у доминантној ноzi.

Табела 3. (наставкак 5-6)

(Marchini, Pereira, Pedroso, Christou, & Neto, 2017)	Утврђивање утицаја узрасних разлика у моторној променљивости у току извођења задатака координације дорзалне флексије у скочном зглобу и могућност смањења асиметричности тренингом	Млади и старији непортисти, старији у тренажном процесу 1 година N: 32 G: M (10)/F (22) LD: - Y: 30–60 година	Протокол је укључивао узастопна понављања задатка одржавања константне силе (5 N, трапезоид 3-20-3 s) и циљаног достизања нивоа силе (10 N у 250ms), са и без визуелног праћења.	Старији испитаници су имали статистички значајно већу променљивост силе, независно од статуса физичке припремљености, у односу на младе испитанике. Уклањањем визуелног праћења статистички значајно се повећала променљивост силе и смањила синергија код свих група испитаника.
(Sinsurin et al., 2017)	Утврђивање утицаја доминантности доњих екстремитета и правца доскока код одбојкаша	Одбојка N: 19 G: F LD: RL Y: 19.7 ± 0.01	Платформа за мерење силе и кинамотограм; Скокови на једној ноzi са платформе високе 30 cm без замаха руку (напред 0°, дијагонално 30° и 60° и латерално 90°)	Статистички значајна разлика у екстремитетима у стратегијама слетања у различитим правцима. Статистички значајно повећање силе у дорзалној флексији зглоба у латералној правцу у односу на остале правце.
(Boccia et al., 2018)	Утврђивање асиметрије између екстремитета код стопе развоја обртног момента у балистичкој контракцији код субмаксималног момента	Фудбалери N: 20 G: M LD: - Y: 17 ± 1	Испитаници су извршили три концентричне изокинетичке контракције на 240°/s и серије изометријских контракција на нивоу силе од 20 до 100% MVC.	Иspoљена асиметрија код испитаника била је >15%. 40% (<i>quadriceps</i>) и 60% (<i>hamstring</i>) испитаника је испољило асиметрију у изометрији стопе развоја обртног момента на нивоима силе 50% MVC.
(Zouhal et al., 2018)	Утицај латералности на агилонст код елитних фудбалера	Фудбал: елитни, аматери N: 80 G: M LD: - Y: 18.2 ± 2.2/19.6 ± 2.1	Акцелерометар и камере; Тест за процену агилности: Визуелни моторни задатак са брзим окретима за 180° и трчањем до капије удаљене 5 m; 9 x (3 x 3 ротације: лево, десно, централна) Визуелни сигнал	Доминантна нога је корелирала са контралатералним оком. Време реакције у десном оку је било статистички значајније веће код елитних фудбалера. Статистички значајна разлика је уочена између екстремитета и времена покрета ротације код елитних фудбалера. Латерална доминантност је била слична између елитних фудбалера и аматера.
(Mo et al., 2020)	Утицај брзине трчања и тренажног стажа на билатералну симетрију током трчања.	Трчање: елитни, рекреативни, аматери N: 31 G: M (18)/F (13) LD: - Y: 31.7 ± 4.1/35.2 ± 7.4/29.1 ± 4.3	Темпорални и кинематички параметри Тридмил трака 3 min/5 брзина (8, 9, 10, 11 и 12 km/h)	Статистички значајан утицај брзине је уочен на индекс симетрије у времену лета, који је био статистички значајно већи на брзини 8 km/h. Елитни тркачи су испољили линеарну редукацију у индексу симетрије са повећањем брзине. Рекреативни тркачи су испољили најсиметричније понашање на трчањима велике брзине.
(Tucker, & Hanley, 2020)	Анализа повећања променљивости хода и симетрије при различитим брзинама код брзоходача светске класе	Брзо ходање: елитни N: 18 G: M (11)/F (7) LD: - Y: 25.7 ± 4.1/25.9 ± 4.1	Тридмил трака 3 min/4 брзине (11, 12, 13 и 14 km/h)	Сваки спортиста је испољило асиметрију у бар једном параметру, али ниједан у више од половине праћених параметара. Променљивост и асиметрија се нису мењали са повећањем брзине.

Табела 3. (наставкак б-б)

(Satas, Jurgelaitiene, Brazaitis, Eimantas, & Skurvydas, 2020)	Утврђивање утицаја замора колених екстензора на билатералну силу, променљивост и координацију са и без визуелног праћења	Брзо ходање: рекреативни N: 22 G: M (18)/F (4) LD: RL Y: 22.6 ± 2.0/22.2 ± 1.3	EMG, мишићна стимулација 210 субмаксималних непрекидних изометријских контракција екстензора колена са и без визуелног праћења 1 група: симетричан задатак (обе ноге у углу колена под 60°); 2 група: асиметричан задатак (60 и 30 °)	Извођење билатералних изометријских контракција смањило је волу и електрично индуквану силу без промена у варијабилности и тачности контроле билатералне силе. Стабилност и тачност билатералне производње силе били су већи у оба задатка са визуелном повратном информацијом. Примећена је већа билатерална тачност контроле силе током извођења асиметричног задатка (са и без визуелне повратне спреге).
(DeAdder, 2020)	Утврђивање асиметрије између екстремитета код испитаника са >10%, спортиста	Врхунски спортисти: пре/постпубертетски узраст N: 122 G: M (57)/F (65) LD: - Y: 8 - 11/17+	EMG са осам мишића доњих екстремитета Ходање на платформи силе 5m природном брзином Трчање на платформи силе 10m на 66.6% од максималне брзине Променљив задатак. Трчање 66.6% са променом правца (лево-десно) и прелазак у брзо трчање.	27% укупне популације је испољило асиметрију у екстремитетима >10%. У свим случајевима, препубертетски спортисти су испољили већу асиметрију од спортиста након пубертета. Испитаници мушког пола су испољили већу асиметрију у флексији зглоба колена у почетном контакту и највишем моменту колене екстензије. Испитаници са асиметријом >10% су испољили асиметрију у највећој флексији коленог зглоба.
(Elkins, 2020)	Утврђивање асиметрије у производњи највеће за време извођења изометријских контракција	Фудбал N: 21 G: M (10)/F (11) LD: - Y: 20.5 ± 1.7/ 19.5 ± 1.4	Испитаници су изводили задатак максималне изометријске контракције „повлачење са средине бутине“ на платформи силе.	Обе групе испитаника (мушкарци и жене) испољиле су асиметрију у извођењу задатка.
(Bishop, Brashill, et al., 2021)	Утврђивање асиметрије између екстремитета код различитих узрастних група испитаника	Фудбал: преко 23, 18 и 16 година N: 51 G: M LD: - Y: 19.8 ± 6 1.1/17.5 ± 6 0.5/ 15.1 ± 6 0.7	Понављајући скокови на једној и обе ноге; 5, 10 и 20 m спринт; 505 тест промене брзине.	Разлике између екстремитета су испољене код понављајућег скока на једној ноzi. Више статистички значајних повезаности је било између асиметрије и физичког извођења тестова.
(Bishop, Verney, et al., 2021)	Утврђивање билатералног дефицита и повезаности са линеарном брзином и променом правца	Студенти, физички активни N: 18 G: M LD: - Y: 19.8 ± 6 1.1/17.5 ± 6 0.5/ 15.1 ± 6 0.7	Понављајући скокови на једној и обе ноге, пропадајући скокови и стојећи скокови у даљ; 10 и 30 m спринт; 505 тест промене брзине.	Билатерални дефицит је испољен код понављајућих скокова, пропадајуће скокове и скокове у даљ и корелирали су са 505 тестом промене брзине. Резултати су показали да већи дефицит корелира са бржом променом правца.
(Kons et al., 2021)	Утврђивање утицаја узастопних цудо-утакмица на асиметрију између екстремитета и билатерални дефицит	Цудо N: 14 G: M LD: - Y: -	Четири симулиране утакмице од по 4 min. Пре првог меча и након сваког следећег, испитаници су били подвргнути тестирањем: понављајући скокови, скок у даљ, стисак шаке доминантним и недоминантним удом	Испитаници су испољили статистички значајну асиметрију само у тесту понављајућих скокова, која је порасла након другог меча. Стисак шаке се смањило значајно након првог и другог меча, без уочене асиметрије.

Легенда: N – број испитаника; G – пол; M – мушки пол; F – женски пол; LD – латерална доминантност; RL – десноноги, LL – левоноги; Y – узраст; EMG – електромиограм; MVC – максимална добровољна контракција; MU – моторна јединица; RMS – средња квадратна амплитуда.

Овом групом истраживања обухваћено је 48 истраживања која су се бавила утврђивањем разлике између доњих екстремитета код спортиста. Прво истраживање из ове групе публиковано је 1983. године (Bauer, 1983), док је последње публиковано 2021. године (Kons et al., 2021). Укупан број испитаника у свим истраживањима био је

1.840. У 12 истраживања узорак испитаника је био и мушког и женског пола. У четири истраживања испитаници су били женског пола, у једном се није знао пол испитаника, док је у осталим истраживањим узорак испитаника био мушког пола.

Критички осврт на истраживања која су утврђивала разлику између доњих екстремитета код спортиста

Претходна истраживања која су се бавила проучавањем доминације код доњих екстремитета у спорту била су углавном усредсређена на максималне контракције или динамичко извођење покрета у задацима као што су шутирање лопте (Ball, 2011; Bauer, 1983; Dörge et al., 2002; Nunome et al., 2006; Orchard et al., 2002; Smith et al., 2009), различите врсте скокова (Bishop, Berney, et al., 2021; Bishop, Brashill, et al., 2021; Bobbert et al., 2006; Fort-Vanmeerhaeghe et al., 2016, 2015; Kobayashi et al., 2010; Kons et al., 2021; Luk et al., 2014; McPherson et al., 2016; De Ruiter et al., 2010; Schot et al., 1994; Sinsurin et al., 2017; Siqueira et al., 2002; Valdez, 2003), вожња бицикле, веслање и трчање (Bini, & Hume, 2014; Bini et al., 2017; Buckeridge et al., 2012; DeAdder, 2020; Girard et al., 2017; Karamanidis et al., 2003; Mo et al., 2020; Pappas et al., 2015; Rumpf et al., 2014; Smak et al., 1999; Tucker, & Hanley, 2020). Резултати истраживања су различити. У кинематичким параметрима у великом броју истраживања доминантна нога је испољила статистички веће вредности у мереним параметрима у односу на недоминантну ногу (Bini, & Hume, 2014; Dörge et al., 2002; Fort-Vanmeerhaeghe et al., 2015; Kobayashi et al., 2010; Nunome et al., 2006; Pappas et al., 2015; Sinsurin et al., 2017; Siqueira et al., 2002; Smak et al., 1999; Smith et al., 2009; Tucker, & Hanley, 2020). Тако на пример резултати су показали да је код фудбалера доминантна нога бржа и снажнија код шута (Rahnama et al., 2005), да је техника извођења шута боља у доминантној ноzi (Smith et al., 2009), али и да ове разлике нису имале велики утицај на његово извођење. Код тркача, резултати истраживања показују да се јавља разлика у корист доминантне ноге у вертикалној сили (Pappas et al., 2015; Rumpf et al., 2014), времену проведеном у лету и времену контакта ноге са тлом (Karamanidis et al., 2003). Ови резултати указују на то да доминантна нога производи статистички значајно већу максималну силу и брзину приликом лета него контралатерална нога. Ову разлику објашњавају као последицу веће снаге и боље способности координације доминантне ноге (Niu, Wang, He, Fan, & Zhao, 2011; Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000).

Насупрот овоме, у другом делу истраживања резултати су показали да је у појединим параметрима недоминантна нога супериорнија од доминантне. Тако на

пример, у истраживњу Ludwig и сар. (2017) доминантна нога је испољила мању стабилност од недоминантне ноге за време извођења шута код фудбалера. Слично томе, у истраживању Ball (2011), уочена је већа активација у куковим и бутинама код фудбалера у недоминантној нози у односу на доминантну који обезбеђују бољу стабилизацију ноге. Ови резултати могу бити разлог адаптације покрета на специфичне захтеве спорта у току тренажног процеса услед међусобне допуне покрета између екстремитета, пребацивањем напора са циљане групе мишића на другу мишићну групу (Salem, Salinas, & Harding, 2003). Са друге стране, уочено је да је асиметричност између екстремитета израженија при већем интензитету извођења задатака, где се са повећањем обртне снаге приликом вожње бицикл ергометра повећавала и асиметрија у екстремитетима (Bini, & Hume, 2014), као и да се асиметрија може кориговати правилно вођеним тренингом (Bini et al., 2017; Girard et al., 2017). Различито овоме, Luk и сар. (2014) упоређивали су асиметрију у доњим екстремитетима код дизача тегова и скакача. Као што је и очекивано, скакачи су испољили већу асиметричност од дизача тегова у екстремитетима. Ови резултати указују на утицај тренажног процеса да допринесе равномерном развоју способности у оба екстремитета код дизача тегова, док је код скакача због природе спорта услед поновљених покретима више једном страном тела дошло до развоја асиметрије у праћеним параметрима. Даље, у истраживању Siqueira и сар. (2002) тркачи нису показали асиметричност у снази између ногу, али да је код неспортиста ова разлика била статистички значајно изражена. У истраживању које је недавно спровео De Adder (2020) на великој популацији испитаника, врхунских спортиста, различитог узраста и пола дошао је до података да код спортиста у предпубертетском узрасту постоји статистички значајно изражена асиметрија у доњим екстремитетима, док та разлика није уочена код врхунских спортиста у каснијој доби што опет указује на могућност кориговања током тренажног процеса. Могућност корекције асиметрије тренажним процесом је потврђена и у ранијим истраживањима где се у литератури користи реч пластичност, а коју су објаснили као функционалну доминацију (Wennerfeldt, 2013). Тако на пример у истраживању Fort-Vanmeerhaeghe и сар. (2015) доминантна нога није била и вештија нога у извођењу задатака код кошаркашица, што објашњава да тренажним процесом можемо утицати на прилагођавање мишићно-скелетног сиситема специфичностима извођења понављајућих задатака. Други аутори су става да поновљено извршење задатака више једним удом, као што је то у спортовима са већом активацијом једног екстремитета, може изазвати неуромускуларне адаптације као што су неуралне инервације и

мишићна активација (Challis, 1998). Овај став потврђују Fort-Vanmeerhaeghe и сар. (2015) који тврде да постоје разлике у неуромускулатурној асиметрији између екстремитета. Нажалост, веома мали број истраживања се бавио праћењем активације моторних јединица и њиховим понашањем у доњим екстремитетима код спортиста како би се ови ставови могли утврдити.

Слично као и код мерења кинематичких параметара, у истраживањима где је праћена разлика у снази између екстремитета уочена је разлика у мишићној снази у корист доминантне ноге (Furlong, & Harrison, 2015; Siqueira et al., 2002; Willems & Ponte, 2013). Rahnama, Lees и Vambaecchi (2005), слично претходним истраживањима, уочили су у развоју снаге мишића коленог флексора да је био слабији у доминантној нози од недоминантне, што аутори објашњавају као последицу тренажног процеса. Као додаток, Hides и сар. (2010) снимањем магнетном резонанцом дошли су до података да постоји могућност да се због специфичности извођења задатака доминантном и недоминантном ногом појединачно може јавити разлика у доминантности појединих мишића. Тако на пример, у њиховом истраживању на фудбалерима пронађено је да је мишић *iliopsoas* доминантне ноге био развијенији од недоминантне, док је код мишића *quadratus lumborum* доминација била супротна, а што аутори повезују са адаптацијом мишићног система за извођење специфичних покрета у спорту.

У истраживању Bauer (1983), поред кинематике покрета пратио је и активацију електромиографског (EMG) сигнала између доњих екстремитета код рагби играча и закључио да су разлике у извођењу шута последица лошег интерсегменталног кретања недоминантне ноге, а не мишићне активности. До сличних података је дошао и Orchard и сар. (2002) где су резултати мерења EMG активације показали сличну мишићну активност обеју ногу, али да је доминантна нога испољила већу брзину стопала, већу угаону брзину у зглобу колена и већи распон кретања карлице, док је недоминантна нога испољила већу угаону брзину у зглобу кука, као и већи опсег кретања кука. Овакви резултати се могу објаснити утицајем међусобне допуне између екстремитета вишеструким кретањем зглобова, где долази до пребацивања напора са циљане групе мишића на другу мишићну групу (Salem et al., 2003).

На основу анализираног, може се закључити да се велики број истраживања бавио проучавањем разлика између екстремитета у мерењу снаге и кинематичких параметара, а мали број активацијом моторних јединица у мишићима и неурокотролом CNS-а. Такође, уочене су асиметрије између горњих екстремитета код великог броја

испитаника и код доњих код свих група спортова. Код опште популације испитаника та асиметричност у доњим екстремитетима је била слабије изражена. Истраживања су показала да је разлика уочљива у параметрима кинематике и снаге. Веома мали број истраживања се бавио проучавањем неуралне контроле између екстремитета, и то само код горњих екстремитета, чији резултати су показали статистички значајну разлику у понашању моторних јединица у праћеним мишићима. Како је познато да је брзина активирања моторних неурона и максимална брзина пражњења моторне јединице у великој мери зависна од индивидуалних способности испољавања брзих контракција силе (Del Vecchio, Negro, et al., 2019) и да се тренингом може утицати на специфичне адаптације у понашању моторних јединица (Semmler, & Nordstrom, 1998b; Del Vecchio, Casolo, et al., 2019), резултати овог истраживања ће дати нова сазнања о разликама у мишићној сили и активацији моторних јединица између доњих екстремитета код спортиста који нису били предмет истраживања у ранијим истраживањима.

3. ПРЕДМЕТ И ПРОБЛЕМ

Предмет овог истраживања је латерална доминантност, променљивост мишићне силе и активација моторних јединица код унилатералних и билатералних група спортова.

На основу постављеног предмета истраживања дефинисан је основни **проблем** овог истраживања где су постављена питања везана за латералну доминантност, променљивост мишићне силе и активацију моторних јединица код унилатералних и билатералних група спортова.

Ово истраживање треба да одговори на следећа питања:

1. Да ли постоје статистички значајне разлике у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета унутар група унилатералних и билатералних спортова?
2. Да ли постоје статистички значајне разлике у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета унутар група унилатералних и билатералних спортова?
3. Да ли постоје статистички значајне разлике у контроли мишићне силе и активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортова?
4. Да ли постоје статистички значајне разлике у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералних и билатералних спортова?
5. Да ли постоје статистички значајне разлике у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералних и билатералних спортова?

4. ЦИЉ И ЗАДАЦИ

На основу дефинисаног предмета и проблема истраживања, дефинисано је пет **циљева** истраживања:

1. Први циљ је да се утврде разлике у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета унутар група унилатералних и билатералних спортова.
2. Други циљ је да се утврде разлике у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета унутар група унилатералних и билатералних спортова.
3. Трећи циљ је да се утврде разлике у контроли мишићне силе и активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортова.
4. Четврти циљ је да се утврде разлике у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералних и билатералних спортова.
5. Пети циљ је да се утврде разлике у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералних и билатералних спортова.

4.1 Задаци истраживања

На основу дефинисаних циљева постављени су конкретни задаци истраживања:

1. Извршити процену општих показатеља узорка;
2. Извршити процену латералне доминантности код испитаника;
3. Извршити процену променљивости мишићне силе код испитаника;
4. Извршити процену активације моторних јединица код испитаника;
5. Статистичком обрадом података утврдити разлике у контроли мишићне силе и активацији моторних јединица између доњих екстремитета код унилатералних и

билатералних група спортова, како унутар самих група спортова, тако и између група спортова;

6. Статистичком обрадом података утврдити разлике у контроли мишићне силе и активацији моторних јединица између доњих екстремитета у зависности од карактеристика унилатералних и билатералних спортова.

5. ХИПОТЕЗЕ

На основу дефинисаног проблема, предмета и циља истраживања, постављене су следеће хипотезе истраживања:

1. X_1 – Постоји статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминатног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста.
2. X_2 – Постоји статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминатног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста.
3. X_3 – Постоји статистички значајна разлика у активацији моторних јединица између доминантног и недоминатног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста.
4. X_4 – Постоји статистички значајна разлика у активацији моторних јединица између доминантног и недоминатног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста.
5. X_5 – Постоји статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминатног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста.
6. X_6 – Постоји статистички значајна разлика у активацији моторних јединица између доминантног и недоминатног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста.
7. X_7 – Постоји статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминатног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта.
8. X_8 – Постоји статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминатног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта.

9. X_9 – Постоји статистички значајна разлика у активацији моторних јединица између доминантног и недоминатног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта.
10. X_{10} – Постоји статистички значајна разлика у активацији моторних јединица између доминантног и недоминатног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта.

6. МЕТОД ИСТРАЖИВАЊА

6.1 Узорак испитаника

У узорак испитаника је укључено 20 активних унилатералних, 15 тркача на дуге пруге и 5 бициклиста (30.7 ± 8.8 година, 177.3 ± 7.0 cm, 73.0 ± 6.4 kg, 3 левонога) и 16 активних билатералних, 8 одбојкаша, 7 дизача тегова и 1 веслач (24.3 ± 9.3 година, 181.1 ± 8.4 cm, 85.1 ± 8.8 kg, 4 левонога) спортиста, мушког пола. Пре учешћа, са сваким кандидатом је обављен детаљан интервју, како би се утврдило да су здрави и без повреда, без неуролошких поремећаја и да не узимају никакве лекове који су могли утицати на способност обављања експерименталних задатака. Испитанци са здравственим проблемима, повредама доњих екстремитета у претходне две године или ограничењима од физичких активности била су искључена из истраживања. Селектовани кандидати су затим били упознати са експерименталним протоколом и пре почетка учешћа потписали су информативни пристанак у којем су били описани могући негативни ефекти. Реализација истраживања одобрена је од стране Лабораторије за неуромеханику, Одсека за физичко васпитање и спортске науке у Серу, Аристотеловог Универзитета у Солуну, Грчка, а одобрење за реализацију експерименталних поступка добијено је од Етичког одбора за људска истраживања Аристотеловог Универзитета, а у складу са Хелсиншком декларацијом (ERC - 003/2021). Верска припадност, као ни боја коже (раса) нису представљали ограничење у одабиру испитаника.

6.2 Узорак мерних инструмената²

6.2.1 Општи показатељи узорка

Скуп мера којим је дефинисан општи показатељ узорка:

1. Године старости (YEAR);
2. Телесна висина (HEIGHT);

² Сви називи варијабли су усклађени са енглеском верзијом докторске дисертације.

3. Телесна маса (MASS);
4. Индекс телесне масе (BMI);
5. Упитник за одређивање доминантности доњих екстремитета (QLD).

На основу добијених резултата телесне висине и телесне масе, израчунат је BMI, изражен у kg/m^2 . Овај скуп мера које дефинишу општи показатељ узорка садржане су у Интернационалном биолошком програму (National Heart Lung and Blood Institute - United States, <http://www.nhlbisupport.com/bmi/bmi-m.htm>).

Одређивање доминантности доњих екстремитета је утврђено упитником по Van Melick и сар. (2017).

6.2.2 Мерни инструменти за процену испољене мишићне силе и активацију моторних јединица

Мерни инструменти за процену испољене мишићне силе и активацију моторних јединица су извучени из програмског пакета Matlab (Natick, MA: The Math Works, Inc., 2019a) за анализу у изложеном режиму и то су:

1. Коефицијент варијације мишићне силе (COV_F) одређен је као релативна амплитуда променљивости силе за најстабилнијих 10 s:

$$\text{CoV}_F = \frac{SD}{Mean} \times 100;$$

2. Стандардна девијација испољене мишићне силе (SD_F) одређена је као апсолутна амплитуда променљивости силе за најстабилнијих 10 s:

$$\text{SD}_F = \sqrt{\frac{|x - \bar{x}|^2}{n}};$$

3. Корен квадрата средњих вредности (RMS) одређен је као ефикасна вредност испољене силе за најстабилнијих 10 s:

$$X_{\text{RMS}} = \sqrt{\frac{1}{n} (x\alpha^2 + x\beta^2 + \dots + xn^2)};$$

4. Коефицијент варијације међуимпулсног интервала моторне јединице (CoV_{ISI}) одређен је као релативна амплитуда променљивости међуимпулсног интервала моторне јединице за најстабилнијих 10 s:

$$\text{CoV}_{\text{ISI}} = \frac{SD}{Mean} \times 100;$$

5. Стандардна девијација међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI}) одређена је као апсолутна амплитуда променљивости међуимпулсног интервала моторне јединице за најстабилнијих 10 s:

$$SD_{ISI} = \sqrt{\frac{|x - \bar{x}|^2}{n}};$$

6. Средња брзина пражњења моторне јединице (MDR) одређена као средња вредност брзине отпуштања акционих потенцијала за сваку препознату моторну јединицу у току најстабилнијих 10 s:

$$MDR = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i.$$

Претходна истраживања су показала да је активација моторних јединица и стопа њиховог пражњења већа у скраћеном мишићу него у издуженом (Pasquet, Carpentier, & Duchateau, 2005). С тим у вези, свака од примењених варијабли је тестирана за углове у скочном зглобу од 75°, 90° и 105°, тако да је истраживање реализовано са укупно 18 варијабли.

Избор варијабли је извршен и прилагођен на основу најчешће анализираних варијабли у досадашњим истраживањима.

6.3 Организација мерења

6.3.1 Услови мерења

Мере општих показатеља узорка и антропометријских параметара реализовани су у следећим условима:

1. Целокупно мерење је обављено у просторијама које су довољно осветљене и загрејане, како би се испитаници осећали пријатно.
2. У току мерења испитаници су били боси и минимално обучени.
3. За процену општих показатеља узорка користио се антропометар, мерна трака и стандардна вага која је баждарена на сваких 10 испитаника.
4. Пре почетка мерења мериоц је био детаљно увежбан за мерење свих предвиђених антропометријских мера.

Тестови за процену мишићне силе и активацију моторних јединица су спроведени под следећим условима:

1. Целокупно мерење је обављено у посебно опремљеној лабораторији.
2. Лабораторија је била довољно осветљена и загрејана, како би се испитаници осећали пријатно.
3. У току мерења испитаници су били боси и носили шортс (кратке спортске панталоне).
4. Сви инструменти су били претходно дезинфиковани и у току спровођења мерења су се користиле хигијенске рукавице и једнократно употребљив материјал (бријач, биполарне електроде, убриси итд.).
5. Сва мерења су реализована од стране једног мериоца.

6.4 Техника мерења

6.4.1 Опис тестова за процену општег показатеља узорка

1. Године старости (YEAR) – представљају број година испитаника заокружене на цели број година.
2. Телесна висина (HEIGHT) – мерила се антропометром по Мартину, са тачношћу од 0.1 cm. Испитаник, бос и минимално обучен, стајао је у усправном ставу на чврстој водоравној подлози. Глава је била у таквом положају да франкфуртска раван буде хоризонтална, леђа максимално исправљена, а стопала састављена. Мерилац је прилазио са леве стране испитаника и постављао антропометар вертикално дуж задње стране тела, нормално у односу на подлогу, а затим спуштао клизач са хоризонталном пречком на теме главе испитаника. Након тога је читаван резултат са тачношћу од 0.1 cm.
3. Телесна маса (MASS) – мерила се стандардном вагом, са тачношћу од 0.5 kg, постављеном на хоризонталну подлогу. Испитаник, бос и минимално обучен, пео се на вагу и мирно стајао у усправном ставу док се није добила вредност масе тела, која је читавана са тачношћу од 0.5 kg.
4. Индекс телесне масе (BMI) – међународно је призната мера гојазности и израчуната је према формули $BMI = MASS (kg) / HEIGHT (m)^2$ (National Heart

Lung and Blood Institute - United States, <http://www.nhlbisupport.com/bmi/bmi-m.htm>).

6.4.2 Опис тестова за процену мишићне силе и активацију моторних јединица

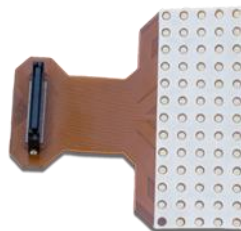
Инструменти који су се користити за мерења одговарали су стандардима и то су били:

1. Изометријски динамометар (TF022-NEG1, ОТ Bioelettronica, IT) - динамометром је мерена испољена мишићна сила испитаника (Слика 6).



Слика 6. Изометријски динамометар (TF022-NEG1, ОТ Bioelettronica, IT)

2. Трансдуктор силе (200 kg; 2,001 mV/V, S/N 11406; TF022, ССТ transducers) – трансдуктор са калибрисаном ћелијом служио је за претварање испољене мишићне силе у електрични сигнал.
3. 64 Multi Array Electrode (IED; ОТ Bioelettronica, Turin, Italy) – за остваривање електричне проводљивости са кожом коришћена је полуотпорна адхезивна решетка која се састоји од 64 електрода (13 редова x 5 колона; позлаћена; пречника 1 mm; са растојањем од 8 mm између електрода) и била је постављена на ТА (Слика 7).



Слика 7. 64 Multi Array Electrode (IED; ОТ Bioelettronica, Turin, Italy)

4. *Quattrocento* појачивач (ОТ Bioelettronica, Torino, Italy, 3 dB, bandwidth 10–500 Hz) – коришћен је као појачало за примање површинских/интрамускуларних EMG сигнала (Слика 8). Овај електромиограф високе густине (HDsEMG) се показао добар за индентификовање повећане активације MU и нивоа паљења трентно активираних моторних јединица током продужене субмаксималне мишићне контракције (Noven, 2014). Претходна истраживања су показала да се током производње силе, синхронизација паљења MU повећава на 8 до 12 Hz ритмично (Elble, & Randall, 1976; Noven, 2014), и да се мишићна променљивост може индентификовати помоћу EMG (McAuley, & Marsden, 2000). Показало се да је проучавање променљивости силе у активном мишићу уз помоћ одговарајуће EMG одличан приступ за праћење периферних манифестација централних нервних осцилација (Kenway, 2015; Noven, 2014). Тако на пример, променљивост силе је боље уочљива код ниских сила (Galganski et al., 1993; Laidlaw et al., 2000; Taylor et al., 2003). У претходној студији је потврђено да HDsEMG апарат може да сними активацију MU и индентификује њихово понашање неинвазивно (Martinez-Valdes et al., 2017). Неки од бенефита примене HDsEMG се могу наћи такође и у праћењу ширег опсега нивоа силе (Holobar et al., 2009), периферних својстава MU, брзини проводљивости мишићних влакана, понашању MU (Holobar et al., 2009) као и праћењу карактеристика MU у лонгитудиналним истраживањима (Martinez-Valdes et al., 2017).



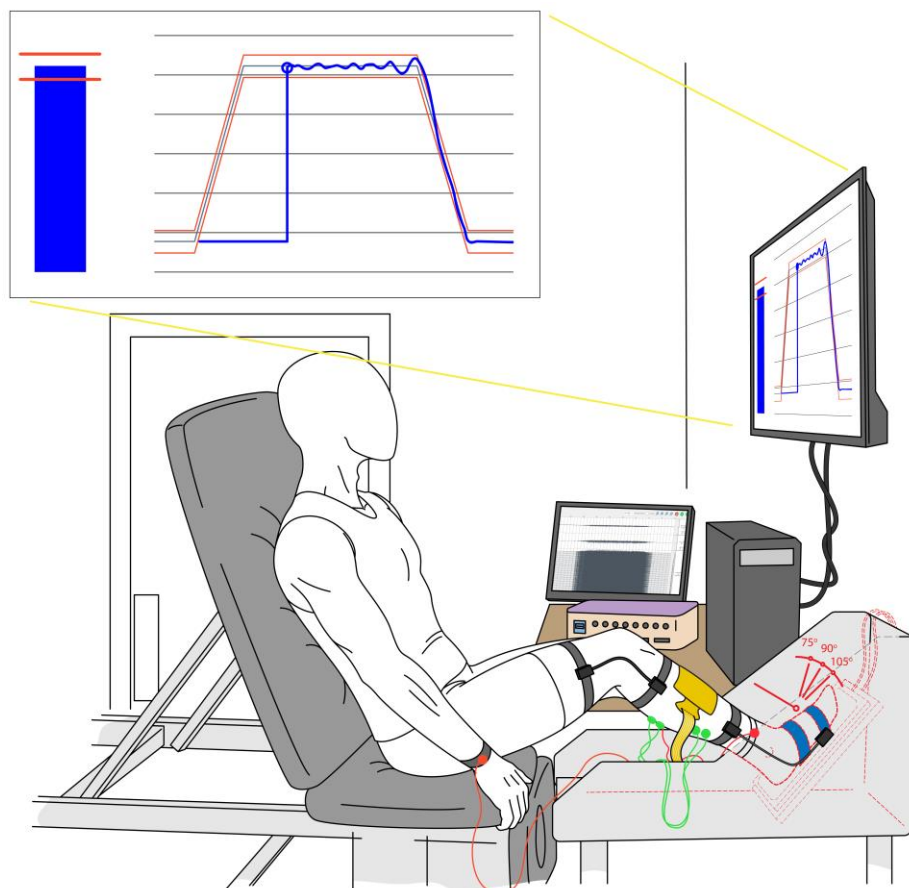
Слика 8. *Quattrocento* појачивач (ОТ Bioelettronica, Torino, Italy, 3 dB, bandwidth 10–500 Hz)

6.5 Експериментална поставка

Мерење је реализовано у осветљеној и пространој Лабораторији за Неуромеханику у Одсеку за физичко васпитање и спортске науке у Серу, Универзитета у Солуну, Грчка у два различита дана да би се избегао ефекат умора јер је протокол тестирања трајао око два сата по посети. У протокол мерења су укључени испитаници без историје повреда мишића потколнице. Од испитаника је затражено да буду на располагању три пута, у три различита дана. У првом контакту са испитаницима, детаљно им је објашњена процедура тестирња. У току другог и трећег контакта, спроведена су у лабораторији потребна мерења на испитаницима. Од испитаника је захтевано да се уздрже од напорног вежбања од 24 до 48 сати пре тестирања. Такође, дневна променљивост контрактилности мишића је минимизирана извођењем два мерења у исто доба дана, праћењем стабилности мишића једне потколенице при првој посети лабораторије и друге при другој посети (Racinais, Blanc, Jonville, & Hue, 2005). Непосредно пре почетка мерења изометријске снаге мишића, измерена је телесна висина и маса испитаника и уз помоћ упитника одређена доминантна нога. Сва мерења су спроведена од стране искусног и претходно обученог лица. Сви испитаници су били минимално обучени и боси, а сходно томе је била оптимална температура просторије. Након стандардизованог загревања, главни задатак је био праћење мишићне силе и активације моторних јединица у ТА доминантне и недоминантне ноге за време изометријске максималне и субмаксималне добровољне контракције. Редослед мерења ногу је био различит код испитаника, те се првог дана мерења није увек давала предност нити доминатној нити недоминатној нози.

Испитаници су седели удобно смештени на посебно прилагођеном столу са наслоним са доминантном/недоминантном ногом постављеном у лежиште изометријског динамометра (TF022-NEG1, OT Bioelettronica, IT), где је стопало било причвршћено каишевима (~ 2 cm ширине). Положај испитаника је био седећи са углом у зглобу кука ~ 90° (90° = усправни седећи положај), углом у зглобу колена ~ 120° и угловима у скочном зглобу ~ 75°, 90° и 105° (90° = вертикално на тибију) како би се избегла коактивација мишића *quadriceps*. Два дигитална биполарна гониометра са једним степеном слободе (MLTS700, AD Instruments) коришћена су у току мерења за непрекидно одржавање приближно истих углова у зглобу колена и скочном зглобу. Стопало је било фиксирано затезним каишевима за подесиво подножје које је било серијски спојено са калибрисаном ћелијом (CCt transducers, load cell model TF 022.,

Toronto, Italy). Затезни каишеви за стопала су били постављени преко дисталне трећине метатарзалних костију и непосредно испред скочног зглоба. Нога којом није вршено мерење била је удобно постављена на помоћни сточић. Визуелна информација је била приказана на 50 inch екрану постављеном на удаљености од 1.5 m од очију испитаника. Снимање је обављено на ТА. На трбуху мишића ТА била је постављена једна полуотпорна адхезивна решетка (IED; ОТ Bioelettronica, Turin, Italy) (Rainoldi, Melchiorri, & Caruso, 2004). Након припреме коже (бријања, лагане абразије коже, чишћења са 70% етанолом), периметар мишића је идентификован палпацијом од стране мериоца, а његов профил био је обележен хируршком оловком. Адхезивна решетка је била причвршћена на површину мишића помоћу једнослојног пенастог улошка (ELSCH064, ОТ Bioelettronica, Turin, Italy). Контакт коже и електроде оптимизован је пуњењем шупљина адхезивних слојева проводним гелом (ACCREAM, ОТ Bioelettronica, Turin, Italy). Електрода уземљења је била прикачена мушком спојницом на каиш причвршћен за ручни зглоб, док је друга референтна електрода била прикачена за каиш постављен око скочног зглоба ноге која се мери као на Фигури 1.



Фигура 1. Експериментална поставка се састојала од прилагођеног ергометра за скочни зглоб (OT Bioelettronica, Turin, Italy). Сила коју изводе дорзални мишићи у скочном зглобу мерена је помоћу претварача силе причвршћеног испод стопала. Сигнали електромиографа велике густине (HDsEMG) снимљени су са предњег мишића тибије сваке ноге са полуотпорном адхезивном решетком (жута електрода). Референтне електроде су постављене на ручном зглобу за биполарне снимке и на скочном зглобу за умрежење (црвене жице). На колени и скочни зглоб постављени су по један гониометар за мерење угла зглоба. Визуелне повратне информације су представљене на екрану за циљану силу (црвене линије) и испољену силу (плаве линије) током фаза успињања, одржавања платоа и релаксације (средњи део екрана) и тренутни ниво силе (десна страна екрана). Визуелна информација је покривала око 80% екрана (Petrović et al., 2022).

Загревање се састојало од три до пет изометријских контракција дорзалне флексије са различитим интензитетима слободне процене максималне силе, свака раздвојена са временским интервалом од 30 s. У поступку упознавања са процедуром, од испитаника је затражено да се фокусирају на правилно извођење покрета дорзалне флексије у скочном зглобу како би се активирали потребни мишићи.

Након загревања, испитаници су извели две MVC дорзалне флексије у скочном зглобу са паузом између мерења 30 s. Испитаницима је било објашњено да приликом

вршења максималне дорзалне флексије у скочном зглобу највећи интензитет силе испољавају из мишића потколенице, као и да „вуку што јаче могу“ у трајању од 3 до 5 s. За то време су добијали вербални подстицај од испитивача. Највећа произведена сила током дорзалне флексије у скочном зглобу је коришћена као референца за одређивање циљане субмаксималне контракције.

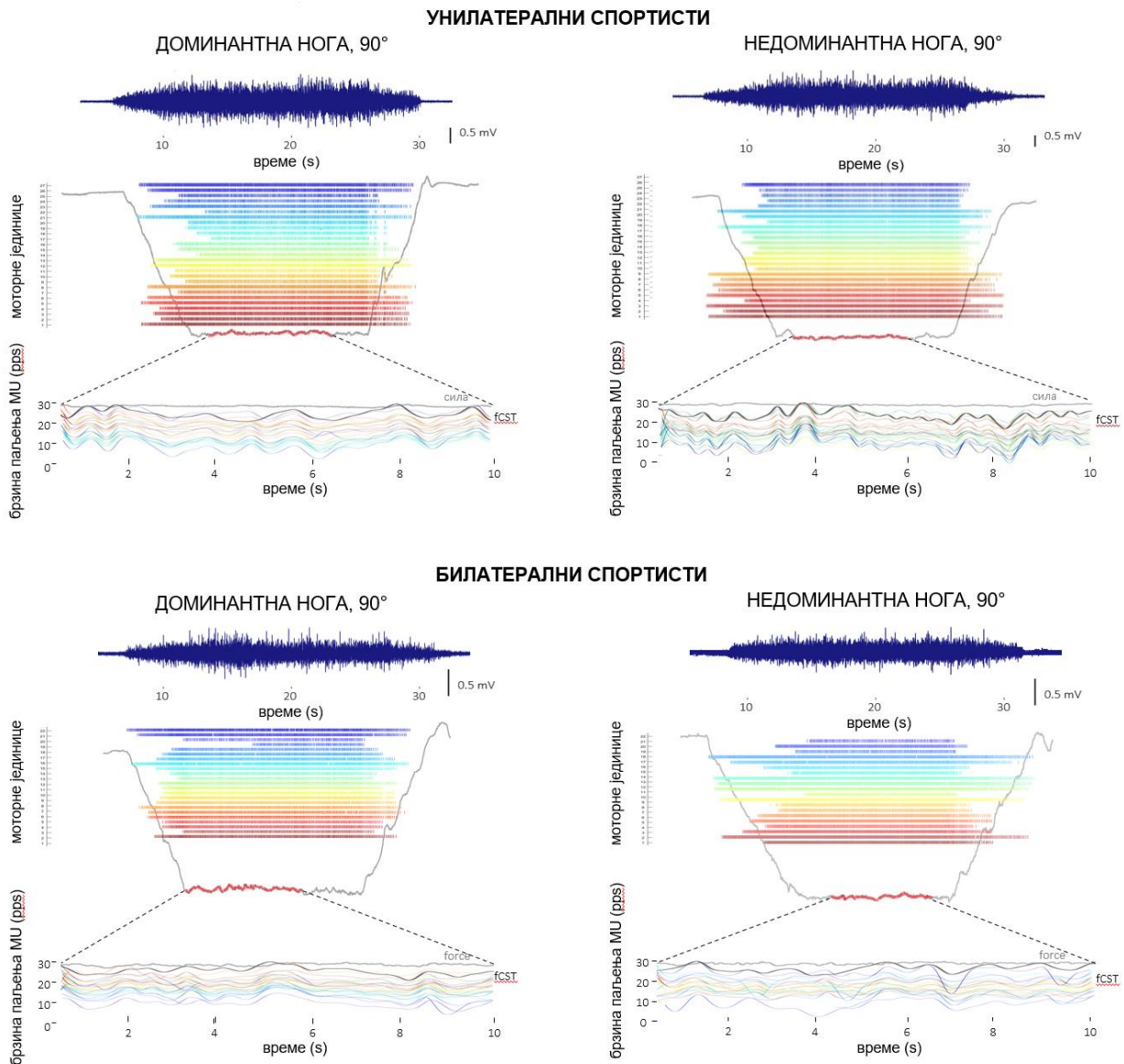
Након пет минута паузе, испитаници су изводили контракције које су се састојале од 3 s припремне фазе, линеарног повећања силе у трајању од 5 s до циљане вредности на нивоу 2.5%, 5%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% и 60% MVC, са задржавањем достигнутог нивоа силе у трајању од 15 s, тако да се одржи стабилност мишића избегавајући могуће треморе у мишићу, и линеарно смањење силе у трајању од 5 s, истог интензитета као и код линеарног повећања до вредности одмора, завршне фазе у трајању од 3 s (фаза релаксације). Током сваког испитивања, испитаници су имали обезбеђену повратну визуелну информацију о постигнутом нивоу силе, која је била приказана на 50 inch екрану као трапезоид.

Максималне дорзалне флексије, као и субмаксималне изометријске дорзалне флексије у скочном зглобу биле су реализоване са константним углом у коленом зглобу од 120° (180°, попутна екстензија) и угловима у скочном зглобу од 75°, 90° и 105°. Три понављања су реализована за сваки ниво циљане вредности силе (2.5%, 5%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% и 60% MVC). Субмаксималне трапезоидне контракције су извођене насумично како би се избегло прилагођавање покрета на један ниво силе, са паузом између понављања од 2 min. Најстабилније изведен покушај за сваку циљану вредност силе је узиман за даљу анализу.

6.6 Анализа података

HDsEMG сигнали су пре него што су били прихваћени за анализу у излогованом режиму били појачани, подешени, *band-pass* филтрирани (10-500 Hz) и дигитализовани коришћењем 12 bit аналогно-дигиталног (A/D) претварача, *Quattrocento* (EMG-Quattrocento, ОТ Bioelettronica, Turin, Italy) и фреквенција узорка била је 2048 Hz. Сигнал силе је снимљен са софтвером ОТ Biolab (version 1.0.3, ОТ-Bioelettronica, IT) и синхронизован са EMG. Повратна информација о сигналу силе добила се прилагођеним LabVIEW програмом (LabVIEW 8.0, National Instruments, Austin, USA). Након уклањања података из недостајућих и бучних канала, средња квадратна амплитуда (RMS) је израчуната сабирањем *band-pass* филтрираних (20-500

Hz) просечних вредности из монополарних сигнала за сваки одрживи сигнал. Дискриминација моторних јединица изведена је у изложеном режиму са прилагођеном MATLAB шифром која је укључивала полуаутоматизовани *Convolution Kernel Compensation* (СКС) алгоритам (Holobar, & Zazula, 2004). Овај претходно потврђени алгоритам (Holobar, & Farina, 2014; Holobar, Glaser, Gallego, Dideriksen, & Farina, 2012; Holobar, & Zazula, 2004) заснован је на техници раздвајања слепог-извора и извлачења времена пражњења моторних јединица (MU) из кривуља EMG сигнала. Однос пулса и шума (PNR), представљеног од стране Holobar и Farina (2014), коришћен је за процену квалитета идентификације MU. Моторне јединице са PNR > 29 dB (тачност идентификације паљења моторних јединица > 90%) коришћене су за даљу анализу. Резултати компјутерски разложеног процеса били су ручно прегледани и уређени, како би се побољшала аутоматска идентификација шиљака DEMUSE софтверском алатком (v5.01; The University of Maribor, Slovenia). Моторне јединице са кратким (< 20 ms) интервалима између шиљака (ISI) или са неправилним обрасцима паљења (ISI > 400 ms или коефицијент варијације за ISI > 20%) били су одбачени (Pascoe, Gould, & Епока, 2013). На овај начин, само MU које су биле стално активне током целокупног трајања континуираних изометријских контракција укључено је у даљу анализу (Фигура 2).



Фигура 2. Репрезентативни подаци који приказују изометријску силу дорзалне флексије током добровољне контракције силе од 40% MVC под углом скочног зглоба од 90° (анатомска дужина) за сваку ногу код унилатералне и билатералне групе испитаника. Сваки панел приказује (од врха до дна) сметње EMG сигнала (плаве хоризонталне линије), време пражњења више MU (различито обојене ознаке) и испољену мишићну силу (сива линија).

6.7 Методе обраде података

Анализа података извршена је употребом IBM SPSS софтвера (верзија 26, IBM, Chicago). Нормалност дистрибуције података потвђена је Шапиро-Вилковим (Shapiro-Wilk) тестом. Средња вредност \pm стандардна девијација израчунати су за све излазне варијабле. Резлике у контроли мишићне силе и активацији моторних јединица анализирани су једнофакторском униваријантном анализом варијанте поновљених

мерења са Бонферијеви́м пост хок (*Bonferroni post hoc*) тестом за лоцирање статистичке значајности. Величина ефекта у свакој зависној варијабли квантификована је парцијалним ета квадрат коефицијентом (η^2) и интерпретирана као: мала, ~ 0.1 ; средња, ~ 0.6 и велика, $> \sim 0.14$ (Wikiversity, 2020, <https://en.wikiversity.org/wiki/Eta-squared>).

7. РЕЗУЛТАТИ

7.1 Основни дескриптивни параметри и дистрибуција података

Табеле 4, 5 и 6 приказују основне статистичке параметре општих показатеља узорка. Њиховом анализом утврђено је да су испитаници из унилатералне групе спортиста били просечне старости 38 година (37.6 ± 10.9), телесне висине 177 cm (177.3 ± 0.1), телесне тежине 73 kg (73.0 ± 6.4) и BMI 23 (23.2 ± 1.9), док су испитаници из билатералне групе спортиста били просечне старости 24 година (24.3 ± 9.3), телесне висине 181 cm (181.1 ± 8.4), телесне тежине 85 kg (85.1 ± 8.8) и BMI 26 (26.0 ± 2.3).

Табела 4. Дескриптивна статистика и нормалност дистрибуције општих показатеља узорка код унилатералне и билатералне групе спортиста

Варијабле	N	Mean \pm SD	Min. – max.	Range	Унилатерална група				Билатерална група			
					N	Mean \pm SD	Min. – max.	Range	N	Mean \pm SD	Min. – max.	Range
YEAR (год)	20	31.5 \pm 8.8	17.0 – 55.0	38.0	16	24.3 \pm 9.3	17.0 – 52.0	35.0	16	24.3 \pm 9.3	17.0 – 52.0	35.0
HEIGHT (cm)	20	177.3 \pm 7.0	163.0 – 188.0	25.0	16	181.1 \pm 8.4	163.0 – 191.0	28.0	16	181.1 \pm 8.4	163.0 – 191.0	28.0
MASS (kg)	20	73.0 \pm 6.4	64.0 – 88.0	24.0	16	85.1 \pm 8.8	71.0 – 109.0	38.0	16	85.1 \pm 8.8	71.0 – 109.0	38.0
BMI (kg/m ²)	20	23.2 \pm 1.9	19.2 – 26.2	7.1	16	26.0 \pm 2.3	22.4 – 31.2	8.7	16	26.0 \pm 2.3	22.4 – 31.2	8.7

Легенда: N - број испитаника; Mean - просечна вредност, SD - стандардна девијација; Min. - минимална вредност; Max. - максимална вредност; Sig. - значајност; YEAR - узраст; HEIGHT - висина; MASS - телесна маса; - BMI - индекс телесне масе.

Табела 5. Дескриптивна статистика и нормалност дистрибуције општих показатеља узорка код унилатералне групе спортиста

Варијабле	N	Mean \pm SD	Min. – max.	Range	Тркачи				Бициклисти			
					N	Mean \pm SD	Min. – max.	Range	N	Mean \pm SD	Min. – max.	Range
YEAR (год)	15	30.7 \pm 9.6	17.0 – 55.0	38.0	5	32.2 \pm 6.9	26.0 – 44.0	18.0	5	32.2 \pm 6.9	26.0 – 44.0	18.0
HEIGHT (cm)	15	179.0 \pm 6.4	169.0 – 188.0	19.0	5	172.2 \pm 7.4	163.0 – 180.0	17.0	5	172.2 \pm 7.4	163.0 – 180.0	17.0
MASS (kg)	15	74.6 \pm 6.4	65.0 – 88.0	23.0	5	68.0 \pm 4.2	64.0 – 73.0	9.0	5	68.0 \pm 4.2	64.0 – 73.0	9.0
BMI (kg/m ²)	15	23.3 \pm 1.9	19.2 – 26.3	7.1	5	23.0 \pm 1.9	19.5 – 23.0	4.7	5	23.0 \pm 1.9	19.5 – 23.0	4.7

Легенда: N - број испитаника; Mean - просечна вредност, SD - стандардна девијација; Min. - минимална вредност; Max. - максимална вредност; Sig. - значајност; YEAR - узраст; HEIGHT - висина; MASS - телесна маса; - BMI - индекс телесне масе.

Табела 6. Дескриптивна статистика и нормалност дистрибуције општих показатеља узорка код билатералне групе спортиста

Варијабле	N	Mean \pm SD	Min. – max.	Range	Дизачи тегова				Веслачи	
					N	Mean \pm SD	Min. – max.	Range	N	Mean
YEAR (год)	8	26.5 \pm 12.5	17.0 – 52.0	35.0	7	22.4 \pm 4.5	19.0 – 31.0	12.0	1	20.0
HEIGHT	8	187.4 \pm	182.0 –	9.0	7	174.4 \pm	163.0 –	24.0	1	178.0

(cm)		3.4	191.0			7.3	187.0			
MASS (kg)	8	86.4 ± 5.9	81.0 – 99.0	18.0	7	84.7 ± 11.9	71.0 – 109.0	38.0	1	78.0
BMI (kg/m ²)	8	24.6 ± 1.5	22.4 – 27.1	4.7	7	27.8 ± 2.0	24.6 – 31.2	6.6	1	24.6

Легенда: N - број испитаника; Mean - просечна вредност, SD - стандардна девијација; Min. - минимална вредност; Max. - максимална вредност; Sig. - значајност; YEAR - узраст; HEIGHT - висина; MASS - телесна маса; - BMI - индекс телесне масе.

Табела 7 садржи просечан број MU идентификованих у мишићу ТА у оба екстремитета за сваку групу спортиста, у три угла скочног зглоба и осам циљних сила. Након визуелног прегледа и ручне корекције, укупан број идентификованих MU био је 18.407 и 18.330 за доминантни и недоминантни екстремитет, респективно, код унилатералне групе спортиста и 7.502 и 9.511 за доминантни и недоминантни екстремитет, код билатералне групе спортиста.

Табела 7. Средња вредност (\pm SD) броја моторних јединица снимљених са мишића *tibialis anterior* у оба екстремитета за сваку групу спортиста, у три угла скочног зглоба и осам циљних сила

		Циљана сила (%MVC)								
Угао		2.5	5	10	20	30	40	50	60	
75°	U D	13.6±7.3	15.7±7.1	17.1±7.8	16.2±8.8	14.7±9.0	14.4±8.2	12.0±7.5	12.2±7.1	
		12.3±10.1	14.0±11.2	17.2±8.1	17.0±7.7	15.1±8.0	14.7±8.6	12.5±7.4	11.4±6.2	
	B D	8.5±6.4	9.9±7.9	9.3 ± 6.8	10.7±8.2	8.1±5.9	6.8±3.5	7.3±5.7	6.1±4.7	
		8.0±8.5	10.8±7.2	10.9±8.2	10.4±5.3	9.0±5.4	8.4±4.3	17.1±3.1	6.5±3.8	
90°	U D	10.5±8.5	16.2±7.1	17.4±7.4	17.5±8.3	16.0±2.7	13.4±7.1	12.0±6.1	11.6±5.8	
		12.1±9.5	14.3±9.6	16.9±8.3	16.9±8.5	16.1±8.2	15.1±7.5	14.1±5.8	12.0±6.4	
	B D	5.1±5.0	8.2 ± 7.4	8.7±7.1	7.4±5.3	7.0±5.1	7.7±6.8	5.6±3.4	4.6±3.2	
		11.1±7.4	11.5±5.8	12.6±8.3	12.3±6.9	10.9±5.6	8.3±5.2	9.7±4.6	7.6±5.4	
105°	U D	8.3±5.8	15.0±7.8	17.0±7.3	19.2±9.1	17.7±7.9	12.9±6.8	12.1±7.1	10.8±5.6	
		10.3±6.9	14.2±8.8	17.7±8.7	19.0±6.5	17.0±7.3	13.4±7.4	15.7±6.9	12.2±5.8	
	B D	4.8±5.1	8.8±6.2	8.3±6.2	7.1±6.8	7.0±6.3	7.5±6.7	4.7±3.7	4.6±2.9	
		7.9±5.6	12.0±6.7	12.1±6.0	12.6±6.2	11.7±6.2	9.6±5.0	8.5±4.4	6.4±2.9	

Легенда: MVC – максимална добровољна контракција; U – унилатерална група спортиста; B – билатерална група спортиста; D – доминантна нога; ND – недоминантна нога.

7.2 Разлике у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста

У табелама 8, 9 и 10 приказани су резултати у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста.

Табела 8. Разлике у коефицијенту варијације силе (COVF) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
COVF	LEG	1.000, 114.000	0.850	0.359	0.007
	ANGLE	2.000, 114.000	0.186	0.831	0.003
	LEG*ANGLE		0.592	0.555	0.010
	FORCE	2.059, 234.675	152.799	0.000	0.573
	FORCE*LEG		0.217	0.811	0.002
	FORCE*ANGLE	4.117, 234.675	0.695	0.600	0.012
	FORCE*LEG*ANGLE		1.556	0.185	0.027

Легенда: COVF – коефицијент варијације силе; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Двофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле COVF између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста, али да постоји статистичка значајност у процесним разликама испољене силе ($F(2.059, 234.675) = 152.799$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.573$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Променљивост силе се линеарно смањује са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. У осталим процесним вредностима варијабле COVF не постоје статистички значајне разлике.

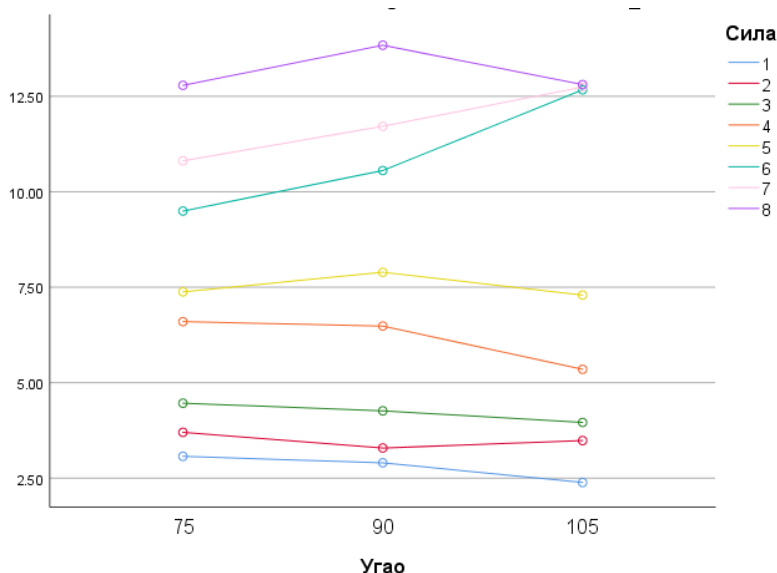
Табела 9. Разлике у стандардној девијацији силе (SDF) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
SDF	LEG	1.000, 114.000	3.851	0.052	0.033
	ANGLE	2.000, 114.000	0.109	0.897	0.002
	LEG*ANGLE		0.024	0.976	0.000
	FORCE	3.382, 385.531	182.825	0.000	0.616
	FORCE*LEG		0.752	0.536	0.007
	FORCE*ANGLE	6.764, 385.531	2.415	0.021	0.041
	FORCE*LEG*ANGLE		0.341	0.931	0.006

Легенда: SDF – стандардна девијација силе; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Двофакторска ANOVA је на граници статистичке значајности у процесним вредностима варијабле SDF између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста ($F(1.000, 114.000) = 3.851$, $p = 0.052$, $\eta^2 = 0.033$). Поред тога, постоји статистичка значајност у процесним разликама испољене силе ($F(3.382, 385.531) = 182.825$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.616$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Супротно променљивости силе, стандардана

девијација силе се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. Такође, постоји и статистички значајна интеракција испољене силе и угла у скочном зглобу ($F(6.764, 385.531) = 2.415, p = 0.021, \eta^2 = 0.041$) која се манифестује у нагом порасту вредности варијабле SDF у углу скочног зглоба 105° у односу на угао 75° на нивоу силе 40% и 50% MVC (Графикон 1).



Графикон 1. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скочном зглобу ($75^\circ, 90^\circ$ и 105°) у стандардној девијацији силе (SDF) код унилатералне групе спортиста

У осталим процесним вредностима варијабле SDF не постоје статистички значајне разлике.

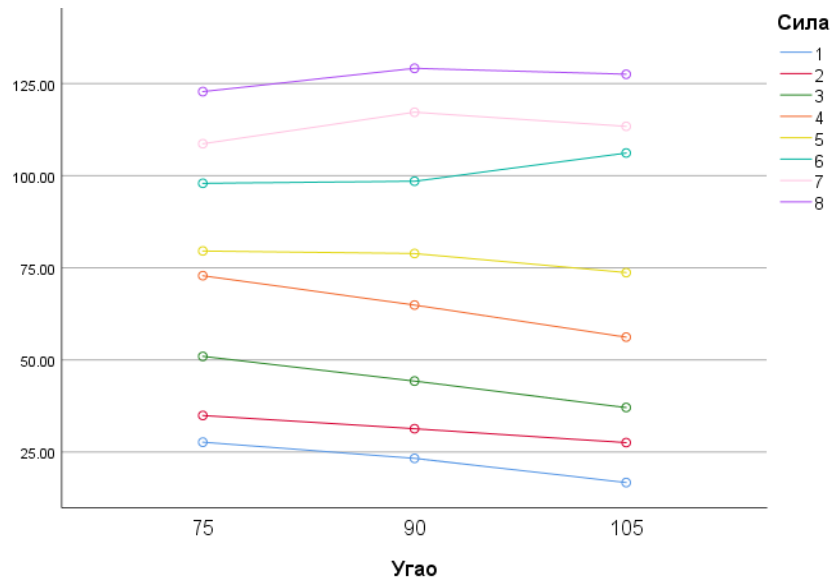
Табела 10. Разлике у корену квадрата средњих вредности (RMS) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста

Варијабла	Извор варијације	$df_{time}, df_{Error(time)}$	F – value	Sig.	η^2
RMS	LEG	1.000, 114.000	2.805	0.097	0.032
	ANGLE	2.000, 114.000	0.419	0.658	0.027
	LEG*ANGLE		0.178	0.837	0.012
	FORCE	3.737, 384.547	387.384	0.000	0.773
	FORCE*LEG		1.242	0.294	0.011
	FORCE*ANGLE	6.746, 384.547	2.157	0.039	0.036
	FORCE*LEG*ANGLE		1.040	0.402	0.018

Легенда: RMS – корен квадрата средње вредности; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; ANGLE – угао у скочном зглобу ($75^\circ, 90^\circ, 105^\circ$); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Двофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле RMS између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста, али да постоји статистичка значајност

у процесним разликама испољене силе ($F(3.737, 384.547) = 387.384, p < 0.0005, \eta^2 = 0.773$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Апсолутна сила се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. Такође, постоји статистички значајна интеракција између испољене силе и угла у скочном зглобу ($F(6.746, 384.547) = 2.157, p = 0.039, \eta^2 = 0.036$) која се манифестује већим вредностима варијабле RMS у углу од 75° у односу на угао од 105° на ниским вредностима силе, 2.5%, 10% и 20% MVC (Графикон 2).



Графикон 2. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скочном зглобу (75°, 90° и 105°) у корену квадрата средњих вредности (RMS) код унилатералне групе спортиста

У осталим процесним вредностима варијабле RMS не постоје статистички значајне разлике.

7.3 Разлике у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста

У табелама 11, 12 и 13 приказани су резултати у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста.

Табела 11. Разлике у коефицијенту варијације силе (COVF) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста

Варијабла	Извор варијације	$df_{time}, df_{Error(time)}$	F - value	Sig.	η^2
COVF	LEG	1.000, 90.000	0.139	0.710	0.002
	ANGLE	2.000, 90.000	0.954	0.389	0.021

<i>LEG*ANGLE</i>		0.056	0.942	0.001
<i>FORCE</i>	2.795, 251.510	119.188	0.000	0.570
<i>FORCE*LEG</i>		1.307	0.273	0.014
<i>FORCE*ANGLE</i>	5.589, 251.510	2.154	0.052	0.046
<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>		1.481	0.233	0.032

Легенда: COVF – коефицијент варијације силе; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Двофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле COVF између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста, али да постоји разлика у процесним разликама испољене силе ($F(2.795, 251.510) = 119.188, p < 0.0005, \eta^2 = 0.570$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Променљивост силе се линеарно смањује са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. На граници статистичке значајности је интеракција између нивоа силе и угла у скочном зглобу ($F(5.589, 251.510) = 2.154, p = 0.052, \eta^2 = 0.046$). У осталим процесним вредностима не постоје статистички значајне разлике.

Табела 12. Разлике у стандардној девијацији силе (SDF) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
SDF	<i>LEG</i>	1.000, 90.000	0.015	0.901	0.000
	<i>ANGLE</i>	2.000, 90.000	0.141	0.868	0.003
	<i>LEG*ANGLE</i>		0.561	0.573	0.012
	<i>FORCE</i>	2.604, 234.381	102.977	0.000	0.534
	<i>FORCE*LEG</i>		0.518	0.645	0.006
	<i>FORCE*ANGLE</i>	5.208, 234.381	0.919	0.472	0.020
	<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>		0.766	0.580	0.017

Легенда: SDF – стандардна девијација силе; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Двофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле SDF између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста, али да постоји разлика у процесним разликама испољене силе ($F(2.604, 234.381) = 102.977, p < 0.0005, \eta^2 = 0.534$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Стандардна девијација силе се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. У осталим процесним вредностима не постоје статистички значајне разлике.

Табела 13. Разлике у корену квадрата средњих вредности (RMS) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
RMS	LEG	1.000, 90.000	0.733	0.394	0.008
	ANGLE	2.000, 90.000	0.575	0.472	0.017
	ANGLE*LEG		0.291	0.748	0.006
	FORCE	3.649, 328.420	232.467	0.000	0.721
	FORCE*LEG		1.130	0.341	0.012
	FORCE*ANGLE	7.298, 328.420	0.965	0.459	0.021
	FORCE*LEG*ANGLE		0.509	0.835	0.011

Легенда: RMS – корен квадрата средње вредности; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Двофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле RMS између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста, али да постоји разлика у процесним разликама испољене силе ($F(3.649, 328.420) = 232.467$, $p < .0005$, $\eta^2 = 0.721$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Апсолутна сила се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC као и код унилатералне групе спортиста. У осталим процесним вредностима не постоје статистички значајне разлике.

7.4 Разлике у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста

У табелама 14, 15 и 16 приказани су резултати у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста.

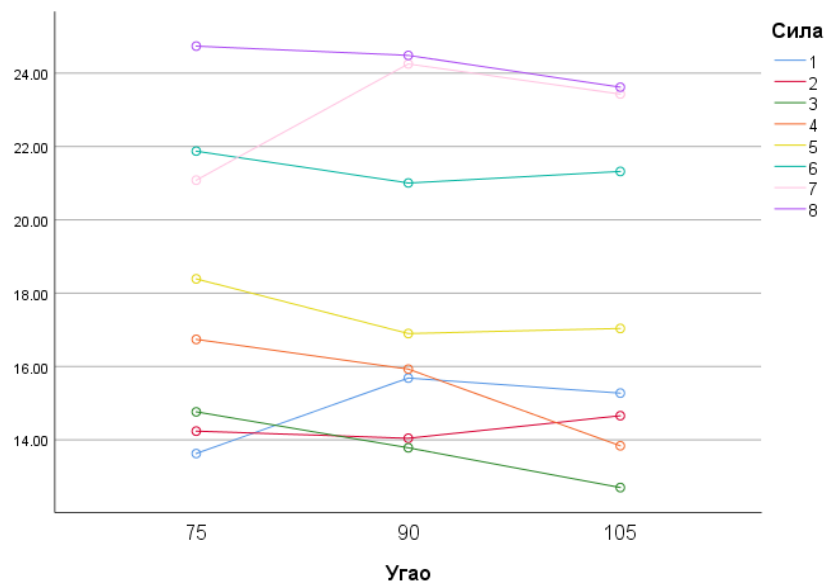
Табела 14. Разлике у коефицијенту варијације међуимпулсног интервала моторне јединице (COV_{ISI}) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
COV_{ISI}	LEG	1.000, 114.000	0.018	0.893	0.000
	ANGLE	2.000, 114.000	0.247	0.781	0.004
	LEG*ANGLE		0.340	0.712	0.006
	FORCE	4.799, 547.128	93.776	0.000	0.451
	FORCE*LEG		0.451	0.805	0.004
	FORCE*ANGLE	9.599, 547.128	1.997	0.034	0.034
	FORCE*LEG*ANGLE		0.715	0.705	0.012

Легенда: COV_{ISI} – коефицијент варијације међуимпулсног интервала моторне јединице; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент,

LEG – доминантна и недоминантна нога; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Двофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле COV_{ISI} између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста, али да постоји разлика у процесним разликама испољене силе ($F(4.799, 547.128) = 93.776, p < 0.0005, \eta^2 = 0.451$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Променљивост међуимпулсног интервала моторне јединице се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. Такође, постоји статистички значајна интеракција силе и угла ($F(9.599, 547.128) = 1.997, p = 0.034, \eta^2 = 0.034$) која се манифестује мањом вредности варијабле COV_{ISI} у углу од 75° у односу на остале углове на нивоу силе од 2.5% и 50% MVC (Графикон 3). У осталим процесним вредностима варијабле COV_{ISI} не постоје статистички значајне разлике.



Графикон 3. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скочном зглобу (75°, 90° и 105°) у коефицијенту варијације међуимпулсног интервала моторне јединице (COV_{ISI}) код унилатералне групе спортиста

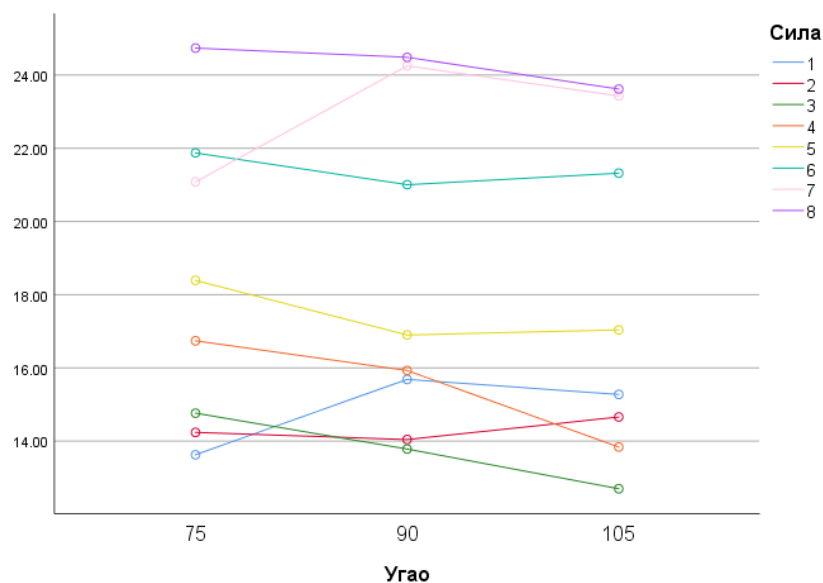
Табела 15. Разлике у стандардној девијацији међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI}) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
SD _{ISI}	LEG	1.000, 114.000	0.001	0.978	0.000
	ANGLE	1.000, 114.000	0.120	0.887	0.002
	LEG*ANGLE		0.137	0.872	0.002
	FORCE	5.482, 624.902	18.640	0.000	0.141

<i>FORCE*LEG</i>		1.260	0.277	0.011
<i>FORCE*ANGLE</i>	10.963, 624.902	1.875	0.040	0.032
<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>		1.288	0.227	0.022

Легенда: SD_{ISI} – стандардна девијација међуимпулсног интервала моторне јединице; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Двофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле SD_{ISI} између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста, али да постоји разлика у процесним разликама испољене силе ($F(5.482, 624.902) = 18.640, p < 0.0005, \eta^2 = 0.141$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Стандардна девијација међуимпулсног интервала моторне јединице се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% 60% MVC. Такође, постоји статистички значајна интеракција угла и силе ($F(10.963, 624.902) = 1.875, p = 0.040, \eta^2 = 0.032$) која се манифестује мањом вредности варијабле SD_{ISI} у углу од 75° у односу на остале углове на нивоу силе 2.5% и 50% MVC, већим вредностима варијабле SD_{ISI} у углу од 75° у односу на остале углове на нивоу силе 30% MVC, као и мањим вредностима варијабле SD_{ISI} у углу од 105° у односу на остале углове на нивоу силе 20% MVC (Графикон 4). Ета квадрат коефицијент је показао средњу вредност ефекта. У осталим процесним вредностима варијабле SD_{ISI} не постоје статистички значајне разлике.



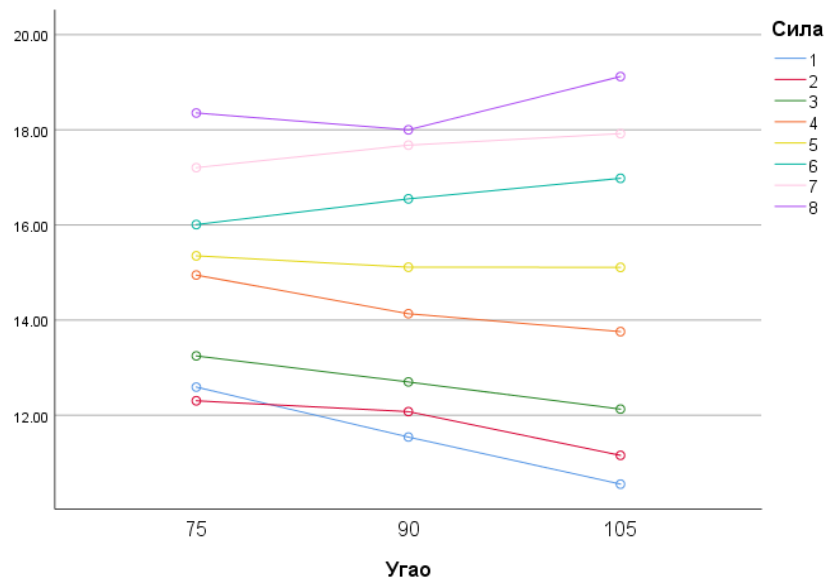
Графикон 4. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скочном зглобу (75°, 90° и 105°) у стандардној девијацији међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI}) код унилатералне групе спортиста

Табела 16. Разлике у средњој брзини пражњења моторне јединице (MDR) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
MDR	<i>LEG</i>	1.000, 114.000	1.328	0.252	0.012
	<i>ANGLE</i>	2.000, 114.000	0.591	0.556	0.010
	<i>LEG*ANGLE</i>		0.129	0.879	0.010
	<i>FORCE</i>	4.653, 530.491	225.901	0.000	0.665
	<i>FORCE*LEG</i>		1.095	0.361	0.010
	<i>FORCE*ANGLE</i>	9.307, 530.491	3.820	0.000	0.063
	<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>		0.543	0.849	0.009

Легенда: MDR – средња брзина пражњења моторне јединице; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Двофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле MDR између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста, али да постоји разлика у процесним разликама испољене силе ($F(4.653, 530.491) = 225.901$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.665$). Средња брзина пражњења моторне јединице се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. Такође, постоји статистички значајна интеракција између испољене силе и угла у скочном зглобу ($F(9.307, 530.491) = 3.820$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.063$) која се манифестује већом вредности варијабле MDR у углу од 75° у односу на остале углове на вредностима нивоа силе од 2.5% и 10% MVC (Графикон 5). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта.



Графикон 5. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скочном зглобу (75°, 90° и 105°) у средњој брзини пражњења моторне јединице (MDR) код унилатералне групе спортиста

У осталим процесним вредностима варијабле MDR не постоје статистички значајне разлике.

7.5 Разлике у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста

У табелама 17, 18 и 19 приказани су резултати у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста.

Табела 17. Разлике у коефицијенту варијације међуимпулсног интервала моторне јединице (COV_{ISI}) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста

Варијабла	Извор варијације	$df_{time}, df_{Error(time)}$	F - value	Sig.	η^2
CoV_{ISI}	LEG	1.000, 90.000	1.199	0.276	0.013
	ANGLE		1.401	0.252	0.030
	LEG*ANGLE		0.032	0.969	0.001
	FORCE	5.655, 508.963	68.809	0.000	0.433
	FORCE*LEG		0.265	0.947	0.003
	FORCE*ANGLE	11.310, 508.963	1.568	0.102	0.034
	FORCE*LEG*ANGLE		1.139	0.327	0.025

Легенда: COV_{ISI} – коефицијент варијације међуимпулсног интервала моторне јединице; F – value – F вредност; df – степен слободе; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Двофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле COV_{ISI} између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста, али да постоји разлика у процесним разликама испољене силе ($F(5.655, 508.963) = 68.809, p < 0.0005, \eta^2 = 0.433$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Коефицијент варијације међуимпулсног интервала моторне јединице се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. У осталим процесним вредностима варијабле COV_{ISI} не постоје статистички значајне разлике.

Табела 18. Разлике у стандардној девијацији међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI}) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста

Варијабла	Извор варијације	$df_{time},$ $df_{Error(time)}$	F - value	Sig.	η^2
SD_{ISI}	<i>LEG</i>	1.000, 90.000	0.314	0.576	0.003
	<i>ANGLE</i>	2.000, 90.000	0.392	0.677	0.009
	<i>LEG*ANGLE</i>		0.013	0.987	0.000
	<i>FORCE</i>	5.499, 494.897	24.823	0.000	0.216
	<i>FORCE*LEG</i>		0.476	0.811	0.005
	<i>FORCE*ANGLE</i>	10.998, 494.897	1.465	0.141	0.032
	<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>		1.603	0.094	0.034

Легенда: SD_{ISI} – стандардна девијација међуимпулсног интервала моторне јединице; F – value – F вредност; df – степен слободе; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Двофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле SD_{ISI} између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста, али да постоји разлика у процесним разликама испољене силе ($F(5.499, 494.897) = 24.823, p < 0.0005, \eta^2 = 0.0216$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Стандардна девијација међуимпулсног интервала моторне јединице се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. У осталим процесним вредностима варијабле SD_{ISI} не постоје статистички значајне разлике.

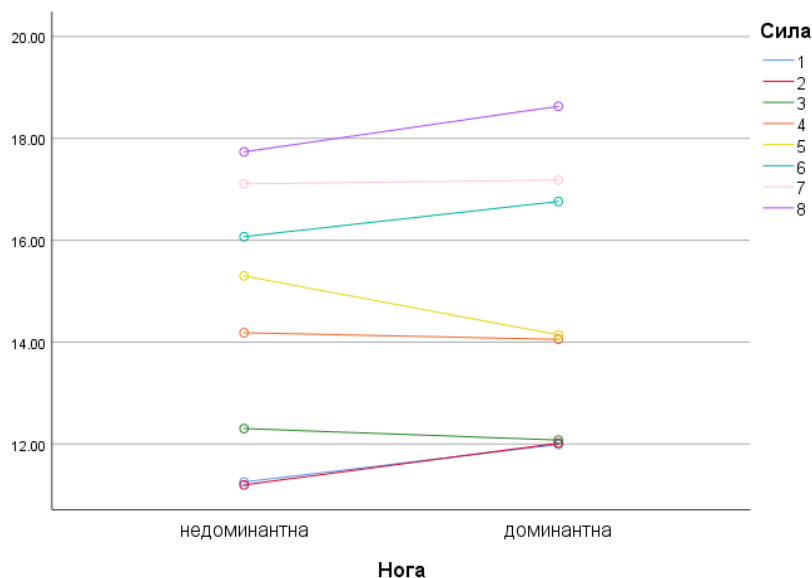
Табела 19. Разлике у средњој брзини пражњења моторне јединице (MDR) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста

Варијабла	Извор варијације	$df_{time},$ $df_{Error(time)}$	F - value	Sig.	η^2
MDR	<i>LEG</i>	1.000, 90.000	0.585	0.446	0.006
	<i>ANGLE</i>	2.000, 90.000	1.416	0.248	0.031
	<i>LEG*ANGLE</i>		1.246	0.293	0.027
	<i>FORCE</i>	4.531, 407.756	181.216	0.000	0.668
	<i>FORCE*LEG</i>		3.454	0.006	0.037

<i>FORCE*ANGLE</i>	9.061, 407.756	0.886	0.538	0.019
<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>		1.523	0.137	0.033

Легенда: MDR – средња брзина пражњења моторне јединице; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Двофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле MDR између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста, али да постоји разлика у процесним разликама испољене мишићне силе ($F(4.531, 407.756) = 181.216, p < 0.0005, \eta^2 = 0.668$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Средња брзина пражњења моторне јединице се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC, као и код унилатералне групе спортиста. Такође, постоји статистички значајна интеракција између доњих екстремитета и испољене мишићне силе ($F(4.531, 407.756) = 3.454, p = 0.006, \eta^2 = 0.037$), која се манифестује већим вредностима варијабле MDR у доминантној ноzi у односу на недоминантну на вишим нивоима силе (50% до 60% MVC), сличним вредностима на ниским нивоима силе (од 2.5% до 20% MVC) и доста нижим вредностима MDR у доминантној ноzi на нивоу силе 30% MVC (Графикон 6).



Графикон 6. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скочном зглобу (75°, 90° и 105°) у средњој брзини пражњења моторне јединице (MDR) код билатералне групе спортиста

У осталим процесним вредностима варијабле MDR не постоје статистички значајне разлике.

7.6 Разлике у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста

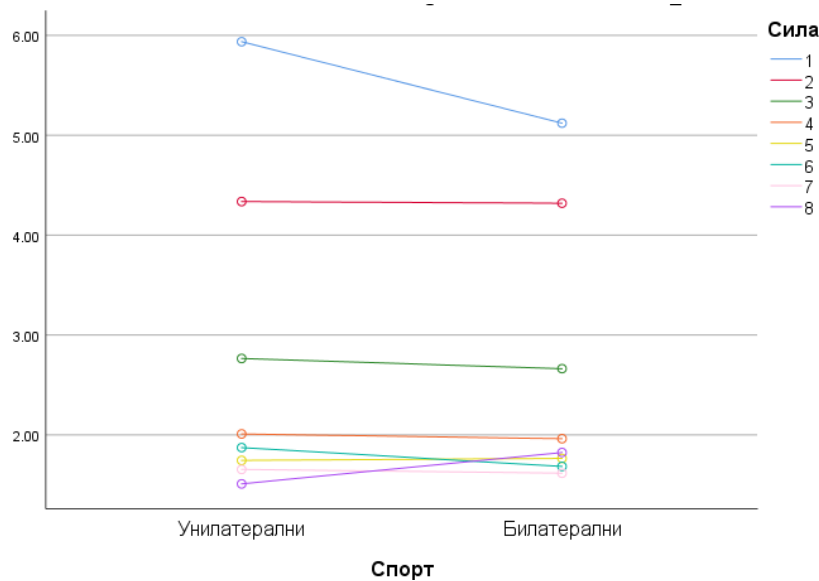
У табелама 20, 21 и 22 приказани су резултати у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста.

Табела 20. Разлике у коефицијенту варијације силе (COVF) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
COVF	LEG	1.000, 204.000	0.822	0.366	0.004
	SPORT		0.567	0.452	0.003
	ANGLE	2.000, 204.000	0.468	0.627	0.005
	LEG*SPORT	1.000, 204.000	0.155	0.694	0.001
	LEG*ANGLE	2.000, 204.000	0.495	0.611	0.005
	SPORT*ANGLE		0.615	0.541	0.006
	LEG*SPORT*ANGLE		0.148	0.863	0.001
	FORCE	2.346, 478.545	261.037	0.000	0.561
	FORCE*LEG		1.151	0.322	0.006
	FORCE*SPORT		3.108	0.038	0.015
	FORCE*ANGLE	4.692, 478.545	0.752	0.577	0.007
	FORCE*LEG*SPORT	2.346, 478.545	0.282	0.789	0.001
	FORCE*LEG*ANGLE	4.692, 478.545	2.129	0.065	0.020
	FORCE*SPORT*ANGLE		1.948	0.090	0.019
	FORCE*LEG*SPORT*ANGLE		0.810	0.536	0.008

Легенда: COVF – коефицијент варијације силе; F – value – F вредност; df – степен слободе; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; SPORT – унилатерална и билатерална група спортиста; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле COVF између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста. Постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе ($F(2.346, 478.545) = 261.037$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.516$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Променљивост силе се линеарно смањује са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. Такође, постоји статистички значајна интеракција између испољене силе и групе спортиста ($F(2.346, 478.545) = 3.108$, $p = 0.038$, $\eta^2 = 0.036$) која се манифестује већом променљивости силе на нивоу силе од 2.5% код билатералне групе спортиста и на нивоу силе од 60% MVC код унилатералне групе спортиста (Графикон 7).



Графикон 7. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) између унилатералних и билатералних група спортиста у коефицијенту варијације силе (COVF)

У осталим процесним вредностима варијабле COVF не постоје статистички значајне разлике.

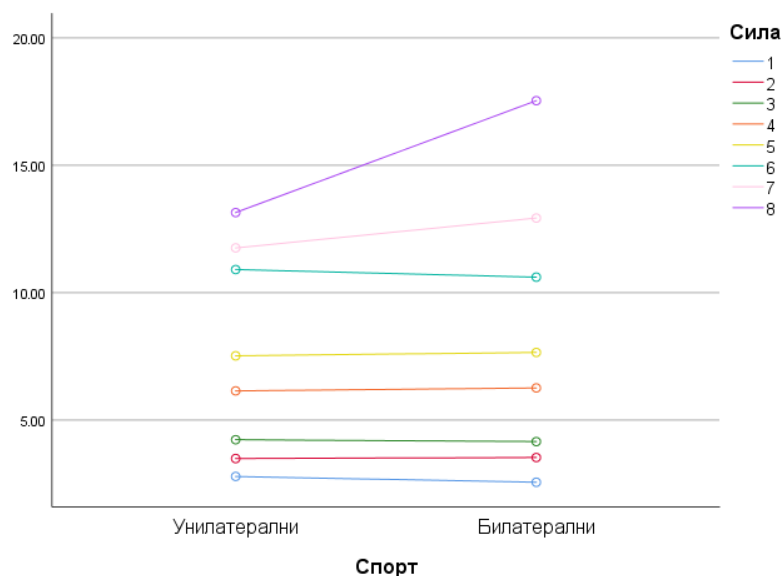
Табела 21. Разлике у стандардној девијацији силе (SDF) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
SDF	LEG	1.000, 204.000	1.326	0.251	0.006
	SPORT		1.728	0.190	0.008
	ANGLE	2.000, 204.000	0.066	0.931	0.001
	LEG*SPORT	1.000, 204.000	1.814	0.179	0.009
	LEG*ANGLE	2.000, 204.000	0.273	0.761	0.003
	SPORT*ANGLE		0.197	0.821	0.002
	LEG*SPORT*ANGLE		0.439	0.645	0.004
	FORCE	3.263, 665.707	262.460	0.000	0.563
	FORCE*LEG		0.161	0.992	0.001
	FORCE*SPORT		7.781	0.000	0.037
	FORCE*ANGLE	6.527, 665.707	1.488	0.174	0.014
	FORCE*LEG*SPORT	3.263, 665.707	1.106	0.348	0.005
	FORCE*LEG*ANGLE	6.527, 665.707	0.889	0.509	0.009
	FORCE*SPORT*ANGLE		1.355	0.226	0.013
	FORCE*LEG*SPORT*ANGLE		0.561	0.776	0.005

Легенда: SDF – стандардна девијација силе; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; SPORT – унилатерална и билатерална група спортиста; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле SDF између доминантног и недоминантног доњег

екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста. Постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе ($F(3.263, 665.707) = 262.460$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.563$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Вредност варијабле SDF се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. Такође, постоји статистички значајна интеракција између испољене силе и групе спортиста ($F(3.263, 665.707) = 7.781$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.037$) која се манифестује већом стандардном девијацијом силе на нивоу силе од 60% MVC код билатералне групе спортиста (Графикон 8). Ета квадрат коефицијент је показао средњу вредност ефекта.



Графикон 8. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) између унилатералних и билатералних група спортиста у стандардној девијацији силе (SDF)

У осталим процесним вредностима варијабле SDF не постоје статистички значајне разлике.

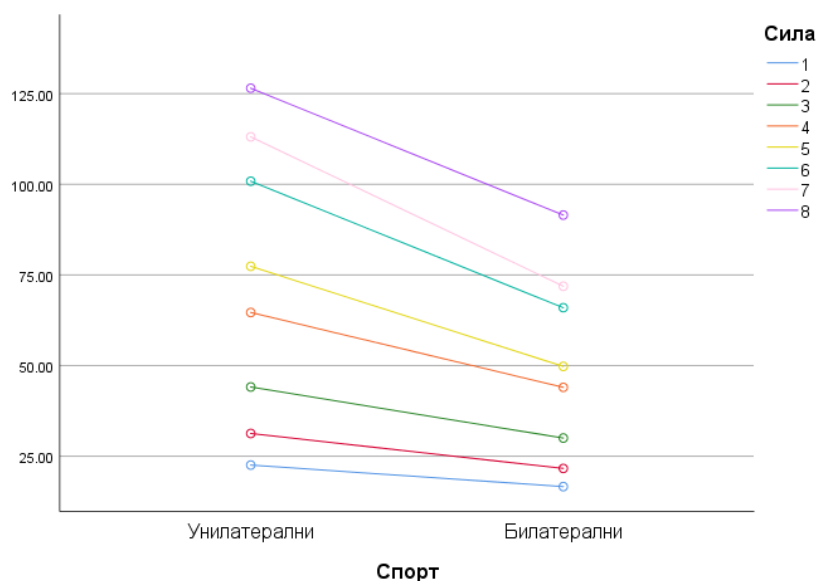
Табела 22. Разлике у корену квадрата средњих вредности (RMS) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста

Варијабла	Извор варијације	$df_{\text{time}},$ $df_{\text{Error}(\text{time})}$	F - value	Sig.	η^2
RMS	LEG	1.000, 204.000	0.570	0.451	0.003
	SPORT		67.240	0.000	0.248
	ANGLE	2.000, 204.000	0.874	0.419	0.008
	LEG*SPORT	1.000, 204.000	3.153	0.077	0.015
	LEG*ANGLE	2.000, 204.000	0.173	0.841	0.002
	SPORT*ANGLE		0.143	0.867	0.001
	LEG*SPORT*ANGLE		0.237	0.789	0.002

<i>FORCE</i>	3.539, 722.027	582.537	0.000	0.741
<i>FORCE*LEG</i>		0.244	0.894	0.001
<i>FORCE*SPORT</i>		23.643	0.000	0.104
<i>FORCE*ANGLE</i>	7.079, 722.027	2.023	0.049	0.019
<i>FORCE*LEG*SPORT</i>	3.539, 722.027	2.016	0.099	0.010
<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>	7.079, 722.027	1.004	0.427	0.010
<i>FORCE*SPORT*ANGLE</i>		1.082	0.373	0.010
<i>FORCE*LEG*SPORT*ANGLE</i>		0.529	0.815	0.005

Легенда: RMS – корен квадрата средње вредности; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; SPORT – унилатерална и билатерална група спортиста; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

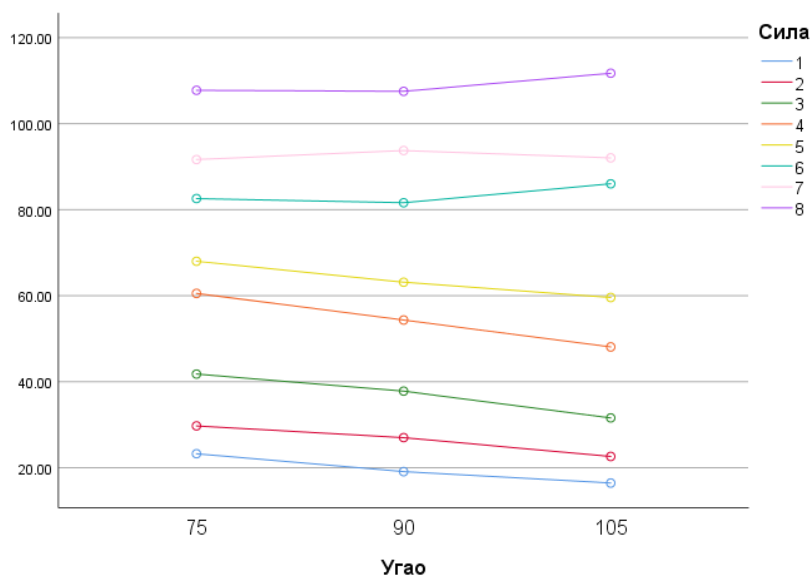
Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле RMS између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста, али да постоји између група спортиста ($F(1.000, 204.000) = 67.240, p < 0.0005, \eta^2 = 0.248$). Даље, постоји статистички значајна интеракција између испољене силе и групе спортиста ($F(3.539, 722.027) = 23.643, p < 0.0005, \eta^2 = 0.105$) која се манифестује вишим вредностима апсолутне силе код оба екстремитета код унилатералне групе спортиста у односу на билатералну групу (Графикон 9).



Графикон 9. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) између унилатералних и билатералних група спортиста у корену квадрата средњих вредности (RMS)

Поред овога, постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе ($F(3.539, 722.027) = 582.537, p < 0.0005, \eta^2 = 0.741$), где се вредност варијабле RMS линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC, као

и статистички значајна интеракција између испољеног нивоа силе и угла у скочном зглобу ($F(7.079, 722.027) = 2.023$, $p = 0.049$, $\eta^2 = 0.019$) која се манифестује нижим вредностима апсолутне силе на ниским нивоима силе (2.5% до 20% MVC) у углу од 105° у односу на 75° и 90° код обе групе спортиста (Графикон 10).



Графикон 10. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скочном зглобу (75° , 90° и 105°) у корену квадрата средњих вредности (RMS) између унилатералних и билатералних група спортиста

У осталим процесним вредностима варијабле RMS не постоје статистички значајне разлике.

7.7 Разлике у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста

У табелама 23, 24 и 25 приказани су резултати у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста.

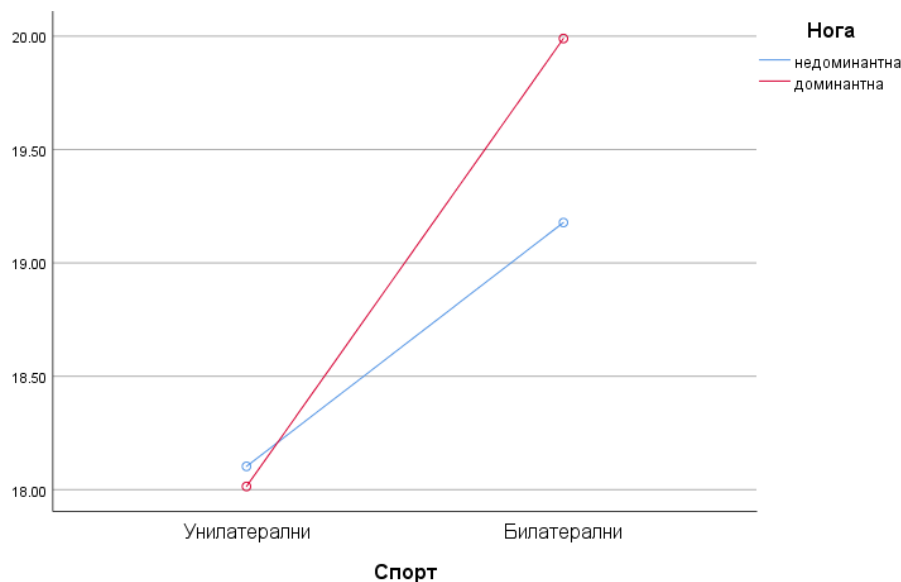
Табела 23. Разлике у коефицијенту варијације међуимпулсног интервала моторне јединице (COV_{ISI}) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста

Варијабла	Извор варијације	$df_{time}, df_{Error(time)}$	F - value	Sig.	η^2
COV_{ISI}	LEG	1.000, 204.000	0.533	0.466	0.003
	SPORT		9.479	0.002	0.044

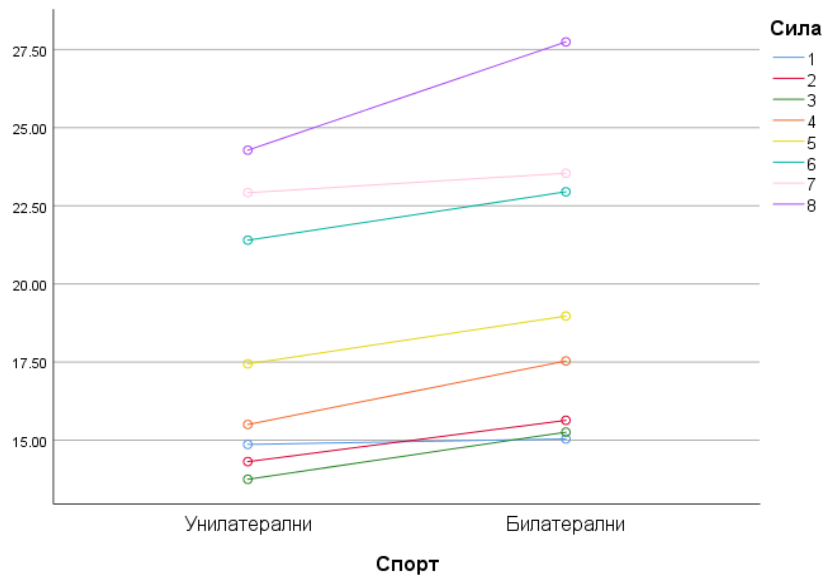
<i>ANGLE</i>	2.000, 204.000	1.163	0.314	0.011
<i>LEG*SPORT</i>	1.000, 204.000	0.825	0.365	0.004
<i>LEG*ANGLE</i>	2.000, 204.000	0.270	0.764	0.003
<i>SPORT*ANGLE</i>		0.623	0.537	0.006
<i>LEG*SPORT*ANGLE</i>		0.066	0.936	0.001
<i>FORCE</i>	5.472, 1116.219	159.678	0.000	0.439
<i>FORCE*LEG</i>		0.405	0.861	0.002
<i>FORCE*SPORT</i>		1.958	0.076	0.010
<i>FORCE*ANGLE</i>	10.943, 1116.219	2.365	0.007	0.023
<i>FORCE*LEG*SPORT</i>	5.472, 1116.219	0.287	0.932	0.001
<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>	10.943, 1116.219	0.495	0.907	0.005
<i>FORCE*SPORT*ANGLE</i>		1.211	0.275	0.012
<i>FORCE*LEG*SPORT*ANGLE</i>		1.537	0.113	0.015

Легенда: COV_{ISI} – коефицијент варијације међуимпулсног интервала моторне јединице; F – value – F вредност; df – степен слободе; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; SPORT – унилатерална и билатерална група спортиста; ANGLE – угао у скочном зглобу (75° , 90° , 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

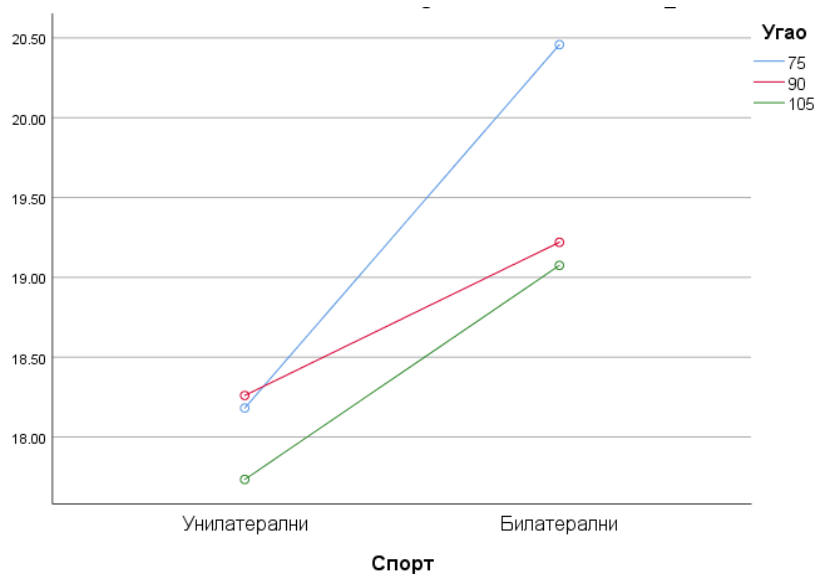
Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле COV_{ISI} између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста, али да постоји између врсте спортова ($F(21.000, 204.000) = 9.479$, $p = 0.002$, $\eta^2 = 0.044$) која се манифестује вишим вредностима COV_{ISI} код оба екстремитета код билатералне групе спортиста у односу на унилатералну (Графикон 11), на нивоима силе, 5%, 10%, 20% и 60% MVC (Графикон 12) и у свим угловима у скочном зглобу (Графикони 13).



Графикон 11. Интеракција доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста у коефицијенту варијације међуимпулсног интервала моторне јединице (COV_{ISI})



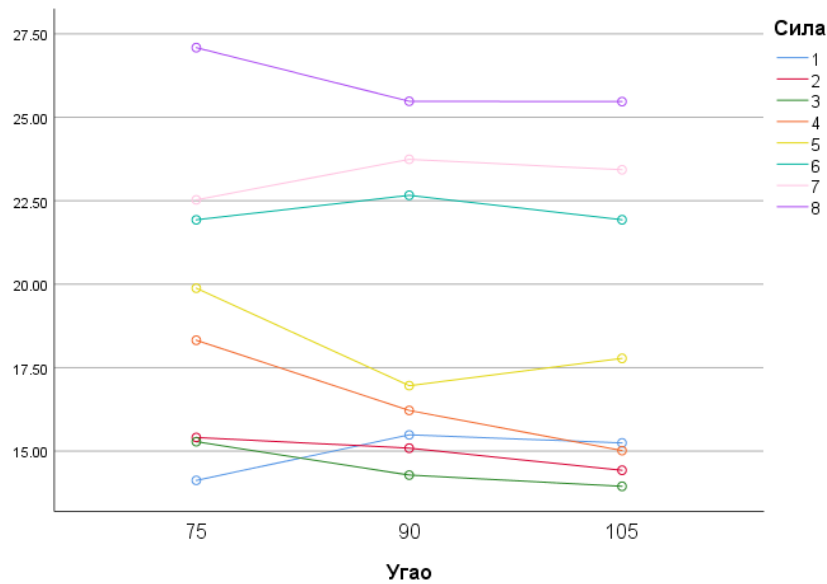
Графикон 12. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) између унилатералних и билатералних група спортиста у коефицијенту варијације међуимпулсног интервала моторне јединице (COV_{ISI})



Графикон 13. Интеракција угла у скочном зглобу (75° , 90° и 105°) између унилатералних и билатералних група спортиста у коефицијенту варијације међуимпулсног интервала моторне јединице (COV_{ISI})

Такође, постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе ($F(5.472, 1116.219) = 159.678$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.439$) чија вредност варијабле COV_{ISI} се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 10% до 60% MVC и интеракција између испољеног нивоа силе и угла у скочном зглобу ($F(10.943, 1116.219$

) = 2.365, $p = 0.007$, $\eta^2 = 0.023$) која се манифестује вишим вредностима COV_{ISI} у углу 75° у односу она углове 90° и 105° на нивоима силе 20% и 30% MVC (Графикон 14).



Графикон 14. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скочном зглобу (75° , 90° и 105°) у коефицијенту варијације међуимпулсног интервала моторне јединице (COV_{ISI}) између унилатералних и билатералних група спортиста

У осталим процесним вредностима варијабле COV_{ISI} не постоје статистички значајне разлике.

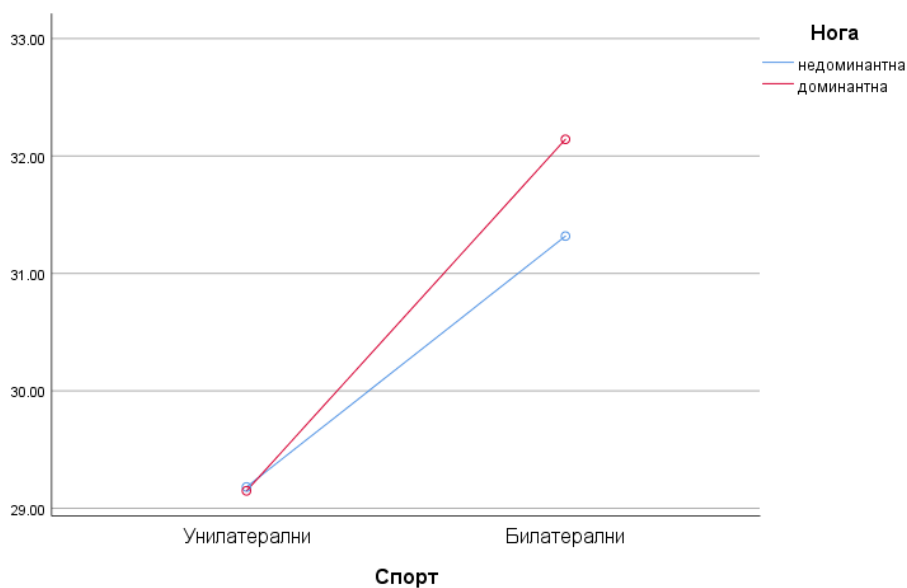
Табела 24. Разлике у стандардној девијацији међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI}) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста

Варијабла	Извор варијације	$df_{time}, df_{Error(time)}$	F - value	Sig.	η^2
SD_{ISI}	<i>LEG</i>	1.000, 204.000	0.185	0.668	0.001
	<i>SPORT</i>		7.746	0.006	0.037
	<i>ANGLE</i>	2.000, 204.000	0.502	0.606	0.005
	<i>LEG*SPORT</i>	1.000, 204.000	0.216	0.643	0.001
	<i>LEG*ANGLE</i>	2.000, 204.000	0.025	0.975	0.000
	<i>SPORT*ANGLE</i>		0.092	0.912	0.001
	<i>LEG*SPORT*ANGLE</i>		0.109	0.897	0.001
	<i>FORCE</i>	5.835, 1190.336	33.103	0.000	0.173
	<i>FORCE*LEG</i>		1.460	0.190	0.007
	<i>FORCE*SPORT</i>		2.572	0.019	0.012
	<i>FORCE*ANGLE</i>	11.670, 1190.336	1.842	0.039	0.018
	<i>FORCE*LEG*SPORT</i>	5.835, 1190.336	0.161	0.986	0.001
	<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>	11.670, 1190.336	1.062	0.389	0.010
	<i>FORCE*SPORT*ANGLE</i>		1.450	0.139	0.014
	<i>FORCE*LEG*SPORT*ANGLE</i>		1.983	0.024	0.019

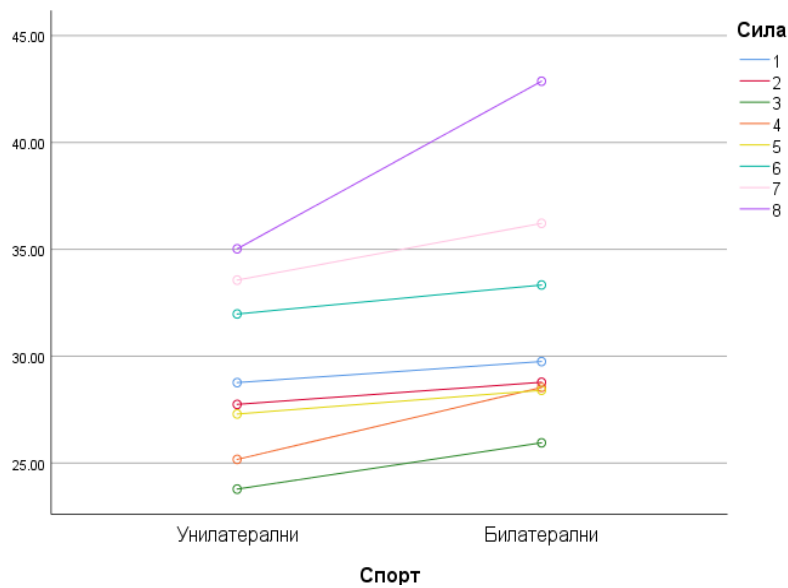
Легенда: SD_{ISI} – стандардна девијација међуимпулсног интервала моторне јединице; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент,

LEG – доминантна и недоминантна нога; SPORT – унилатерална и билатерална група спортиста; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

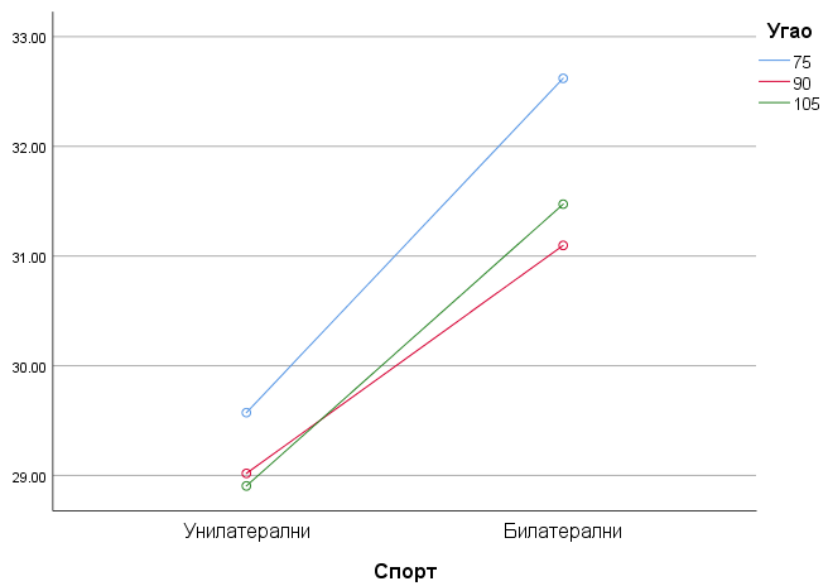
Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле SD_{ISI} између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста, али да постоји између врсте спортова ($F(21.000, 204.000) = 7.746, p = 0.006, \eta^2 = 0.037$) која се манифестује вишим вредностима SD_{ISI} код оба екстремитета код билатералне групе спортиста у односу на унилатералну (Графикон 15), на свим нивоима силе (Графикон 16) и у свим угловима у скочном зглобу (Графикон 17).



Графикон 15. Интеракција доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста у стандардној девијацији међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI})



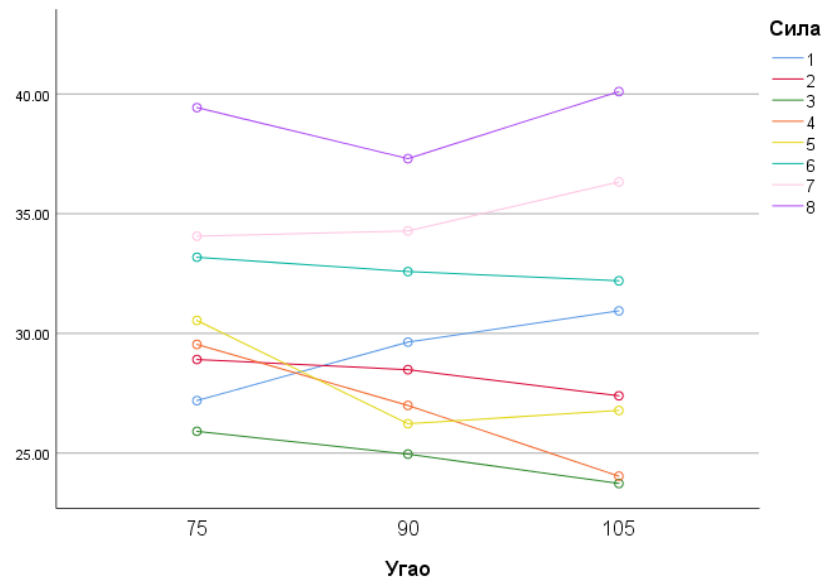
Графикон 16. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) између унилатералних и билатералних група спортиста у стандардној девијацији међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI})



Графикон 17. Интеракција угла у скочном зглобу (75° , 90° и 105°) између унилатералних и билатералних група спортиста у стандардној девијацији међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI})

Такође постоји и статистички значајна разлика у интеракција између испољене силе и групе спортиста ($F_{5.835, 1190.336} (5.835, 1190.336) = 2.572$, $p = 0.019$, $\eta^2 = 0.012$) која се манифестује нижим вредностима SD_{ISI} код код унилатералне групе спортиста у односу на билатералну на нивоима силе 10%, 20% и 60% MVC (Графикон 16). Даље, постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе

($F(5.835, 1190.336) = 33.103, p < 0.0005, \eta^2 = 0.173$), чија вредност варијабле SD_{ISI} се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC и интеракција између испољеног нивоа силе и угла у скочном зглобу ($F(11.670, 1190.336) = 1.842, p = 0.039, \eta^2 = 0.018$) која се манифестује вишим вредностима SD_{ISI} у углу 75° у односу на углове 90° и 105° на нивоима силе 20% и 30% MVC (Графикон 18).



Графикон 18. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скочном зглобу ($75^\circ, 90^\circ$ и 105°) у стандардној девијацији међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI}) између унилатералних и билатералних група спортиста

На крају, постоји статистички значајна групна интеракција силе, ногу, групе спортова и углава ($F(11.670, 1190.336) = 1.983, p = 0.024, \eta^2 = 0.019$). Унилатерална група спортиста је испољила мању вредност варијабле SD_{ISI} у оба екстремитета у односу на билатералну групу спортиста са већом разликом у доминантној ноzi, као и на свим нивоима силе са највећом разликом на нивоу силе 60% MVC. Такође, испољене су мање вредности варијабле SD_{ISI} у свим угловима код унилатералне групе спортиста (Графикони 15, 16 и 17)

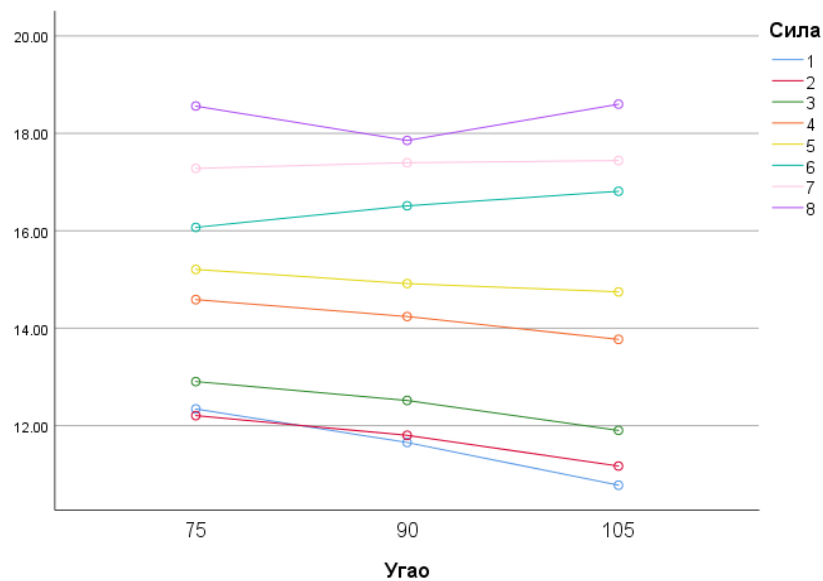
Табела 25. Разлике у средњој брзини пражњења моторне јединице (MDR) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста

Варијабла	Извор варијације	$df_{time}, df_{Error(time)}$	F - value	Sig.	η^2
MDR	LEG	1.000, 204.000	1.781	0.184	0.009
	SPORT		1.576	0.211	0.008

<i>ANGLE</i>	2.000, 204.000	1.750	0.176	0.017
<i>LEG*SPORT</i>	1.000, 204.000	0.120	0.730	0.001
<i>LEG*ANGLE</i>	2.000, 204.000	0.373	0.689	0.004
<i>SPORT*ANGLE</i>		0.060	0.942	0.001
<i>LEG*SPORT*ANGLE</i>		0.805	0.449	0.008
<i>FORCE</i>	4.864, 992.189	400.461	0.000	0.663
<i>FORCE*LEG</i>		1.949	0.086	0.009
<i>FORCE*SPORT</i>		0.596	0.699	0.003
<i>FORCE*ANGLE</i>	9.727, 992.189	3.376	0.000	0.032
<i>FORCE*LEG*SPORT</i>	4.864, 992.189	2.783	0.018	0.013
<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>	9.727, 992.189	1.109	0.352	0.011
<i>FORCE*SPORT*ANGLE</i>		1.048	0.402	0.010
<i>FORCE*LEG*SPORT*ANGLE</i>		1.033	0.413	0.010

Легенда: MDR – средња брзина пражњења моторне јединце; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; SPORT – унилатерална и билатерална група спортиста; ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

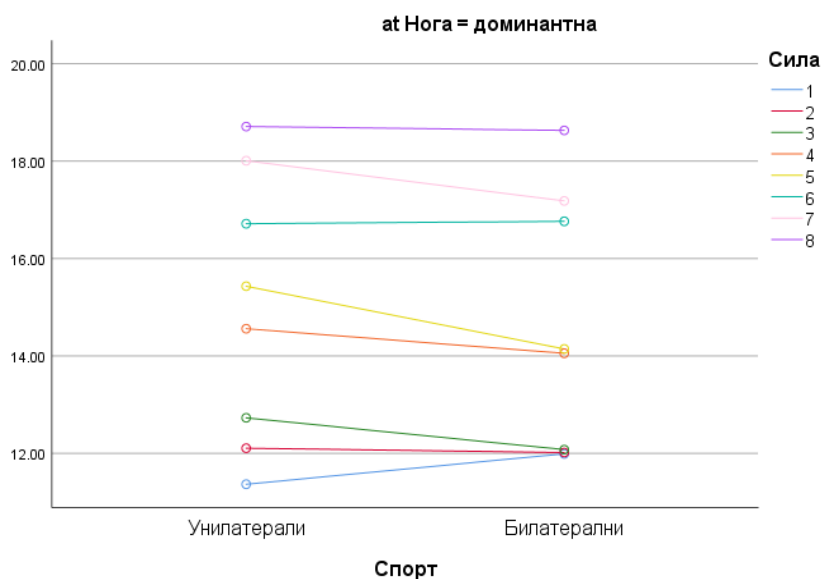
Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле MDR између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста. Постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе ($F(54.864, 992.189) = 400.461$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.663$), чија вредност варијабле MDR се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC и интеракција између испољеног нивоа силе и угла у скочном зглобу ($F(9.727, 992.189) = 3.376$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.032$), која се манифестује вишим вредностима MDR у углу 75° у односу на углове 90° и 105° на нивоима силе 2.5%, 5% и 10% MVC (Графикон 19).



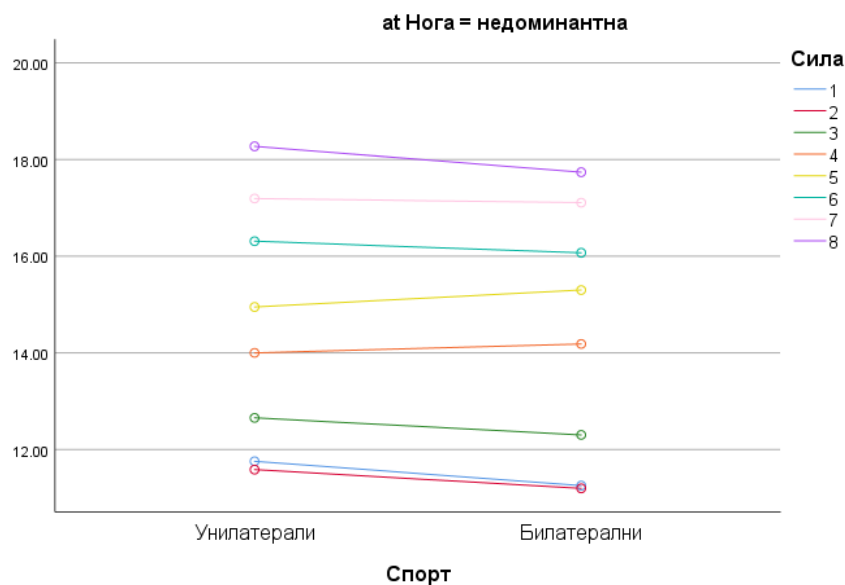
Графикон 19. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скочном зглобу (75°, 90° и 105°) у средњој

брзини пражњења моторне јединце (MDR) између унилатералних и билатералних група спортиста

На крају, постоји статистички значајна групна интеракција силе, ногу и групе спортова ($F(4.864, 992.189) = 2.783, p = 0.018, \eta^2 = 0.013$) која се манифестује прогресивним порастом вредности између нивоа испољених сила варијабле MDR код унилатералне групе спортиста у оба екстремитета, где код билатералне групе вредности MDR имају експоненцијални пораст у доминантној ноzi на нивоима силе од 2.5 до 30% MVC ($p = 0.018$). (Графикони 20 и 21).



Графикон 20. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) између унилатералних и билатералних група спортиста у средњој брзини пражњења моторне јединце (MDR) код доминантног доњег екстремитета



Графикон 21. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) између унилатералних и билатералних група спортиста у средњој брзини пражњења моторне јединце (MDR) код недоминантног доњег екстремитета

У осталим процесним вредностима варијабле MDR не постоје статистички значајне разлике.

7.8 Разлике у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта

У табелама 26, 27 и 28 приказани су резултати у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта.

Табела 26. Разлике у коефицијенту варијације силе (COVF) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта

Варијабла	Извор варијације	df_{times} $df_{\text{Error}(\text{time})}$	F - value	Sig.	η^2
COVF	LEG	1.000, 108.000	0.702	0.404	0.006
	TYPE		0.537	0.465	0.005
	ANGLE	2.000, 108.000	0.043	0.958	0.001
	LEG*TYPE	1.000, 108.000	0.012	0.912	0.000
	LEG*ANGLE	2.000, 108.000	0.432	0.650	0.008
	TYPE*ANGLE		0.498	0.609	0.009
	LEG*TYPE*ANGLE		0.004	0.996	0.000
	FORCE	2.024, 218.646	109.548	0.000	0.504
	FORCE*LEG		0.268	0.767	0.002

<i>FORCE*TYPE</i>		0.225	0.778	0.002
<i>FORCE*ANGLE</i>	4.049, 218.646	0.676	0.611	0.012
<i>FORCE*LEG*TYPE</i>	2.024, 218.646	0.280	0.759	0.003
<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>	4.049, 218.646	1.118	0.349	0.020
<i>FORCE*TYPE*ANGLE</i>		0.310	0.873	0.006
<i>FORCE*LEG*TYPE*ANGLE</i>		0.512	0.729	0.009

Легенда: COVF – коефицијент варијације силе; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; TYPE – врста спорта (тркачи, бициклисти); ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле COVF између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта. Постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе ($F(2.024, 218.646) = 109.548$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.504$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Променљивост силе се линеарно смањује са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. У осталим процесним вредностима варијабле COVF не постоје статистички значајне разлике.

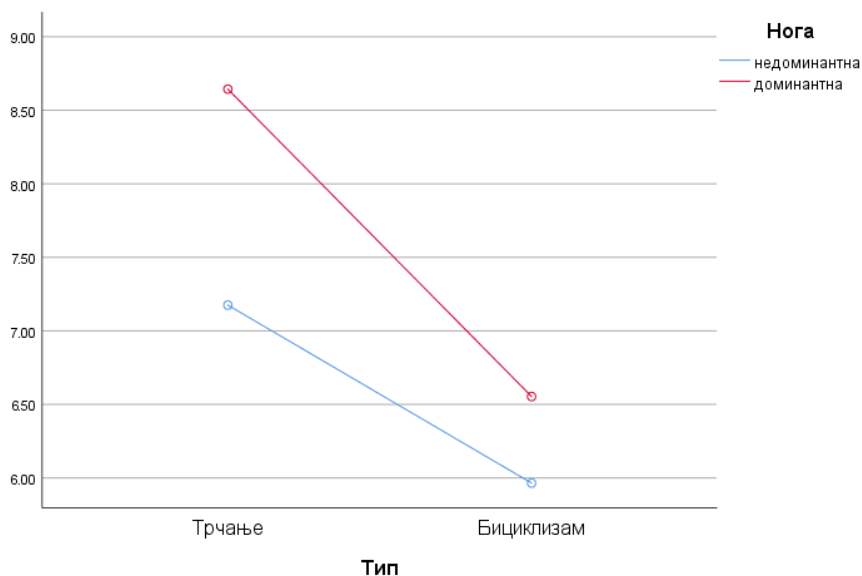
Табела 27. Разлике у стандардној девијацији силе (SDF) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта

Варијабла	Извор варијације	$df_{time},$ $df_{Error(time)}$	F - value	Sig.	η^2
SDF	<i>LEG</i>	1.000, 108.000	1.959	0.164	0.018
	<i>TYPE</i>		5.042	0.027	0.045
	<i>ANGLE</i>	2.000, 108.000	0.038	0.963	0.001
	<i>LEG*TYPE</i>	1.000, 108.000	0.359	0.551	0.003
	<i>LEG*ANGLE</i>	2.000, 108.000	0.072	0.931	0.001
	<i>TYPE*ANGLE</i>		0.034	0.967	0.001
	<i>LEG*TYPE*ANGLE</i>		0.242	0.785	0.004
	<i>FORCE</i>	3.352, 362.062	122.406	0.000	0.531
	<i>FORCE*LEG</i>		0.244	0.885	0.002
	<i>FORCE*TYPE</i>		2.107	0.092	0.019
	<i>FORCE*ANGLE</i>	6.705, 362.062	2.232	0.033	0.040
	<i>FORCE*LEG*TYPE</i>	3.352, 362.062	0.671	0.586	0.006
	<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>	6.705, 362.062	0.815	0.571	0.015
	<i>FORCE*TYPE*ANGLE</i>		0.587	0.759	0.011
	<i>FORCE*LEG*TYPE*ANGLE</i>		0.959	0.458	0.017

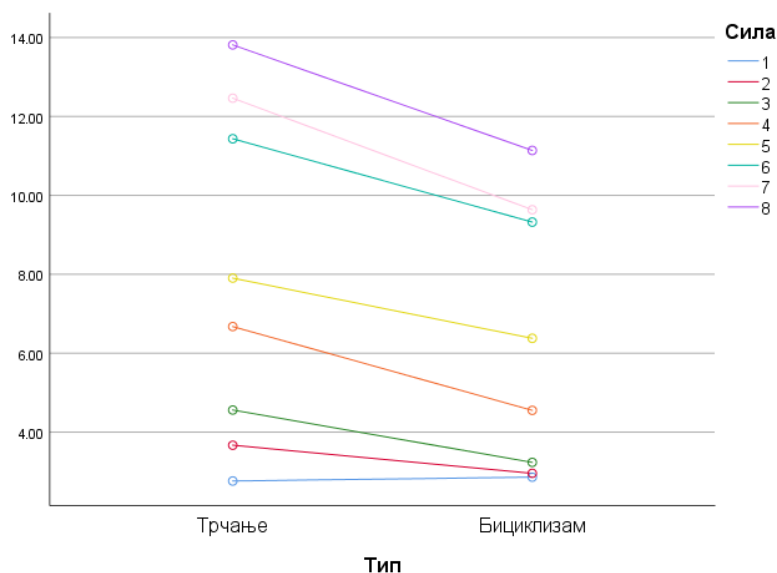
Легенда: SDF – стандардна девијација силе; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; TYPE – врста спорта (тркачи, бициклисти); ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле SDF између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта, али да постоји

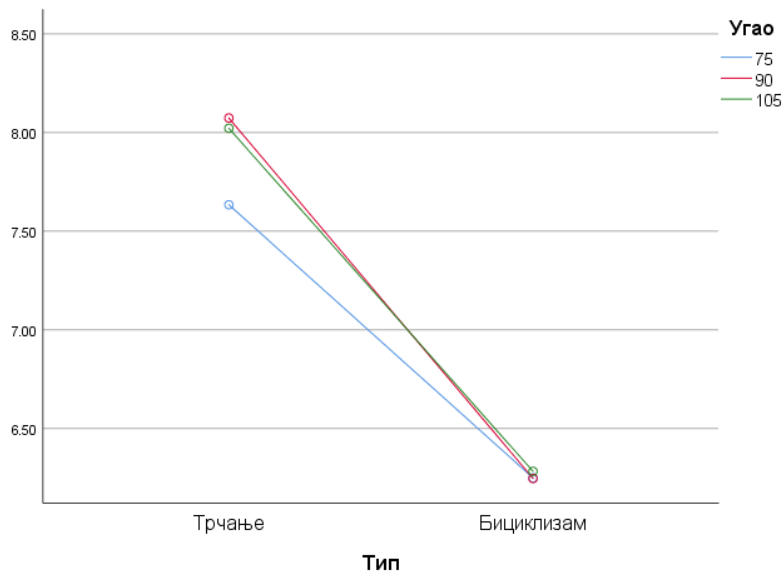
између карактеристика самих спортова ($F(1.000, 108.000) = 5.042$, $p = 0.027$, $\eta^2 = 0.045$). Тркачи испољавају веће вредности варијабле SDF у односу на бициклисте у оба екстремитета (Графикон 22), на свим нивоима силе (Графикон 23) и у свим угловима скочног зглоба (Графикон 24).



Графикон 22. Интеракција доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних група спортиста (тркача и бициклиста) у стандардној девијацији силе (SDF)

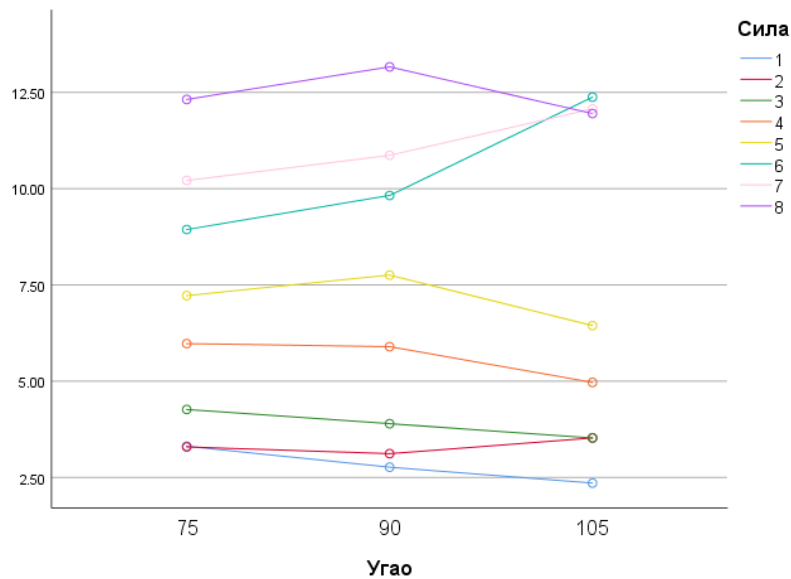


Графикон 23. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) између унилатералних група спортиста (тркача и бициклиста) у стандардној девијацији силе (SDF)



Графикон 24. Интеракција угла у скочном зглобу (75° , 90° и 105°) између унилатералних група спортиста (тркача и бициклиста) у стандардној девијацији силе (SDF)

Такође, постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе ($F(3.352, 362.062) = 122.406$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.531$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Вредност варијабле SDF се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. У групним процесним разликама постоји статистички значајна интеракција између испољене силе и угла у скочном зглобу ($F(6.705, 362.062) = 2.232$, $p = 0.033$, $\eta^2 = 0.040$) која се манифестује наглим порастом вредности варијабле SDF у углу скочног зглоба од 105° у односу на угао од 75° на нивоу силе 40% MVC (Графикон 25).



Графикон 25. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скочном зглобу (75°, 90° и 105°) у стандардној девијацији силе (SDF) између унилатералних група спортиста

У осталим процесним вредностима варијабле SDF не постоје статистички значајне разлике.

Табела 28. Разлике у корену квадрата средњих вредности (RMS) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η ²
RMS	LEG	1.000, 108.000	3.869	0.051	0.035
	TYPE		1.198	0.276	0.011
	ANGLE	2.000, 108.000	0.234	0.791	0.004
	LEG*TYPE	1.000, 108.000	1.183	0.279	0.011
	LEG*ANGLE	2.000, 108.000	0.046	0.955	0.001
	TYPE*ANGLE		0.022	0.978	0.000
	LEG*TYPE*ANGLE		0.200	0.819	0.004
	FORCE	3.360, 362.927	273.743	0.000	0.717
	FORCE*LEG		1.434	0.229	0.013
	FORCE*TYPE		1.032	0.384	0.009
	FORCE*ANGLE	6.721, 362.927	1.286	0.210	0.023
	FORCE*LEG*TYPE	3.360, 362.927	1.825	0.135	0.017
	FORCE*LEG*ANGLE	6.721, 362.927	1.169	0.320	0.021
	FORCE*TYPE*ANGLE		0.602	0.747	0.011
	FORCE*LEG*TYPE*ANGLE		0.510	0.820	0.009

Легенда: RMS – корен квадрата средње вредности; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η² – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; TYPE – врста спорта (тркачи, бициклисти); ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Трофакторска ANOVA је била на граници постојања статистички значајне разлике у процесним вредностима варијабле RMS између доминантног и недоминантног

доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта ($F(1.000, 108.000) = 3.869$, $p = 0.051$, $\eta^2 = 0.035$). Код тркача, доминантна нога је испољила више вредности у варијабли RMS у односу на недоминантну ногу, као и у односу на доминантну код бициклиста. Вредност варијабле RMS је била сличних вредности код обе групе спортиста у недоминантној ноzi. Такође, постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе ($F(3.360, 362.927) = 273.743$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.717$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Вредност варијабле RMS се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. У осталим процесним вредностима варијабла MDR не постоје статистички значајне разлике.

7.9 Разлике у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта

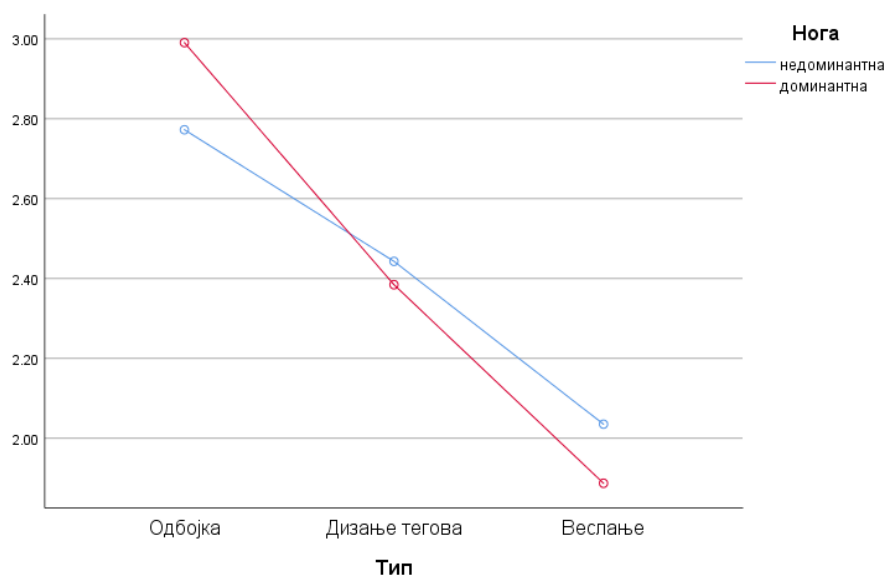
У табелама 29, 30 и 31 приказани су резултати у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта.

Табела 29. Разлике у коефицијенту варијације силе (COVF) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта

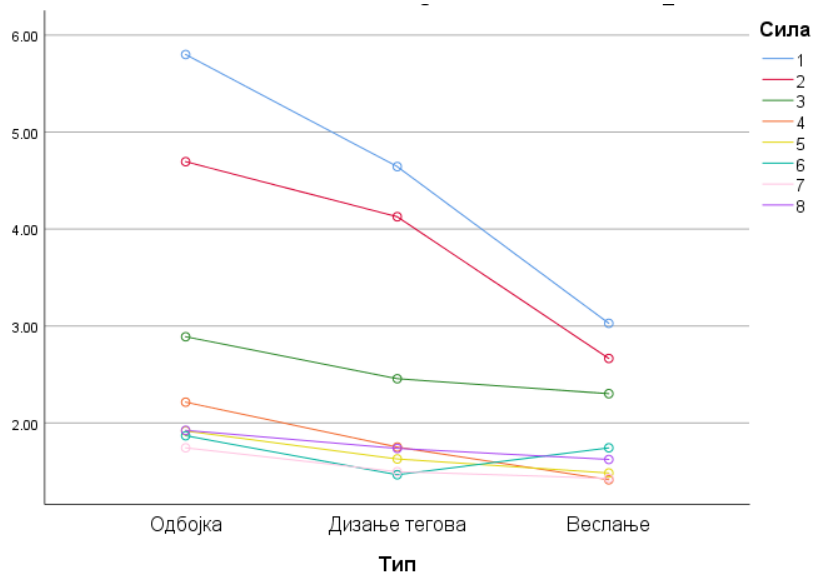
Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
COVF	LEG	1.000, 78.000	0.000	0.989	0.000
	TYPE	2.000, 78.000	4.067	0.021	0.094
	ANGLE		0.315	0.731	0.008
	LEG*TYPE		0.269	0.765	0.007
	LEG*ANGLE		0.030	0.970	0.001
	TYPE*ANGLE	4.000, 78.000	0.193	0.941	0.010
	LEG*TYPE*ANGLE		0.785	0.538	0.039
	FORCE	2.798, 218.253	35.950	0.000	0.315
	FORCE*LEG		0.103	0.950	0.001
	FORCE*TYPE	5.596, 218.253	1.967	0.076	0.048
	FORCE*ANGLE		0.880	0.504	0.022
	FORCE*LEG*TYPE		0.951	0.455	0.024
	FORCE*LEG*ANGLE		0.314	0.920	0.008
	FORCE*TYPE*ANGLE	11.192, 218.253	0.361	0.971	0.018
	FORCE*LEG*TYPE*ANGLE		0.623	0.811	0.031

Легенда: COVF – коефицијент варијације силе; F – value – F вредност; df – степен слободе; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; TYPE – врста спорта (дизачи тегова, одбојкаши, веслачи); ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

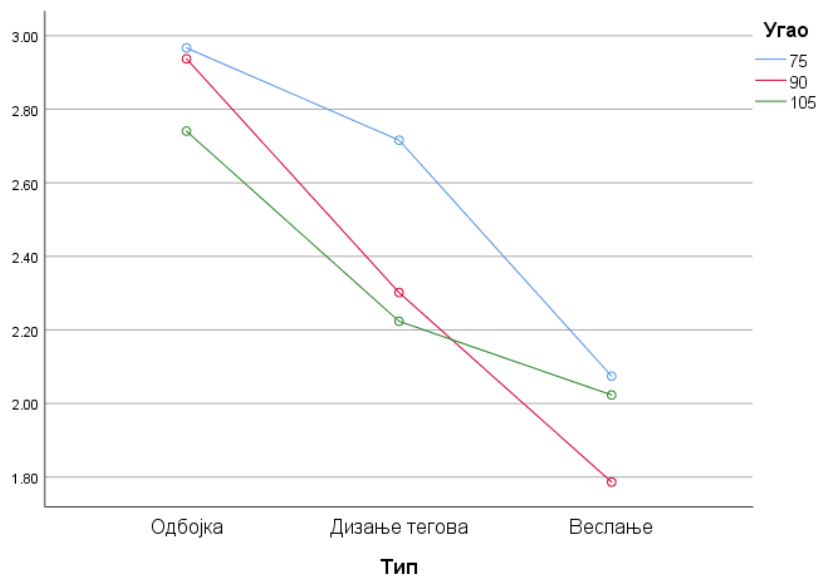
Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле COVF између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта, али да постоји између карактеристике спортова ($F(2.000, 78.000) = 4.067, p = 0.021, \eta^2 = 0.094$). Одбојкаши су испољили веће вредности варијабле COVF у односу на дизаче тегова и веслаче код оба екстремитета (Графикон 26), на свим нивоима силе (Графикон 27) и свим угловима (Графикон 28). Веслачи су испољили најстабилнију силу. Ове разлике између врсте спортова су израженије у доминантној ноzi.



Графикон 26. Интеракција доминантног и недоминантног доњег екстремитета између билатералних група спортиста (одбојкаша, дизача тегова и веслача) у коефицијенту варијације силе (COVF)



Графикон 27. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) између билатералних група спортиста (одбојкаша, дизача тегова и веслача) у коефицијенту варијације силе (COVF)



Графикон 28. Интеракција угла у скочном зглобу (75°, 90° и 105°) између билатералних група спортиста (одбојкаша, дизача тегова и веслача) у коефицијенту варијације силе (COVF)

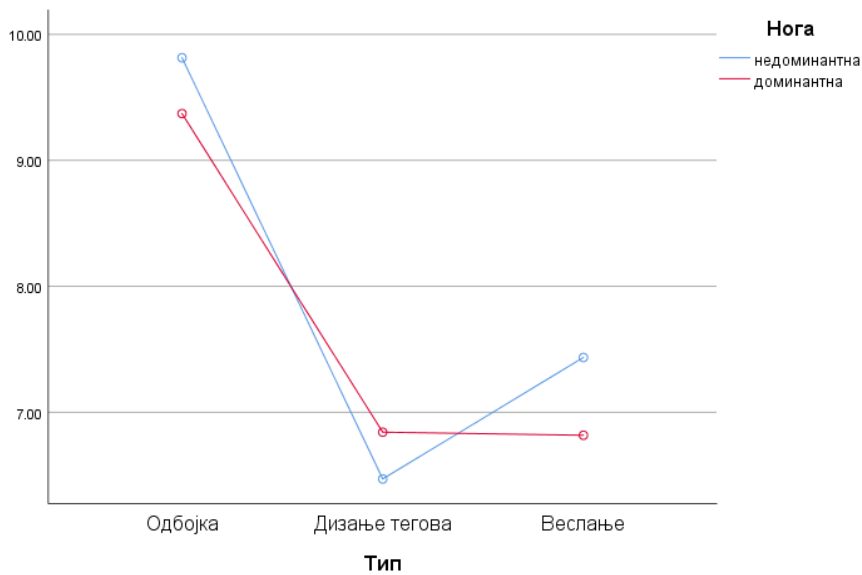
Такође, постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе ($F(2.798, 218.253) = 35.950, p < 0.0005, \eta^2 = 0.315$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Променљивост силе се линеарно смањује са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. У осталим процесним вредностима варијабле COVF не постоје статистички значајне разлике.

Табела 30. Разлике у стандардној девијацији силе (SDF) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта

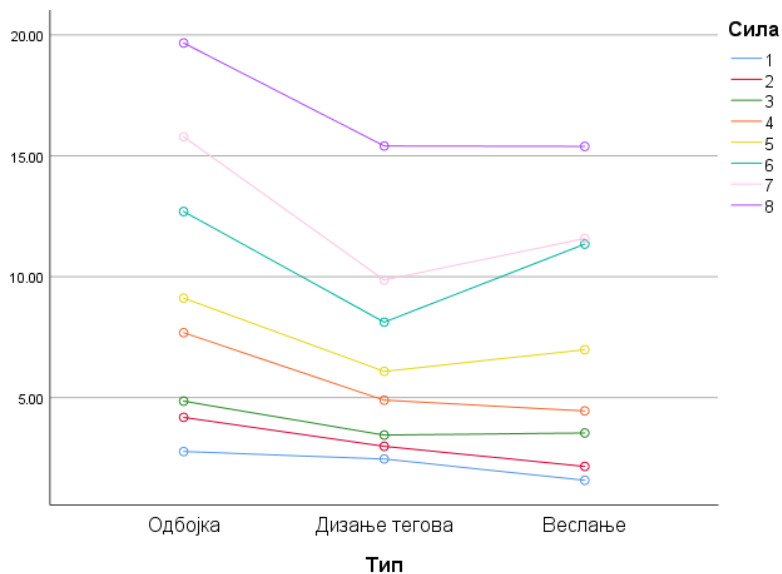
Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η ²
SDF	LEG	1.000, 78.000	0.040	0.841	0.001
	TYPE	2.000, 78.000	7.174	0.001	0.155
	ANGLE		0.054	0.947	0.001
	LEG*TYPE		0.149	0.862	0.004
	LEG*ANGLE		0.039	0.962	0.001
	TYPE*ANGLE	4.000, 78.000	0.158	0.959	0.008
	LEG*TYPE*ANGLE		0.587	0.673	0.029
	FORCE	2.580, 201.238	43.060	0.000	0.356
	FORCE*LEG		0.241	0.839	0.003
	FORCE*TYPE	5.160, 201.238	1.684	0.138	0.041
	FORCE*ANGLE		0.285	0.925	0.007
	FORCE*LEG*TYPE		0.951	0.451	0.024
	FORCE*LEG*ANGLE		0.282	0.927	0.007
	FORCE*TYPE*ANGLE	10.320, 218.253	0.640	0.783	0.032
	FORCE*LEG*TYPE*ANGLE		0.447	0.925	0.022

Легенда: SDF – стандардна девијација силе; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η² – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; TYPE – врста спорта (дизачи тегова, одбојкаши, веслачи); ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

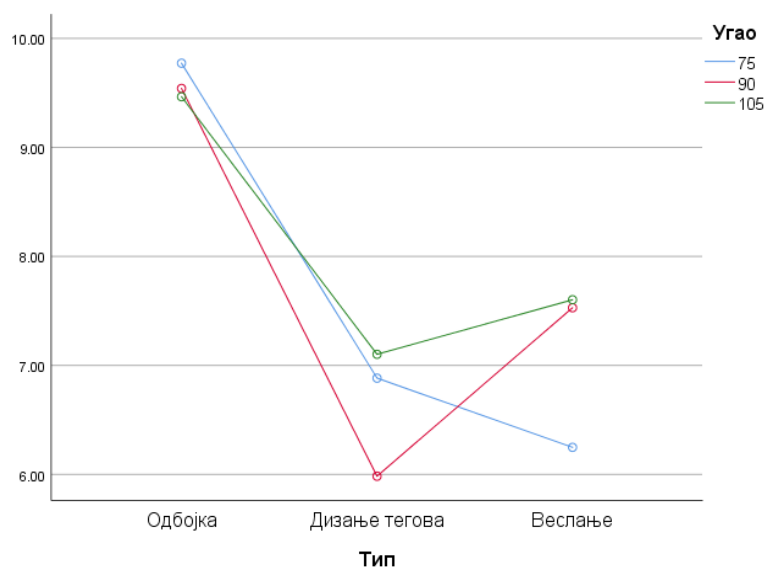
Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле SDF између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта, али да постоји у зависности од карактеристике самих спортова ($F(2.000, 78.000) = 7.1747$, $p = 0.001$, $\eta^2 = 0.155$). Одбојкаши су испољили статистички значајно веће вредности варијабле SDF у односу на дизаче тегова и веслаче у оба екстремитета (Графикон 29), на свим нивоима силе (Графикон 30) и свим угловима (Графикон 31).



Графикон 29. Интеракција доминантног и недоминантног доњег екстремитета између билатералних група спортиста (одбојкаша, дизача тегова и веслача) у стандардној девијацији силе (SDF)



Графикон 30. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) између билатералних група спортиста (одбојкаша, дизача тегова и веслача) у стандардној девијацији силе (SDF)



Графикон 31. Интеракција угла у скочном зглобу (75° , 90° и 105°) између унилатералних група спортиста (одбојкаша, дизача тегова и веслача) у стандардној девијацији силе (SDF)

Такође, постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе ($F(2.580, 201.238) = 43.060$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.356$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Вредност варијабле SDF се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. У осталим процесним вредностима варијабле SDF не постоје статистички значајне разлике.

Табела 31. Разлике у корену квадрата средњих вредности (RMS) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
RMS	LEG	1.000, 78.000	0.000	0.996	0.000
	TYPE	2.000, 78.000	0.498	0.610	0.013
	ANGLE		0.596	0.554	0.015
	LEG*TYPE		0.384	0.682	0.010
	LEG*ANGLE		0.123	0.884	0.003
	TYPE*ANGLE	4.000, 78.000	0.298	0.878	0.015
	LEG*TYPE*ANGLE		0.566	0.688	0.028
	FORCE	3.422, 266.492	114.219	0.000	0.594
	FORCE*LEG		0.265	0.874	0.003
	FORCE*TYPE	6.845, 266.492	1.643	0.125	0.040
	FORCE*ANGLE		1.215	0.295	0.030
	FORCE*LEG*TYPE		0.500	0.831	0.013
	FORCE*LEG*ANGLE		1.116	0.340	0.028
	FORCE*TYPE*ANGLE	13.689, 266.492	0.719	0.752	0.036
	FORCE*LEG*TYPE*ANGLE		0.768	0.701	0.038

Легенда: RMS – корен квадрата средње вредности; F – value – F вредност; df – степен слободе; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога

TYPE – врста спорта (дизачи тегова, одбојкаши, вес лачи); ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле RMS између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта. Постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе ($F(3.422, 266.492) = 114.219, p < 0.0005, \eta^2 = 0.594$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Вредност варијабле RMS се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. У осталим процесним вредностима варијабле RMS не постоје статистички значајне разлике.

7.10 Разлике у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта

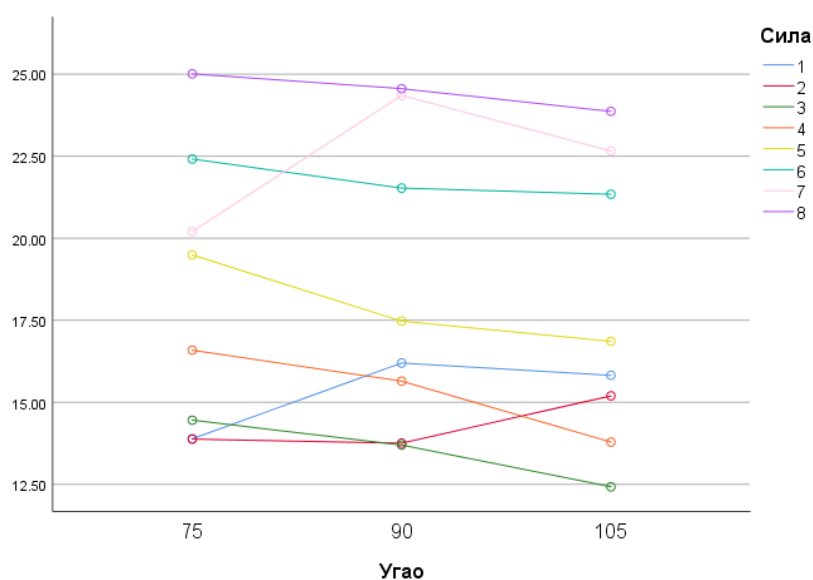
У табелама 32, 33 и 34 приказани су резултати у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта.

Табела 32. Разлике у коефицијенту варијације међуимпулсног интервала моторне јединице (COV_{ISI}) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта

Варијабла	Извор варијације	$df_{time},$ $df_{Error(time)}$	F - value	Sig.	η^2
COV _{ISI}	LEG	1.000, 108.000	0.080	0.778	0.001
	TYPE		0.129	0.720	0.005
	ANGLE	2.000, 108.000	0.258	0.773	0.005
	LEG*TYPE	1.000, 108.000	0.115	0.735	0.001
	LEG*ANGLE	2.000, 108.000	0.465	0.629	0.009
	TYPE*ANGLE		0.038	0.867	0.003
	LEG*TYPE*ANGLE		0.143	0.867	0.003
	FORCE	4.681, 505.544	71.708	0.000	0.399
	FORCE*LEG		1.015	0.405	0.009
	FORCE*TYPE		2.123	0.066	0.019
	FORCE*ANGLE	9.362, 218.646	2.170	0.021	0.039
	FORCE*LEG*TYPE	4.681, 218.646	1.524	0.185	0.014
	FORCE*LEG*ANGLE	9.362, 218.646	1.298	0.233	0.023
	FORCE*TYPE*ANGLE		0.827	0.596	0.015
	FORCE*LEG*TYPE*ANGLE		1.265	0.251	0.023

Легенда: COV_{ISI} – коефицијент варијације међуимпулсног интервала моторне јединице; F – value – F вредност; df – степен слободе; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; TYPE – врста спорта (тркачи, бициклисти); ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле COV_{ISI} између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта. Постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе ($F(4.681, 505.544) = 71.708, p < 0.0005, \eta^2 = 0399$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Вредност варијабле COV_{ISI} се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 10% до 60% MVC. Такође, постоји статистички значајна интеракција између нивоа испољене силе и угла у скочном зглобу ($F(9.362, 218.646) = 2.170, p = 0.021, \eta^2 = 0.039$), која се манифестује нижим вредностима COV_{ISI} у углу 75° у односу на углове 90° и 105° на нивоима силе 2.5% и 50% MVC (Графикон 32).



Графикон 32. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скочном зглобу (75° , 90° и 105°) у коефицијенту варијације међуимпулсног интервала моторне јединице (COV_{ISI}) између унилатералних група спортиста

Интеракција између испољене силе и врсте спорта је на граници статистичке значајности ($F(4.681, 505.544) = 1.123, p = 0.066, \eta^2 = 0.019$). У осталим процесним вредностима COV_{ISI} не постоје статистички значајне разлике.

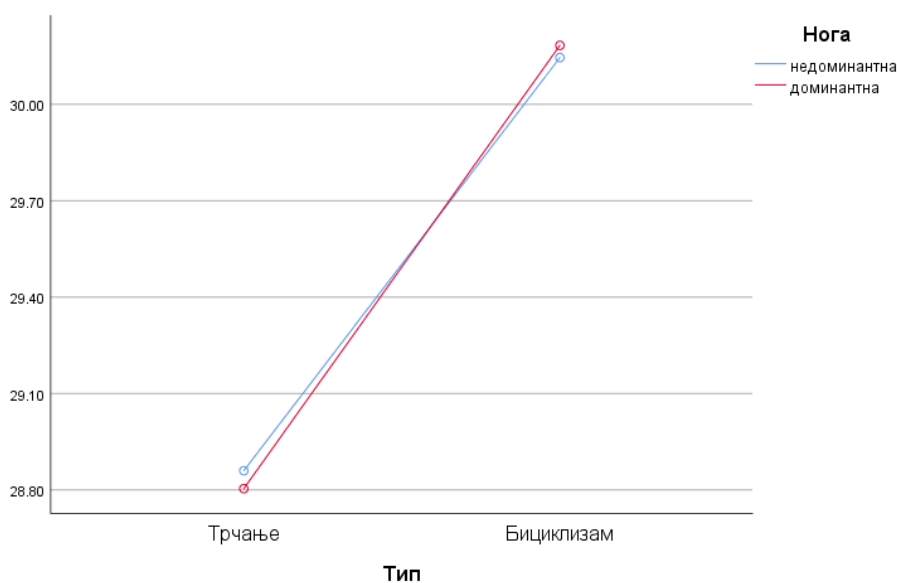
Табела 33. Разлике у стандардној девијацији међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI}) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта

Варијабла	Извор варијације	$df_{time}, df_{Error(time)}$	F - value	Sig.	η^2
SD_{ISI}	LEG	1.000, 108.000	0.000	0.995	0.000
	TYPE		0.909	0.343	0.008
	ANGLE	2.000, 108.000	0.174	0.840	0.003

<i>LEG*TYPE</i>	1.000, 108.000	0.395	0.001	0.973
<i>LEG*ANGLE</i>	2.000, 108.000	0.137	0.872	0.003
<i>TYPE*ANGLE</i>		0.693	0.502	0.013
<i>LEG*TYPE*ANGLE</i>		0.052	0.950	0.001
<i>FORCE</i>	5.396, 582.724	16.265	0.000	0.131
<i>FORCE*LEG</i>		1.704	0.126	0.016
<i>FORCE*TYPE</i>		2.846	0.096	0.017
<i>FORCE*ANGLE</i>	10.791, 582.724	1.826	0.048	0.033
<i>FORCE*LEG*TYPE</i>	5.396, 582.724	1.134	0.341	0.010
<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>	10.791, 582.724	1.283	0.232	0.023
<i>FORCE*TYPE*ANGLE</i>		0.801	0.637	0.015
<i>FORCE*LEG*TYPE*ANGLE</i>		0.456	0.928	0.008

Легенда: SD_{ISI} – стандардна девијација међуимпулсног интервала моторне јединице; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; TYPE – врста спорта (тркачи, бициклисти); ANGLE – угао у скочном зглобу (75° , 90° , 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

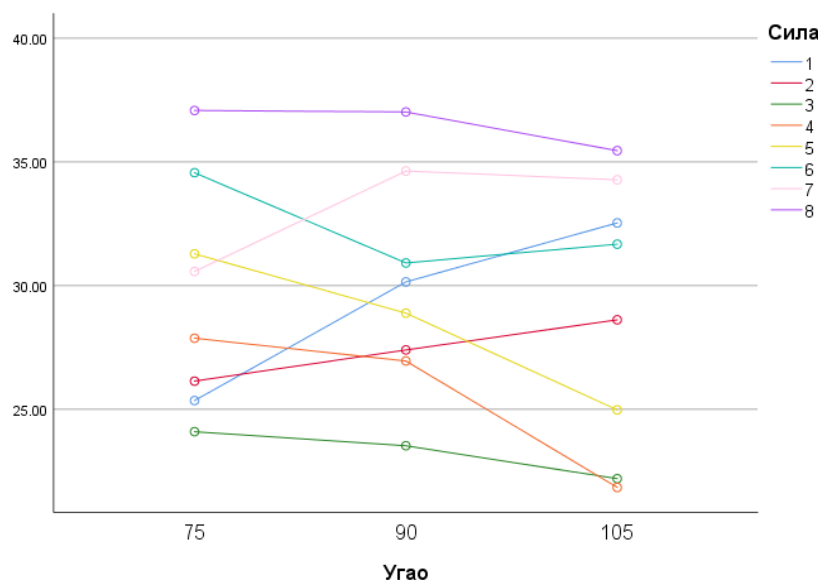
Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле SD_{ISI} између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта, али да постоји у групним процесним разликама између доњих екстремитета и карактеристике спорта ($F(1.000, 108.000) = 0.395$, $p = 0.001$, $\eta^2 = 0.973$). Тракачи испољавају значајно ниже вредности варијабле SD_{ISI} од бициклиста у оба екстремитета (Графикон 33).



Графикон 33. Интеракција доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних група спортиста (тркача и бициклиста) у стандардној девијацији међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI})

Такође, постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе ($F(5.396, 582.724) = 16.265$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.131$), где се стандардна девијација међуимпулсног интервала моторне јединице линеарно повећава са повећањем нивоа

силе од 2.5% до 60% MVC, као и у интеракцији угла ускачком зглобу и испољене силе ($F(10.791, 582.724) = 1.826, p = 0.048, \eta^2 = 0.033$) која се манифестује нижим вредностима SD_{ISI} у углу 75° у односу на углове 90° и 105° на нивоу силе 2.5% и вишим вредностима SD_{ISI} у углу 75° у односу на углове 90° и 105° на нивоу силе 20% MVC (Графикон 34).



Графикон 34. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скачком зглобу (75° , 90° и 105°) у стандардној девијацији међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI}) између унилатералних група спортиста

У осталим процесним вредностима варијабле SD_{ISI} не постоје статистички значајне разлике.

Табела 34. Разлике у средњој брзини пражњења моторне јединице (MDR) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
MDR	LEG	1.000, 108.000	0.490	0.486	0.005
	TYPE		0.965	0.497	0.004
	ANGLE	2.000, 108.000	0.345	0.709	0.006
	LEG*TYPE	1.000, 108.000	0.304	0.583	0.003
	LEG*ANGLE	2.000, 108.000	0.128	0.880	0.002
	TYPE*ANGLE		0.046	0.955	0.001
	LEG*TYPE*ANGLE		0.014	0.986	0.000
	FORCE	4.682, 505.626	149.300	0.000	0.580
	FORCE*LEG		0.994	0.418	0.009
	FORCE*TYPE		4.066	0.002	0.036
	FORCE*ANGLE	9.363, 505.626	3.204	0.001	0.056
	FORCE*LEG*TYPE	4.682, 505.626	0.829	0.523	0.008
	FORCE*LEG*ANGLE	9.363, 505.626	0.962	0.473	0.017
	FORCE*TYPE*ANGLE		0.687	0.727	0.013

FORCE*LEG*TYPE*ANGLE

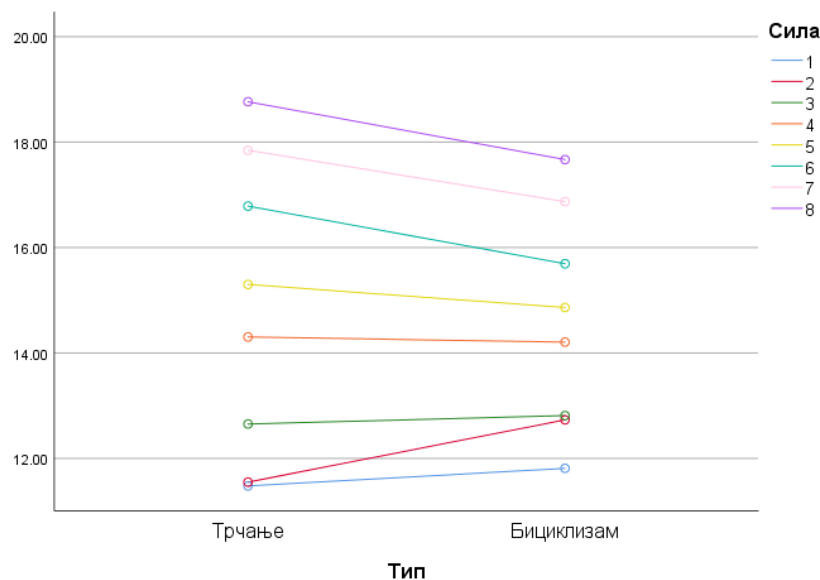
0.982

0.455

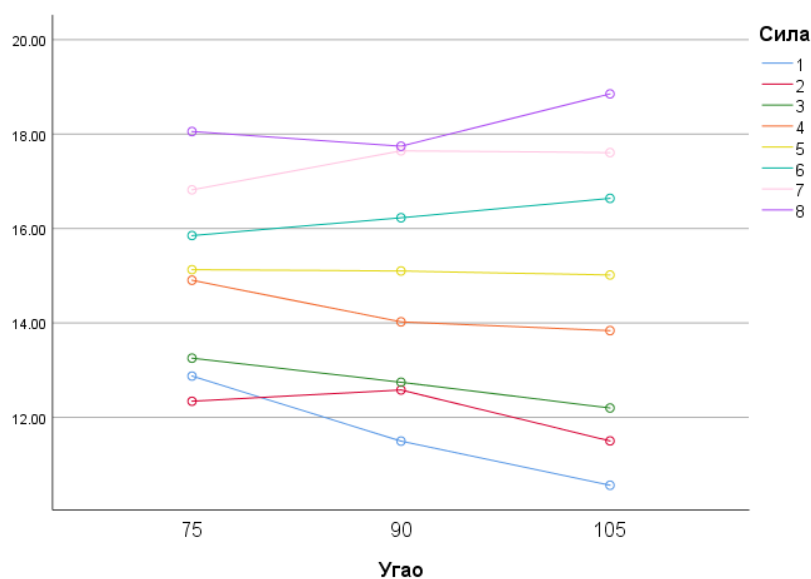
0.018

Легенда: MDR – средња брзина пражњења моторне јединце; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; TYPE – врста спорта (тркачи, бициклисти); ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле MDR између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта. Постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима испољене силе ($F(4.682, 505.626) = 149.300, p < 0.0005, \eta^2 = 0.580$), где се средња брзина пражњења моторне јединце повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MV. У групним процесним вредностима постоји разлика у интеракцији нивоа испољене силе и карактеристике спорта ($F(4.682, 505.626) = 4.066, p = 0.002, \eta^2 = 0.036$), која се манифестује вишим вредностима варијабле MDR код тркача у односу на бицикliste, осим на нивоу силе 5% MVC (Графикон 35), као и у интеракцији нивоа испољене силе и угла ускочном зглобу ($F(9.363, 505.626) = 3.204, p = 0.001, \eta^2 = 0.056$), која се манифестује вишим вредностима варијабле MDR у углу 75° у односу на углове 90° и 105° на нивоу силе 2.5% MVC (Графикон 36). У осталим процесним вредностима варијабле MDR не постоје статистички значајне разлике.



Графикон 35. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) између унилатералних група спортиста (тркача и бициклиста) у средњој брзини пражњења моторне јединце (MDR)



Графикон 36. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скочном зглобу (75°, 90° и 105°) у средњој брзини пражњења моторне јединце (MDR) између унилатералних група спортиста

7.11 Разлике у активацији моторних јединца између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта

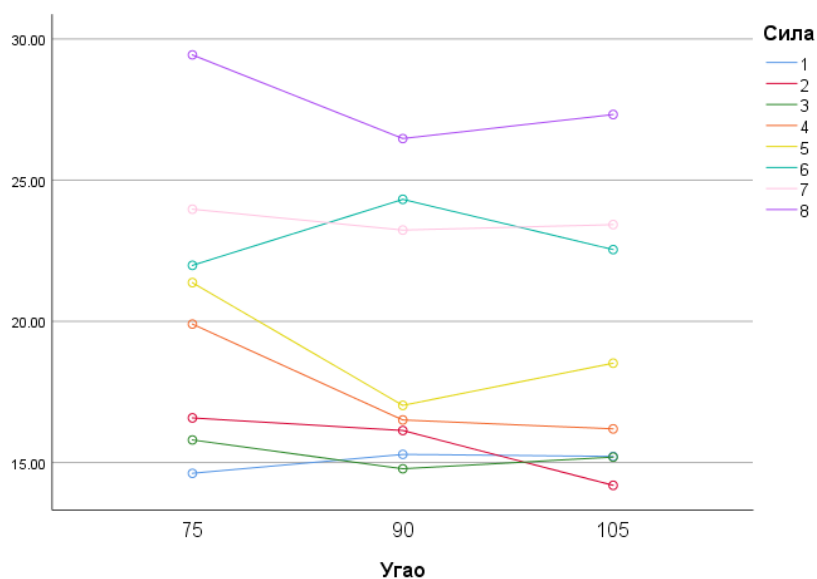
У табелама 35, 36 и 37 приказани су резултати у активацији моторних јединца између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта.

Табела 35. Разлике у коефицијенту варијације међуимпулсног интервала моторне јединце (COV_{ISI}) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
COV _{ISI}	LEG	1.000, 78.000	1.084	0.301	0.014
	TYPE	2.000, 78.000	2.014	0.140	0.049
	ANGLE		0.723	0.488	0.018
	LEG*TYPE		0.613	0.544	0.015
	LEG*ANGLE		0.288	0.751	0.007
	TYPE*ANGLE	4.000, 78.000	0.089	0.986	0.005
	LEG*TYPE*ANGLE		0.840	0.504	0.041
	FORCE	5.621, 438.477	33.508	0.000	0.300
	FORCE*LEG		0.882	0.503	0.011
	FORCE*TYPE	11.243, 438.477	1.190	0.291	0.030
	FORCE*ANGLE		2.391	0.007	0.058
	FORCE*LEG*TYPE		1.106	0.354	0.028
	FORCE*LEG*ANGLE		1.151	0.319	0.029
	FORCE*TYPE*ANGLE	22.486, 438.477	1.206	0.236	0.058
	FORCE*LEG*TYPE*ANGLE		1.159	0.280	0.056

Легенда: COV_{ISI} – коефицијент варијације међуимпулсног интервала моторне јединице; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; TYPE – врста спорта (дизачи тегова, одбојкаши, веслачи); ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле COV_{ISI} између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта. Постоји статистичка значајност у процесним разликама испољене силе ($F(5.621, 438.477) = 33.508, p < 0.0005, \eta^2 = 0.300$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Коефицијент варијације се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. Такође, постоји статистички значајна интеракција између испољеног нивоа силе и угла у скочном зглобу ($F(11.243, 438.477) = 2.391, p = 0.007, \eta^2 = 0.058$), која се манифестује вишим вредностима COV_{ISI} у углу 75° у односу она углове 90° и 105° на нивоима силе 20% и 30% MVC (Графикон 37).



Графикон 37. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) и угла у скочном зглобу (75°, 90° и 105°) у коефицијенту варијације међуимпулсног интервала моторне јединице (COV_{ISI}) између билатералних група спортиста

Табела 36. Разлике у стандардној девијацији међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI}) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
SD _{ISI}	LEG	1.000, 78.000	0.545	0.463	0.007

<i>TYPE</i>	2.000, 78.000	1.954	0.149	0.048
<i>ANGLE</i>		0.312	0.733	0.008
<i>LEG*TYPE</i>		0.291	0.748	0.007
<i>LEG*ANGLE</i>		0.486	0.617	0.012
<i>TYPE*ANGLE</i>	4.000, 78.000	0.264	0.900	0.013
<i>LEG*TYPE*ANGLE</i>		1.222	0.308	0.059
<i>FORCE</i>	5.385, 420.034	14.147	0.000	0.154
<i>FORCE*LEG</i>		0.274	0.937	0.004
<i>FORCE*TYPE</i>	10.770, 420.034	1.589	0.101	0.039
<i>FORCE*ANGLE</i>		1.036	0.413	0.026
<i>FORCE*LEG*TYPE</i>		0.690	0.745	0.017
<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>		0.661	0.772	0.017
<i>FORCE*TYPE*ANGLE</i>	21.540, 420.034	0.540	0.956	0.027
<i>FORCE*LEG*TYPE*ANGLE</i>		0.676	0.861	0.034

Легенда: SD_{ISI} – стандардна девијација међуимпулсног интервала моторне јединице; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и недоминантна нога; TYPE – врста спорта (дизачи тегова, одбојкаши, веслачи); ANGLE – угао у скочном зглобу (75° , 90° , 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле SD_{ISI} између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта. Постоји статистичка значајност у процесним разликама испољене силе ($F(5.385, 420.034) = 14.147$, $p < 0.0005$, $\eta^2 = 0.154$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Променљивост силе се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 2.5% до 60% MVC. У осталим процесним вредностима варијабле SD_{ISI} не постоје статистички значајне разлике.

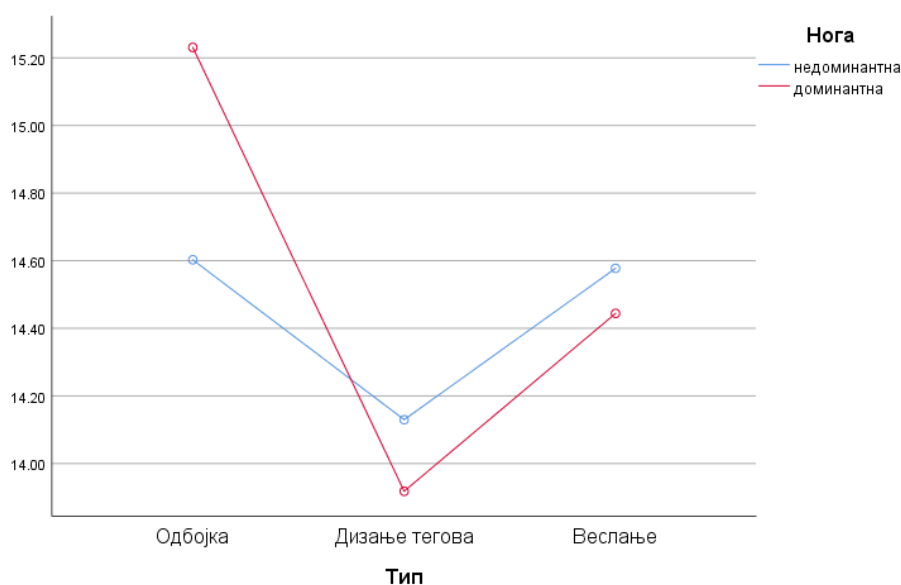
Табела 37. Разлике у средњој брзини пражњења моторне јединце (MDR) између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта

Варијабла	Извор варијације	df _{time} , df _{Error(time)}	F - value	Sig.	η^2
MDR	<i>LEG</i>	1.000, 78.000	0.052	0.819	0.001
	<i>TYPE</i>	2.000, 78.000	4.942	0.010	0.112
	<i>ANGLE</i>		0.924	0.401	0.023
	<i>LEG*TYPE</i>		1.146	0.323	0.029
	<i>LEG*ANGLE</i>		0.923	0.402	0.023
	<i>TYPE*ANGLE</i>	4.000, 78.000	0.249	0.909	0.013
	<i>LEG*TYPE*ANGLE</i>		0.411	0.800	0.021
	<i>FORCE</i>	4.363, 340.291	88.767	0.000	0.532
	<i>FORCE*LEG</i>		1.763	0.130	0.022
	<i>FORCE*TYPE</i>	8.725, 340.291	0.927	0.500	0.023
	<i>FORCE*ANGLE</i>		0.859	0.559	0.022
	<i>FORCE*LEG*TYPE</i>		0.480	0.883	0.012
	<i>FORCE*LEG*ANGLE</i>		0.825	0.590	0.021
	<i>FORCE*TYPE*ANGLE</i>	17.451, 340.291	1.129	0.323	0.055
	<i>FORCE*LEG*TYPE*ANGLE</i>		0.952	0.514	0.047

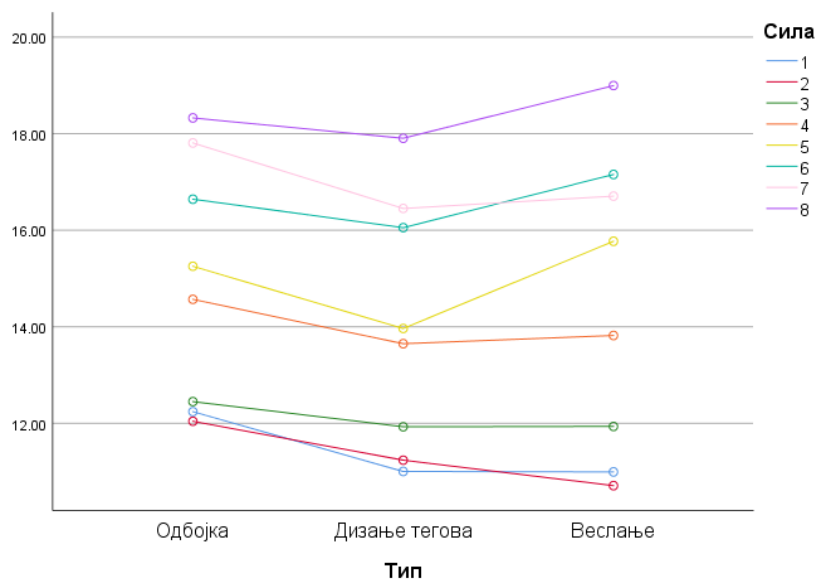
Легенда: MDR – средња брзина пражњења моторне јединице; F – value – F вредност; df – степен слободe; Sig. – степен статистичке значајности; η^2 – ета квадрат коефицијент, LEG – доминантна и

недоминантна нога; TYPE – врста спорта (дизачи тегова, одбојкаши, веслачи); ANGLE – угао у скочном зглобу (75°, 90°, 105°); FORCE – ниво силе (2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60% MVC)

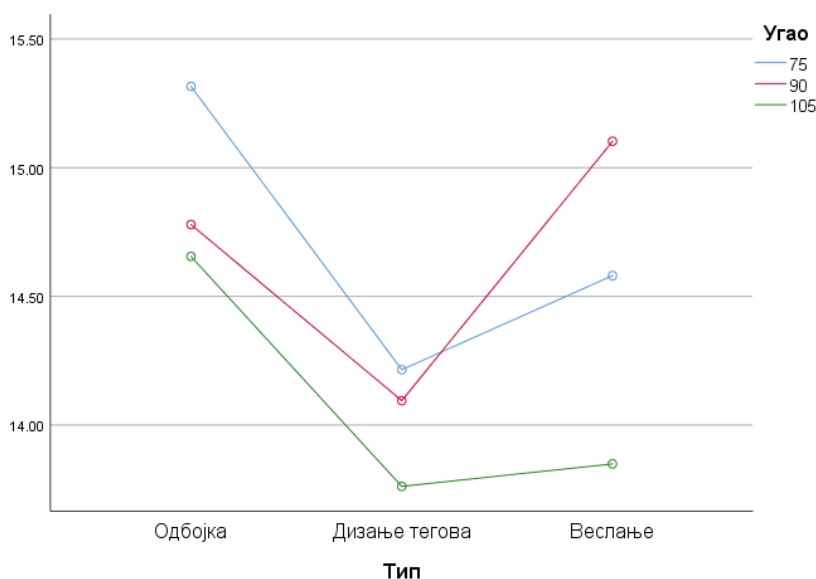
Трофакторска ANOVA је показала да не постоји статистички значајна разлика у процесним вредностима варијабле MDR између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта, али да постоји између самих спортова ($F(2.000, 78.000) = 4.942$, $p = 0.010$, $\eta^2 = 0.112$). Одбојкаши испољавају значајно веће вредности варијабле MDR у доминантној ноzi у односу на дизаче тегова и веслаче (Графикон 38), сличне вредности у испољеној сили, док је код дизача тегова у односу на веслаче вредност варијабле MDR већа у углу скочног зглоба 105° (издужен мишић ТА) (Графикон 39).



Графикон 38. Интеракција доминантног и недоминантног доњег екстремитета између билатералних група спортиста (одбојкаша, дизача тегова и веслача) у средњој брзини пражњења моторне јединце (MDR)



Графикон 39. Интеракција испољене силе (1 = 2.5%, 2 = 5%, 3 = 10%, 4 = 20%, 5 = 30%, 6 = 40%, 7 = 50%, 8 = 60% MVC) између билатералних група спортиста (одбојкаша, дизача тегова и веслача) у средњој брзини пражњења моторне јединце (MDR)



Графикон 40. Интеракција угла у скочном зглобу (75°, 90° и 105°) између билатералних група спортиста (одбојкаша, дизача тегова и веслача) у средњој брзини пражњења моторне јединце (MDR)

Такође, постоји статистички значајна разлика у процесним разликама испољене силе ($F(4.363, 340.291) = 88.767, p < 0.0005, \eta^2 = 0.532$). Ета квадрат коефицијент је показао велику вредност ефекта. Вредност варијабле MDR се линеарно повећава са повећањем нивоа силе од 5% до 60% MVC. У осталим процесним вредностима варијабле MDR не постоје статистички значајне разлике.

8. ДИСКУСИЈА

У табелама 8, 9 и 10 приказани су резултати у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста. Прегледом добијених резултата може се приметити да не постоји разлика ни у једној варијабли које дефинишу разлику у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста, релативној амплитуди променљивости силе (CoV_F), апсолутној амплитуди променљивости силе (SD_F) и ефикасној вредности испољене силе (RMS). У свим дефинисаним варијаблама постоји статистички значајна разлика између нивоа испољене силе. Вредност варијабле се линеарно повећава (CoV_F), односно смањује (SD_F , RMS) са повећањем силе од 2.5% до 60% MVC ($p < 0.0005$). У групним процесним вредностима за SD_F и RMS постоји статистички значајна интеракција у нивоу испољене силе и угла у скочном зглобу која се манифестује у нагом порасту вредности варијабле SD_F у углу скочног зглоба 105° (издужен мишић TA) у односу на угао 75° (скраћен мишић TA) на нивоу силе 40% и 50% MVC ($p = 0.021$), односно већим вредностима варијабле RMS у углу од 75° у односу на угао од 105° на ниским вредностима силе, 2.5%, 10% и 20% MVC ($p = 0.039$).

У табелама 11, 12 и 13 приказани су резултати у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста. Прегледом добијених резултата може се приметити да не постоји разлика ни у једној варијабли које дефинишу разлику између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста, нормализованој амплитуди променљивости силе (CoV_F), апсолутној амплитуди променљивости силе (SD_F) и ефикасној вредности испољене силе (RMS), као ни у испољеној сили у зависности од дужине мишића. У свим дефинисаним варијаблама постоји статистички значајна разлика између нивоа испољене силе. Сила се линеарно повећава (CoV_F), односно смањује (SD_F , RMS) са повећањем силе од 2.5% до 60% MVC као и код унилатералне групе спортиста ($p < 0.0005$).

Неколико истраживања је показало да не постоје разлике у доњим екстремитетима током извођења динамичких контракција (Hotta et al., 2007), изокинетичке снаге коленог екстензора и задацима скакања (Östenberg, Roos, Ekdahl, &

Roos, 1998) и унилатералних чучњева (McCurdy, & Langford, 2005). Такође, у истраживањима где је праћена изометријска мишићна контракција није уочена статистички значајна разлика између доњих екстремитета за време извођења ниских изометријских контракција, 10% and 20% MVC (Oshita, & Yano, 2010, 2011). У ранијем истраживању где је праћена активација мишића *quadriceps* при извођењу изометријске силе на 25%, 50%, 75% и 100% MVC такође није уочена асиметрија између екстремитета (Jakobi, & Cafarelli, 1998), док је у истраживању Burnett и сар. (2011) од пет праћених мишића у доњим екстремитетима, пронађена асиметрија једино у мишићима задње натколеничне ложе при извођењу задатка седења. Скорија истраживања спроведена са динамичким задацима извођења дорзалних и плантарних флексија такође су показала непостојање асиметрије у доњим екстремитетима (Yamaguchi et al., 2019; Yen et al., 2018). Сагледавајући нешто старија истраживања, у току праћења изометријских контракција на ниским нивоима силе, такође су показала изостанак асиметрије у екстремитетима (Semmler, & Nordstrom, 1995). Још, резултати најновијег истраживања које се бавило проучавањем мишићне променљивости, као и понашањем моторних јединица, приликом извођења изометријских контракција на нивоима силе од 5% до 60% MVC, показало је непостојање асиметричности у испољеној сили због, како аутори наводе, подједнаког пражњења моторних јединица у активираним мишићима између екстремитета (Petrović et al., 2022).

Са друге стране, постоје истраживања која су показала постојање асиметрије за време извођења умерених изометријских контракција како у доњим екстремитетима, 30% MVC (Oshita, & Yano, 2010, 2011), тако и у горњим екстремитетима (Adam et al., 1998). Поред овога, у извођењу изометријских контракција на високом интензитету силе, 70% MVC, променљивост силе је била статистички значајно већа у доминантној руци у односу на недоминантну (Mitchell et al., 2017). У истраживању Beuter (2000) доминантна страна је испољила већу променљивост силе, већу снагу на опсегу од 7 до 12 Hz и већу средњу вредност фреквенција, док су Sainburg и Kalakani (2000) и Yamauchi (2004) уочили координираније извођење покрета доминантном руком. Може се приметити да је највећи број истраживања са уоченим разликама између екстремитета спроведен испитивањем горњих екстремитета. Ова неусаглашеност у резултатима између истраживања спроведеним на горњим и доњим екстремитетима може бити због смањене интерхемисферне инхибиције код доњих екстремитета због јачег утицаја кругова кичмене мождине на покрете доњих екстремитета, што су у свом

истраживању праћењем активације регија у мозгу уочили Volz и сар (2015). Ови аутори су уочили да су унилатерални покрети руку повезани са појачаном латерализацијом, јачим ексцитаторним погоном на активној контралатералној руци у примарној моторној кори коју врше премоторна подручја и израженију инхибицију М1 неактивне ипсилатералне руке у поређењу са покретима стопала.

Како год, у овом истраживању, променљивост силе се није разликовала између екстремитета ни на једном од нивоа испољене субмаксималне силе (2.5% до 60% MVC), нити код унилатералне нити код билатералне групе испитаника, као ни у зависности од дужине мишића ТА. Један од главних разлога непостојања асиметрије између екстремитета може бити спровођење мерења на здравој популацији испитаника са спортским стажом код којих се показало да је присутнија већа симетричност услед усвојене аутоматизације покрета правилно вођеним тренажним процесом него код неспортиста (DeAdder, 2020) или можда не ефикасности да активира мишиће синергисте који потпомажу извођење тачног покрета циљаног мишића (Salem et al., 2003). На пример, постојала је статистички значајна разлика између екстремитета између асиметричних и симетричних група испитаника у изокинетичкој коленој екстензији, где је код асиметричне групе испитаника асиметричност код екстензија била четири пута већа него код симетричне групе (Bond et al., 2017). Штавише, нека ранија истраживања су показала статички значајне разлике између доњих екстремитета код спортиста при извршењу билатералних задатака, али ове разлике нису уочене код истих група спортиста при извођењу унилатералних задатака (Howard, & Епока, 1991; Luk et al., 2014) На пример, дизајнери тегова су показали статистички значајно мању асиметрију од скакача у даљ, док разлике између доминантних и недоминантних екстремитета нису биле изражене при извођењу једностранних задатака (Luk et al., 2014). Аутор ове разлике објашњава утицајем тренажних процеса карактеристичним за ова два спорта, где скакачи у даљ у тренажном процесу имају повећану употребу једне ноге.

На основу изнетог, непостојање разлика између екстремитета у овом истраживању, указује на подједнаку употребу оба екстремитета при извршењу кретања који су део тренажног процеса код ових група спортова. Разлике добијене током тестирања са билатералним извођењем задатака нису биле део овог истраживања и потребна су даља истраживања да би се ови ставови могли потврдити у овим групама спортова.

У табелама 14, 15 и 16 приказани су резултати у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста. Прегледом добијених резултата може се приметити да не постоји разлика ни у једној варијабли које дефинишу разлику у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста, релативној амплитуди променљивости међуимпулсног интервала моторне јединице (CoV_{ISI}), апсолутној амплитуди променљивости међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI}) и средњој вредности брзине отпуштања акционих потенцијала за сваку препознату моторну јединицу (MDR). У свим дефинисаним варијаблама постоји статистички значајна разлика између нивоа испољене силе. Међуимпулсни интервал моторне јединице се линеарно повећава (CoV_F , SD_F , RMS) са повећањем силе од 2.5% до 60% MVC ($p < 0.0005$). У групним процесним вредностима постоји статистички значајна интеракција у нивоу испољене силе и угла у скочном зглобу која се манифестује мањом вредности варијабле COV_{ISI} у углу од 75° (скраћени мишић TA) у односу на остале углове на нивоу силе од 2.5% и 50% MVC ($p = 0.034$), мањом вредности варијабле SD_{ISI} у углу од 75° у односу на остале углове на нивоу силе 2.5% и 50% MVC, већим вредностима варијабле SD_{ISI} у углу од 75° у односу на остале углове на нивоу силе 30% MVC, као и мањим вредностима варијабле SD_{ISI} у углу од 105° у односу на остале углове на нивоу силе 20% MVC ($p = 0.040$) и већом вредности варијабле MDR у углу од 75° у односу на остале углове на вредностима нивоа силе од 2.5% и 10% MVC ($p < 0.0005$).

У табелама 17, 18 и 19 приказани су резултати у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста. Прегледом добијених резултата може се приметити да не постоји разлика ни у једној варијабли које дефинишу разлику у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста, релативној амплитуди променљивости међуимпулсног интервала моторне јединице (CoV_{ISI}), апсолутној амплитуди променљивости међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI}) и средњој вредности брзине отпуштања акционих потенцијала за сваку препознату моторну јединицу (MDR), као ни у испољеној сили у зависности од дужине мишића. У свим дефинисаним варијаблама постоји статистички значајна разлика између нивоа испољене силе. Међуимпулсни интервал моторне јединице се линеарно повећава (CoV_F , SD_F , RMS) са повећањем силе од 2.5% до 60% MVC као и код

унилатералне групе спортиста ($p < 0.0005$). У групним процесним вредностима постоји статистички значајна интеракција у нивоу испољене силе и између доњих екстремитета која се манифестује вишим вредностима варијабле MDR у доминантној ноzi у односу на недоминантну, осим на нивоу силе 30% MVC ($p = 0.006$).

Праћењем понашања моторних јединица, Adam и сар. (1998) увидели су да моторне јединице у доминантној руци имају ниже просечне стопе паљења и ниже прагове активирања од оних у недоминантној руци. Такође, за време изометријских контракција, парови моторних јединица су се празнили са већим степеном синхронизације у доминантној руци у односу на недоминантну, док нису пронађене статистички значајне разлике у променљивости пражњења моторних јединица, као ни у њиховом прагу активирања (Kamen et al., 1992; Schmied et al., 1994). Са друге стране, прилагођавање брзине пражњења и променљивости у времену пражњења активности моторне јединице у мишићу *biceps brachii* за време непрекидних субмаксималних контракција које захтевају силу или контролу положаја нису се разликовале између екстремитета, било код леворуких (Gould et al., 2016) или десноруких испитаника (Mottram et al., 2005). Са друге стране, уочено је да брзина пражњења моторних јединица током изометријских контракција ниских сила може утицати на кохерентност моторних јединица испод 15 Hz (Christou, Rudro, Enoка, Meyer, & Eнока, 2007).

Резултати овог истраживања су слични истраживању Petrović и сар. (2022) где је независни унос (CoV_{ISI}) показао велику сличност између екстремитета. Поред тога, просечна брзина пражњења моторних јединица у ТА мишићу на нивоима силе од 5 до 60% MVC, била је слична у оба екстремитета. Међутим, разлика између екстремитета у понашању моторних јединица није се разликовала код унилатералне групе спортиста ни у једној варијабли које дефинишу активацију моторних јединица, али је постојала разлика у просечној брзини пражњења моторних јединица у групним процесним вредностима између силе и ногу код билатералних спортиста на вишим вредностима испољене силе, 40 до 60% MVC. Недостатак статистичке значајности код унилатералне групе спортиста може бити последица утицаја тренажног процеса. На пример, у студији Semmler и Nordstrom (1998), испитаници који су тренирали вештине повезане са задатком тестирања, нису показали разлике између екстремитета у заједничком погону, док неутренирани испитаници и испитаници којима је примаран тренинг снага, који није повезан са извођењем задатка током тестирања, јесу. Разлике добијене код билатералне групе спортиста у овом истраживању могу бити последица броја

укључених моторних јединица, горње границе активације моторне јединице и задатка који се извршава (Castronovo et al., 2018; Dideriksen, Negro, Enoka, & Farina, 2012; Watanabe et al., 2013). Код билатералне групе спортиста је идентификован мањи број моторних јединица него код унилатералне групе спортиста, што може бити последица веће дебљине коже код билатералних у поређењу са унилатералним што је можда утицало на смањену активацију моторних јединица. Такође, тестирањем у овом истраживању се пратила субмаксимална испољена сила, што није део тренажног процеса у праћеним групама спортова. Разлике остварене на нивоу силе од 30% MVC су у складу са неким ранијим истраживањима где су веће осцилације силе током субмаксималних контракција биле присутније у доминантној нози него у недоминантној на нивоу силе 30% MVC, док се те разлике нису манифестовале на нивоима силе од 10% и 20% MVC (Adam et al., 1998; Oshita, & Yano, 2010, 2011; Semmler, & Nordstrom, 1995). Још, у истраживањима где је постојала разлика између екстремитета показало се да је већа променљивост силе у недоминантној руци због веће средње стопе паљења моторних јединица и већег прага активирања моторних јединица на нивоу силе 30% MVC (Adam et al., 1998). Такође, Del Vecchio и сар. (2019) дошли су до податка да тренинг развоја снаге утиче на повећање брзине пражњења моторне јединице, смањење граничне силе активирања моторних јединица, као и сличан улазно-излазни пораст моторних неурона. Прегледом резултата овог истраживања, доминантна нога је испољила већу брзину пражњења моторних јединица на нивоима силе од 40 до 60% MVC, што показује да је доминантна нога супериорнија за извршење задатака на вишим нивоима силе (Mitchell et al., 2017; Del Vecchio, Casolo, et al., 2019). Са друге стране, недоминантна нога код билатералне групе спортиста је испољила већу брзину пражњења моторних јединица у односу на доминантну на нивоу силе 30% MVC. Аутори сматрају да је недоминантна нога одговорна за одржавање равнотеже код слетања или одржавања стабилног усправног става, као и потпорна нога у активностима доминантне (Gabbard, & Hart, 1996; Peters, 1988). У вези са разликама између појединих група спортова узрокованим тренажним процесом, претходно истраживање није показало значајне разлике у COV за силу између група, али значајно нижу амплитуду RMS тремора код испитаника са процесом тренинга повезаним са извршењем задатка у току тестирања у поређењу са испитаницима који су тренирали снагу али не циљаних мишића (Semmler, & Nordstrom, 1998b).

На основу исказаног, испољене разлике код билатералне групе спортиста се на основу претходних истраживања могу приписати нормалној организацији неуралног деловања где је доминантна нога услед свакодневних усвојених радњи супериорнија од недоминантне, са тенденцијом да се у зависности од специфичности билатералних спортова, усвоје потребне способности у недоминантној ноzi, а ради одржавања равнотеже у доскоцима или стабилног усправног положаја тела. Са друге стране, непостојање ових разлика код унилатералне групе спортиста указује на утицај деловања спорта на развој и активацију неуралног погона да независно и подједнако делује на активацију моторних јединица с обзиром да се покрети код ове групе спортиста изводе увек без садејства друге ноге.

У табелама 20, 21 и 22 приказани су резултати у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста. Прегледом добијених резултата може се приметити да не постоји разлика ни у једној варијабли које дефинишу разлику у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералне и билатералне групе спортиста, релативној амплитуди променљивости силе (CoV_F), апсолутној амплитуди променљивости силе (SD_F) и ефикасној вредности испољене силе (RMS). Постоји статистички значајна разлика између група спортиста у варијабли RMS која се манифестује вишим вредностима апсолутне силе код оба екстремитета код унилатералне групе спортиста у односу на билатералну групу ($p < 0.0005$). Такође, постоји статистички значајна разлика у свим дефинисаним варијаблима између нивоа испољене силе. Сила се линеарно повећава (CoV_F), односно смањује (SD_F , RMS) са повећањем силе од 2.5% до 60% MVC ($p < 0.0005$). У групним процесним вредностима постоји статистички значајна интеракција у нивоу испољене силе и групе спортиста која се манифестује већом променљивости силе на нивоу силе од 2.5% код билатералне групе спортиста и на нивоу силе од 60% MVC код унилатералне групе спортиста ($p = 0.038$), већом стандардном девијацијом силе на нивоу силе од 60% MVC код билатералне групе спортиста ($p < 0.0005$) и вишим вредностима апсолутне силе код оба екстремитета код унилатералне групе спортиста у односу на билатералну групу ($p < 0.0005$). Поред осталог, постоји статистички значајна интеракција и у нивоу испољене силе и угла у скочном зглобу која се манифестује нижим вредностима апсолутне силе на ниским нивоима силе (2.5% до 20% MVC) у углу од 105° (издужени мишић TA) у

односу на 75° (скрачени мишић ТА) и 90° (анатомска дужина мишића ТА) код обе групе спортиста ($p = 0.049$).

У табелама 23, 24 и 25 приказани су резултати у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста. Прегледом добијених резултата може се приметити да не постоји разлика ни у једној варијабли које дефинишу разлику у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста, релативној амплитуди променљивости међуимпулсног интервала моторне јединице (CoV_{ISI}), апсолутној амплитуди променљивости међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI}) и средњој вредности брзине отпуштања акционих потенцијала за сваку препознату моторну јединицу (MDR). У варијаблама CoV_{ISI} ($p = 0.002$) и SD_{ISI} ($p = 0.006$) постоји статистички значајна разлика између група спортиста и манифестује се вишим вредностима CoV_{ISI} код оба екстремитета код билатералне групе спортиста у односу на унилатералну, на нивоима силе, 5%, 10%, 20% и 60% MVC и у свим угловима у скочном зглобу ($p = 0.002$), као и вишим вредностима SD_{ISI} код оба екстремитета код билатералне групе спортиста у односу на унилатералну, на свим нивоима силе и у свим угловима у скочном зглобу ($p = 0.006$). Такође, у свим дефинисаним варијаблама постоји статистички значајна разлика између нивоа испољене силе. Међуимпулсни интервал моторне јединице се линеарно повећава (CoV_F , SD_F , RMS) са повећањем силе од 2.5% до 60% MVC ($p < 0.005$). Поред осталог, постоји статистички значајна интеракција и у нивоу испољене силе и угла у скочном зглобу која се манифестује вишим вредностима COV_{ISI} у углу 75° у односу она углове 90° и 105° на нивоима силе 20% и 30% MVC ($p = 0.007$), вишим вредностима SD_{ISI} у углу 75° у односу на углове 90° и 105° на нивоима силе 20% и 30% MVC ($p = 0.049$) и вишим вредностима MDR у углу 75° у односу она углове 90° и 105° на нивоима силе 2.5%, 5% и 10% MVC ($p < 0.0005$). На крају, постоји статистички значајна групна интеракција силе, ногу, групе спортова и угла где унилатерална група спортиста испољава мању вредност варијабле SD_{ISI} у оба екстремитета у односу на билатералну групу спортиста са већом разликом у доминантној нози, као и на свим нивоима силе са највећом разликом на нивоу силе 60% MVC у односу на билатералну групу спортиста. Такође, испољене су мање вредности варијабле SD_{ISI} у свим угловима код унилатералне групе спортиста ($p = 0.024$), као и статистички значајна групна интеракција силе, ногу и групе спортова

варијабле MDR која се манифестује линеарним прогресивним порастом вредностима варијабле MDR код унилатералне групе спотиста у оба екстремитета, где код блатералне групе вредности MDR испољава несталан пораст у доминантној ноzi на нивоима силе од 2.5 до 30% MVC ($p = 0.018$).

Прегледом досадашњих истраживања, аутори су дошли до података да у кинематичким параметрима доминантна нога код спортиста у појединим спортовима испољава статистички веће вредности у мереним параметрима у односу на недоминантну ногу (Bini, & Hume, 2014; Dörge et al., 2002; Fort-Vanmeerhaeghe et al., 2015; Kobayashi et al., 2010; Nunome et al., 2006; Pappas et al., 2015; Sinsurin et al., 2017; Siqueira et al., 2002; Smak et al., 1999; Smith et al., 2009; Tucker, & Hanley, 2020). Са друге стране, резултати других истраживања су показали да је у појединим параметрима недоминантна нога супериорнија од доминантне (Ball, 2011; Ludwig et al., 2017). Такође, асиметричност између екстремитета је у појединим истраживањима била израженија при већем интензитету извођења задатака (Bini, & Hume, 2014). Поред овога, постоје истраживања која су показала непостојање асиметричности код спортиста, док је та асиметричност постојала код неспортиста (Siqueira et al., 2002), као и постојање асиметрије у предпубертетском узрасту код врхунских спортиста, док та разлика није уочена код врхунских спортиста у каснијој доби живота (DeAdder, 2020). Аутори који су пратили активацију мишића EMG, мишљења су да разлике у екстремитетима које се јављају приликом кинематичких мерења су последица лошег интерсегменталног кретања недоминантне ноге, а не мишићне активности (Bauer, 1983; Orchard et al., 2002). Још нека истраживања потврђују разлике у организацији МУ између различитих група спортова, где су се у групи спортова са присутним развојем снаге у тренажном процесу, дизача тегова, у тибијалном мишићу МУ неравномерно активирале, док у групи спортова са тренажним програмом који садржи издржљивост, дугопругаши, МУ равномерно активирале (Craicraft & Petajen, 1977).

Резултати овог истраживања указују на то да код спортиста није изражена асиметричност у доњим екстремитетима у варијаблама које дефинишу контролу мишићне силе. Један од разлога непостојања разлика може бити у томе што су доњи екстремитети свакодневно равномерно ангажовани приликом извршења радњи ходања, као и приликом одржавања усправног положаја тела за разлику од горњих екстремитета где је та разлика између екстремитета израженија. У природи човека је да се покрети код доњих екстремитета изводе у већем делу дана циклично и подједнако,

док је код горњих екстремитета израженије давање предности једној руци. Други од кључних разлога може бити у правилно вођеним тренажним процесима који воде ка подједнаком усвајању покрета и подједнаком јачању оба екстремитета (Wennerfeldt, 2013; Vini et al., 2017; Girard et al., 2017). Разлика у испољеној релативној и апсолутној сили између група спортиста, где билатерална група спортиста испољава већу променљивост силе, може се приписати усвајању покрета карактеристичним за спорт током тренажног процеса. Код тркача и бициклиста је карактеристичан константан ослонац на једну ногу при чему су мишићи одговорни за стабилизацију скочног зглоба, као и одржавање баланса, увежбани да својим садејством ефикасније, без додатног тремора, делују на отпор средине и тиме на ниским нивоима силе делују на сам отпор стабилније. Такође, с обзиром на то да је код унилатералне групе спортиста изражен константан контакт са тлом једном ногом и тиме потребно деловање мишићима само активираних ногу, оправдано је зашто унилатерална група спортиста испољава већу ефикасну силу од билатералне групе спортиста, што је потврђено претходним истраживањима (Cracraft, & Petajen, 1977; Semmler, & Nordstrom, 1998b). Познато је да се при контракцији оба екстремитета истовремено, билатерално, производи мања сила због неравномерне организације неуромускулаторног система када су у исто време активирани обе мождане хемисфере (Howard, & Enoka, 1991) и самим тим, с обзиром на природу спортиста из билатералне групе, може се приписати томе да ова група спортиста због специфичности спорта није утренирана да ефикасно делује једном ногом на подлогу, односно да неуромускулаторни систем није увежбан да делује једнострано.

У истраживању Petrović и сар. (2022) дошло се до закључка да је независни унос (CoV_{ISI}) под утицајем циљане силе. Повезаност између варијабли CoV_{ISI} и CoV_F показује да ли је променљивост силе током умерених субмаксималних изометријских контракција повезана са капацитетом да се обезбеди стабилан нервни погон. У овом истраживању може се уочити да је ова повезаност између напоменутих варијабли постојала. Унилатерална група спортиста је испољила мање вредности CoV_F и CoV_{ISI} у односу на билатералне спортисте. Разлика која се појавила на нивоу силе 60% MVC, где је билатерална група спортиста била стабилнија од унилатералне, али са испољеном већом стандардном девијацијом, указује на могућност компензације покрета уз помоћ мишића синергиста будући да је независни унос и на нивоу силе 60% MVC био у корист унилатералне групе спортиста. И ранија истраживања показују да

су спортисти из групе билатералних спортова испољавали асиметрију у односу на унилатералну групу спортиста (Cracraft, & Petajan, 1977; Semmler, & Nordstrom, 1998b; Yamaguchi et al., 2019). Ову тврдњу поткрепљују резултати добијени у овом истраживању, где су вредности варијабле MDR биле различите између екстремитета код билатералне групе спортиста у односу на унилатералну групу спортиста.

У табелама 26, 27 и 28 приказани су резултати у контроли мишићне силе између доминантног и недоминатног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта. Прегледом добијених резултата може се приметити да не постоји разлика ни у једној варијабли које дефинишу разлику у контроли мишићне силе између доминантног и недоминатног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта, релативној амплитуди променљивости силе (CoV_F), апсолутној амплитуди променљивости силе (SD_F) и ефикасној вредности испољене силе (RMS). Постоји статистички значајна разлика у зависности од карактеристика спорта где тркачи испољавају веће вредности варијабле SD_F у односу на бициклисте у оба екстремитета, на свим нивоима силе и у свим угловима скочног зглоба ($p = 0.027$). У свим дефинисаним варијаблима постоји статистички значајна разлика између нивоа испољене силе. Сила се линеарно повећава (CoV_F), односно смањује (SD_F , RMS) са повећањем силе од 2.5% до 60% MVC ($p < 0.0005$). У групним процесним вредностима за SD_F постоји статистички значајна интеракција у нивоу испољене силе и угла у скочном зглобу која се манифестује наглим порастом вредности варијабле SD_F у углу скочног зглоба од 105° (издужени мишић TA) у односу на угао од 75° (скраћени мишић TA) на нивоу силе 40% MVC ($p = 0.033$).

У табелама 32, 33 и 34 приказани су резултати у активацији моторних јединица између доминантног и недоминатног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта. Прегледом добијених резултата може се приметити да постоји разлика у групним процесним вредностима варијабле SD_{ISI} која се манифестује значајно нижим вредностима апсолутне амплитуде променљивости међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI}) код тракача у односу на бициклисте у оба екстремитета ($p = 0.001$). Такође, у свим дефинисаним варијаблима постоји статистички значајна разлика између нивоа испољене силе. Међуимпулсни интервал моторне јединице се линеарно повећава (CoV_F , SD_F , RMS) са повећањем силе од 2.5% до 60% MVC ($p < 0.0005$). У групним процесним вредностима постоји статистички значајна интеракција у нивоу испољене силе и групе спортиста која се

манифестује вишим вредностима варијабле MDR код тркача у односу на бициклисте, осим на нивоу силе 5% MVC ($p = 0.001$). Поред осталог, постоји статистички значајна интеракција и у нивоу испољене силе и угла у скочном зглобу која се манифестује нижим вредностима COV_{ISI} у углу 75° (скраћени мишић TA) у односу на углове 90° и 105° на нивоима силе 2.5% и 50% MVC ($p = 0.021$) нижим вредностима SD_{ISI} у углу 75° (скраћени мишић) у односу на углове 90° и 105° на нивоу силе 2.5% и вишим вредностима SD_{ISI} у углу 75° у односу на углове 90° и 105° на нивоу силе 20% MVC ($p = 0.048$) и вишим вредностима варијабле MDR у углу 75° у односу на углове 90° и 105° на нивоу силе 2.5% MVC ($p = 0.001$).

Асиметрија у доњим екстремитетима је у ранијим истраживањима проучавана код тркача и показало се да може утицати на постигнути резултат (Carpes, Mota, & Faria, 2010; Cavagna, 2006; Vagenas, & Hoshizaki, 1991, 1992) и повећање ризика од повређивања (Croisier, Forthomme, Namurios, Vanderthommen, & Crielaard, 2002; Кнарџ, Bauman, Jones, Harris, & Vaughan, 1991; Orchard, Marsden, Lord, & Garlick, 1997; Tyler, Nicholas, Campbell, & McHugh, 2001). Низ истраживања је потврдио постојање дисбаланса у доњим екстремитетима код тркача у вертикалној сили (Parras et al., 2015; Rumpf et al., 2014), у времену проведеном у лету и времену контакта ноге са тлом (Ball, 2011; Karamanidis et al., 2003), као и максималној брзини (Korhonen et al., 2010). Ову разлику објашњавају као последицу веће снаге и координационих способности доминантне ноге (Niu et al., 2011; Sadeghi et al., 2000). Са друге стране, у истраживању Siqueira и сар. (2002) тркачи нису показали асиметричност у снази између ногу, али да је код неспортиста ова разлика била статистички значајно изражена. И друга истраживања су показала да постоји већа симетричност код утренираних тркача у односу на просечне тркаче (Cavanagh, Pollock, & Landa, 1977).

Код бициклиста истраживања су показала сличне резултате, где је асиметрија у сили и обртном моменту уочена приликом окретања педала (Carpes, Rossato, Faria, & Mota, 2007; Daly et al., 2004; Smak et al., 1999), као и непостојање асиметрије (Flanagan, & Harrison, 2007). Активација мишића током праћења циклуса обртаја посебно једне ноге није се разликовала између доминантне и недоминантне ноге бициклиста (Carpes et al., 2010), чиме тврде да се код доњих екстремитета неурална контрола не може разликовати између ногу. И код бициклиста истраживања потврђују да је асиметрија између екстремитета код окретања педала зависна од нивоа утренираности (Smak et al., 1999).

Резултати овог истраживања нису показали статистички значајну разлику између екстремитета код тркача у варијаблима које дефинишу контролу мишићне силе, али је била на граници постојања у варијабли RMS. Прегледом графикана кретања вредности ефикасне силе (RMS) може се уочити да је доминантна нога испољила више вредности у варијабли RMS у односу на недоминантну ногу, као и у односу на доминантну код бициклиста ($p = 0.051$). Са тим у вези, ова разлика у екстремитетима се може приписати бољој неуралној организацији CNS-а у доминантној ноzi. Код тркача који су испољили велике асиметрије у доњим екстремитетима уочене су компензације покрета код извођења спринта максималне брзине у кинематици зглоба кука, колена и скочном зглобу (Exell, Irwin, Gittoes, & Kerwin, 2012). У овом истраживању узорак испитаника је припадао групи спортиста са стажом, те можда статистички значајне разлике између екстремитета из тог разлога нису могле бити уочене. Са друге стране, веће вредности у апсолутној сили код тркача у односу на бициклисте указују на већи уложени напор да се изведе циљани задатак. Још, тркачи су испољили већу брзину пражњења моторних јединица у односу на бициклисте, што указује на бољу мишићну способност тркача (Del Vecchio, Casolo, et al., 2019). На основу претходних истраживања која су показала да се са повећањем мишићне силе повећавала и брзина пражњења моторних јединица (Adam et al., 1998; Del Vecchio, Casolo, et al., 2019), може се тврдити да се тренажним процесом за тркаче утиче на бољу организацију неуралне организације CNS-а. Узимајући у обзир тренажни процес, тренинг тркача садржи динамичке покрете испољене у малим скоковима, док бициклисти немају у својим покретима не одвајају стопала са подлоге, чиме тркачи могу развијају бољу способност мишића да одрже стабилност тела. Са друге стране, непостојање разлика у екстремитетима код бициклиста може се приписати природи спорта где су сви покрети приликом окретања педала циклични и једнаке амплитуде покрета условљене ротацијом педала, те се тренингом ови покрети усвајају и неутралише могућност асиметрија или побољшава симетрија (Carpes et al., 2010).

У табелама 29, 30 и 31 приказани су резултати у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта. Прегледом добијених резултата може се приметити да не постоји разлика ни у једној варијабли које дефинишу разлику у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета, као ни у углу у скочном зглобу (зависно од дужине мишића TA) у зависности од карактеристика билатералног спорта,

релативној амплитуди променљивости силе (CoV_F), апсолутној амплитуди променљивости силе (SD_F) и ефикасној вредности испољене силе (RMS). У варијаблама CoV_F и SD_F постоји статистички значајна разлика у зависности од карактеристика спорта где одбојкаши испољавају веће вредности променљивости релативне ($p = 0.021$) и апсолутне силе ($p = 0.001$) у односу на дизаचे тегова и веслаче између оба екстремитета, на свим нивоима силе и свим угловима. У свим дефинисаним варијаблама постоји статистички значајна разлика између нивоа испољене силе. Сила се линеарно повећава (CoV_F), односно смањује (SD_F, RMS) са повећањем силе од 2.5% до 60% MVC ($p < 0.0005$).

У табелама 35, 36 и 37 приказани су резултати у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта. Прегледом добијених резултата може се приметити да постоји разлика у зависности од карактеристике спорта варијабле MDR која се манифестује већим вредностима варијабле код одбојкаша у доминантној нози у односу на дизаче тегова и веслаче, сличним вредностима на свим циљаним силама, док је код дизача тегова вредност варијабле MDR већа у односу на веслаче у издуженом мишићу, угао у скочном зглобу 105° ($p = 0.010$). Такође, у свим дефинисаним варијаблама постоји статистички значајна разлика између нивоа испољене силе. Међуимпулсни интервал моторне јединице се линеарно повећава (CoV_F, SD_F, RMS) са повећањем силе од 2.5% до 60% MVC ($p < 0.0005$). У групним процесним вредностима постоји статистички значајна интеракција у нивоу испољене силе и угла у скочном зглобу која се манифестује вишим вредностима COV_{ISI} у углу 75° (скраћени мишић TA) у односу она углове 90° и 105° на нивоима силе 20% и 30% MVC ($p = 0.007$).

Иако одбојка спада у билатералну групу спортова где би контакт са тлом у одразима и доскоцима на две ноге требало бити истовремено, претходна истраживања су показала да постоји већи ризик од повреда у доминантној нози (Zahradnik, Jandacka, Uchytel, Farana, & Namill, 2015). Разлог томе аутори приписују томе што је забележено да се у одбојци 35% унилатералног доскока заврши на левој нози, а 10% на десној нози код десноногих одбојкаша (Tillman, Hass, Brunt, & Bennett, 2004). Такође, Niu и сар. (2011) уочили су ефикаснију стратегију у скочном зглобу при доскоку код недоминантне ноге у односу на доминантну, као и већу флексију у зглобу колена недоминантне ноге. Тиме аутори потврђују чињеницу за смањењем ризика за задобијањем повреда у недоминантној нози код одбојкаша (Sinsurin et al., 2017).

Разлике између екстремитета код билатералне групе спортиста су забележене код дизача тегова али само у садејству оба екстремитета, али не и између екстремитета (Luk et al., 2014). Такође, дизачи тегова су испољили већу силу при извођењу задатака у садејству оба екстремитета него скакачи у даљ који су били успешнији у извођењу унилатералних задатака. Ови аутори објашњавају да је ова разлика последица већег мишићног скраћења код скока на обе ноге и смањеном активацијом мишића. Још, у литератури је презентована боља синхронизација моторних јединица код дизача тегова него код унилатералних спортиста (Milner-Brown & Lee, 1975).

Код веслача нису пронађене статистички значајне разлике у лумбално-пелвичној кинематици за време веслања (Buckeridge et al., 2012), као ни у снази између доњих екстремитета (Parkin et al., 2001). Као и код дизача тегова, веслачи такође испољавају бољу снагу садејством оба екстремитета (Secher et al., 1988).

Резултати овог истраживања су показали да одбојкаши испољавају већу променљивост силе у односу на остале спортисте из билатералне групе спортова. Аутори донекле код одбојкаша објашњавају смањену способност да одрже стабилну мишићну силу због природе спорта где се на подлогу делује динамички и да је на тај начин појачана неуромускулаторна функција периферног и централног нервног система да процесуира, регулише и реагује на ситуацију и околину (Hewett, Paterno, & Myer, 2002). Посебно је изражено код одбојкаша преобладајуће коришћење једне руке при ударцима лопте који даље могу узроковати ротације тела око уздужне осе и тиме онемогућити доскок на обе ноге истовремено, те је потребна компензација покрета у доскоцима. Поред овога, претходна истраживања су показала да билатерални дефицит значајно утиче на висину скока, где је висина скока у скоковима на две ноге нижа него што је то код скокова на једној нози (Challis, 1998; Soest, Roebroek, Bobbert, Huijing, & Schenau, 1985). Овај феномен је у литератури и раније уочен, где се потврђује да је механички рад по једној нози мањи током скакања са две ноге него током скокова на једној нози (Challis, 1998; Soest et al., 1985) и да је билатерални дефицит претежно под утицајем неуролошких фактора (Howard, & Епока, 1991). Ово спонтано коришћење једне ноге у одразима и доскоцима код одбојкаша може се сматрати последицом мождане ефикасности да смањи дуплирање истовремене неуралне активације хемисфера (Corballis, 2009; Ghirlanda et al., 2009) или компезације покрета (Salem et al., 2003). Са друге стране, ово непостојање разлика између екстремитета код дизача тегова и веслача је вероватно због деловања тренажним процесом где су услови такви

да је обавезно садејство оба екстремитета у извођењу покрета, те је уочено билатерално олакшање у извођењу билатералних задатака (Howard, & Enoka, 1991; Secher, Rørsgaard, & Secher, 1978). Ови ставови о утицају тренажног процеса на бољу неуралну организацију је потврђено на студијама спроведеним дизачима тегова и веслачима (Milner-Brown & Lee, 1975; N. H. Secher et al., 1988).

Ово истраживање се није бавило разликама у екстремитетима приликом билатералних покрета, али претходна истраживања сугеришу на то да је могуће доћи до јаснијих података у асиметричности код ове групе спортиста применом билатералних врста тестова. Како год, одбојкаши испољавају мању стабилност у сили у оба екстремитета и веће вредности варијабле MDR у доминантној ноzi у односу на дизаче тегова и веслаче што указује на могућ утицај тренажног процеса да делује на промену у неуралној организацији CNS-а.

9. ЗАКЉУЧАК

На основу резултата овог истраживања, а у складу са постављеним предметом, циљевима, задацима и хипотезама, могу се донети следећи закључци:

1. Није утврђена статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста, тако да се **хипотеза X_1** која гласи: постоји статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста, **може у потпуности одбацити.**
2. Није утврђена статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста, тако да се **хипотеза X_2** која гласи: постоји статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста, **може у потпуности одбацити.**
3. Није утврђена статистички значајна разлика у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста, тако да се **хипотеза X_3** која гласи: постоји статистички значајна разлика у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне групе спортиста, **може у потпуности одбацити.**
4. Није утврђена статистички значајна разлика у свим варијаблама које дефинишу активацију моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста, осим у процесним вредностима варијабле средње брзине пражњења моторне јединице и испољене мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста, тако да се **хипотеза X_4** која гласи: постоји статистички значајна разлика у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код билатералне групе спортиста, **може делимично прихватити.**

5. Није утврђена статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста, али постоји статистички значајне разлике у свим варијаблама које дефинишу контролу мишићне силе између унилатералних и билатералних група спортиста, тако да се **хипотеза H_5** која гласи: постоји статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста, **може делимично прихватити.**
6. Није утврђена статистички значајна разлика у свим варијаблама које дефинишу активацију моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста, осим у апсолутној вредности међуимпулсног интервала моторне јединице и средњој брзини пражњења моторне јединице између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста, тако да се **хипотеза H_6** која гласи: постоји статистички значајна разлика у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета између унилатералних и билатералних група спортиста, **може делимично прихватити.**
7. Није утврђена статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта, али постоји статистички значајна разлика у апсолутној сили у зависности од карактеристика унилатералног спорта, тако да се **хипотеза H_7** која гласи: постоји статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта, **може делимично прихватити.**
8. Није утврђена статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта, али постоје статистички значајне разлике у релативној и апсолутној сили у зависности од карактеристика билатералног спорта, тако да се **хипотеза H_8** која гласи: постоји статистички значајна разлика у контроли мишићне силе између доминантног и недоминантног доњег

екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта, **може делимично прихватити.**

9. Није утврђена статистички значајна разлика у свим варијаблама које дефинишу активацију моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта, осим у апсолутној вредности међуимпулсног интервала моторне јединице и средњој брзини пражњења моторне јединице између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта, тако да се **хипотеза H_9** која гласи: постоји статистички значајна разлика у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика унилатералног спорта, **може делимично прихватити.**
10. Није утврђена статистички значајна разлика у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта, али постоји статистички значајна разлике у средњој брзини пражњења моторне јединице у зависности од карактеристика билатералног спорта, тако да се **хипотеза H_{10}** која гласи: постоји статистички значајна разлика у активацији моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета у зависности од карактеристика билатералног спорта, **може делимично прихватити.**

Резултати овог истраживања показали су да разлика у контроли мишићне силе између доњих екстремитета код здравих спортиста не постоји. Постоји тенденција да се тренажним процесом може утицати на другачије деловање неуралне контроле CNS-а између екстремитета у спортовима са наглашеним коришћењем једне стране тела. Такође, резултати су показали да захтеви специфичности спорта утичу на промену у контроли мишићне силе и неуроконтроли CNS-а. Потребно је спровести додатна истраживања која би потврдила ове резултате и проширила сазнање о утицају тренажног процеса на контролу мишићне силе и понашање моторних јединица у другим спортовима.

10. ЗНАЧАЈ ИСТРАЖИВАЊА

Разликом у променљивости мишићне силе и активацији MU у доњим екстремитетима код билатералних и унилатералних група спортова бавио се јако мали број истраживања. Такође, број испитаника је био мали или није обухватао различите групе спортова.

Резултати овог истраживања су пружила нова сазнања и информације о активацији MU, као и разлици у променљивости мишићне силе између доњих екстремитета код спортиста. С обзиром да су утврђене статистички значајане разлике у појединим варијаблама које дефинишу контролу мишићне силе и активацију моторних јединица између доминантног и недоминантног доњег екстремитета код унилатералне и билатералне групе спортиста, употпуњавају се теоријска сазнања о утицају CNS-а на контролу покрета, као и то да ли је променљивост у мишићној сили под утицајем тренажних процеса или неуралне контроле код билатералних и унилатералних група спортова.

Резултати могу помоћи тренерима у одређивању доминантне стране доњег екстремитета и применити у тренажне процесе како би се побољшале способности играча да подједнако изводе покрет у оба правца или при адекватном избору позиција за своје играче у појединим спортовима. Још, преобладајуће коришћење једне стране тела може узроковати функционалну деформацију, те је праћењем мишићне активности између екстремитета могуће уочити деформитете и правовремено кориговати тренажним процесом.

Поред овога, резултати истраживања могу послужити као основа за будућа истраживања која ће пратити променљивост мишићне силе и активацију моторних јединица и код других спортова и мишићних група. Такође, како је брзина активирања моторних неурона и максимална брзина пражњења моторне јединице у великој мери зависна од индивидуалних способности човека, потребно је у будућим истраживањима утврдити повезаност структуре мишића са активацијом и понашањем моторних јединица код спортиста.

11. ЦИТИРАНА ЛИТЕРАТУРА

- Adam, A., De Luca, C. J., & Erim, Z. (1998). Hand dominance and motor unit firing behavior. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1373–1382. American Physiological Society.
- Allum, J. H. J., Dietz, V., & Freund, H. J. (1978). Neuronal mechanisms underlying physiological tremor. *Journal of Neurophysiology*, 41(3), 557–571.
- Aune, T. K., Aune, M. A., Ettema, G., & Vereijken, B. (2013). Comparison of bilateral force deficit in proximal and distal joints in upper extremities. *Human Movement Science*, 32(3), 436–444.
- Bagesteiro, L. B., & Sainburg, R. L. (2003). Nondominant arm advantages in load compensation during rapid elbow joint movements. *Journal of Neurophysiology*, 90(3), 1503–1513.
- Ball, K. A. (2011). Kinematic comparison of the preferred and non-preferred foot punt kick. *Journal of Sports Sciences*, 29(14), 1545–1552.
- Barry, B. K., Pascoe, M. A., Jesunathadas, M., & Enoka, R. M. (2007). Rate coding is compressed but variability is unaltered for motor units in a hand muscle of old adults. *Journal of Neurophysiology*, 97(5), 3206–3218.
- Barry, B. K., Pascoe, M. A., Riek, S., Carson, R. G., & Enoka, R. M. (2009). Common input to different regions of biceps brachii long head. *Experimental Brain Research*, 193(3), 351–359.
- Bastien Racinais, S., Blanc, S., Jonville, S., & Hue, O. (2005). Time of Day Influences the Environmental Effects on Muscle Force and Contractility. *Med. Sci. Sports Exerc*, 37(2), 256–261.
- Bauer, T. (1983). A biomechanical analysis of the rugby punt using the preferred and non-preferred foot. *International Symposium of Biomechanics in Sports*, 281–289.
- Bertram, F., Bengt, L., Nyman Eberhard, & Gunnar Wohlfart. (1955). Morphological studies of motor units in normal human muscles. *Cells Tissues Organs*, 23(2), 127–142.

- Beuter, A. (2000). Physiological tremor: Does handedness make a difference? *International Journal of Neuroscience*, *101*(1–4), 9–19.
- Bilodeau, M., Bisson, É., DeGrâce, D., Després, I., & Johnson, M. (2009). Muscle activation characteristics associated with differences in physiological tremor amplitude between the dominant and non-dominant hand. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *19*(1), 131–138.
- Bini, R. R., & Hume, P. A. (2014). Assessment of bilateral asymmetry in cycling using a commercial instrumented crank system and instrumented pedals. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *9*(5), 876–881.
- Bini, R. R., Jacques, T. C., Carpes, F. P., & Vaz, M. A. (2017). Effectiveness of pedalling retraining in reducing bilateral pedal force asymmetries. *Journal of Sports Sciences*, *35*(14), 1336–1341.
- Bishop, C., Berney, J., Lake, J., Loturco, I., Blagrove, R., & Read, P. (2021). The bilateral deficit during jumping tasks: relationship with speed and change of direction speed performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *35*(7), 1833–1840.
- Bishop, C., Brashill, C., Abbott, W., Read, P., Lake, J., & Turner, A. (2021). Jumping asymmetries are associated with speed, change of direction speed, and jump performance in elite academy soccer players. *Journal of Strength & Conditioning Research*, *35*(7), 1841–1847.
- Bobbert, M. F., De Graaf, W. W., Jonk, J. N., & Casius, L. J. R. (2006). Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping. *Journal of Applied Physiology*, *100*(2), 493–499.
- Boccia, G., Brustio, P. R., Buttacchio, G., Calabrese, M., Bruzzone, M., Casale, R., Rainoldi, A., et al. (2018). Interlimb asymmetries identified using the rate of torque development in ballistic contraction targeting submaximal torques. *Frontiers in Physiology*, *9*(1701), 1–10.
- Bond, C. W., Cook, S. B., Swartz, E. E., & Laroche, D. P. (2017). Asymmetry of lower extremity force and muscle activation during knee extension and functional tasks. *Muscle and Nerve*, *56*(3), 495–504.
- Brouwer, B., & Ashby, P. (1990). Corticospinal projections to lower limb motoneurons in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *76*(6), 509–519.

- Brouwer, Brenda, Sale, M. V., & Nordstrom, M. A. (2001). Asymmetry of motor cortex excitability during a simple motor task: Relationships with handedness and manual performance. *Experimental Brain Research*, *138*(4), 467–476.
- Buckeridge, E., Hislop, S., Bull, A., & McGregor, A. (2012). Kinematic asymmetries of the lower limbs during ergometer rowing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *44*(11), 2147–2153.
- Burdukiewicz, A., Pietraszewska, J., Andrzejewska, J., Chromik, K., & Stachoń, A. (2020). Asymmetry of musculature and hand grip strength in bodybuilders and martial artists. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *17*(13), 1–11.
- Burnett, D. R., Campbell-Kyureghyan, N. H., Cerrito, P. B., & Quesada, P. M. (2011). Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *21*(4), 610–615.
- Carpes, F. P., Rossato, M., Faria, I. E., & Mota, C. B. (2007). Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *47*(1), 51–57.
- Carpes, Felipe P., Mota, C. B., & Faria, I. E. (2010). On the bilateral asymmetry during running and cycling - A review considering leg preference. *Physical Therapy in Sport*, *11*(4), 136–142.
- Carpes, Felipe Pivetta, Bini, R. R., & Mota, C. B. (2008). Training level, perception and bilateral asymmetry during multi-joint leg-press exercise. *Brazilian Journal of Biomotricity*, *2*(1), 51–62.
- Castronovo, A. M., Mrachacz-Kersting, N., Stevenson, A. J. T., Holobar, A., Enoka, R. M., & Farina, D. (2018). Decrease in force steadiness with aging is associated with increased power of the common but not independent input to motor neurons. *Journal of Neurophysiology*, *120*(4), 1616–1624.
- Cavagna, G. A. (2006). The landing-take-off asymmetry in human running. *Journal of Experimental Biology*, *209*(20), 4051–4060.
- Cavanagh, P. R., Pollock, M. L., & Landa, J. (1977). A biomechanical comparison of elite and good distance runners. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *301*(1), 328–345.

- Chae, J., Sheffler, L., & Knutson, J. (2008). Neuromuscular electrical stimulation for motor restoration in hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation, 15*(5), 412–426.
- Challis, J. H. (1998). An investigation of the influence of bi-lateral deficit on human jumping. *Human Movement Science, 17*(3), 307–325.
- Chleboun, G. S., Basic, A. B., Graham, K. K., & Stuckey, H. A. (2007). Fascicle length change of the human tibialis anterior and vastus lateralis during walking. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 37*(7), 372–379.
- Chow, J. W., & Stokic, D. S. (2011). Force control of quadriceps muscle is bilaterally impaired in subacute stroke. *Journal of Applied Physiology, 111*(5), 1290–1295.
- Christakos, C. N. (1982). A study of the muscle force waveform using a population stochastic model of skeletal muscle. *Biological Cybernetics, (44)*, 91–106.
- Christakos, C. N., Papadimitriou, N. A., & Erimaki, S. (2006). Parallel neuronal mechanisms underlying physiological force tremor in steady muscle contractions of humans. *Journal of Neurophysiology, 95*(1), 53–66.
- Christou, E. A., Rudro, T., Enoka, J. A., Meyer, F., & Enoka, R. M. (2007). Discharge rate during low-force isometric contractions in X uences motor unit coherence below 15 Hz but not motor unit synchronization. *Experimental Brain Research, 178*(3), 285–295.
- Civardi, C., Cavalli, A., Naldi, P., Varrasi, C., & Cantello, R. (2000). Hemispheric asymmetries of cortico-cortical connections in human hand motor areas. *Clinical Neurophysiology, 111*(4), 624–629.
- Clamman, H. P. (1993). Motor unit recruitment and the gradation of muscle force. *Physical Therapy, 73*(12), 830-843.
- Clark, D. J., Kautz, S. A., Bauer, A. R., Chen, Y. T., & Christou, E. A. (2013). Synchronous EMG activity in the piper frequency band reveals the corticospinal demand of walking tasks. *Annals of Biomedical Engineering, 41*(8), 1778–1786.
- Corballis, M. C. (2009). The evolution and genetics of cerebral asymmetry. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences, 364*(1519), 867–879.
- Cracraft, J., & Petajen, J. (1977). Effect of muscle training on the pattern of firing of single motor units. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 56*(6), 183–194.
- Croisier, J.-L., Forthomme, B., Namurios, M.-H., Vanderthommen, M., & Crielaard, J.-M.

- (2002). The american journal of sports medicine hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(2), 199–203.
- Croisier, P. J. L. (2004). Muscular imbalance and scute lower. *International SportMed Journal*, 5(3), 169–176.
- Čuk, T., Leben-Seljak, P., & Štefančič, M. (2001). *Lateral asymmetry of human long bones*. Adam Mickiewicz University.
- Van Cutsem, M., Feiereisen, P., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1997). Mechanical properties and behaviour of motor units in the tibialis anterior during voluntary contractions. *Journal of Applied Physiology*, 22(6), 585–597.
- Dai, T. H., Liu, J. Z., Saghal, V., Brown, R. W., & Yue, G. H. (2001). Relationship between muscle output and functional MRI-measured brain activation. *Experimental Brain Research*, 140(3), 290–300.
- Daligadu, J., Murphy, B., Brown, J., Rae, B., & Yelder, P. (2013). TMS stimulus-response asymmetry in left- and right-handed individuals. *Experimental Brain Research*, 224(3), 411–416.
- Daly, R. M., Saxon, L., Turner, C. H., Robling, A. G., & Bass, S. L. (2004). The relationship between muscle size and bone geometry during growth and in response to exercise. *Bone*, 34(2), 281–287.
- Dassonville, P., Zhu, X. H., Ugurbil, K., Kim, S. G., & Ashe, J. (1997). Functional activation in motor cortex reflects the direction and the degree of handedness. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 94(25), 14015-14018.
- DeAdder, N. P. (2020). *Effects of age and sex on biomechanical asymmetries of the lower limbs during a walk, run and side-cut task*. Master's thesis. Halifax, Nova Scotia: Dalhousie University.
- Debbarma, A., & Mehta, N. C. (2018). A Study To Compare Nerve Conduction Velocities in Dominant and Non-Dominant Hands of Adults. *International Journal of Basic and Applied Physiology*, 7(1), 75–80.
- Desmedt, J. E., & Godaux, E. (1981). Spinal motoneuron recruitment in man: Rank deordering with direction but not with speed of voluntary movement. *Science*, 214(4523), 933–936.

- Dideriksen, J. L., Negro, F., Enoka, R. M., & Farina, D. (2012). Motor unit recruitment strategies and muscle properties determine the influence of synaptic noise on force steadiness. *Journal of Neurophysiology*, *107*(12), 3357–3369.
- Diederichsen, L. P., Nørregaard, J., Dyhre-Poulsen, P., Winther, A., Tufekovic, G., Bandholm, T., Rasmussen, L. R., et al. (2007). The effect of handedness on electromyographic activity of human shoulder muscles during movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *17*(4), 410–419.
- Dörge, H. C., Andersen, T. B., Sørensen, H., & Simonsen, E. B. (2002). Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*, *20*(4), 293–299.
- Van Duinen, H., Renken, R., Maurits, N. M., & Zijdwind, I. (2008). Relation between muscle and brain activity during isometric contractions of the first dorsal interosseus muscle. *Human Brain Mapping*, *29*(3), 281–299.
- Elble, R. J., & Randall, J. E. (1976). Motor unit activity responsible for 8- to 12-Hz component of human physiological finger tremor. *Journal of Neurophysiology*, *39*(2), 370–383.
- Elble, Rodger J., & Randall, J. E. (1978). Mechanistic components of normal hand tremor. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *44*(1), 72–82.
- Elkins, E. A. (2020). Effect of lifting straps on peak force during an isometric mid-thigh pull. *Honors Undergraduate Theses*. 787, 1–29.
- Enoka, R. M., & Farina, D. (2021). Force steadiness: from motor units to voluntary actions. *Physiology*, *36*(2), 114-130.
- Enoka, R. M. (1995). Morphological features and activation patterns of motor units. *Journal of Clinical Neurophysiology: Official Publication of the American Electroencephalographic Society*, *12*(6), 538-559.
- Enoka, Roger M., & Farina, D. (2021). Force steadiness: From motor units to voluntary actions. *Physiology*, *36*(2), 114–130.
- Enoka, R. M. (1997). Neural strategies in the control of muscle force. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, *20*(5), 66-69.

- Exell, T. A., Irwin, G., Gittoes, M. J. R., & Kerwin, D. G. (2012). Implications of intra-limb variability on asymmetry analyses. *Journal of Sports Sciences*, *30*(4), 403–409.
- Farina, D., Kallenberg, L. A., Merletti, R., & Hermens, H. J. (2003). Effect of side dominance on myoelectric manifestations of muscle fatigue in the human upper trapezius muscle. *European Journal of Applied Physiology*, *90*(5), 480–488.
- Farina, D., Negro, F., Muceli, S., & Enoka, R. M. (2016). Principles of motor unit physiology evolve with advances in technology. *Physiology*, *31*(2), 83–94.
- Flanagan, E. P., & Harrison, A. J. (2007). Muscle dynamics differences between legs in healthy adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *21*(1), 67–72.
- Fort-Vanmeerhaeghe, A., Gual, G., Romero-Rodriguez, D., & Unnitha, V. (2016). Lower limb neuromuscular asymmetry in volleyball and basketball players. *Journal of Human Kinetics*, *50*(1), 135–143.
- Fort-Vanmeerhaeghe, A., Montalvo, A. M., Sitjà-Rabert, M., Kiefer, A. W., & Myer, G. D. (2015). Neuromuscular asymmetries in the lower limbs of elite female youth basketball players and the application of the skillful limb model of comparison. *Physical Therapy in Sport*, *16*(4), 317–323.
- Freund, H. J. (1983). Motor unit and muscle activity in voluntary motor control. *Physiological Reviews*, *63*(2), 387–436.
- Furlong, L. A. M., & Harrison, A. J. (2015). Differences in plantarflexor function during a stretch-shortening cycle task due to limb preference. *Laterality*, *20*(2), 128–140.
- Gabbard, C., & Hart, S. (1996). T-11. Probing Previc's theory of postural control. *Brain and Cognition*, *30*(3), 351–353.
- Galganski, M. E., Fuglevand, A. J., & Enoka, R. M. (1993). Reduced control of motor output in a human hand muscle of elderly subjects during submaximal contractions. *Journal of Neurophysiology*, *69*(6), 2108–2115.
- De Gennaro, L., Cristiani, R., Bertini, M., Curcio, G., Ferrara, M., Fratello, F., Romei, V., et al. (2004). Handedness is mainly associated with an asymmetry of corticospinal excitability and not of transcallosal inhibition. *Clinical Neurophysiology*, *115*(6), 1305–1312.
- Ghirlanda, S., Frasnelli, E., & Vallortigara, G. (2009). Intraspecific competition and

- coordination in the evolution of lateralization. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 364(1519), 861–866.
- Girard, O., Brocherie, F., Morin, J. B., & Millet, G. P. (2017). Lower limb mechanical asymmetry during repeated treadmill sprints. *Human movement science*, 52, 203-214.
- Goble, D. J., Noble, B. C., & Brown, S. H. (2009). Proprioceptive target matching asymmetries in left-handed individuals. *Experimental Brain Research*, 197(4), 403–408.
- Gordon, N. M., Rudroff, T., Enoka, J. A., & Enoka, R. M. (2012). Handedness but not dominance influences variability in endurance time for sustained, submaximal contractions. *Journal of Neurophysiology*, 108(5), 1501–1510.
- Gould, J. R., Cleland, B. T., Mani, D., Amiridis, I. G., & Enoka, R. M. (2016). Motor unit activity in biceps brachii of left-handed humans during sustained contractions with two load types. *Journal of Neurophysiology*, 116(3), 1358–1365. American Physiological Society.
- Gupta, N., Sanyal, S., & Babbar, R. (2008). Sensory nerve conduction velocity is greater in left handed persons. *Indian Journal of Physiology and Pharmacology*, 52(2), 189–192.
- Hebbal, G. V., & Mysorekar, V. R. (2003). Anatomical and behavioural asymmetries in right and left handers from India. *Annals of Anatomy*, 185(3), 267–275.
- Heckman, C. J., & Enoka, R. M. (2012). Motor unit. *Comprehensive Physiology*, 2(4), 2629–2682.
- Henneman, E. (1957). Relation between Size of Neurons and Their Susceptibility to Discharge. *Science*, 126(3287), 1345–1347.
- Hepper, P. G. (2013). The developmental origins of laterality: Fetal handedness. *Developmental Psychobiology*, 55(6), 588–595.
- Hewett, T. E., Paterno, M. V., & Myer, G. D. (2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 402(402), 76–94.
- Hides, J., Fan, T., Stanton, W., Stanton, P., McMahon, K., & Wilson, S. (2010). Psoas and quadratus lumborum muscle asymmetry among elite Australian Football League players. *British Journal of Sports Medicine*, 44(8), 563–567.
- Holobar, A., & Farina, D. (2014). Blind source identification from the multichannel surface

- electromyogram. *Physiological Measurement*, 35(7), 143–165.
- Holobar, A., Glaser, V., Gallego, J. A., Dideriksen, J. L., & Farina, D. (2012). Non-invasive characterization of motor unit behaviour in pathological tremor. *Journal of Neural Engineering*, 9(5), 056011.
- Holobar, A., Minetto, M. A., & Farina, D. (2014). Accurate identification of motor unit discharge patterns from high-density surface EMG and validation with a novel signal-based performance metric. *Journal of Neural Engineering*, 11(1), 016008.
- Holobar, A., Farina, D., Gazzoni, M., Merletti, R., & Zazula, D. (2009). Estimating motor unit discharge patterns from high-density surface electromyogram. *Clinical Neurophysiology*, 120(3), 551-562.
- Holobar, Ales, & Zazula, D. (2004). Correlation-based decomposition of surface electromyograms at low contraction forces. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42(4), 487–495.
- Holobar, Aleš, & Zazula, D. (2007). Multichannel blind source separation using convolution Kernel compensation. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 55(9), 4487–4496.
- Hömberg, V., Reiners, K., Hefter, H., & Freund, H. J. (1986). The muscle activity spectrum: spectral analysis of muscle force as an estimator of overall motor unit activity. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 63(3), 209–222.
- Hotta, N., Yamamoto, K., Sato, K., Katayama, K., Fukuoka, Y., & Ishida, K. (2007). Ventilatory and circulatory responses at the onset of dominant and non-dominant limb exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 101(3), 347–358.
- Howard, J. D., & Enoka, R. M. (1991). Maximum bilateral contractions are modified by neurally mediated interlimb effects. *Journal of Applied Physiology*, 70(1), 306–316.
- Hunter, S. K., & Enoka, R. M. (2003). Changes in muscle activation can prolong the endurance time of a submaximal isometric contraction in humans Downloaded from. *J Appl Physiol*, 94, 108–118.
- Jakobi, J. M., & Cafarelli, E. (1998). Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions. *Journal of Applied Physiology*, 84(1), 200–206.
- Jaszczak, M. (2008). The dynamical asymmetry of the upper extremities during symmetrical exercises. *Human Movement*, 9(2), 116–120.

- Jesunathadas, M., Klass, M., Duchateau, J., & Enoka, R. M. (2012). Discharge properties of motor units during steady isometric contractions performed with the dorsiflexor muscles. *Journal of Applied Physiology*, *112*(11), 1897–1905.
- Jones, K. E., Hamilton, A. F. d. C., & Wolpert, D. M. (2002). Sources of signal-dependent noise during isometric force production. *Journal of Neurophysiology*, *88*(3), 1533–1544.
- Kagerer, F. A., Summers, J. J., & Semjen, A. (2003). Instabilities during antiphase bimanual movements: Are ipsilateral pathways involved? *Experimental Brain Research*, *151*(4), 489–500.
- Kamen, G., Greenstein, S. S., & De Luca, C. J. (1992). Lateral dominance and motor unit firing behavior. *Brain Research*, *576*(1), 165–167.
- Karamanidis, K., Arampatzis, A., & Brüggemann, G. P. (2003). Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *35*(6), 1009–1016.
- Kenway, L. C. (2015). *Between-limb Force Variability Relationships During Bilateral Isometric Contractions*. Griffith University.
- Kernell, D. (2003). *Principles of Force Gradation in Skeletal Muscles*. *NEURAL PLASTICITY* (Vol. 10).
- Kim, S. G., Ashe, J., Hendrich, K., Ellermann, J. M., Merkle, H., Uğurbil, K., & Georgopoulos, A. P. (1993). Functional magnetic resonance imaging of motor cortex: Hemispheric asymmetry and handedness. *Science*, *261*(5121), 615–617.
- King, A. C., & Wang, Z. (2017). Asymmetrical stabilization and mobilization exploited during static single leg stance and goal directed kicking. *Human Movement Science*, *54*, 182–190.
- Klöppel, S., Van Eimeren, T., Glauche, V., Vongerichten, A., Münchau, A., Frackowiak, R. S., ... & Siebner, H. R. (2007). The effect of handedness on cortical motor activation during simple bilateral movements. *Neuroimage*, *34*(1), 274-280.
- Knapik, J. J., Bauman, C. L., Jones, B. H., Harris, J. M., & Vaughan, L. (1991). Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *American Journal of Sports Medicine*, *19*(1), 76–81.
- Kobayashi, Y., Kubo, J., Matsubayashi, T., Matsuo, A., Kobayashi, K., & Ishii, N. (2013).

- Relationship between bilateral differences in single-leg jumps and asymmetry in isokinetic knee strength. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(1), 61–67.
- Kobayashi, Y., Kubo, J., Matsuo, A., Matsubayashi, T., Kobayashi, K., & Ishii, N. (2010). Bilateral asymmetry in joint torque during squat exercise performed by long jumpers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(10), 2826-2830.
- Kons, R. L., Pupo, J. D., Gheller, R. G., Costa, F. E., Rodrigues, M. M., Bishop, C., & Detanico, D. (2021). Effects of successive judo matches on interlimb asymmetry and bilateral deficit. *Physical Therapy in Sport*, 47, 15–22.
- Korhonen, M. T., Suominen, H., Viitasalo, J. T., Liikavainio, T., Alen, M., & Mero, A. A. (2010). Variability and symmetry of force platform variables in maximum-speed running in young and older athletes. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(3), 357–366.
- Kouzaki, M., Shinohara, M., Masani, K., & Fukunaga, T. (2004). Force fluctuations are modulated by alternate muscle activity of knee extensor synergists during low-level sustained contraction. *Journal of Applied Physiology*, 97, 2121–2131.
- Laidlaw, D. H., Bilodeau, M., & Enoka, R. M. (2000). Steadiness is reduced and motor unit discharge is more variable in old adults. *Muscle & Nerve*, 23(4), 600-612.
- Lee, W. J. (2019). Central Nervous System (CNS). In *Vitamin C in Human Health and Disease* (pp. 101-117). Springer, Dordrecht.
- Li, K., Wei, N., Yue, S., Thewlis, D., Fraysse, F., Immink, M., & Eston, R. (2015). Coordination of digit force variability during dominant and non-dominant sustained precision pinch. *Experimental Brain Research*, 233(7), 2053–2060.
- Li, X., He, W., Li, C., Wang, Y.-C., Slavens, B. A., & Zhou, P. (2015). Motor unit number index examination in dominant and non-dominant hand muscles. *Laterality: Asymmetries of Body, Brain and Cognition*, 20(6), 699–710.
- Ludwig, O., Simon, S., Piret, J., Becker, S., & Marschall, F. (2017). Differences in the dominant and non-dominant knee valgus angle in junior elite and amateur soccer players after unilateral landing. *Sports*, 5(1), 14-22.
- Luk, H. Y., Winter, C., O'Neill, E., & Thompson, B. A. (2014). Comparison of muscle strength imbalance in powerlifters and jumpers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(1), 23–27.

- Maki, Y., Wong, K. F. K., Sugiura, M., Ozaki, T., & Sadato, N. (2008). Asymmetric control mechanisms of bimanual coordination: An application of directed connectivity analysis to kinematic and functional MRI data. *NeuroImage*, *42*(4), 1295–1304.
- Maluf, K. S., & Enoka, R. M. (2005). Task failure during fatiguing contractions performed by humans. *Journal of Applied Physiology*, *99*(2), 389-396.
- Marchini, A., Pereira, R., Pedroso, W., Christou, E., & Neto, O. P. (2017). Age-associated differences in motor output variability and coordination during the simultaneous dorsiflexion of both feet. *Somatosensory and Motor Research*, *34*(2), 96–101.
- Martinez-Valdes, E., Negro, F., Laine, C. M., Falla, D., Mayer, F., & Farina, D. (2017). Tracking motor units longitudinally across experimental sessions with high-density surface electromyography. *Journal of Physiology*, *595*(5), 1479–1496.
- Maupas, E., Datie, A. M., Martinet, N., & André, J. M. (2002). Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking. *Gait and Posture*, *16*(3), 304–312.
- McAuley, J. H., Rothwell, J. C., & Marsden, C. D. (1997). Frequency peaks of tremor, muscle vibration and electromyographic activity at 10 Hz, 20 Hz and 40 Hz during human finger muscle contraction may reflect rhythmicities of central neural firing. *Experimental Brain Research*, *114*(3), 525–541.
- McCurdy, K., & Langford, G. (2005). Comparison of unilateral squat strength between the dominant and non-dominant leg in men and women. *Journal of Sports Science and Medicine*, *4*(2), 153–159.
- McGough, R., Paterson, K., Bradshaw, E. J., Bryant, A. L., & Clark, R. A. (2012). Improving lower limb weight distribution asymmetry during the squat using Nintendo Wii Balance Boards and real-time feedback. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *26*(1), 47-52.
- McPherson, A. L., Dowling, B., Tubbs, T. G., & Paci, J. M. (2016). Sagittal plane kinematic differences between dominant and non-dominant legs in unilateral and bilateral jump landings. *Physical Therapy in Sport*, *22*, 54–60.
- van Melick, N., Meddeler, B. M., Hoogeboom, T. J., Nijhuis-van der Sanden, M. W. G., & van Cingel, R. E. H. (2017). How to determine leg dominance: The agreement between

- self-reported and observed performance in healthy adults. *PLoS ONE*, 12(12), 1–9.
- Merletti, R., Zelaschi, F., Latella, D., Galli, M., & Angeli, S. (1978). A control study of muscle force recovery in hemiparetic patients during treatment with functional electrical stimulation. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 10(3), 147–154.
- Milner-Brown, H., & Lee, R. (1975). Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 38(3), 245–254.
- Missenard, O., Mottet, D., & Perrey, S. (2009). Factors responsible for force steadiness impairment with fatigue. *Muscle and Nerve*, 40(6), 1019–1032.
- Mitchell, M., Martin, B. J., & Adamo, D. E. (2017). Upper limb asymmetry in the sense of effort is dependent on force level. *Frontiers in Psychology*, 8(643), 1–8.
- Mo, S., Lau, F. O. Y., Lok, A. K. Y., Chan, Z. Y. S., Zhang, J. H., Shum, G., & Cheung, R. T. H. (2020). Bilateral asymmetry of running gait in competitive, recreational and novice runners at different speeds. *Human Movement Science*, 71, 102600.
- Moore, K. L.; Dalley, A. F.; Agur, A. M. R. (2018). *Moore's Clinically Oriented Anatomy*. Wolters Kluwer India Pvt Ltd.
- Moritz, C. T., Barry, B. K., Pascoe, M. A., & Enoka, R. M. (2005). Discharge rate variability influences the variation in force fluctuations across the working range of a hand muscle. *Journal of Neurophysiology*, 93(5), 2449–2459.
- Mottram, C. J., Jakobi, J. M., Semmler, J. G., & Enoka, R. M. (2005). Motor-Unit Activity Differs With Load Type During a Fatiguing Contraction. *J Neurophysiol*, 93, 1381–1392.
- National Heart Lung and Blood Institute*. (June 16, 1948) United States: Department of Health and Human Services. Haђena 01.04.2018, <http://www.nhlbisupport.com/bmi/bmi-m.htm>.
- Nedeljković, A. (2016). *Relacija sila-brzina u složenim pokretima: nova metoda u testiranju mišićne sile, snage i brzine*. Beograd, RS: Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja.
- Negro, F., Holobar, A., & Farina, D. (2009). Fluctuations in isometric muscle force can be described by one linear projection of low-frequency components of motor unit discharge

- rates. *Journal of Physiology*, 587(24), 5925–5938.
- Negro, F., Muceli, S., Castronovo, A. M., Holobar, A., & Farina, D. (2016). Multi-channel intramuscular and surface EMG decomposition by convolutive blind source separation. *Journal of Neural Engineering*, 13(2), 026027.
- Nieuwenhuys, R., Voogd, J., & van Hujizen, C. (2008). General sensory systems and taste. *The Human Central Nervous System*, 5, 683–714.
- Niu, W., Wang, Y., He, Y., Fan, Y., & Zhao, Q. (2011). Kinematics, kinetics, and electromyogram of ankle during drop landing: A comparison between dominant and non-dominant limb. *Human Movement Science*, 30(3), 614–623.
- Noble, J. W., Eng, J. J., & Boyd, L. A. (2014). Bilateral motor tasks involve more brain regions and higher neural activation than unilateral tasks: An fMRI study. *Experimental Brain Research*, 232(9), 2785–2795.
- Noven, M. L. V. (2014). *Cortical involvement during sustained lower limb contractions*. Doctoral dissertation, Marquette University.
- Nozaki, D., Nakazawa, K., & Akai, M. (2005). Muscle activity determined by cosine tuning with a nontrivial preferred direction during isometric force exertion by lower limb. *Journal of Neurophysiology*, 93(5), 2614–2624.
- Nunome, H., Ikegami, Y., Kozakai, R., Apriantono, T., & Sano, S. (2006). Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*, 24(5), 529–541.
- Orchard, J., Marsden, J., Lord, S., & Garlick, D. (1997). Preseason Hamstring Muscle Weakness Associated with Hamstring Muscle Injury in Australina Footballers. *American Orthopaedic Society for Sports Medicine*, 25(1), 81–85.
- Orchard, J., Walt, S., McIntosh, & Garlick, D. (2002). Muscle activity during the drop punt kick. *Science and football IV*, 32–43.
- Oshita, K., & Yano, S. (2010). Asymmetry of Force Fluctuation During Low Intensity Isometric Contraction in Leg Muscle. *International journal of exercise science*, 3(2), 68–77.
- Oshita, K., & Yano, S. (2011). Asymmetry of force fluctuation during low and moderate intensity isometric knee extensions. *Perceptual and Motor Skills*, 112(3), 860–870.

- Östenberg, A., Roos, E., Ekdahl, C., & Roos, H. (1998). Isokinetic knee extensor strength and functional performance in healthy female soccer players. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 8(5), 257–264.
- Panagiota, C., Amiridis, I. G., Enoka, R. M., Trypidakis, G., Kellis, E., & Negro, F. (2021). Less and more variable neural drive to tibialis anterior during adduction of the foot than during ankle dorsiflexion [Unpublished manuscript]. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*.
- Pappas, P., Paradisis, G., & Vagenas, G. (2015). Leg and vertical stiffness (a)symmetry between dominant and non-dominant legs in young male runners. *Human Movement Science*, 40, 273–283.
- Parkin, S., Nowicky, A. V., Rutherford, O. M., & McGregor, A. H. (2001). Do oarsmen have asymmetries in the strength of their back and leg muscles? *Journal of Sports Sciences*, 19(7), 521–526.
- Pascoe, M. A., Gould, J. R., & Enoka, R. M. (2013). Motor unit activity when young and old adults perform steady contractions while supporting an inertial load. *Journal of Neurophysiology*, 109(4), 1055–1064.
- Pasquet, B., Carpentier, A., & Duchateau, J. (2005). Change in muscle fascicle length influences the recruitment and discharge rate of motor units during isometric contractions. *Journal of Neurophysiology*, 94(5), 3126–3133.
- Patten, C., & Kamen, G. (2000). Adaptations in motor unit discharge activity with force control training in young and older human adults. *European Journal of Applied Physiology*, 83(2–3), 128–143.
- Pereira, R., Freire, I. V., Cavalcanti, C. V. G., Luz, C. P. N., & Neto, O. P. (2012). Hand dominance during constant force isometric contractions: Evidence of different cortical drive commands. *European Journal of Applied Physiology*, 112(8), 2999–3006.
- Pérot, C., & Goubel, F. (1982). Synergy between bifunctional muscles at the ankle joint. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 48(1), 59–65.
- Perry, J., & Burnfield, J. (1992). Gait analysis. Normal and pathological function. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 35 (7), 1122-1122.
- Perry, M. C., Carville, S. F., Smith, I. C. H., Rutherford, O. M., & Newham, D. J. (2007). Strength, power output and symmetry of leg muscles: Effect of age and history of

- falling. *European Journal of Applied Physiology*, 100(5), 553–561.
- Peters, M. (1988). Footedness: Asymmetries in Foot Preference and Skill and Neuropsychological Assessment of Foot Movement. *Psychological Bulletin*, 103(2), 179–192.
- Petrović, I., Amiridis, I. G., Holobar, A., Trypidakis, G., Kellis, E., & Enoka, R. M. (2022). Leg dominance does not influence maximal force, force steadiness and motor unit discharge characteristics during dorsiflexion [in print]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*.
- Pinto, T. P., Gazzoni, M., Botter, A., & Vieira, T. M. (2018). Does the amplitude of biceps brachii M waves increase similarly in both limbs during staircase, electrically elicited contractions? *Physiological Measurement*, 39(8), 085005.
- Pool, E. M., Rehme, A. K., Fink, G. R., Eickhoff, S. B., & Grefkes, C. (2014). Handedness and effective connectivity of the motor system. *NeuroImage*, 99, 451–460.
- Przybyla, A., Good, D. C., & Sainburg, R. L. (2012). Dynamic dominance varies with handedness: Reduced interlimb asymmetries in left-handers. *Experimental Brain Research*, 216(3), 419–431.
- Rahnama, N., Lees, A., & Bambaecichi, E. (2005). A comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. *Ergonomics*, 48(11–14), 1568–1575.
- Rainoldi, A., Melchiorri, G., & Caruso, I. (2004). A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *Journal of Neuroscience Methods*, 134(1), 37–43.
- De Ruyter, C. J., De Korte, A., Schreven, S., & De Haan, A. (2010). Leg dominance in relation to fast isometric torque production and squat jump height. *European Journal of Applied Physiology*, 108(2), 247–255.
- Rumpf, M. C., Cronin, J. B., Mohamad, I. N., Mohamad, S., Oliver, J. L., & Hughes, M. G. (2014). Kinetic asymmetries during running in male youth. *Physical Therapy in Sport*, 15(1), 53–57. Elsevier Ltd. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.1016/j.ptsp.2013.03.001>
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: A review. *Gait and Posture*, 12(1), 34–45.

- Sainburg, R. L., & Kalakanis, D. (2000). Differences in Control of Limb Dynamics During Dominant and Nondominant Arm Reaching. *Journal of Neurophysiology*, 83(5), 2661–2675.
- Sainburg, R. L., & Wang, J. (2002). Interlimb transfer of visuomotor rotations: Independence of direction and final position information. *Experimental Brain Research*, 145(4), 437–447.
- Salem, G. J., Salinas, R., & Harding, F. V. (2003). Bilateral kinematic and kinetic analysis of the squat exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(8), 1211–1216.
- Sarabon, N., Markovic, G., Mikulic, P., & Latash, M. L. (2013). Bilateral synergies in foot force production tasks. *Experimental Brain Research*, 227(1), 121–130.
- Satas, A., Jurgelaitiene, G., Brazaitis, M., Eimantas, N., & Skurvydas, A. (2020). Effect of knee extensors muscles fatigue on bilateral force accuracy, variability, and coordination. *Human Movement Science*, 72, 102659.
- Schmied, A., Vedel, J. P., & Pagni, S. (1994). Human spinal lateralization assessed from motoneurone synchronization: dependence on handedness and motor unit type. *The Journal of Physiology*, 480(2), 369–387.
- Schot, P. K., Bates, B. T., & Dufek, J. S. (1994). Bilateral performance symmetry during drop landing: A kinetic analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(9), 1153–1159.
- Secher, N. H., Rube, N., & Elers, J. (1988). Strength of two- and one-leg extension in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 134(3), 333–339.
- Secher, Niels H., Rørsgaard, S., & Secher, O. (1978). Contralateral influence on recruitment of curarized muscle fibres during maximal voluntary extension of the legs. *Acta Physiologica Scandinavica*, 103(4), 456–462.
- Semmler, J. G., & Nordstrom, M. A. (1995). Influence of handedness on motor unit discharge properties and force tremor. *Experimental Brain Research*, 104(1), 115–125.
- Semmler, J. G., & Nordstrom, M. A. (1998a). Hemispheric differences in motor cortex index finger abduction task in humans. *Journal of Neurophysiology*, 79(3), 1246–1254.
- Semmler, J. G., & Nordstrom, M. A. (1998b). Motor unit discharge and force tremor in skill-

- and strength-trained individuals. *Experimental Brain Research*, 119(1), 27–38.
- Serrien, D. J., Ivry, R. B., & Swinnen, S. P. (2006). Dynamics of hemispheric specialization and integration in the context of motor control. *Nature Reviews Neuroscience*, 7(2), 160–167.
- Shinohara, M., Yoshitake, Y., Kouzaki, M., Fukuoka, H., & Fukunaga, T. (2003). Strength training counteracts motor performance losses during bed rest. *J Appl Physiol*, 95, 1485–1492.
- Sinsurin, K., Srisangboriboon, S., & Vachalathiti, R. (2017). Side-to-side differences in lower extremity biomechanics during multi-directional jump landing in volleyball athletes. *European Journal of Sport Science*, 17(6), 699–709.
- Siqueira, C. M., Pelegrini, F. R. M. M., Fontana, M. F., & Greve, J. M. D. (2002). Isokinetic dynamometry of knee flexors and extensors: comparative study among non-athletes, jumper athletes and runner athletes. *Revista do Hospital das Clínicas*, 57(1), 19–24.
- Škarabot, J., Cronin, N., Strojnik, V., & Avela, J. (2016). Bilateral deficit in maximal force production. *European Journal of Applied Physiology*, 116(11–12), 2057–2084.
- Skelton, D. A., Kennedy, J., & Rutherford, O. M. (2002). Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age and Ageing*, 31(2), 119–125.
- Smak, W., Neptune, R. R., & Hull, M. L. (1999). The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *Journal of Biomechanics*, 32(9), 899–906.
- Smith, J., Ball, K., & MacMahon, C. (2009). Foot-to-ball interaction in preferred and non-preferred leg Australian Rules kicking. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*, 650–653.
- Smith, M. C., Stinear, J. W., Alan Barber, P., & Stinear, C. M. (2017). Effects of non-target leg activation, TMS coil orientation, and limb dominance on lower limb motor cortex excitability. *Brain Research*, 1655, 10–16.
- Soest, A. J. V., Roebroeck, M. E., Bobbert, M. F., Huijting, P. A., & Schenau, G. J. V. I. (1985). A comparison of one-legged and two-legged countermovement jumps. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(6), 635–639.
- Solodkin, A., Hlustik, P., Noll, D. C., & Small, S. L. (2001). Lateralization of motor circuits

- and handedness during finger movements. *European Journal of Neurology*, 8(5), 425–434.
- Steenhuis, R. E., & Bryden, M. P. (1989). Different Dimensions of Hand Preference That Relate to Skilled and Unskilled Activities. *Cortex*, 25(2), 289–304.
- Taylor, A. M., Christou, E. A., & Enoka, R. M. (2003). Multiple features of motor-unit activity influence force fluctuations during isometric contractions. *Journal of Neurophysiology*, 90(2), 1350–1361.
- Taylor, M. J. D., Strike, S. C., & Dabnichki, D. (2007). Turning bias and lateral dominance in a sample of able-bodied and amputee participants. *Laterality*, 12(1), 50–63.
- Thickbroom, G. W., Phillips, B. A., Morris, I., Byrnes, M. L., & Mastaglia, F. L. (1998). Isometric force-related activity in sensorimotor cortex measured with functional MRI. *Experimental Brain Research*, 121(1), 59–64.
- Tillman, M. D., Hass, C. J., Brunt, D., & Bennett, G. R. (2004). Jumping and landing techniques in elite women's volleyball. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3(1), 30–36.
- Toga, A. W., & Thompson, P. M. (2003). Mapping brain asymmetry. *Nature Reviews Neuroscience*, 4(1), 37–48.
- Tracy, B. L. (2007). Force control is impaired in the ankle plantarflexors of elderly adults. *European Journal of Applied Physiology*, 101(5), 629–636.
- Tracy, B. L., Dinunno, D. V., Jorgensen, B., & Welsh, S. J. (2007). Aging, visuomotor correction, and force fluctuations in large muscles. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(3), 469–479.
- Tracy, B. L., Maluf, K. S., Stephenson, J. L., Hunter, S. K., & Enoka, R. M. (2005). Variability of motor unit discharge and force fluctuations across a range of muscle forces in older adults. *Muscle and Nerve*, 32(4), 533–540.
- Triggs, W. J., Subramaniam, B., & Rossi, F. (1999). Hand preference and transcranial magnetic stimulation asymmetry of cortical motor representation. *Brain Research*, 835(2), 324–329.
- Trivers, R., Fink, B., Russell, M., Mccarty, K., James, B., & Palestis, B. G. (2014). Lower body symmetry and running performance in elite jamaican track and field athletes. *PLoS*

ONE, 9(11), e113106.

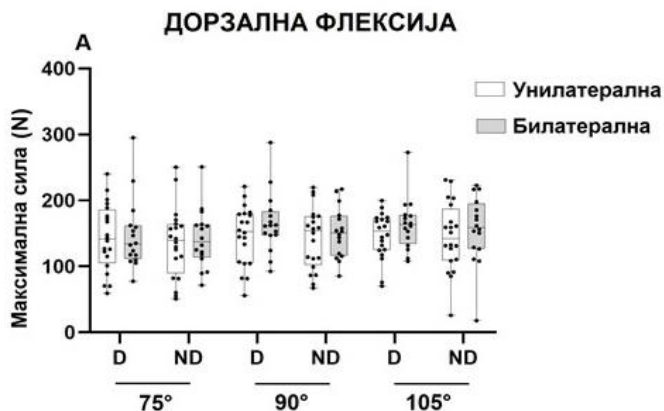
- Tucker, C. B., & Hanley, B. (2020). Increases in speed do not change gait symmetry or variability in world-class race walkers. *Journal of Sports Sciences*, 38(24), 2758–2764.
- Tyler, T. F., Nicholas, S. J., Campbell, R. J., & McHugh, M. P. (2001). The association of hip strength and flexibility with the incidence of adductor muscle strains in professional ice hockey players. *American Journal of Sports Medicine*, 29(2), 124–128.
- Vagenas, G., & Hoshizaki, B. (1991). Functional Asymmetries and Lateral Dominance in the Lower Limbs of Distance Runners. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(4), 311–329.
- Vagenas, G., & Hoshizaki, B. (1992). of Lower Extremity inematic Asymmetry in Running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8, 11–29.
- Vaillancourt, D. E., Larsson, L., & Newell, K. M. (2003). Effects of aging on force variability, single motor unit discharge patterns, and the structure of 10, 20, and 40 Hz EMG activity. *Neurobiology of Aging*, 24(1), 25–35.
- Vaillancourt, D. E., Mayka, M. A., Thulborn, K. R., & Corcos, D. M. (2004). Subthalamic nucleus and internal globus pallidus scale with the rate of change of force production in humans. *NeuroImage*, 23(1), 175–186.
- Vaillancourt, D. E., & Russell, D. M. (2002). Temporal capacity of short-term visuomotor memory in continuous force production. *Experimental Brain Research*, 145(3), 275–285.
- Valdez, D. (2003). *Bilateral asymmetries in flexibility, stability, power, strength, and muscle endurance associated with preferred and nonpreferred leg*. Doctoral dissertation. Gainesville, FL: University of Florida.
- Vanden-Abeelee, J. (1980). Comments on the Functional Asymmetries of the Lower Extremities. *Cortex*, 16(2), 325–329.
- Del Vecchio, A., Negro, F., Falla, D., Bazzucchi, I., Farina, D., & Felici, F. (2018). Higher muscle fiber conduction velocity and early rate of torque development in chronically strength-trained individuals. *Journal of Applied Physiology*, 125(4), 1218–1226.
- Del Vecchio, A., Negro, F., Felici, F., & Farina, D. (2018). Distribution of muscle fibre conduction velocity for representative samples of motor units in the full recruitment

- range of the tibialis anterior muscle. *Acta Physiologica*, 222(2), e12930.
- Del Vecchio, Alessandro, Casolo, A., Negro, F., Scorcelletti, M., Bazzucchi, I., Enoka, R., Felici, F., et al. (2019). The increase in muscle force after 4 weeks of strength training is mediated by adaptations in motor unit recruitment and rate coding. *Journal of Physiology*, 597(7), 1873–1887.
- Del Vecchio, Alessandro, Negro, F., Felici, F., & Farina, D. (2017). Associations between motor unit action potential parameters and surface EMG features. *Journal of Applied Physiology*, 123(4), 835–843.
- Del Vecchio, Alessandro, Negro, F., Holobar, A., Casolo, A., Folland, J. P., Felici, F., & Farina, D. (2019). You are as fast as your motor neurons: speed of recruitment and maximal discharge of motor neurons determine the maximal rate of force development in humans. *Journal of Physiology*, 597(9), 2445–2456.
- Vieira, T. M., Bisi, M. C., Stagni, R., & Botter, A. (2017). Changes in tibialis anterior architecture affect the amplitude of surface electromyograms. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 14(1), 1–9.
- Vieira, T. M. M., Minetto, M. A., Hodson-Tole, E. F., & Botter, A. (2013). How much does the human medial gastrocnemius muscle contribute to ankle torques outside the sagittal plane? *Human Movement Science*, 32(4), 753–767.
- Volz, L. J., Eickhoff, S. B., Pool, E. M., Fink, G. R., & Grefkes, C. (2015). Differential modulation of motor network connectivity during movements of the upper and lower limbs. *NeuroImage*, 119, 44–53.
- Wang, Z., & Newell, K. M. (2014). Inter-foot coordination dynamics of quiet standing postures. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 47, 194–202.
- Watanabe, K., Gazzoni, M., Holobar, A., Miyamoto, T., Fukuda, K., Merletti, R., & Moritani, T. (2013). Motor unit firing pattern of vastus lateralis muscle in type 2 diabetes mellitus patients. *Muscle and Nerve*, 48(5), 806–813.
- Wennerfeldt, D. E. (2013). *Effects of asymmetrical medical conditions on lower limb dominance: A theoretical review*. Master's thesis. Norway: NTNU.
- Wikiversity. (December 20, 2020) Haђena 25.10.2021. године, <https://en.wikiversity.org/wiki/Eta-squared>.

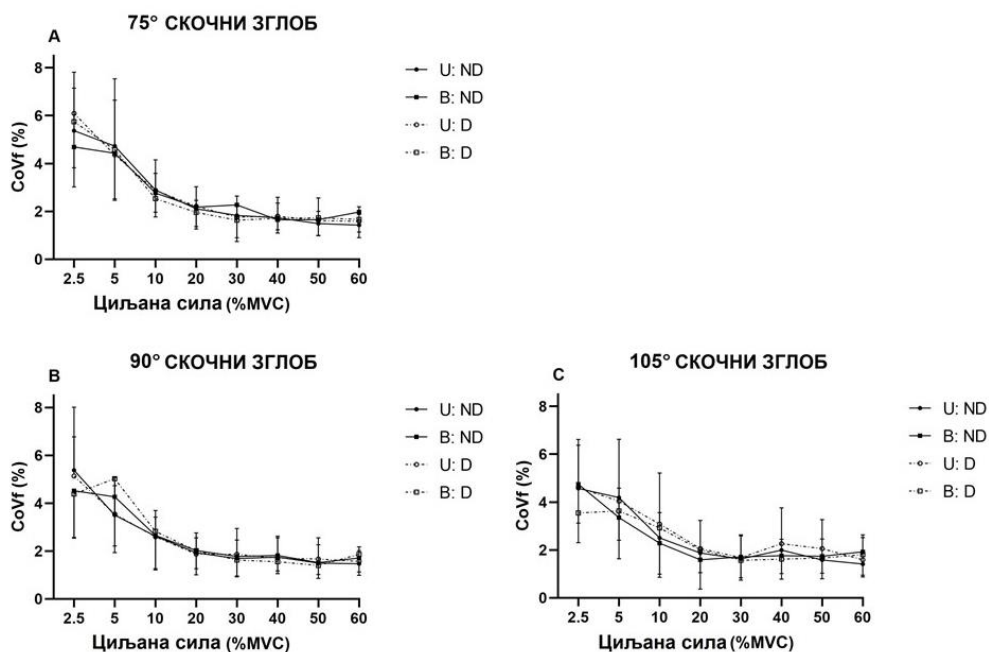
- Willems, M. E. T., & Ponte, J. P. G. (2013). Divergent muscle fatigue during unilateral isometric contractions of dominant and non-dominant quadriceps. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *16*(3), 240–244.
- Wolf, S. L., & Kim, J. H. (1997). Morphological Analysis of the Human Tibialis Anterior and Medial Gastrocnemius Muscles. *Acta Anatomica*, (158), 287–295.
- Yamaguchi, A., Milosevic, M., Sasaki, A., & Nakazawa, K. (2019). Force Control of Ankle Dorsiflexors in Young Adults: Effects of Bilateral Control and Leg Dominance. *Journal of Motor Behavior*, *52*(2), 226–235.
- Yamauchi, M., Imanaka, K., Nakayama, M., & Nishizawa, S. (2004). Lateral difference and interhemispheric transfer on arm-positioning movement between right and left handers. *Perceptual and Motor Skills*, *98*(3), 1199–1209.
- Yen, S. C., Olsavsky, L. C., Cloonan, C. M., Llanos, A. R., Dwyer, K. J., Nabian, M., & Farjadian, A. B. (2018). An examination of lower limb asymmetry in ankle isometric force control. *Human Movement Science*, *57*, 40–49.
- Zahradnik, D., Jandacka, D., Uchytíl, J., Farana, R., & Hamill, J. (2015). Lower extremity mechanics during landing after a volleyball block as a risk factor for anterior cruciate ligament injury. *Physical Therapy in Sport*, *16*(1), 53–58.
- Zouhal, H., Abderrahman, A. B., Dupont, G., Truptin, P., Le Bris, R., Le Postec, E., Coppalle, S., et al. (2018). Laterality influences agility performance in elite soccer players. *Frontiers in Physiology*, *9*(6), 807–815.

12. ПРИЛОЗИ

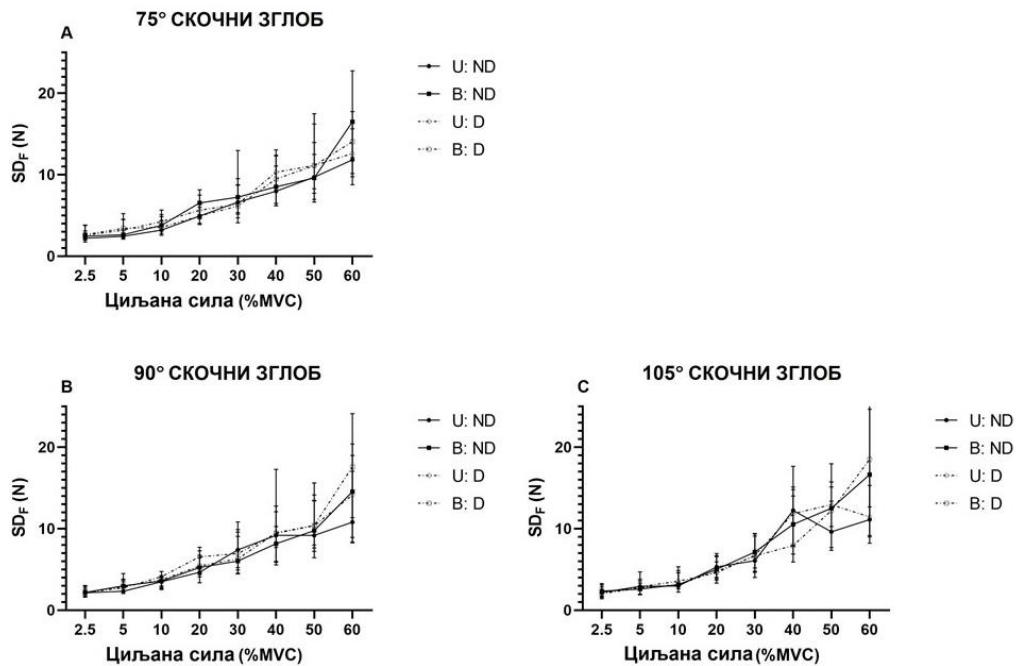
Прилог 1: Варијабле које дефинишу максималну испољену добровољну силу, контролу мишићне силе и активацију моторних јединица



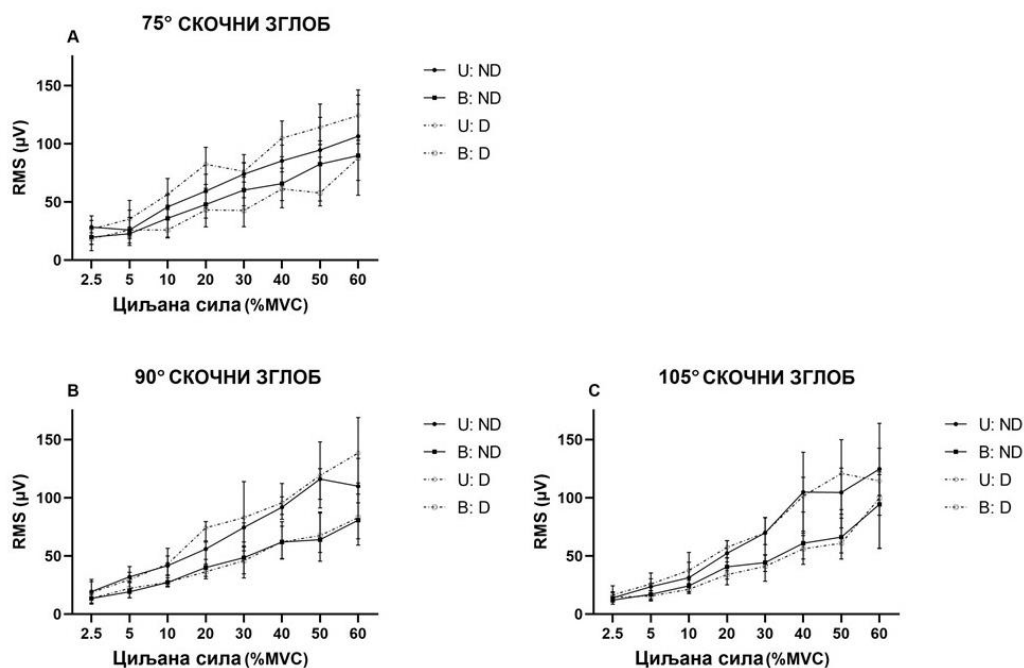
Графикон 41. Максимална добровољна сила испољена током дорзалне флексије између доминантне (D) и недоминантне (ND) ноге, под углом скочног зглоба од 75°, 90° и 105° код унилатералне (бела) и билатералне (сива) групе спортиста



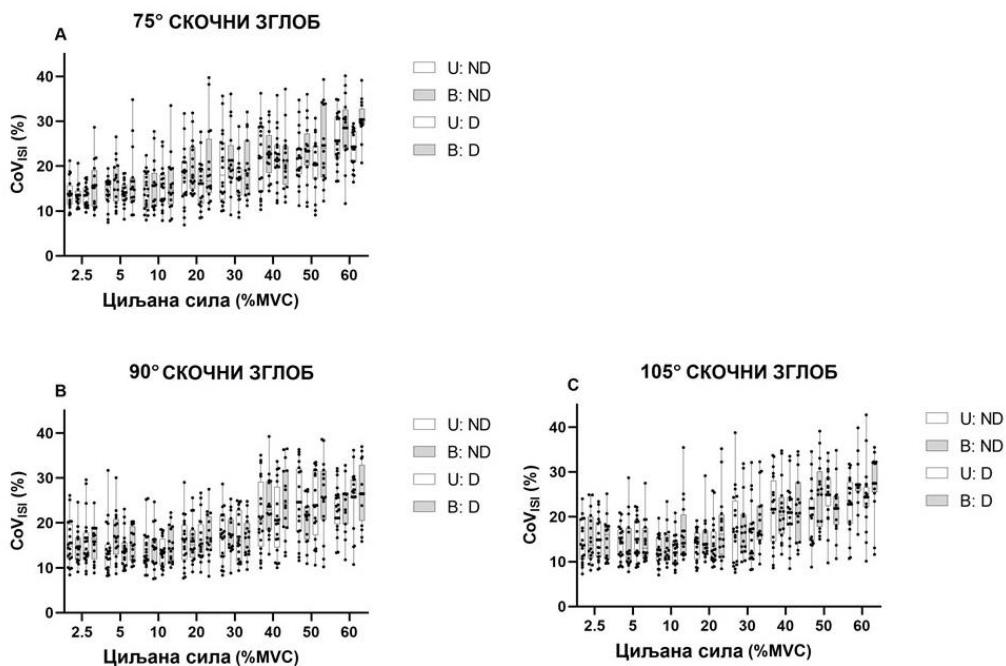
Графикон 42. Којефицијент варијације силе (CoVf) на нивоу силе од 2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50 и 60% MVC између доминантне (D) и недоминантне (ND) ноге, под углом скочног зглоба од 75°, 90° и 105° код унилатералне (U) и билатералне (B) групе спортиста



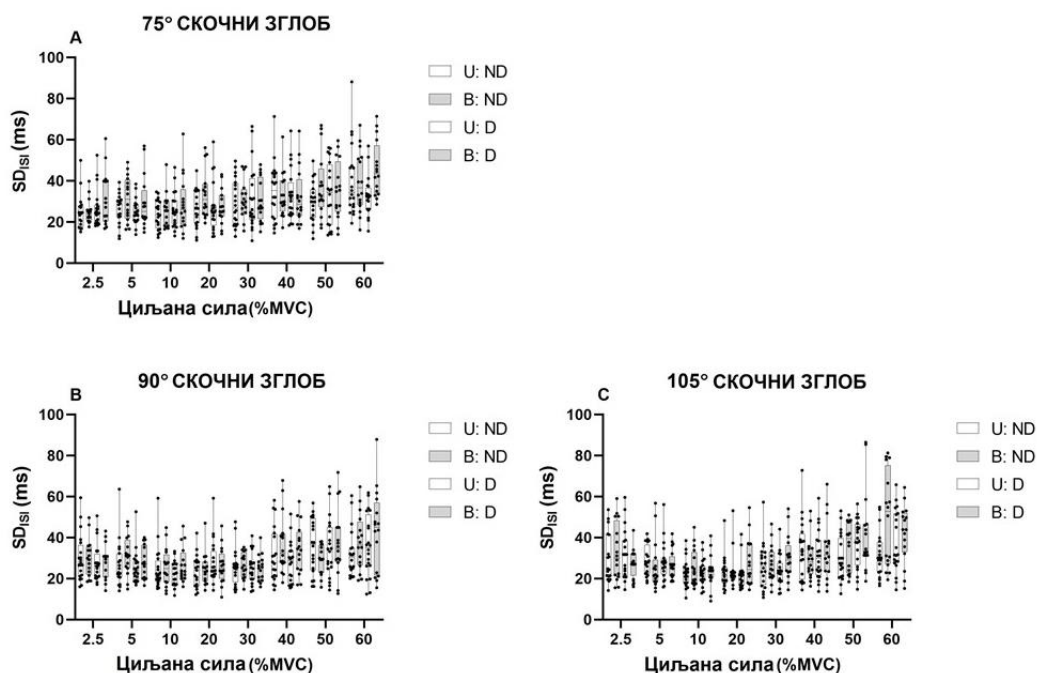
Графикон 43. Стандардна девијација силе (SD_F) на нивоу силе од 2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50 и 60% MVC између доминантне (D) и недоминантне (ND) ноге, под углом скочног зглоба од 75°, 90° и 105° код унилатералне (U) и билатералне (B) групе спортиста



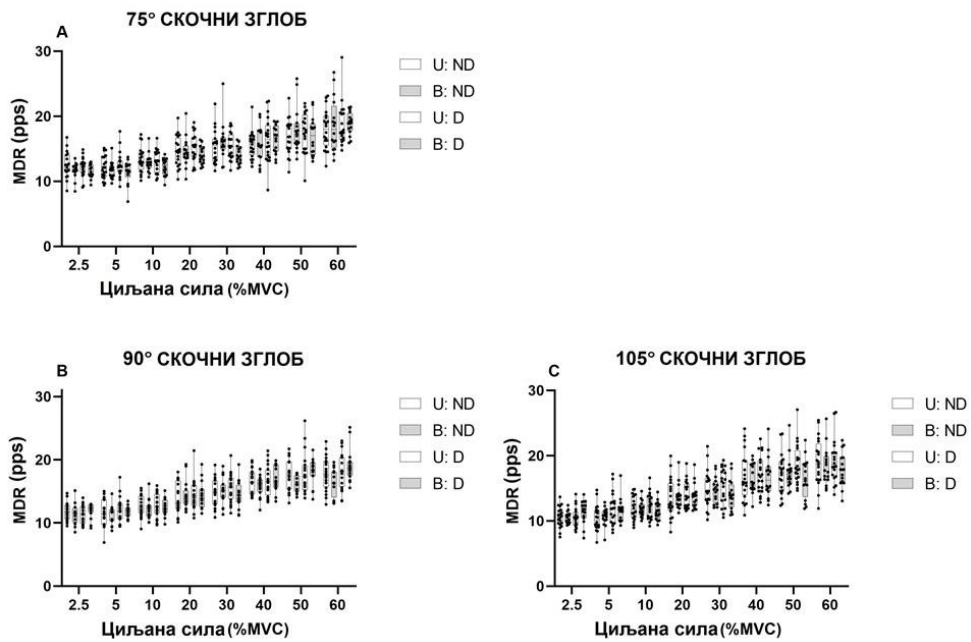
Графикон 44. Корен квадрата средњих вредности (RMS) на нивоу силе од 2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50 и 60% MVC између доминантне (D) и недоминантне (ND) ноге, под углом скочног зглоба од 75°, 90° и 105° код унилатералне (U) и билатералне (B) групе спортиста



Графикон 45. Коефицијент варијације међуимпулсног интервала моторне јединице (CoV_{ISI}) на нивоу снаге од 2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50 и 60% MVC између доминантне (D) и недоминантне (ND) ноге, под углом скочног зглоба од 75°, 90° и 105° код унилатералне (U) и билатералне (B) групе спортиста



Графикон 46. Стандардна девијација међуимпулсног интервала моторне јединице (SD_{ISI}) на нивоу снаге од 2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50 и 60% MVC између доминантне (D) и недоминантне (ND) ноге, под углом скочног зглоба од 75°, 90° и 105° код унилатералне (U) и билатералне (B) групе спортиста



Графикон 47. Средња брзина пражњења моторне јединце (MDR) на нивоу силе од 2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50 и 60% MVC између доминантне (D) и недоминантне (ND) ноге, под углом скочног зглоба од 75°, 90° и 105° код унилатералне (U) и билатералне (B) групе спортиста

Прилог 2: Упитник за одређивање доминантности доњих екстремитета (Van Melick et al., 2017)

Questions for determining leg dominance	Left	Right
If you were asked to shoot a ball on a target, which leg would you use to shoot the ball?		
If you had to pick up marbles while standing and put the marbles in a box, which foot would you use to pick them up?		
When you had to trace a figure drawn on the floor, which foot would you use?		
Which foot would you use if you had to stomp out a small fire while standing?		
If you were asked to stand on one leg, on which leg would you stand?		
Which foot would you use to smooth sand while standing?		
If you had to step up onto a chair, which foot would you place on the chair first?		
Which foot would you use to stomp an insect while you were standing?		
If you were to balance on one foot on a railway track, which foot would you use?		
If you had to hop on one foot, which foot would you use?		
Which foot would you use to help push a shovel into the ground while digging?		
During relaxed standing, people initially put most of their weight on one foot, leaving the other leg slightly bent. Which foot do you put most of your weight on first?		
Are you right or left handed?		
Questions for inclusion/exclusion	Yes	No
Have you ever had an anterior cruciate ligament rupture and/or reconstruction?		
Have you underwent any surgery to legs and/or lower back in the past 3 years? If yes, what kind of surgery and when?		
In this moment, do you suffer from an injury to your lower back, hip, leg, ankle or foot?		
Do you use medication which may influence your balance?		
Do you suffer from a disease which may affect you balance and/or coordination?		
In the past, have you had any special training which stimulates the use of a certain leg in a certain		

situation or activity? (Sports and/or work related?)		
Is there a reason why your leg preference has changed, such as an injury?		

Прилог 3: Сагласност институције за реализацију истраживања



ARISTOTLE UNIVERSITY OF
THESSALONIKI
Department of Physical Education and Sport Sciences at Serres



Agios Ioannis, 62110, Serres, Greece Tel: +30 2310 991053, Fax: +30 310 991044

To
Ivana Petrovic
Doctoral Student,
University of Nis,
Serbia

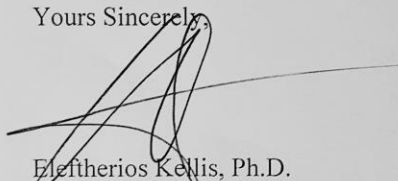
4 February 2019

Dear Ms Petrovic,

In response to your application, we would like to inform you that you can use the equipment of our laboratory in order to perform research for your PhD project.

We are happy to assist you in this Theses and collaborate with professors in your Department.

Yours Sincerely,


Eleftherios Kellis, Ph.D.
Professor in Kinesiology
Head of Laboratory of Neuromechanics

TEFAA Serres
Agios Ioannis, Serres, 62110, Greece
Tel: +30 2310 991053
Fax: +30 23210 67135
e-mail: ekellis@phed-sr.auth.gr

ΘΕΩΡΗΘΗΚΕ
το γνήσιο της υπογραφής
Σέρρες... 2/2/2019
...ραμματέας του Τμήματος




ΔΗΜΙΤΡΑ ΓΚΙΠΙΡΙΤΗ
ΚΑΡΑΤΖΙΑ

Прилог 4: Одобрење етичког комитета одсека за физичко васпитање и спортских наука у Сересу Аристотеловог Универзитета у Солуну, Грчка



Local Ethics Research Committee
School of Physical Education and Sport Science at Serres
Aristotle University of Thessaloniki

Serres, 16-June-2021

To: Ioannis G. Amiridis, Associate Professor
School of Physical Education and Sport Science at Serres,
Aristotle University of Thessaloniki, Greece

Subject: Decision on application for research protocol approval on ethics (ERC-003/2021)

Dear Dr. Amiridis,

The ethics committee for research has considered for acceptance your application of the research project entitled "Lateral dominance, force variability and activation of motor units in unilateral and bilateral athletes".

The approval of this study is **under the condition** that all Authors complied with the Ethics Conduct in Research Involving Humans of the University and the EU personal data protection Act.

Based on the submitted documents, there are no ethical concerns and therefore the committee **approves** the submitted research protocol.

Please note that:

- all serious and unexpected adverse events should be reported to the committee as soon as possible for re-evaluation of the ethical approval decision.
- the committee approves the protocol and no changes are allowed, unless previously modified and approved.
- all research participants are to be provided with a Participant Consent Form, as supplied to the committee.
- copies of consent forms should be retained.
- personal data usage and storage policy will follow the General Data Protection Regulation requirements.
- As long as the experiments are held during the COVID-19 pandemic, the authors must fully comply with the guidelines issued by the National Public Health Organization (EODY) for the control/management of spread of COVID-19 throughout the experimental procedures (i.e. square meters per person, use of masks, social distancing, etc.)

The Committee wishes you success to this and all running projects.

X
Andreas
Zafeiridis

Digitally signed by
Andreas Zafeiridis
Date: 2021.06.22 15:08:25
+03'00'

Zafeiridis A.
Professor

X

Ioannis G.
Professor

X
Dimitrios
Patikas

Digitally signed by
Dimitrios Patikas
Reason: I am approving
this document
Date: 2021.06.15
13:28:48 +03'00'

Patikas D.A.
Associate Professor

Прилог 5: Сагласност испитаника за учествовање у истраживању



ΑΡΙΣΤΟΤΕΛΕΙΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ
Τμήμα Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού Σερρών



Άγιος Ιωάννης, 62110, Σέρρες, 2310 991053, Fax: +30 310 991044

ΣΥΓΚΑΤΑΘΕΣΗ ΓΙΑ ΣΥΜΜΕΤΟΧΗ ΣΕ ΕΡΕΥΝΑ

ΤΙΤΛΟΣ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟΥ: Lateral dominancy, force variability and activation of motor units in unilateral and bilateral athletes

Όνοματεπώνυμο του επικεφαλής ερευνητή: Ivana Petrovic

• Σκοπός της εργασίας

Ο γενικός σκοπός των ερευνών του εργαστηρίου είναι η μελέτη του νευρομυϊκού και μυοσκελετικού συστήματος με σκοπό της βελτίωσης της απόδοσης των αθλητών, την πρόληψη τραυματισμών και την αντίστοιχη βελτίωση προγραμμάτων προπόνησης και άσκησης. Ο ειδικός σκοπός της συγκεκριμένης έρευνας αναφέρεται στο Παράρτημα.

• Διαδικασίες

Θα σας ζητηθεί να διαβάσετε το πρωτόκολλο της μέτρησης στο συνοδευτικό παράρτημα (ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ). Η κατανόηση των διαδικασιών και η συγκατάθεσή σας είναι απαραίτητες για να συμμετέχετε στην εργασία.

• Αναμενόμενα οφέλη για εσάς και το κοινωνικό σύνολο

Μέσω της συμμετοχής σας, θα λάβετε μια συνολική αναφορά για την κατάσταση των οπίσθιων μηριαίων μυών σας. Οι πληροφορίες που θα εξαχθούν από την έρευνα θα βοηθήσουν στην πρόληψη και αποκατάσταση τραυματισμών μέσω της βελτίωσης προγραμμάτων άσκησης.

• Οικονομική υποχρέωση / Πληρωμή για συμμετοχή

- Δεν χρειάζεται καμία οικονομική συμμετοχή από εσάς ή οποιονδήποτε ασφαλιστικό φορέα για τη συμμετοχή σας στην έρευνα
- Δεν θα λάβετε καμία αμοιβή για τη συμμετοχή σας στην έρευνα.

• Ιδιωτικότητα και Εμπιστευτικότητα

Οι μόνοι άνθρωποι που θα γνωρίζουν ότι συμμετέχετε στην έρευνα είναι τα μέλη της ερευνητικής ομάδας, και όταν απαιτείται, οι γιατροί και το παρα-ιατρικό προσωπικό. Καμία πληροφορία για εσάς ή πληροφορία που παρέχετε με τη συμμετοχή σας στην έρευνα δεν, θα γίνει γνωστή σε άλλους χωρίς την έγγραφη συγκατάθεσή σας, με εξαίρεση:

- Όταν είναι απαραίτητο να προστατευτούν τα δικαιώματά σας ή για λόγους υγείας (για παράδειγμα, σε περίπτωση τραυματισμού και ανάγκης για διακομιδή σε νοσοκομείο); ή
- Εάν απαιτείται από τον νόμο.

Όταν τα αποτελέσματα της εργασίας δημοσιευτούν ή ανακοινωθούν σε συνέδρια, καμία πληροφόρηση δεν θα φανερώσει την ταυτότητά σας.

• Πιθανοί κίνδυνοι

Μυϊκή κόπωση λόγω της μεγάλης διάρκειας του πειράματος. Πιθανοί μικροτραυματισμοί και κράμπες λόγω της παρατεταμένης διάρκειας σε συγκεκριμένη θέση. Σε περίπτωση κόπωσης, θα γίνει αύξηση του διαλείμματος μεταξύ των προσπαθειών. Σε περίπτωση κράμπας, θα απελευθερωθεί ο συμμετέχων ώστε να περπατήσει μερικά μέτρα.

• Επείγουσα βοήθεια και Αποζημίωση σε περίπτωση τραυματισμού

Εάν τραυματιστείτε ως άμεσο αποτέλεσμα των διαδικασιών της έρευνας, οι οποίες δεν έγιναν για το δικό σας όφελος, θα λάβετε ιατρική βοήθεια χωρίς κόστος. Το πανεπιστήμιο δεν παρέχει επιπλέον αποζημιώσεις για τραυματισμό.

• Συμμετοχή και Αποχώρηση

Η συμμετοχή σας στην έρευνα είναι ΕΘΕΛΟΝΤΙΚΗ. Εάν επιλέξετε να μην συμμετέχετε, τότε δεν επηρεάζεται η σχέση σας με το πανεπιστήμιο, το νοσοκομείο ή με τους ερευνητές ούτε επηρεάζεται το δικαίωμά σας για ιατρική περίθαλψη ή άλλες υπηρεσίες τις οποίες δικαιούστε. Εάν αποφασίσετε να συμμετέχετε, είστε ελεύθερος /η να αποχωρήσετε όποτε θέλετε χωρίς καμία δέσμευση ή επίπτωση. Για οποιαδήποτε ερώτηση σχετικά με τα δικαιώματά σας από τη συμμετοχή σας ως υποκείμενο σε ερευνητική εργασία, μπορείτε να απευθυνθείτε στην Ελληνική Οργάνωση για τα δικαιώματα των υποκειμένων σε έρευνα.

• Απόσυρση της συμμετοχής με απόφαση του ερευνητή

Οι ερευνητές έχουν δικαίωμα να σας ζητήσουν να μη συμμετέχετε στην έρευνα, εάν το επιβάλλουν οι συνθήκες.

Υπεύθυνοι επικοινωνίας

Για οποιαδήποτε πληροφορία επικοινωνήστε με: _____ τηλ.: _____

Υπογραφή του συμμετέχοντα στην έρευνα ή νόμιμου εκπροσώπου του

Διάβασα ή κάποιος άλλος μου ανέγνωσε, και κατανόη πλήρως τις πληροφορίες οι οποίες αναγράφονται σε αυτήν την φόρμα. Μου δόθηκε η ευκαιρία να υποβάλλω ερωτήσεις και όλες οι ερωτήσεις απαντήθηκαν πλήρως. Έλαβα αντίγραφο αυτής της φόρμας όπως και των δικαιωμάτων των συμμετεχόντων απόμων στην έρευνα.

Μόνο για γυναίκες συμμετέχουσες, σε συγκεκριμένα διαγνωστικά πρωτόκολλα:

Βεβαιώνω ότι γνωρίζω πως δεν είμαι έγκυος και ότι ερωτήθηκα εάν υπάρχει τέτοια πιθανότητα.

Υπογράφοντας τον παρόν έντυπο, συμφωνώ να συμμετέχω στην συγκεκριμένη έρευνα.

Όνοματεπώνυμο: _____ Ημερομηνία: _____

Υπογραφή του ερευνητή

Έχω εξηγήσει την έρευνα στον /στην συμμετέχοντα /ουσα ή στο νόμιμο εκπρόσωπό του /της και απάντησα σε όλες τις ερωτήσεις του/της. Θεωρώ ότι καταλαβαίνει τις πληροφορίες που αναγράφονται στο συγκεκριμένο έντυπο και συμμετέχει στην συγκεκριμένη έρευνα με την ελεύθερη του/της βούληση.

Όνοματεπώνυμο: Ivana Petrovic

Ημερομηνία: 

Υπογραφή του επιβλέποντα καθηγητή

Ioannis Amoiridis Ioannis Amoiridis
27.05.2021 08:25

13. БИОГРАФИЈА АУТОРА



Ивана Петровић је рођена 01.04.1987. године у Нишу. Основну и средњу школу завршила је у Нишу са одличним успехом, као и Факултет спорта и физичког васпитања Универзитета у Нишу, 2011. године, са просечном оценом 9,39 (девет, 39/10). На дипломском раду, под називом “Терморегулација приликом трчања дугих стаза”, добила је оцену 10,00 (десет). Школске 2016/2017. године уписује Докторске академске студије на Факултету спорта и физичког васпитања Универзитета у Нишу и у року полаже све испите, са просечном оценом 9,50 (девет, 50/10). Школске 2018/2019. године уписује трећу годину докторских академских студија и пројекат докторске дисертације израђује у Лабораторији за Неруромеханику на Одсеку за спорт и физичко васпитање у Серу Аристотеловог Универзитета у Солуну (Грчка).

Први радни однос засновала је у Министарству одбране у Нишу 2014. године. Од 2015. године се налази на служби у Министарству одбране у Београду у својству Референта за физичко васпитање где спроводи практичну и теоријску обуку, планира и организује програме извођења физичког вежбања, врши провере физичких способности и организује припрему спортиста за такмичења. Такође, ангажована је у реализацији практичне наставе у зимским условима где изводи обуку у скијању, као и у реализацији провере физичких способности припадника Војске Србије у својству Инспектор по позиву, ангажованом од стране Инспектората Министарства одбране.

Још од пионирских дана, бавила се атлетиком и била је успешна у дисциплинама на 600 m, 800 m, 1500 m, 3000 m, 3000 m стипл-чез и 5000 m. Освајач је државних медаља у свим дисциплинама. Била је национални шампион у планинском трчању и дисциплини 3000 m стипл-чез у 2017. години. Исте године постаје члан репрезентације Републике Србије и учествује на Европском екипном шампионату у Израелу, Тел Авив. Поред овога, стални је члан војне репрезентације Министарства одбране и Војске Србије и учествовала је на многим националним и међународним такмичењима од којих се могу издвојити 53. Светски војни шампионат у крос-кантрију одржан у Мађарској, Балатон 2017. године, као и 54. Светски војни шампионат у крос-

кантри скијању одржаном у Аустрији, Хохфилзен 2018. године. Актуелни је члан А.К. Лепосавић из Лепосавића. Најбољи постигнути резултати у дисциплинама су на 800 m – 2.17,58; 1500 m – 4.37,12; 3000 m – 10.05,62 и 3000 m стипл-чез – 11.34,46.

Током основних студија, на основу постигнутих врхунских спортских резултата и одличног просека за време студија, била је стипендиста града Ниша. Као једна од најбољих студента на основним студијама, добија стипендију и осми семестар студија завршава у Норвешкој, Трондхајм (2010), где у склопу размене између Универзитета у Трондхајму и Малмеу учествује на конференцији „Puzzle“ у Шведској. Поред овога, 2011. године узима учешће у студентском програму „ради и путуј“ и проводи шест месеци у Сједињеним Америчким Државама, држави Њујорк. Као једини изабрани студент Универзитета у Нишу, 2018. године добија стипендију Ерасмус + програма и пети семестар Докторских академских студија завршава у Одсеку за спорт и физичко васпитање у Серу, Аристотеловог Универзитета у Солуну (Грчка). У току својих студија бавила се волонтерским радом и радила на развоју физичких и моторичких способности деце са посебним потребама, такође се бавила тренерским радом у приватној школи спорта и радила са децом од четири до 12 година. Одлично говори, чита и пише енглески и грчки језик. Поред енглеског и грчког, добро се служи и норвешким језиком.

Списак научних радова објављених у међународним и домаћим часописима

1. **Petrović, I., & Marinković, M.** (2018). Influence of Morphological Characteristics on Running Performance of Endurance Athletes. *Facta Universitatis, Series: Physical Education and Sport*, 16(1), 095-106. **M24**
2. **Petrović, I., Stanković, D., & Petrović, I.** (2018). Relationship of Aerobic Abilities and Agility with Military Physical Tasks in the Serbian Armed Forces. In Pantelić, S. (Ed.), *XXI International Scientific Conference „FIS COMMUNICATIONS 2018“in physical education, sport and recreation“*, Book of proceedings (pp. 215-220). Niš: Faculty of Sport and Physical Education. **M51**
3. Stanković, D., **Petrović, I., & Petrović, I.** (2018). Influence of Muscular Strength on Military Physical Tasks in the Serbian Armed Forces. In Pantelić, S. (Ed.), *XXI International Scientific Conference „FIS COMMUNICATIONS 2018“in physical education, sport and recreation“*, Book of proceedings (pp. 184-190). **M51**

Niš: Faculty of Sport and Physical Education.

4. **Petrović, I.**, Utvić, N., & Stanković, R. (2018). The relationship of motor-based anaerobic capacity tests with various sports activities: a systematic review. *Sport Science*, 11(2), 128-140.
5. **Petrović, I.**, & Marinković, M. (2018). Effects of Different Types of Exercise Programs on Arterial Blood Pressure of the Elderly. *Facta Universitatis, Series: Physical Education and Sport*, 16(4), 725-737. **M24**
6. Stanković, D., Raković, A., Petković, E., **Petrović, I.** & Savanović, V. (2019). Analysis of Somatotype of Top Young Race Walkers by Means of the Heathcarter Method. *Facta Universitatis, Series: Physical Education and Sport*, 17(3), 609-618. **M24**
7. **Petrović, I.** (2020). Does the female athlete triad really exist? *Facta Universitatis, Series: Physical Education and Sport*, 18(1), 037-048. **M24**
8. **Petrović, I.**, & Stanković, D. (2021). Manifestation of Laterality on Lower Extremities in Athletes. In Stojiljković, N. (Ed.), *XXIII International Scientific Conference „FIS COMMUNICATIONS 2021“in physical education, sport and recreation“*, Book of proceedings (pp. 56-61). Niš: Faculty of Sport and Physical Education. **M51**
9. **Petrović, I.**, Amiridis, I. G. Kellis, E., & Stanković, D. (2021). Dominance-induced Modifications on Maximal Force and Neural Activation of the Ankle Muscles. *Facta Universitatis, Series: Physical Education and Sport*, 19(3) 271-283. **M24**
10. **Petrović, I.**, Amiridis, A.G., Holobar, A., Trypidakis, G., Kellis, E., & Enoka, R.M. (2022). Leg Dominance Does Not Influence Maximal Force, Force Steadiness, or Motor Unit Discharge Characteristics [u stampi]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. **IF=5.411** **M21**

14. ИЗЈАВЕ АУТОРА

Изјава 1.

ИЗЈАВА О АУТОРСТВУ

Изјављујем да је докторска дисертација, под насловом

ЛАТЕРАЛНА ДОМИНАНТНОСТ, ПРОМЕНЉИВОСТ МИШИЋНЕ СИЛЕ И АКТИВАЦИЈА МОТОРНИХ ЈЕДИНИЦА КОД УНИЛАТЕРАЛНИХ И БИЛАТЕРАЛНИХ СПОРТОВА

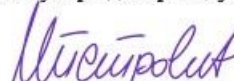
која је одбрањена на Факултету спорта и физичког, Универзитета у Нишу:

- резултат сопственог истраживачког рада;
- да ову дисертацију, ни у целини, нити у деловима, нисам пријављиваола на другим факултетима, нити универзитетима;
- да нисам повредила ауторска права, нити злоупотребила интелектуалну својину других лица.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци, који су у вези са ауторством и добијањем академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада, и то у каталогу Библиотеке, Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Нишу, као и у публикацијама Универзитета у Нишу.

У Нишу, 20.01.2022.

Потпис аутора дисертације:



(Ивана Д. Петровић)

**ИЗЈАВА О ИСТОВЕТНОСТИ ЕЛЕКТРОНСКОГ И ШТАМПАНОГ ОБЛИКА
ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ**

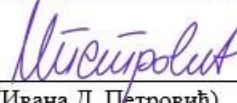
Наслов дисертације:

**ЛАТЕРАЛНА ДОМИНАНТНОСТ, ПРОМЕНЉИВОСТ МИШИЋНЕ СИЛЕ И
АКТИВАЦИЈА МОТОРНИХ ЈЕДИНИЦА КОД УНИЛАТЕРАЛНИХ И
БИЛАТЕРАЛНИХ СПОРТОВА**

Изјављујем да је електронски облик моје докторске дисертације, коју сам предала за уношење у **Дигитални репозиторијум Универзитета у Нишу**, истоветан штампаном облику.

У Нишу, 20.01.2022

Потпис аутора дисертације:



(Ивана Д. Петровић)

ИЗЈАВА О КОРИШЋЕЊУ

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Никола Тесла“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Нишу унесе моју докторску дисертацију, под насловом:

ЛАТЕРАЛНА ДОМИНАНТНОСТ, ПРОМЕНЉИВОСТ МИШИЋНЕ СИЛЕ И АКТИВАЦИЈА МОТОРНИХ ЈЕДИНИЦА КОД УНИЛАТЕРАЛНИХ И БИЛАТЕРАЛНИХ СПОРТОВА

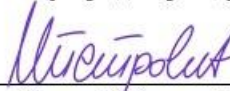
Дисертацију са свим прилозима предала сам у електронском облику, погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију, унегу у Дигитални репозиторијум Универзитета у Нишу, могу користити сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons), за коју сам се одлучила.

1. Ауторство (CC BY)
2. Ауторство – некомерцијално (CC BY-NC)
- 3. Ауторство – некомерцијално – без прераде (CC BY-NC-ND)**
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима (CC BY-NC-SA)
5. Ауторство – без прераде (CC BY-ND)
6. Ауторство – делити под истим условима (CC BY-SA)

У Нишу, 20.01.2022.

Потпис аутора дисертације:



(Ивана Д/Петровић)