

Александар Станковић  
Владимир Мрдаковић

Универзитет у Београду, Факултет спорта и физичког васпитања

УДК 612.766:796.012.1

**„ ПОУЗДАНОСТ ТЕСТОВА ЗА ПРОЦЕНУ  
МАКСИМАЛНЕ ИЗОМЕТРИЈСКЕ МИШИЋНЕ СИЛЕ  
И БРЗИНЕ ПРИРАСТА СИЛЕ M. QUADRICEPS  
FEMORIS-A У ОТВОРЕНОМ И ЗАТВОРЕНОМ  
КИНЕТИЧКОМ ЛАНЦУ У ЗАВИСНОСТИ  
ОД ПРОМЕНЕ УГЛА У ЗГЛОБУ КОЛЕНА“**

**Сажетак**

Сврха овог истраживања била је да се процени поузданост тестова за процену мишићне максималне изометријске (Фмакс) и експлозивне силе (посматрана кроз брзину прираста силе - РФДмакс). Тестови су вршени за мишић *m. quadriceps femoris*, у отвореном (ОКЛ) и затвореном (ЗКЛ) кинетичком ланцу, под 6 различитих углова у зглобу колена, у опсегу од 80°-130° (са променама од по 10°, где 180° представља потпуно опружену ногу). Испитивана је „интра-тест“ (између 3 покушаја у оквиру једне сесије тестирања) и „интер-тест“ (тест-ретест) поузданост, представљена ИСС коефицијентима. Додатно, путем АНОВА за поновљена мерења испитане су разлике између резултата постигнутих у различитим зглобним угловима за исти тест, за Фмакс и РФДмакс. Девет студената ФСФВ (23.5±1.38 година) изводило је по три изометријске контракције, у задацима: седеће опружања потколенице (ОКЛ) и седећи ножни потисак (ЗКЛ). Тестови су вршени у временском редоследу: ОКЛ1-ОКЛ2, ЗКЛ1-ЗКЛ2 (најпре ОКЛ два пута у размаку од 72ч, а затим и ЗКЛ по истом принципу). Добијени резултати упућују на закључак да је ЗКЛ генерално поузданији тест, али да поузданост максималне изометријске и експлозивне силе варира у зависности од одабира задатка/теста, зглобног угла и одабира варијабли за праћење („интер“ наспрам „интра“ и „авг“ наспрам „макс“). Разлике у резултатима праћених варијабли између зглобних углова упућују на закључак да се у ОКЛ мишић понаша у складу са „Ф-Л (сила-дужина)“ релацијом, док су у ЗКЛ механички услови коштано-зглобних полуца од пресудног значаја за испољавање мишићне силе.

**Кључне речи:** МИШИЋНА СВОЈСТВА / ДУЖИНА МИШИЋА / ИЗОМЕТРИЈА

# “RELIABILITY ASSESMENT OF THE TESTS FOR MAXIMAL ISOMETRIC MUSCLE FORCE AND RATE OF FORCE DEVELOPMENT OF *M. QUADRICEPS FEMORIS* IN OPENED AND CLOSED KINETIC CHAIN DEPENDING ON KNEE ANGLES”

## Abstract

The purpose of this study was to assess the reliability of tests for the assessment of maximal isometric muscle force ( $F(\max)$ ) and the explosive force (viewed through the rate of force development –  $RFD(\max)$ ). Tests were carried out for muscle *m. quadriceps femoris*, in the open (OKL) and closed (CKC) kinetic chain under 6 different angles in the knee joint, ranging from  $80^\circ$  -  $130^\circ$  (with changes of at  $10^\circ$ ,  $180^\circ$  represents the fully extended leg). The study tested „ intra-assay “(between 3 attempts within a testing session),, and inter-test” (test-retest) reliability presented through ICC coefficients. In addition, differences between the results achieved in different angles for the same test, for  $F_{\max}$  and  $RFD_{\max}$  were examined by ANOVA with repeated measures. Nine students of FSPE ( $23.5 \pm 1:38$  years) performed each three isometric contractions, by taking tasks of: seated leg extension (OKC) and seated leg press (CKC). Tests were carried out in chronological order: OKC1-OKC2, CKC1-CKC2 (Firstly the OKC test, two times in a span of 72 hours, and then the CKC on the same principle). The results suggest that the CKC is generally more reliable test, but that the reliability of maximal isometric and explosive force varies depending on the selection of the task / test, articulated joint angle and selecting variables for monitoring (“inter” vs “intra” and “avg” vs “max”). The differences in the results of monitored variables among the articular angles indicate that in the OKC *m. quadriceps femoris* behaves in accordance with F-L (force-length) relation, while the mechanical conditions of the bone-joint levers in the CKC are crucial for the expression of muscle force.

**Keywords:** MUSCULAR PROPERTIES / MUSCLE LENGTH / ISOMETRY

## 1. УВОД

У свакодневним људским кретним и спортским активностима, *m. quadriceps femoris* има значајну улогу – ходање, трчање, скакање, бацање, пузање, промене смера кретања, итд. Стабилност зглоба колена је условљена оптималном чврстином мишића који му припадају, а четвороглави мишић натколенице је најзначајнији. Два важна неуромеханичка својства овог мишића су могућност да произведе силу ( $\Phi$ ), као и брзина којом генерише силу ( $RFD$ ). Ова два својства се испољавају другачије у зависности од мишићне дужине и услова у којима

делује *m.quadriceps femoris*. Чести примери деловања овог мишића против неког спољашњег оптерећења, са механичког аспекта су у условима дејства екстензора у систему две зглобљене полуге (у тзв. затвореном кинетичком ланцу – ЗКЛ) и изоловано, при једнозглобним покретима попут простих опружања потколенице (тзв. отворени кинетички ланац – ОКЛ).

Процена контрактилних својстава *m.quadriceps femoris*-а се врши путем тестирања. Најчешће примењена метода је лабораторијско, динамометријско тестирање (мерење, прецизније речено – у конкретном случају, мери се, тј. бележи посредством сонде повезане са софтвером, изражено на бројчаној скали, ниво постигнуте мишићне силе и брзине прираста силе). Да бисмо податке добијене на тестовима могли да користимо са сигурношћу о њиховој истинитости, они морају бити поуздани. У експерименталним истраживањима поузданост тестова се проверава статистичким процедурама, чији избор зависи од великог броја фактора (ради прегледа видети Ристић, Ж., 2006; Nelson & Silverman, 2005).

Често коришћена статистичка процедура за процену поузданости тестова је рачунање „ИЦЦ“ (*intraclass correlation coefficient*) – сматра се мером релативне поузданости теста и може се користити за процену поузданости резултата добијених у више покушаја током једног мерења, или за тзв. „тест-ретест“ мерења. У овом истраживању процењивана је поузданост два изометријска теста, путем „ИЦЦ“, при различитим угловима у зглобу колена ( $80^\circ$  -  $130^\circ$ , на  $10^\circ$  размака између два суседна угла), ради утврђивања оних мишићних дужина при којима мишић најстабилније испољава  $\Phi$  и РФД. Додатно су испитиване разлике међу испољеним резултатима за праћене варијабле, при шест различитих зглобних углова, у оба теста појединачно, како би се евидентирало да ли постоје групације зглобних углова са истим или скоро истим резултатом за  $\Phi$  и РФД и тиме добио опсег углова, који би се могли груписати под исту мишићну дужину (нпр. мала, средња, велика), а све у сврху дубље анализе способности мишића да у изометријским условима произведе максималну и експлозивну силу, у зависности од своје дужине.

Проблем овог истраживања био је утврђивање зависности испољавања мишићних својстава ( $\Phi$  и РФД) од промене дужине мишића у отвореном и затвореном кинетичком ланцу за *m.quadriceps femoris*, са аспекта поузданости, како би се прецизирали оптимални услови за њихово праћење, анализу и дијагнозу.

Циљеви рада били су, да се утврди при којим зглобним угловима је најпоузданије испољавање  $\Phi$  и РФД појединачно за оба кинетичка ланца, да се утврди однос промена испољавања мишићних својстава у зависности од промене мишићне дужине у оба теста и упореде узроци различитости тих промена са аспекта механике, као и да се утврде величине разлика резултата при различитим угловима у зглобу колена (мишићним дужинама), како би се одредио одређен број углова који би се као најпоузданији у опсегу дате мишићне дужине, издвојили као њени „представници“, чиме би се поспешио, убрзао и олакшао процес тестирања (заправо, мерења) у оваквим условима.

Хипотезе:

- X1:** Изометријски тестови у ОКЛ и ЗКЛ ће се показати као поуздани за процену  $\Phi$  и РФД;
- X2:**  $\Phi$  и РФД ће показати типичан однос „ $\Phi$ -Л“ мишићне релације у ОКЛ, чиме ће потврдити међусобну повезаност и теоријске поставке зависности испољавања мишићне силе у односу на своју дужину;
- X3:** Највећа поузданост резултата у ОКЛ биће при зглобним угловима једнаким средњој дужини мишића за обе праћене варијабле, док ће најмања поузданост бити при најмањим мишићним дужинама;
- X4:** На основу процене значајности разлика добијених резултата за  $\Phi$  и РФД међу задатим зглобним угловима, биће могуће утврдити различит опсег угла, као представнике одређене мишићне дужине;
- X5:** ЗКЛ ће се показати као поузданији тест од ЗКЛ у дизајну „тест-ретест“.
- X6:** У ЗКЛ,  $\Phi$  и РФД ће показати линеарну повезаност резултата, у зависности од промене зглобног угла, што ће додатно потврдити међусобну зависност, док ће резултати за обе варијабле бити у порасту идући од најмањег до највећег зглобног угла, што ће потврдити теоријске поставке о дејству *m.quadriceps femoris*-а као екстензора у систему две зглобљене полуге у ЗКЛ и значајности коефицијента преноса силе у таквим условима.

## 2. МЕТОД

### 2.1. Опис варијабли

Максимална вољна изометријска мишићна сила ( $\Phi_{\text{макс}}$ ) је описана као највиша тачка нагиба криве сила – време, постигнута током максималне вољне контракције *m.quadriceps femoris* -а испитаника.

Брзина прираста силе ( $\text{РФД}_{\text{макс}}$ ) је дефинисан као максимум првог извода временске функције силе, тј. нагиб силе од почетка прираста до достизања првог пика силе на криви сила – време, постигнут током максималне вољне контракције *m. квадрицепс феморис*-а.

### 2.2 Узорак испитаника

У испитивању је учествовало 9 здравих, физички активних мушкараца, студената Факултета за Спорт и Физичко васпитање, Универзитета у Београду, просечне старости  $23.5 \pm 1.38$  година, просечне телесне масе  $80.75 \pm 7.80$  кг и просечне телесне висине  $181.58 \pm 7.30$  цм, који немају организовану редовну физичку активност. Испитаници су били информисани о сврси испитивања и добровољно су пристали на спровођење протокола мерења.

## 2.3. Протокол мерења

Две недеље и недељу дана пре експерименталног мерења за оба теста, испитаници су спроведени практично кроз комплетан протокол мерења, ради фамилијаризације. Оба теста су вршена тест-ретест дизајну, у два дана мерења за сваки тест у размаку од 72х. Најпре је вршено тестирање у ОКЛ, а након потпуно завршеног тог теста, вршено је тестирање у ЗКЛ.

### 2.3.1. Отворени кинетички ланац

На дан мерења, сваки испитаник је најпре био подвргнут загревању на бицикл-ергометру у трајању од 10 минута, умереног интензитета. Након тога, уследиле су вежбе обликовања, са неколико скипова и поскока у месту и вежбе кратког динамичког растезања. Након тога, следила је процедура постављања електрода на три површинске главе м. *m.quadriceps femoris* -а десне ноге (ради бележења електричне активације мишића током тестирања) и постављање флуоресцентних маркера на латерални део коленог зглоба, ради прецизног означавања осе ротације за тест у ОКЛ. Потом је сваки испитаник седао у седиште „KinCom“ динамометра (Chattanooga Group, Inc., Chattanooga TN) и постављане су „Costum“ мере за све параметре седишта, тако да угао у зглобу кука износи 90°. Након тога, постављена је сонда динамометра на предњи део потколенице у висини на којој доња ивица појаса сонде додирује горњу страну латералног малеулуса. Центар ротације у зглобу колена је представљао латерални феморални кондил, који је био обележен постављањем флуоресцентног маркера. У односу на њега је мерено растојање ноге од динамометра, као и провера поставке динамометра на доњи, предњи део потколенице. Тежина ноге и гравитациона прилагођавања су били регулисани путем софтвера (LabView, ФСФВ). Преко грудног коша, унакрсно, са обе стране раменог појаса, као и попречно преко трбуха, испод позиције пупка, испитаници су били причвршћени за столицу динамометра каишевима, ради стабилности положаја и максимализације изолованости *m.quadriceps femoris* -а током контракције. Додатно, постављен је каиш преко средине натколенице активне ноге који ју је причвршћивао за столицу и онемогућавао кретање ноге у било ком смеру. Нога која није учествовала у покрету слободно је висила са стране, у природном седећем положају, под углом од 90°. (Слика 1). Након што су смештени у положај за извођење задатка, све мере су забележене ради идентичне поставке током поновног мерења, које је следило 7 дана након првог теста. Пре сваког теста, сви испитаници су имали по три приступна покушаја под 3 различита угла (на сваком углу по један) у трајању од по 3с, где су радили најпре једну градирану (подизање силе постепено до максималне), а затим и две под командом „максимално јако и брзо“, на 30с размака. Након приступних контракција, уследио је експериментални протокол мерења, максималне изометријске мишићне силе и брзине прираста силе, под 6 различитих углова који су бирани насумично, у следећем редоследу: 100°, 80°, 130°, 110°, 90°, 120°. Сваки угао је израчунат гониометром (Lafayette Instruments, Indiana, US) и

под сваким углом су биле забележене три исправне контракције. „Неисправном“ контракцијом је сматрана свака која је садржала ССЦ (stretch-shortening cycle – циклус издужења-скраћења мишића), на графику видљив као благи пад силе непосредно пре почетка контракције, два видљиво различита пика у сили и свака контракција која је трајала краће од 3с. Током сваке контракције, испитивачи су бодрили испитанике да контракцију изврше максимално брзо и јако. Визуелни „feedback“ је био доступан на монитору непосредно испред испитаника, међутим био је доступан током контракције само испитивачима, пошто је од испитаника захтевано да држе затворене очи током сваког покушаја и максимално се фокусирају на извођење. Трајање контракције је било 3с, са паузама између контракција при сваком углу од 45с – 1 мин. Трајање пауза између промене зглобних углова било је 5 мин. Током пауза између промене зглобних углова испитаницима је омогућено да ослободе потколеницу из појаса сонде и да попусте каиш који је био постављен преко средине натколенице.



Слика 1. Мерење Фмакс и РФДмакс у ОКЛ

### 2.3.2. Затворени кинетички ланац

Протокол загревања за ЗКЛ је био идентичан оном за ОКЛ. Након загревања, испитаници су седали на „Лег прес“ динамометар (Српски институт за спорт и спортску медицину, Београд), у Заводу за спорт и моторичка тестирања спортиста Србије. Сегменти тела у седећем положају су постављани тако да је при сваком углу угао у зглобу кука и угао у скочном зглобу износио 90°. Истим

гониометром којим је мерен угао у зглобу колена у ОКЛ је мерен и угао у зглобу колена у ЗКЛ. Редослед углова, приступне контракције, неправилне контракције и трајања контракција и пауза при мерењу једнаки су као и за ОКЛ. Фиксирање положаја омогућено је хватом рукама са обе стране натколеница. Додатно је назначено да је забрањено одизање седалне кости од седишта приликом контракције. Свака контракција је вршена десном ногом. Пета је постављана у равни са седалном кости при сваком углу, како би се максимално утицало на учествовање *m.quadriceps femoris* -а у генерисању мишићне силе, у односу на седалне мишиће и задњу ложу бутца (Слика 2). Визуелни приказ је био доступан током контракције на монитору, али због команде испитаницима да држе затворене очи и максимално се фокусирају на брзину и интензитет контракције, испитаници он био доступан само испитивачима. Прво мерење у ЗКЛ је следило 7 дана након другог мерења у ОКЛ, а ретест у ЗКЛ је следдио у року од 7 дана у односу на прво мерење у ЗКЛ. Редослед испитаника је био исти за ЗКЛ и ОКЛ. Пошто је током контракције у ЗКЛ долазило до промене угла у зглобу колена током контракције, сваки зглобни угао је мерен при контрахованом положају ноге. Један испитивач (увек исти) је регулисао правилност изведбе и угао у зглобу колена током мерења, а један бележење резултата, давање команде за почетак и крај контракције.



Слика 2. Мерење Фмакс и РФДмакс у ЗКЛ.

## 2.4. Прикупљање и статистичка обрада података

Ниво остварене мишићне силе који је бележила сонда динамометра процесираан је директно у компјутерски програм LabView (ФСФВ, 500 ХЗ), повезан са динамометром. Сирови сигнал резултата бележен је као „Excel-DAT“ фајл који је садржао податке о оствареној сили од почетка до краја контракције – 3.000 резултата (за сваки мс контракције, током 3с контракције), као и „Excel-RES“ фајл са подацима о почетној сили (сила за време мировања под дејством тежине ноге), укупно оствареној сили и разлици између остварене и почетне (стварни резултат достигнуте мишићне силе), као и резултат достигнуте РФД.

Остварена  $\Phi$  и РФД представљене су кроз апсолутне вредности забележених резултата (Њутн и Њутн/секунд). Добијени резултати представљени су дескриптивном статистиком (МЕАН, СД).

Сви подаци из Excel формата су затим пребацивани у СПСС (17.2) ради статистичке обраде података. Коришћена статистичка процедура за процену поузданости резултата једног мерења, као и „тест-ретест“ мерења била је „интраклас корелациони коефицијент“ – ИЦЦ, са поставкама „Absolute agreement“ и „Two-way mixed effects“. Податак из ИЦЦ анализе који је узиман за тумачење и интерпретацију резултата је узиман из „Average measure“ опције. Сви добијени резултати ИЦЦ анализе су добијени на нивоу  $p > 0.05$ .

За проверу разлика у оствареним мишићним силама ( $\Phi_{\max}$ ), као и брзини прираста силе ( $\text{РФД}_{\max}$ ) између различитих зглобних углова, коришћена је статистичка процедура АНОВА за поновљена мерења, на нивоу значајности  $p > 0.05$ .

## 3. РЕЗУЛТАТИ

Добијени резултати за све праћене варијабле, у оба задатка за два дана мерења, при шест различитих зглобних углова (мишићних дужина), су приказани у Табели 1 (Дескриптивна статистика, приказана у виду МЕАН (СД)). Сви приказани резултати (МЕАН) су приказани као укупна средња вредност резултата сваког појединачног испитаника, чији резултат је представљала средња вредност добијена из три појединачна покушаја.



**Табела 1.** Максимална изометријска сила (Фмакс) И брзина прираста силе (РФД) забележени при изводјењу опрузања потколенице под различитим зглобним угловима, у отвореном (ОКЛ1 И ОКЛ2) И затвореном (ЗКЛ1 И ЗКЛ2) ланцу. Резултати су представљени као МЕАН (СД)

	80	90	100	110	120	130
<b>ОКЛ 1 Фмакс (N)</b>	494.47 (66.14)	558.70 (90.17)	706.25 (108.04)	787.41 (137.44)	758.98 (137.96)	706.92 (104.55)
<b>ОКЛ 2 Фмакс (N)</b>	514.72 (76.28)	573.64 (108.82)	703.00 (135.02)	784.72 (122.02)	732.45 (118.67)	659.93 (97.89)
<b>ОКЛ 1 РФДмакс(N/s)</b>	2920.71 (245.02)	3181.89 (335.83)	3754.54 (462.25)	4161.42 (544.71)	4040.35 (502.57)	3900.21 (631.82)
<b>ОКЛ 2 РФДмакс(N/s)</b>	3061.76 (284.66)	3280.36 (379.59)	3819.82 (456.09)	4169.81 (522.78)	3999.61 (651.25)	3734.16 (560.53)
<b>ЗКЛ1 Фмакс (N)</b>	788.60 (209.96)	922.11 (227.67)	1415.80 (206.77)	1438.80 (363.26)	1880.49 (468.96)	2448.57 (582.25)
<b>ЗКЛ2 Фмакс (N)</b>	812.16 (208.15)	960.85 (177.39)	1382.05 (313.28)	1566.62 (322.69)	1971.19 (441.39)	2601.26 (621.49)
<b>ЗКЛ1 РФДмакс(N/s)</b>	3625.90 (764.97)	4334.13 (802.70)	6371.91 (747.30)	6264.34 (1216.95)	7680.31 (1487.44)	9108.95 (1682.84)
<b>ЗКЛ2 РФДмакс(N/s)</b>	3812.36 (790.70)	4483.41 (691.47)	6120.30 (1210.61)	6713.90 (1051.28)	8109.90 (1324.51)	9712.70 (1667.99)

### 3.1. Поузданост

У табелама 2 и 3 су приказани резултати са ИЦЦ коефицијентима, који говоре о поузданости праћених варијабли. Оба теста показују „високу“ поузданост за мерења извршена у једном дану, при свих шест углова, за све праћене варијабле, док се поузданост креће у опсегу од „ниске“, до „веома високе“, за резултате добијене за тест-ретест мерења.

**Табела 2.** ИЦЦ за ОКЛ за оба дана мерења

Угао	ОКЛ1 Фмакс	ОКЛ2 Фмакс	ОКЛ 1-2 Фмакс	ОКЛ 1-2 Фмакс/авг	ОКЛ1 РФДмакс	ОКЛ2 РФДмакс	ОКЛ 1-2 РФДмакс	ОКЛ 1-2 РФДмакс/авг
<b>80</b>	0.98	0.98	0.92	0.94	0.89	0.94	0.66	0.60
<b>90</b>	0.99	0.98	0.91*	0.91*	0.94	0.93	0.65	0.60
<b>100</b>	0.98	0.99	0.93	0.94	0.96	0.98	0.83	0.87
<b>110</b>	0.98	0.98	0.87	0.88	0.97	0.97	0.87	0.87
<b>120</b>	0.99	0.98	0.71	0.72	0.97	0.96	0.76	0.77
<b>130</b>	0.98	0.97	0.51	0.50	0.91	0.96	0.35	0.60

„1“ – први дан тестирања; „2“ – други дан тестирања; „1-2“ – поузданост поновљених мерења у два дана. „\*“ означава резултате са 8 испитаника.

**Tabela 3. ИЦЦ за ЗКЛ**

Ugao	ZKL1 Fmax	ZKL2 Fmax	ZKL 1-2 Fmax	ZKL 1-2 Fmax/ avg	ZKL 1 RFDmax	ZKL 2 RFDmax	ZKL 1-2 RFDmax	ZKL 1-2 RFDmax/ avg
80	0.98	0.99	0.94	0.95	0.96	0.97	0.78	0.80
90	0.98	0.97	0.88	0.91	0.93	0.92	0.86	0.81
100	0.98	0.98	0.86*	0.87*	0.89	0.95	0.83	0.67*
110	0.97	0.99	0.93	0.88	0.94	0.93	0.93	0.79*
120	0.98	0.98	0.91	0.92	0.96	0.97	0.85	0.67
130	0.98	0.95	0.86	0.91	0.96	0.94	0.61	0.63

„1” – први дан тестирања; „2” – други дан тестирања; „1-2” – поузданост поновљених мерења у два дана. „\*” означава резултате са 8 испитаника.

За Фмакс, у ОКЛ и ЗКЛ у оба дана мерења појединачно, добијена је веома висока поузданост, док је за РФДмакс забележена „висока“ до веома „висока поузданост“.

Са аспекта поређења најбољег измереног појединачног покушаја по дану за два дана мерења („ВАР“макс 1-2), добијени су различити ИЦЦ, у зависности од посматраног зглобног угла, праћене варијабле и избора теста, стога поузданост варира од „ниске“ до „веома високе“ : Фмакс 1-2 (ОКЛ): 0.51 – 0.93; Фмакс 1-2 (ЗКЛ): 0.86 – 0.94; РФДмакс 1-2 (ОКЛ): 0.35 – 0.87; РФДмакс 1-2 (ЗКЛ): 0.61 – 0.93. За све праћене варијабле, најмањи ИЦЦ су добијени при углу од 130°.

Са аспекта поређења просечних вредности добијених из три покушаја у једном дану, за два дана мерења („ВАР“макс/авг 1-2), поузданост такође варира у зависности од праћених варијабли, зглобног угла и избора теста: Фмакс/авг 1-2 (ОКЛ): 0.50 – 0.94; Фмакс/авг 1-2 (ЗКЛ): 0.87 – 0.95; РФДмакс/авг 1-2 (ОКЛ): 0.60 – 0.87; РФДмакс/авг 1-2 (ЗКЛ): 0.63 – 0.81.

Када се поузданост добијених резултата посматра са аспекта зглобних углова, за све праћене варијабле, за ОКЛ, може се запазити да зглобни углови од 110° (ИЦЦ: 0.87 – 0.98) и 100° (ИЦЦ: 0.83 – 0.98) показују највећу стабилност високе поузданости, да би се угао у зглобу колена од 130° (0.35 – 0.98) у ОКЛ показао као угао са највећим варијабилитетом поузданости. Важно је запазити да на мањи ниво поузданости у приказаним интервалима за све посматране углове утичу, најпре дизајн мерења (1-2) а затим и измерена варијабла (РФД).

Када је ЗКЛ у питању, добија се другачија слика по питању стабилности поузданости углова у односу на мерене варијабле и дизајн мерења. У овом истраживању, најстабилнију поузданост резултата је при зглобним угловима од 90° (ИЦЦ: 0.81 – 0.98), 110° (ИЦЦ: 0.79 – 0.99) и 80° (ИЦЦ: 0.78 – 0.99), док је највећа варијабилност резултата при углу од 130° (ИЦЦ: 0.61 – 0.98)

Са аспекта поређења свих праћених варијабли, ИЦЦ за измерену  $\Phi_{\text{макс}}$  су је издвојили као најпоузданију у оба теста ( ОКЛ: 0.97 – 0.99; ЗКЛ: 0.95 -0.99), док се најмање поузданом у ОКЛ показала РФДмакс 1-2 (0.35 – 0.87), а у ЗКЛ РФД-макс/авг 1-2 ( 0.63 – 0.81).

### 3.2. Разлике у $\Phi_{\text{макс}}$ и РФДмакс у зависности од промене зглобног угла

Резултати који представљају значајност разлика добијених резултата за  $\Phi$  и РФД (добијена као просечна вредност из три покушаја,за сваки угао појединачно) добијени су на нивоу значајности  $p=0.05$ .

#### 3.2.1. Отворени кинетички ланац

##### 3.2.1.1. Максимална вољна изометријска мишићна сила ( $\Phi_{\text{макс}}$ )

У табелама 4 и 5 приказани су резултати  $\Phi_{\text{макс}}$  за први и други дан мерења:

**Табела 4.** АНОВА за поновљена мерења, *Отворени кинетички ланац,  $\Phi_{\text{макс}}$ , први пут*

ОКЛ1	80	90	100	110	120	130
80	x	.281	.001	.001	.002	.004
90	.281	x	.001	.001	.014	0.89
100	.001	.001	x	.630	1.000	1.000
110	.001	.001	.630	x	1.000	.497
120	.002	.014	1.000	1.000	x	1.000
130	.004	.089	1.000	.497	1.000	x

**Табела 5.** АНОВА за поновљена мерења, *Отворени кинетички ланац,  $\Phi_{\text{макс}}$ , други пут*

ОКЛ2	80	90	100	110	120	130
80	x	.113	.002	.000	.000	.003
90	.113	x	.002	.000	.005	.590
100	.002	.002	x	.295	1.000	1.000
110	.000	.000	.295	x	.636	.121
120	.000	.005	1.000	.636	x	.194
130	.003	.590	1.000	.121	.194	x

Разлике у испољеној сили при зглобним угловима од 80° И 90° нису значајне, док Фмакс измерена при зглобном углу од 90° није статистички значајна ни од Фмакс измереном при зглобном углу од 130°. Резултати при зглобним угловима од 100°, 110°, 120° и 130° нису статистички значајно различити у испољеној Фмакс.

Добијене разлике у испољеној мишићној сили показују тренд прираста у генерисању мишићне силе, идући од мањих зглобних углова ка већим, са пиком при зглобним угловима од 110° или 120°, након чега мишићна сила опет почиње да опада даљим опружањем ноге (130°).

### 3.2.1.2. Брзина прираста силе (РФДмакс)

Табеле 6 и 7 приказују резултате АНОВА-е за поновљена мерења, за измерену РФДмакс у отвореном кинетичком ланцу, при шест различитих зглобних углова, за оба дана мерења појединачно:

**Табела 6.** Отворени кинетички ланац, РФД, први пут

ОКЛ1	80	90	100	110	120	130
80	x	.224	.001	.000	.001	.011
90	.224	x	.036	.000	.009	.171
100	.001	.036	x	.201	.302	1.000
110	.000	.000	.201	x	1.000	1.000
120	.001	.009	.302	1.000	x	1.000
130	.011	.171	1.000	1.000	1.000	x

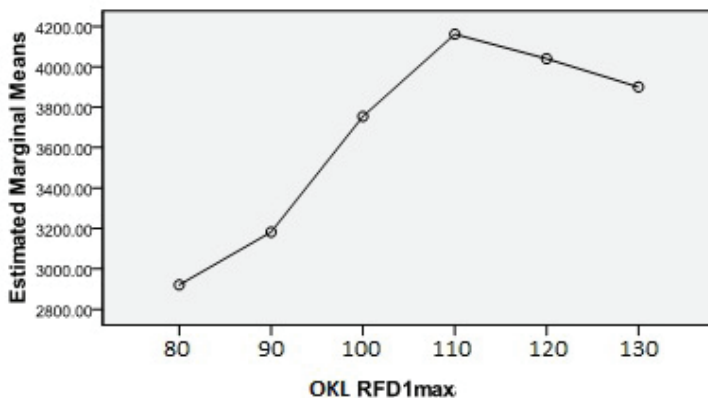
**Табела 7.** Отворени кинетички ланац, РФД, други пут

ОКЛ2	80	90	100	110	120	130
80	x	.102	.002	.000	.006	.010
90	.102	x	.002	.000	.007	.033
100	.002	.002	x	.190	1.000	1.000
110	.000	.000	.190	x	1.000	.055
120	.006	.007	1.000	1.000	x	.158
130	.010	.033	1.000	.055	.158	x

Као што је могуће видети у делу који говори о поузданости резултата, РФДмакс се показала као варијабла са већим варијабилитетом по питању поузданости.

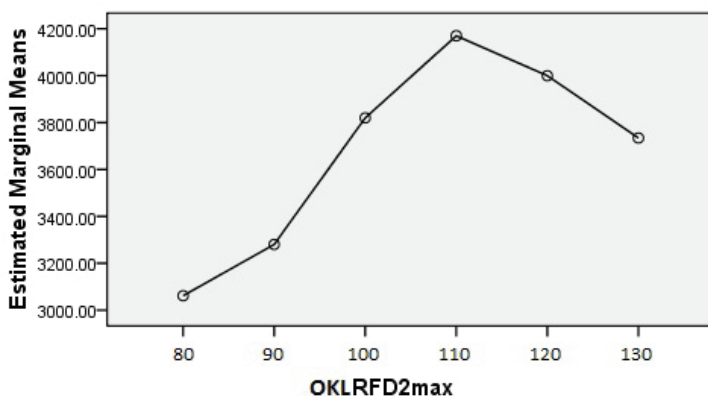
Генерално, у првом дану мерења, резултати за РФДмакс подударују се са резултатима добијеним за испољену Фмакс, када су у питању значајности разлика између зглобних углова. Нема статистички значајних разлика у добијеним

результатима за зглобне углове од 80° и 90° (сиг: .224), као и за угао од 90° и 130° (сиг: .171), док су са друге стране, разлике за углове од 100°, 110°, 120° и 130 међусобно, статистички безначајне, са разликом што је за РФДмакс најмањи резултат у групи зглобних углова везан за угао од 100°.



**График 1.** Промене у испољеној брзини прираста силе (РФД) са променом зглобног угла, при угловима од 80° - 130°, првог дана мерења. Разлике између углова постоје између свих шест праћених зглобних углова, али се на графику јасно може уочити да постоје само две значајно различите групације углова, од којих једној припадају углови од 80° и 90°, док се у другу могу сврстати остала четири угла (100°, 110°, 120°, 130°)

Резултати АНОВА-е добијени другог дана мерења упућују на сличан однос између зглобних углова, са разликом за однос између 90° и 130° (сиг: .033), који наводи на закључак да се испољена РФДмакс при ова два угла значајно разликује, иако близу граница статистичке значајности. График 3 може послужити бољој анализи табеларно приказаних резултата.



**График 2.** Промене у испољеној брзини прираста силе (РФД) са променом зглобног угла, при угловима од 80° - 130°, другог дана мерења. Поред видљивих разлика у испољеној РФДмакс између свих зглобних углова, такође се могу уочити две значајно различите групације зглобних углова: 80°-90° и 100°-130°.

Односи резултата свих углова су једнаки у оба дана мерења (показују скоро идентичан тренд прироста, тј. пада силе и брзине прираста силе, идући од најмањих зглобних углова ка највећем), са изузетком за зглобни угао од 130°, који првог дана показује вредности  $\Phi_{\text{макс}}$  и  $R\Phi_{\text{Дмакс}}$  нешто изнад угла од 100°, док другог дана показује вредности  $\Phi_{\text{макс}}$  и  $R\Phi_{\text{Дмакс}}$  за нијансу мање од 100°.

### 3.2.2. Затворени кинетички ланац

#### 3.2.2.1. Максимална вољна изометријска мишићна сила ( $\Phi_{\text{макс}}$ )

У табелама 8 и 9 приказани су резултати за разлике у оствареној максималној вољној изометријској сили, између шест различитих углова.

**Табела 8.** АНОВА за поновљена мерења, *Затворени кинетички ланац*,  $\Phi_{\text{макс}}$ , први пут

ЗКА1	80	90	100	110	120	130
80	x	.015	.000	.000	.000	.000
90	.015	x	.000	.000	.000	.000
100	.000	.000	x	1.000	.016	.001
110	.000	.000	1.000	x	.003	.000
120	.000	.000	.016	.003	x	.000
130	.000	.000	.001	.000	.000	x

**Табела 9.** АНОВА за поновљена мерења, *Затворени кинетички ланац*,  $\Phi_{\text{макс}}$ , други пут

ЗКА2	80	90	100	110	120	130
80	x	.028	.001	.000	.000	.000
90	.028	x	.006	.001	.001	.000
100	.001	.006	x	.122	.002	.000
110	.000	.001	.122	x	.007	.000
120	.000	.001	.002	.007	x	.001
130	.000	.000	.000	.000	.000	x

Осим углова од 100° и 110° међу којима не постоје статистички значајне разлике, у оба дана мерења, други углови показују значајне разлике у испољеној  $\Phi_{\text{макс}}$ . При углу од 80° сила има најмање вредности, док су највеће вредности силе забележене при углу од 130°, са скоро линеарним трендом у прирасту.

### 3.2.2.2 Брзина прираста силе (РФДмакс)

У табелама 10 и 11 приказани су резултати разлика прикупљених резултата за достигнуте РФДмакс у два дана мерења. За разлику од Фмакс, значајних разлика у првом дану мерења за РФДмакс нема за углове  $100^{\circ}$  -  $110^{\circ}$ , као и за углове  $100^{\circ}$  -  $120^{\circ}$ . Осим тога, забележена РФДмакс при углу од  $110^{\circ}$  је нешто мања него при углу од  $100^{\circ}$  (видети табелу 1).

**Табела 10.** АНова за поновљена мерења, ЗКЛ, РФД, први пут

ZKL1	80	90	100	110	120	130
80	x	.029	.000	.000	.000	.000
90	.029	x	.000	.000	.000	.000
100	.000	.000	x	1.000	.130	.003
110	.000	.000	1.000	x	.030	.001
120	.000	.000	.130	.030	x	.000
130	.000	.000	.003	.001	.000	x

**Табела 11** - АНОВА за поновљена мерења, ЗКЛ, РФД, други пут

ZKL2	80	90	100	110	120	130
80	x	.034	.001	.000	.000	.000
90	.034	x	.015	.004	.001	.000
100	.001	.015	x	1.000	.002	.000
110	.000	.004	1.000	x	.009	.000
120	.000	.001	.002	.009	x	.001
130	.000	.000	.000	.000	.001	x

За разлику од првог дана мерења, другог дана мерења вредности забележене за РФДмакс показују скоро линеаран однос у порасту као Фмакс, идући од крајње издужене ( $80^{\circ}$ ) до крајње скраћене ( $130^{\circ}$ ) позиције мишића. Као и код резултата за Фмакс у другом дану и овде је једина промена у порасту резултата окарактерисана као безначајна при померању позиције зглоба колена са  $100^{\circ}$  на  $110^{\circ}$  (сиг: 1.000).

## 4. ДИСКУСИЈА

Сврха овог истраживања била је да се утврди поузданост изометријских тестова за мишиће опружаче потколенице путем ИЦЦ, у ОКЛ и ЗКЛ при 6 различитих зглобних углова, са аспекта дизајна теста („интра“ – унутар појединачних мерења и „интер“ – између два дана мерења - „тест-ретест“

парадигма), врсте теста (ОКЛ и ЗКЛ) и праћених варијабли (Фмакс и РФДмакс). Додатно, испитане су и разлике за добијене резултате Фмакс и РФДмакс између углова (АНОВА за поновљена мерења), како би се евентуално утврдиле групације са опсегом углова при којима праћене варијабле не испољавају значајне разлике. Интерпретација ИЦЦ у овом истраживању одговара критеријумима које су користили Соле Г. и сарадници (2007), према којима је поузданост од 0.50-0.69 умерена, 0.70-0.89 висока, док је 0.90 и већа карактерисана као веома висока поузданост.

## 4.1. Поузданост

### 4.1.1. Отворени кинетички ланац

Мерење Фмакс и РФДмакс у ОКЛ показало се као високо, до веома високо поуздан тест (ИЦЦФмакс: 0.97 – 0.99; ИЦЦРФДмакс: 0.89 – 0.98; укупан опсег за свих шет углова), када се говори о варијабилности резултата добијеној при упоређивању 3 различита покушаја у току једног дана мерења. Ови подаци су у складу са истраживањем Соле, Г. и сар. (2007), чији налази сугеришу да је поузданост Фмакс на „КинКом“ динамометру веома висока - ИЦЦ: 0.95. Сличне резултате за изометријске Фмакс и РФДмакс пријављују у свом истраживању Маффиулетти и сар. (2007) (ФмаксИЦЦ: 0.98; РФДмаксИЦЦ: 0.92), при углу од 120° између натколенице и потколенице, у ОКЛ.

Међутим, за ово истраживање је важнија била поновљивост резултата у различитим данима мерења, па ће и резултатима добијеним из „тест-ретест“ дизајна бити посвећена већа пажња у дискусији.

У постављеном „тест-ретест“ дизајну измерене варијабле су биле биле подвргнуте процени поузданости у два аспекта – 1. Поређење две максималне вредности из два дана мерења, добијене из три покушаја за сваки дан појединачно („ВАР“маx1-2) и 2. Поређење две просечне вредности из два дана мерења, добијене из три покушаја за сваки дан појединачно („ВАР“маx/авг1-2). Циљ је био да се утврди која варијабла ће се показати поузданијом, а тиме и прикладнијом за праћење у наредним истраживањима везаним за ову проблематику.

Резултати добијени у ОКЛ за Фмакс1-2 наспрам Фмакс/авг1-2 су скоро идентични за све зглобне углове, осим за угао од 130° за РФД (0.35 за „макс1-2“ наспрам 0.60 за „макс/авг1-2“). Први закључак који се може извести из оваквог односа резултата је, да у опсегу углова од 80° -120° за Ф и РФД са аспекта поузданости, није важно који ће се приступ заузети приликом мерења поменутих варијабли, док се однос поузданости мења при даљем опружању ноге у корист просечних вредности, о чему сведочи однос резултата при углу у зглобу колена од 130°. Нешто већу поузданост резултата за мишићну силу у поређењу са овим истраживањем, добили су Маффиулетти и сар. (2007) - ИЦЦФмакс: 0.97 (наспрам ИЦЦФмакс1-2: 0.72), за угао у зглобу колена од 120° (РФД се показала једнако



поузданом на углу од  $120^\circ$ ). Потенцијални узроци разлика могу проићи из неколико извора – најпре, величина узорка код Maffiuletti et al. (2007) је више него тродупло већа и узета је према препорукама Валтер и сар. (1998; према Maffiuletti et al., 2007) за истраживања која се баве поузданошћу (30 испитаника), а затим и у дужини контракције (3с наспрам 4-5с), што може утицати на мању поузданост резултата код краћих контракција, због непојављивања другог, већег и коначног (тзв. „касног“) пика у мишићној сили (Хоусехам и сар., 2004). Додатно, разлика је и у самој поставци ИЦЦ – аутори су узимали „сингле меасуре“ вредност резултата, док је за потребе овог рада узимана „авераге меасуре“, међутим оба истраживања сугеришу да је измерена Фмакс при том зглобном углу поуздана.

Са друге стране, Bellumori и сар. (2011) су добили опсег поузданости за РФДмакс у ОКЛ при зглобном углу од  $110^\circ$  у опсегу од 0.57 – 0.84, у зависности од броја пулсних изометријских контракција, где највећа поузданост припада највећем броју контракција и обратно. Ти налази су веома слични онима који су добијени у овом истраживању (РФДмаксИЦЦ: 0.87 за угао од  $110^\circ$ ), што сугерише да је РФД стабилан и поуздан показатељ мишићних својстава када се мери при углу од  $110^\circ$ .

Поузданост у оба приступа спроведеног истраживања показује одређени тренд промена у зависности од зглобног угла, са нешто другачијим променама у зависности од праћене варијабле (Ф или РФД). Ове различитости у променама поузданости са променом зглобног угла, између варијабле би на први поглед могле деловати неочекивано, с обзиром на то да Мирков и сар. (2004), Ивановић, Ј. и Допсај, М. (2013), Andersen & Aagaard (2006) закључују да је РФДмакс „Фмакс-зависна варијабла“ и да су међусобно у уској вези, те би и исти механизми могли утицати на њихову поузданост у истој или сличној мери.

Постоји неколико фактора којима би се могао објаснити различит степен поузданости Фмакс и РФДмакс у односу на зглобни угао, иако исти фактори делују.

Најпре, познато је да максимална мишићна сила зависи највише од попречног пресека мишића, док на РФД утичу и типови мишићних влакана, фреквенција пражњења мотонеурона, композиција тешких ланаца миозина (Мирков и сар, 2004; Bellumori et al, 2011), максимална мишићна сила, виско-еластична својства мишићно-тетивног комплекса (Andersen & Aagaard, 2006; Aagaard et al, 2002; Holtermann et al, 2007). Тако, при зглобном углу од  $130^\circ$  (који показује ниску поузданост за обе варијабле), мишић је скраћен у већој мери од оптималне, која је према одређеном броју аутора (Николић, З., 2003; Raccier, Macintosh & Herzog, 1999; Thorstensson et al., 1976, према Maffiuletti et al., 2007) у опсегу од  $110^\circ$  -  $120^\circ$ . Иако неки аутори сматрају да и зглобни угао од  $130^\circ$  улази у опсег оптималних углова за испољавање мишићне силе (Нафадее et al., 1972), долази до проблема у механичком и физиолошком смислу, који утичу на стабилност генерисања мишићне силе – Унутрашњи отпор даљем скраћењу мишића се дешава из разлога што актински филаменти из једне половине саркомере улазе на другу страну „Х“ пруге, у поље супротне оријентисаности деловања миозинских мостића, што

узрокује варијације у коначној генерисаној сили. На овај начин се такође повећава вискозност и осмотски притисак у саркомери. Затим, саркомере су толико збијене, да не постоји могућност адекватног дотока еферентних импулса послатих из ЦНС-а до средишњих саркомера у мишићу (Rassier, Macintosh & Herzog, 1999; Николић З., 2003). Додатан разлог мањој поузданости за Фмакс и РФДмакс при овом углу може бити и велико оптерећење које трпи предња укрштена веза у ОКЛ при угловима изнад  $120^\circ$  (Spairani et al., 2012; Beutler et al., 2002, Mikkelsen et al., 2000), услед већег крака тангенцијалне компоненте резултантне мишићне силе, која тежи да повуче тибиае-у напред. Додатно, због веће издужености антагониста (задње ложе бута) (Lindahl et al., 1969), као и информације о великом напону који у ЦНС шаљу рецептори унутар зглоба колена и из тетиве чашице (Pincivero et al, 2004), укључују се рефлексни механизми (Lynn Snider-Mackler, 1996; Becker & Awiszus, 2001, према Huliger, M. 1984. и 1987), нарочито снажно провоцирани јер је задатак постићи максималну силу најбрже могуће, који у одређеној мери мењају и ометају координатну шему контракције.

За углове од  $110^\circ$  и  $120^\circ$  поузданост резултата за Ф и РФД се скоро и не разликују (Табела 2). Овакви подаци би могли наћи оправдање у чињеници да су ово зглобни углови при којима су механички предуслови идеални за испољавање свих параметара везаних за силу мишића, посредством искључиво активне компоненте, те нема утицаја кочећих механизма, који би могли нарушити стабилност генерисања мишићне силе. У оваквим механичким условима је видљиво колико варијабилност резултата може зависити од тренутних психолошких карактеристика испитаника (Househam и сар., 2013), а тиме и колико су Фмакс и РФДмакс заправо „осетљиве“ варијабле. Са аспекта мишићне силе, у ОКЛ, углови од  $80^\circ$ ,  $90^\circ$  и  $100^\circ$  показали су се као једнако, веома високо поуздани. Једнаку, веома високу поузданост (ИЦЦ: 0.92) пријављују и Мирков и сар (2004) за екстензоре у зглобу лакта, за Фмакс при углу од  $90^\circ$ . Висока поузданост би могла бити последица тога што у овим позицијама механички услови (спојеви актина и миозина, однос тангенцијалне и радијалне компоненте мишићне силе, крак мишићне и спољне силе) и физиолошки услови (утицај на предњу укрштenu везу и на мишићна вретена) стварају средину за стабилну контракцију. При издуживању саркомере смањује се размак између актина и миозина (за 5-6нм). Услед тога се ремети нормална функција попречних мостића, јер уместо почетног угла од  $90^\circ$  између испуста мостића и влаканца миозина, контракција започиње под већим или мањим углом зависно од деформација услед смањења размака, што резултира смањењем мишићне силе (Николић З., 2003). Мали крак спољне силе и однос тангенцијалне и радијалне компоненте мишићне силе узрокују мање оптерећење на предњу укрштenu везу. Са друге стране, повећана активност мишићних вретена при издуженом мишићу појачава контракцију, те нема рефлексних механизма који би инхибирали контракцију и тиме нарушавали њену стабилност. Поузданост РФД за угао од  $100^\circ$  (ИЦЦ: 0.87) идентична је оној коју пријављују Мирков и сарадници (2004) за екстензоре у зглобу лакта. Међутим, углови од

90° и 80° се показују као једнако ниско поуздани (Табела 2). С обзиром да је РФД варијабла која је се испољава као сила у функцији времена ( $N/s$ ), тј брзине, било какво усложњавање услова ће лоше утицати на ефикасност њеног испољавања. Поред тога што физиолошки и механички услови, као и за Фмакс, умањују вредност РФД при већим дужинама мишића, исти фактори очигледно утичу неповољно и на њену стабилност. на основу чега би се могло претпоставити да на поузданост РФД утиче мишићна дужина, без обзира о којој се мишићној групи говори. У том погледу, РФД се показује као својство мишића које је пожељно мерити само у оптималним условима за испољавање активне компоненте мишићне силе.

Нажалост, нема истраживања која су нама позната а да су се бавила узроцима поузданости на овим мишићним дужинама, са аспекта мишићне механике и физиологије, те је и закључак овог истраживања на ту тему више у виду претпоставке на основу теоријских поставки које се тичу релација Ф-Л и Ф-Т мишића.

#### 4.1.2. Затворени кинетички ланац

Резултати поузданости за ЗКЛ приказани су на исти начин као и за ОКЛ (Табела 3). ЗКЛ је, као тест високо поуздан са аспекта тзв. „унутрашње поузданости“. Скоро идентичне резултате износе у свом истраживању Paradopolous и сар (2008) за поузданост Фмакс (0.95 – 0.98), у ЗКЛ, док Мирков и сар (2004) пријављују ИЦЦ: 0.87 за РФДмакс. Поред тога, Пападопулоус и сар. (2012) пријављују ИЦЦ: 0.96 за Фмакс и 0.95 за РФДмакс, за два упоређена покушаја у једном мерењу, при изометријским мишићним контракцијама. На основу оваквих података може се закључити да је мерење изометријске мишићне контракције у ЗКЛ у узастопним покушајима током једне сесије мерења веома високо поуздана процедура.

Са аспекта „тест-ретест“ дизајна, ЗКЛ се показао генерално као поузданији тест него ОКЛ, за обе праћене варијабле (Табеле 2 и 3), са поузданошћу у опсегу од „високе“ до „веома високе“ за Фмах1-2 и Фмах/авг1-2 и „умерене“ до „високе“ за РФДмах1-2 и РФДмах/авг1-2. Слично овом истраживању, Davies G. and Heiderscheit, B. (1997) пријављују ИЦЦ(2,1) у опсегу од 0.89 – 0.94 за Фмакс (у опсегу од 90° - 175° у зглобу колена, у концентричном режиму рада мишића), за поновљена мерења. Одређени број аутора (Мирков и сар., 2004; Ивановић, Ј. и Допсај, М., 2013) указују на високу корелацију Ф и РФД у свим режимима мишићног напрезања, те се резултати Davies G. and Heiderscheit, B. (1997) могу прихватити као адекватни за поређење са овим истраживањем, а на основу њих се може закључити да је мерење максималне изометријске мишићне силе у ЗКЛ, при поновљеним мерењима поуздана процедура.

Када је у питању РФД, очекивано су добијени нешто нижи ИЦЦ у односу на максималну вољну изометријску силу. Занимљиво је што су у овом случају, ИЦЦ значајно већи за РФДмакс1-2 при свим угловима, осим при 80° и 130°, те би на основу резултата овог истраживања логично било предложити максималне вред-

ности као избор при праћењу РФД у ЗКЛ, што и јесте био случај код Миркова и сарадника (2004). У образлагању резултата свог истраживања, Ивановић, Ј. и Допсај М. (2013) наводе податак да се поузданост РФД креће у опсегу од 0.76 – 0.79, за изометријску контракцију у стојећем положају, за опружаче потколенице.

Коначно, закључујемо да поузданост РФД за изометријску мишићну контракцију у ЗКЛ варира од умерене до веома високе, у зависности од угла у зглобу колена и позиције у којој се тест врши (седећи или стојећи положај).

Нешто већи степен поузданости добијен за обе праћене варијабле у ЗКЛ, у односу на ОКЛ, своје узроке налази у одређеном броју физиолошких и механичких чињеница. Покрети у ЗКЛ се сматрају специфичнијом и сигурнијом активношћу него ОКЛ. Студије које су се бавиле поређењем ЕМГ активности м. quadriceps femoris-а оба ланца, запажају ранију и симултанију активацију свих глава овог мишића у ЗКЛ, као и већу и ранију ко-контракцију мишића задње ложе бута (Stensdotter i sar., 2003; Lynn Snyder-Meckler, 1996; Spairani i sar., 2012; Ellenbecker T. S., Davies G J., 2001), што много утиче на стабилност зглоба колена. Због веће и раније коактивације задње ложе бута, као и мм. гастрорцемии, за које је познато да представљају синергисте предњој укрштеној вези (Lynn Snyder-Meckler; Mikkelsen et al., 2000), тежња м. quadriceps femoris -а да се тибиа ишчупа ка напред је много мања у ЗКЛ него у ОКЛ. То је нарочито изражено у опсегу зглобних углова од 116 - 170° (Ellenbecker T. S., Davies G. J., 2001) у који се у великој мери уклапа опсег углова обухваћен овим истраживањем. Затим, ранија активација ВМ при контракцијама у ЗКЛ смањује латерални притисак у коленом зглобу и на бочне везе, чиме ствара безбедније услове за деловање (Spairiani et al., 2012).

Прегледну представку механичких разлика, табеларно су приказали Ellenbecker T. S., Davies G. J. (2001) (Табела 13):

**Табела 12.** Механичке карактеристике ОКЛ и ЗКЛ. Преузето и модификовано из Ellenbecker T. S., Davies G. J., 2001 (2001, п3, Табле 1.1)

Позиција	ОКЛ	ЗКЛ
Образак стреса	ротаторни	линеарни
Бр центара ротације	један	више
Природа зглобних сегмената	један мирује док се други ротира изоливан покрет	оба сегмента се крећу симултано
Број pokretnih zglobova	минимална ко-контракција	значајна мишићна ко-
Мишићно ангажовање	често нефункционални	контракција значајно функционално
Кретни образац		оријентисан

Ове разлике би такође могле ићи у прилог већој поузданости резултата добијених код ЗКЛ. Однос момента мишићне силе има другачију динамику у ЗКЛ и ОКЛ. Код ОКЛ, момент силе се повећава са опружањем ноге изнад  $90^\circ$ , док се код ЗКЛ он повећава идући од опруженог положаја ка мањим зглобним угловима у зглобу колена.

Оно што може додатно оправдати мању поузданост  $F_{\text{макс}}$  и  $RFD_{\text{макс}}$  у оба ланца при углу од  $130^\circ$ , јесу подаци које износе Spairiani и сар., (2012), да се у ВМ, који је активнији при већим зглобним угловима, могу издвојити два дела мишића која су различите структуре и различито активни у зависности од дужине при којој мишић делује – ВМО („обликус“) и ВМЛ („лонгус“). ВМО је постављен ближе зглобу колена са влакнима постављеним више управно у односу на пружање фемур-а него што је то случај код ВМЛ. Такође, аутори наводе да је у ВМО већи проценат влакана „типа 2“ него у ВМЛ, а да су таква влакна окарактерисана као влакна са већом варијабилношћу у активацији у односу на мишићна влакна „типа 1“ (повезано са дијаметром влакна, за који је познато да је већи код мишићних влакана „типа 2“). Како ВМ повећава свој удео у контракцији мишића са опружањем ноге, у оба ланца (иако је активнији од почетка у ЗКЛ, у опруженијим позицијама се сила генерише више на његов рачун), са све већим уделом ВМО који је ближи зглобној чашици, доћи ће и до веће варијабилности у резултатима за  $F_{\text{макс}}$  и  $RFD_{\text{макс}}$  у оба ланца.

Ова чињеница је нарочито изражена код ОКЛ, с обзиром да је покрет изолован, док се за мању стабилност резултата у ЗКЛ разлози могу наћи и у великим коефицијентима преноса силе, при већим зглобним угловима (Илић Д., Мрдаковић, В., 2009; Јарић С., 1997), које су знатно веће од оних у којем опсегу делује м. квадрицепс феморис у свакодневним активностима. Такође, узорак испитаника представљали су нетренирани мушкарци, што вероватно значи и да немају добро развијену и утренирану шему мишићне контракције за максимална, а нарочито максимално брза максимална напрезања у условима где је мишић додатно оптерећен неповољним условима за деловање (на нивоу саркомере), што је јасан случај при углу од  $130^\circ$ .

#### **4.2. Разлике у $F_{\text{макс}}$ и $RFD_{\text{макс}}$ у зависности од промене зглобног угла**

Велики број аутора говори о зависности мишићне силе од мишићне дужине (Илић, Д., Мрдаковић, В., 2009; Јарић, С., 1997; Николић, З., 2003). Ово истраживање у потпуности потврђује претходне налазе, али ужи смисао овог рада био је да се провери однос разлика генерисаних  $F_{\text{макс}}$  и  $RFD_{\text{макс}}$  у опсегу углава од  $80^\circ$ - $130^\circ$  и у складу са тим евентуално групишу одређени углови у групације са статистички безначајним разликама у резултатима, како би се у практичној примени усталио и скратио протокол тестирања мишића *m. quadriceps femoris-a* у оваквим условима.

#### 4.2.1. Отворени кинетички ланац

Добро је познато да генерисање силе у ОКЛ показује типичну релацију сила – дужина мишића (Pincivero i sar., 2004; Babault i sar., 2002; Hafajee i sar., 1972; Hahn i sar., 2011), што такође важи за РФД, с обзиром да је варијабла зависна од силе - испољава се као сила у функцији времена (Мирков и сар. 2004; Ивановић, Ј. и Допсај, М., 2013; Andersen & Aagaard, 2006).

На основу резултата добијених у спроведеном истраживању, издвајају се две релативно самосталне групе углова са аспекта значајности разлика у генерисаним  $\Phi$  и РФД. Првој групи припадају углови од  $80^\circ$  и  $90^\circ$ , док другој групи припада опсег углова од  $100^\circ$  -  $130^\circ$ . Групе су „релативно“ самосталне из разлога што би се друга група, иако статистички без значајних разлика, могла поделити на две мање подгрупе – углови од  $110^\circ$  и  $120^\circ$  као релативно једнаки, тј оптималне мишићне дужине за испољавање  $\Phi$  и РФД у изометријским условима и углови од  $100^\circ$  и  $130^\circ$  са нешто нижим вредностима  $\Phi$  и РФД у односу на оптималне углове, као симетрични представници већих, односно мањих мишићних дужина (Табеле 4, 5, 6, 7).

Мишићне дужине при зглобним угловима од  $110^\circ$  и  $120^\circ$  су се показале као оптималне за развој максималне изометријске  $\Phi$  и РФД, што потврђује теоријске поставке о  $\Phi$ - $\Lambda$  релацији.

#### 4.2.2. Затворени кинетички ланац

Као што се може видети у табелама 8-10, висока је повезаност  $\Phi$  и РФД у изометријским условима.

Једино могуће сигурно тврдити да значајних разлика нема за углове у зглобу колена од  $100^\circ$  и  $110^\circ$ . Остале разлике у односу резултата за  $\Phi$  и РФД између праћених углова сугеришу да се промене у зглобним угловима од  $10^\circ$  морају посматрати као одвојени услови у којима се одвија тестирање максималне мишићне силе и брзине прираста силе у ЗКЛ, а одређене вредности које су на граници статистичке значајности, у овом истраживању приписане су недостацима истраживања због малог броја испитаника. Основни разлог за овакве релације у ЗКЛ налази се у коефицијентима преноса силе, због дејства м. *quadriceps femoris*-а као екстензора у систему две полуге (Илић Д., Мрдаковић В., 2009; Јарић С., 1997).

## 5. ЗАКЉУЧАК

На основу података добијених у спроведеном истраживању, донесени су следећи закључци:

- Поузданост тестова  $\Phi_{\text{макс}}$  и  $\text{РФД}_{\text{макс}}$  у ОКЛ и ЗКЛ зависи од дужине мишића (зглобно угла) при којој се тест врши. Из тог разлога, тестирање варира од непоузданог до веома високо поузданог. Нешто поузданијим се показао тестирање у ЗКЛ.

- Оба теста су веома високо поуздана када се мерење обавља у једној сесији, у више покушаја, при сваком од шест зглобних углова обухваћених истраживањем. Са аспекта тест-ретест дизајна, мерење Фмакс се показало поузданије у односу на мерење РФД, у оба теста. Такође, у оваквом дизајну тестирања у два дана, показали су се скоро једнаким поређење просечне или максималне вредности за праћене варијабле.
- Испољавање Фмакс и РФДмакс у складу са Ф-Л релацијом зависи пре свега од механичких услова коштаних полуга у којима делује м. *quadriceps femoris*.
- Линеарност резултата испољене Фмакс и РФДмакс у оба теста указује на високу повезаност ове две варијабле.
- На основу разлика добијених резултата праћених варијабли у ОКЛ закључено је да у овим условима долазе до изражаја механичке карактеристике на нивоу саркомере мишића (унутрашњи фактори) и могу се издвојити зглобни углови који представљају велику мишићну дужину (80°, 90°), оптималну – средњу дужину мишића (100°, 110°, 120°) и малу дужину мишића (130°).
- У ЗКЛ, разлике у добијеним резултатима сугеришу на превасходни утицај механичких карактеристика на нивоу коштаних полуга (спољашњи фактори) на резултат праћених варијабли.

Са аспекта постављених хипотеза изведени су следећи закључци:

- Делимично је потврђена Х1: Поузданост изометријских тестова за процену максималне мишићне силе и брзине прираста силе зависи од зглобног угла при коме се врши тест.
- Прихвата се Х2: Ф и РФД показују линеарне резултате у ОКЛ и зависе у потпуности од услова постављених Ф-Л релацијом мишића.
- Делимично је потврђена Х3: Одбачена је за Ф, јер је поузданост већа при мањимзглобним угловима, док је потврђена за РФД.
- Делимично је потврђена Х4: Потпуно потврђена у ОКЛ, док се у ЗКЛ не може ни потврдити нити одбацити на основу резултата истраживања.
- Потврђена је Х5: ЗКЛ се генерално показао као поузданији тест од ОКЛУ дизајну тест-ретест мерења, узимајући у обзир резултате за Ф и РФД при свих шест зглобних углова обухваћених истраживањем.
- Потпуно потврђена Х6: Добијена је потпуна линеарност резултата Ф и РФД у оба теста, док резултати праћених варијабли у ЗКЛ показују тренд константног пораста идући од најмањег зглобног угла до највећег, што потврђује дејство м. *quadriceps femoris* -а као екстензора у систему две зглобљене полуге.

## 6. ЛИТЕРАТУРА

1. Aagaard et al. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*. 93: 1318-1326
2. Allinger T. L., Epstein M., Herzog W. (1996). Stability of muscle fibers on the descending limb of the force-length relation. A theoretical consideration. *Journal of Biomechanics*. 29. No 5, pp 627-633.
3. Andersen, L. L. and Aagaard, P. (2006). Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *European Journal of Applied Physiology*. 96: 46-52
4. Andersen, L. L. et al. (2010). Early and late rate of force development: differential adaptive responses to resistance training?. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 20.e162-e169
5. Andrade et al. (2013). Reliability of concentric, eccentric and isometric knee extension and flexion when using the REV9000 Isokinetic Dynamometer. *Journal of Human Kinetics*. 37, 47-53.
6. Babault, N. et al. (2002). Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. *Journal of Applied Physiology*. 94: 983-990.
7. Bartko J. J. (1966). Intraclass correlation coefficient as a measure of reliability. *Psychological Reports*. 19: 3-11.
8. Beachle, T. et al. (1994): *Essentials of strength training and conditioning*. Human Kinetics. Champaign: IL.
9. Bellack A. S., Hersen M. (1984):. *Research methods in clinical psychology. Reliability and validity* by Sechrest, L; p24-54. Pergamon press.
10. Bellumori, M., Jaric, S., Knight, C. A. (2011). The rate of force development scaling factor (RFD-SF): protocol, reliability, and muscle comparisons. *Experimental Brain Research*. 212: 359-369.
11. Beutler, A. I., Cooper, L. W., Kirkendall, D. T., Garrett, Jr W. E. (2002). Electromyographic analysis of Single-leg, closed chain exercises: Implications for rehabilitation after anterior crucial ligament reconstruction. *Journal of Athletic Training*. 37(1): 13-18.
12. Bompa, T. (2001): *Periodizacija: Teorija i metodologija treninga*. Zagreb: Hrvatski košarkaški savez. Udruga hrvatskih košarkaških trenera.
13. Davies, G. J. and Heiderscheit, B. C. (1997). Reliability of the Lido Linea Closed Kinetic chain isokinetic dynamometer. *Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy*. 25(2): 133-136.
14. Desnica, B. N. (2003). Izokinetička dijagnostika. *Kondicijski trening*. 1(2), 7.13.
15. Gruber, M. and Gollhofer, A. (2004). Impact of sensiomotor training on the rate of force development and neural activation. *European Journal of Applied Physiology*. 92: 98-105.



16. Finucane S D, Walker M L, Rothstein J M and Lamb R L (1988). Reliability of isometric muscle testing of knee flexor and extensor muscles in patients with connective tissue disease. *Physical Therapy*. 68: 338-343
17. Haffajee D., Moritz U. & Svantesson G. (1972). Isometric knee extension strength as a function of joint angle, muscle length and motor unit activity. *Acta Orthopédica Scandinavica*. 43, 138-147.
18. Hahn D., Olvermann M., Richtberg J., Seiberl W., Schwirtz A. (2011). Knee and ankle joint torque-angle relationships of multi-joint leg extension. *Journal of Biomechanics*. 44, 2059-2065.
19. Holterman A., Roeleveld K., Vereijken B., Ettema G. (2007). The effect of rate of force development on maximal force production: acute and training-related aspects. *European Journal of Applied Physiology*. 99: 605-613.
20. Horowitz R and Podolsky R. (1987). The positional stability of thick filaments in activated skeletal muscle depends on sarcomere length: Evidence for the role of Titin filaments. *The Journal of Cell Biology*, 105, 2217-2223.
21. Househam E. MB, BS, McCauley J, MD, Thompson C, BSc, Lightfoot T, BSc, Swash M, MD, FRCP (2004). Analysis of force profile during a maximum voluntary isometric contraction task. *Muscle Nerve*. 29: 401-408.
22. Илић, Д, Мрдаковић, В. (2009): Неуромеханичке основе покрета. Самостално издање аутора. Београд..
23. Илић Д, Васиљев Р, Мрдаковић В. (2009): Биокинематика спорта. Самостално издање аутора. Београд.
24. Ivanović J., Dopsaj M. (2013). Reliability of force-time curve characteristics during maximal isometric leg press in differently trained high-level athletes. *Measurement*. 46: 2146-2154.
25. Јарић С. (1997): Биомеханика хумане локомоције са биомехаником спорта. Досије. Београд.
26. Каралејић М, Јаковљевић С. (1998): Тестирање у кошарци. Кошаркашки Савез Србије. Београд.
27. Кнежевић О, Раџин Н, Планић Н, Мирков Д (2010). Effect of different joint angles on the knee flexor and extensor rate of force development during maximal isometric contraction. 7th International Conference on Strength Training. Bratislava. Slovakia
28. Koblbauer I FH, Lambercht Y, van der Hulst M LM, Neeter C, Engelbert R HH, Poolman R W, Scholtes V A (2011). Reliability of maximal isometric knee strength testing with modified hand-held dynamometry in patients awaiting total knee arthroplasty: useful in research and individual settings? A reliability study. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 12: 249
29. Leonard T. R. and Herzog W. (2010). Regulation of muscle force in the absence of actin-myosin-based cross-bridge interaction. *Am J Cell Physiol*. 299: C14-C20
30. Lindahl O, Movin A, Ringqvist, I (1969). Knee extension. Measurement of the isometric force in different positions of the knee-joint. *Acta Orthopédica Scandinavica*. 40, 79-85.

31. Maffiuletti N A., Bizzini M., Desbrosses K., Babault N., Munzinger U. (2007). Reliability of knee extension and flexion using the Con – Trex isokinetic dynamometer. *Clinical Physiology and Functional Imaging*. 27, pp346-353.
32. Maganaris C. N. (2001). Force-length characteristics of *in vivo* human skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavia* 172, 279-285.
33. Malacko J. i Rado I. (2004): *Tehnologija sporta i sportskog treninga*. Fakultet sporta i tjelesnog odgoja. Sarajevo.
34. Marinković J. (2007): *Ispitivanje povezanosti – Mere povezanosti: Korelacija, koeficijenti korelacije*. Institut za statistiku i informacione tehnologije Medicinskog fakulteta. Beograd.
35. Mikkelsen C., Werner S., Eriksson E. (2000). Closed kinetic chain alone compared to combined open and closed kinetic chain exercises for quadriceps strengthening after anterior cruciate ligament reconstruction with respect to return to sports: a prospective matched follow up study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 8: 337-342
36. Mirkov D., Nedeljković A., Milanović S, Jarić S. (2004). Muscle strength testing: evaluation of tests of explosive force production. *European Journal of Applied Physiology*. 91: 147-154.
37. Мирков Д, Недељковић А. (2002). Осетљивост и поузданост процене мишићне јачине и брзине развоја силе при тестирању ефеката тренинга јачине. *Физичка Култура*. 56: 1-4, 34-42.
38. Murphy AJ., Wilson G J. (1996). Poor correlations between isometric tests and dynamic performance: relationship to muscle activation. *European Journal of Applied Physiology*. 73: 353-357.
39. Nikolić, Z. (2003): *Fiziologija fizičke aktivnosti*. Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu. Beograd.
40. Oldham J A, Howe T E (1995). Reliability of isometric quadriceps muscle strength testing in young subjects and elderly osteo-arthritic subjects. *Physiotherapy*. 81, 7: 399-404..
41. Papadopoulos C, Kalapotharakos VI, Chimonidis E, Gantiraga E, Grezios A, Gissis I (2008). Effects of knee angle on lower extremity extension force and activation time characteristics of selected thigh muscles. *Isokinetics and Exercise Science*. 16, 41-46.
42. Papadopoulos C, Theodosiou K, Noussios G, Gantiraga E, Meliggas K, Sambanis M, Gissis I. (2012). Evidence for validity and reliability of Multiarticular leg extension machine. *International Journal of Applied Science and Technology*. 2(8); 10-19.
43. Pincivero D. M., Salfetnikov Y., Campy R M, Coelho A J (2004). Angle- and genderspecific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *Journal of Biomechanics*. 37, 1689-1697.
44. Rassier D. E., MacIntosh B. R. and Herzog W. (1999). Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*. 86: 1445-1457.
45. Ristić, Ž. (2006): *O istraživanju, metodu i znanju*. Institut za pedagoška istraživanja. Beograd.

46. Snyder-Mackler L. (1996). Scientific rationale and physiological basis for the use of closed kinetic chain exercise in the lower extremity. *Journal of Sport Rehabilitation*. 5, 2-12.
47. Sole G., Hamren J., Milosavljević S., Nicholson H., Sullivan J. (2007). Test-Retest reliability of isokinetic knee extension and flexion. *Arch Phys Med Rehabil*. 88, 625-631.
48. Spairani L., Barbero M., Cescon C., Combl F., Gemelli T., Giovanetti G., Magnani B., D'Antona G. (2012). An electromyographic study of the vastii muscles during open and closed kinetic chain submaximal isometric exercises. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. 7(6), p617.
49. Stefanović Đ., Jakovljević S., Janković N., (2010): *Tehnologija sportskog treninga*. Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja. Beograd.
50. Stensdotter AK, Hodges P. W., Mellor R., Sundelin G., Hager-Ross C. (2003). Quadriceps activation in Closed and in Open kinetic chain exercise. *Med Sci Sports Exercise*. 35(12), 2043-2047.
51. Todd S. E., George J. D. (2001): *Closed kinetic chain exercise. A comprehensive guide to multiple joint exercise*. Human Kinetics. Champaign: IL.
52. Thomas J. R., Nelson J. K., Silverman S. J. (2005): *Research methods in physical activity. Fifth edition*. Human Kinetics. Champaign: IL.
53. Verhošanskij J. V., Šestakov M. P., Novikov P. S., Nićin Đ. A. (1992): *Specifična snaga u sportu. Teorija i metodika*. Prometej. Novi Sad.
54. Vincent W. J. (2005): *Statistics in kinesiology. Third Edition*. Human Kinetics. Champaign: IL.
55. Witvrouw E, Danneels L, Van Tiggelen D, Willems T M, Cambier D (2004). Open versus closed kinetic chain exercises in patellofemoral pain: a 5-year prospective randomized study. *American Journal of Sports Medicine*. 32; 1122.
56. Zaciorski V.M. (1969): *Fizičke sposobnosti sportiste*. Jugoslovenski zavod za fizičku kulturu i Fakultet za fizičko vaspitanje Univerziteta u Beogradu. Beograd.
57. Zaciorski V. M. (1975): *Fizička svojstva sportiste*. Savez za fizičku kulturu Jugoslavije. Beograd.
58. Zatsiorsky V.M., Kraemer W.J. (2009): *Nauka i praksa u treningu snage*. DataStatus. Beograd.
59. Željaskov C. (2004): *Kondicioni trening vrhunskih sportista*. Sportska akademija. Beograd.