

## ПРОЦЕНА ОТПОРНОСТИ КОЛЕНА ПРИМЕНОМ КОМПЈУТЕРСКИХ МЕТОДА

Катарина Адамовић<sup>1</sup>, Арсо Вукићевић<sup>2</sup>, Радун Вуловић<sup>3</sup>, Смиљана Ђоровић<sup>2,3</sup>, Радивоје Радаковић<sup>3</sup>,  
Гордана Јовичић<sup>2</sup>, Ненад Филиповић<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> Одељење за спорт, Универзитет у Синсинатију, САД

<sup>2</sup> Машински факултет, Универзитет у Крагујевцу, Србија

<sup>3</sup> Истраживачко развојни центар за биоинжињеринг -BioIRC, Крагујевац, Србија

### Сажетак

Покрети и кретање приликом тениског сервиса изазивају велики механички стрес мишићно-зглобно-тетивно-лигаментарног апарата спортисте. У овом раду интегрисане су различите сазнајне методе у функцији неинвазивне методе за процену отпорности кости и хрскавице колена при сервису максималне јачине. Предложена метода заснована је на креирању биомеханичког модела који би био специфичан за сваког испитаника (индивидуализација података), као и: праћење кинематике зглобова, мерење силе тла, моделовање инверзне динамике, анализа зглоба колена применом методе коначних елемената, а све са циљем процене отпорности колена тенисера на велике акутне деформације и могуће повреде. Циљ је развој оптимизоване компјутерске технологије и креирање практичног дијагностичког алата за неинвазивну оцену функције колена при специфичним покретима и кретањима у тенису. Очекивање је, да овакав приступ, у значајној мери, може да обезбеди предикцију и превенцију повреда у тренажном и такмичарском тенису.

**Кључне речи:** НЕИНВАЗИВНА ДИЈАГНОСТИКА / ПРЕДИКЦИЈА ПОВРЕДЕ КОЛЕНА /  
БИОМЕХАНИЧКИ МОДЕЛ / ИНВЕРЗНА ДИНАМИКА / ТЕНИС

**Кореспонденција са ауторима:** Смиљана Ђоровић, Е-mail: smiljana@kg.ac.rs

## УВОД

Сервис је најкомплекснији ударац у тенису. Како би се извео сервис, неопходна је активација великог броја мишића подлакти, надлакти и раменог појаса, леђне мускулатуре, абдоминалне мускулатуре, мишића карличног појаса, натколена, потколена и стопала. Извођење сервиса захтева комбинацију покрета током које би се сила са тла, преко рекета пренела на ударац лоптице. Биомеханичке анализе овог елемента тениске игре издвојиле су четири фазе, и то: припрему, фазу убрзања, ударац (или судар) и завршни покрет.

Припремна фаза сервиса је углавном ментална припрема кретања, током које се играч припрема за радње које следе. Фаза убрзања је најкомплекснија фаза ударца. Кретање се одвија кроз поредак и темпо током кога се импулс мишићне и силе реакције подлоге обликује кроз равнотежу, баланс и ритам. Убрзање је одређено временом током кога маса лоптице достиже максималну брзину. Трећа фаза је ударац. Што већом силом играч удари лоптицу, сервис ће бити јачи. Ипак, ова фаза захтева испољавања координационих способности играча у циљу прецизности ударца, односно сервиса. Последња фаза, завршни покрет, састоји се од успоравања покрета и окончања амплитуде кретања, током које играч „ослобађа сав замаха“ и снагу до следећег потеза. Што је ефикаснији и економичнији завршни покрет, то ће играчу бити лакше да се припреми за следећи елемент надигравања.

У случају максималног сервиса, за покрет је врло важно диференцирати силе и моменте који делују на зглобове, кости и мека ткива зглобне архитектуре. Одговор на овај задатак је још сложенији када се зна да је целокупно кретање повезано са ударним силама која се јављају током максималног механичког оптерећења. Један од задатака у анализи овако сложеног моторичког акта је дефинисање вектора сила током извршења контакта са тлом, приликом фазе завршног покрета тениског сервиса, односно ексцентричне контракције приликом доскока (Bahamonde, Knudson, 2001). Како би се креирао сазнајни инструмент којим би се квалитетније пратило извршење ове фазе кретања, анализирани су механички атрибути оптерећења при контакту једне ноге са подлогом приликом сервиса максималне јачине. Мерење механичког оптерећења стајне ноге при извршењу сервиса засновано је на кинематској анализи за праћење кретања (Elliot and Wood, 1983; Talaat and Attaallah, 2015). Метода за тродимензионалне -3Д- анализе покрета тенисера приказана је у студији Елиота и сарадника (Elliot, Marsh, Blanksby, 1986). У првом кораку аквизиције података, временски зависне силе реакције подлоге позиције зглобова доњих екстремитета, прикупљени су употребом подлоге за мерење силе (енгл. *force plate*) и оптичког система за снимање покрета. У следећем кораку, биомеханички модели људског тела су примењени на праћене податке (Филиповић, Вуловић, Пеулић, Радаковић, Косанчић и Ристић, 2009). Силе и обртни momenti у зглобовима доњих екстремитета одређени су применом инверзне динамике (Gruber, Ruder, Denoth, J., Schneider, 1998; Payton and Bartlett, 2008). Услед специфичности кретања при сервису, анализа напона заснована на Методи коначних елемената (МКЕ) процењена је у односу на хрскавицу и коштану масу унутар анатомски специфичног 3Д модела колена (Вуловић, Вукићевић, Јовичић, Ристић и Филиповић, 2016). У предвиђању и превенцији појаве лома коштаног ткива и оштећења хрскавице МКЕ је нашла широку примену (Живковић Ј., Јовичић, Вуловић, Степановић и Живковић М., 2013; Антић, Вукићевић, Милашиновић, Савелић, Јовичић, Филиповић, Ракочевећ и Ђурић, 2015; Јановић, Савелић, Вукићевић, Николић, Ракочевећ, Јовичић, Филиповић и Ђурић, 2015; Sabet, Raеisi, Named, and Jasiuk, 2016; Пајић, Антић, Вукићевић, Ђорђевић, Јовичић, Савић, Савелић, Јановић, Пешић, Ђурић и Филиповић, 2017).

Кости су чврста ткива са изразито анизотропним карактеристикама и, за разлику од инжењерских материјала, имају способност регенерације и адаптације током времена. Штавише, процес адаптације доминантним мишићима и спољашњим силама може варирати у зависности од карактеристика скелета, годишта, пола, физиолошких функција, болести, механичког напона и типа микро оштећења, као и од

замора биоматеријала услед перманентних оптерећења. Ризик од лома кости је повећан и огледа се у чињеници да механизми прелома услед замора не зависе само од актуелно примењене силе, већ и од присуства микро оштећења (Вукићевић, Зелић, Јовичић, Ђурић и Филиповић, 2015; Јовичић, Ђоровић, Вукићевић, Ђорђевић и Филиповић, 2019). Ово је важна чињеница која, као хронични чинилац, увећава ризик повреде спортисте, па и тенисера. Дакле, повреда механичким стресом потенцијално се може јавити у зони иницијалних микро прелина услед дејства и оптерећења које, иако у физиолошким границама, може бити вуерабилно при сервису максималне јачине. Треба нагласити, да иницијална микро оштећења међу категорисаним тенисерима могу бити изазвана и услед других перманентних оптерећења, а не само услед сервиса.

Феномен деформисања хрскавице унутар зглоба колена предмет је многих експерименталних и теоретских истраживања у којима се хрскавичано ткиво са биомеханичког аспекта посматра као порозно деформабилно тело испуњено флуидом који заузима целу запремину пора. Дарсијев закон представља основни закон који описује хрскавицу као порозни медијум, док сложеније анализе хрскавице захтевају укључивање и других додатних закона (Филиповић и сар., 2009).

## МЕТОД РАДА

Сазнајни ток примењене методе се одвија кроз праћење и одређивање силе реакције подлоге (Bahamonde et al., 2001; Филиповић и сар., 2009). Следи инверзна динамика (Gruber et al., 1998; Payton et al., 2008; Филиповић и сар., 2009), систем маса-опруга-пригушница и МКЕ модел за хрскавицу и коштану ткиво колена (Kubicek and Florian, 2009). Анализа напона, заснована на МКЕ методи, примењена је на хрскавицу и кости унутар анатомски специфичног 3Д модела колена испитаника који је учествовао у студији. На крају, циљ је био измерити параметре отпорности кости на лом у случају постојања иницијалних оштећења кости, као и оштећења хрскавице. Коришћен је иновативан систем за подршку у одлучивању при процени отпорности кости на лом, применом алгоритама за вештачку интелигенцију (Вукићевић, Јовичић Г., Јовичић Н., Милићевић и Филиповић, 2018). Применљива страна сазнања ове студије предлаже нови компјутерски алат за сваког појединачног тенисера. Овај алат омогућује креирање специфичне геометрије колена и примену експериментално измерених сила које одговарају анализираном спортисти. Овај алат треба посматрати као средство за предвиђање ризика од могућих повреда.

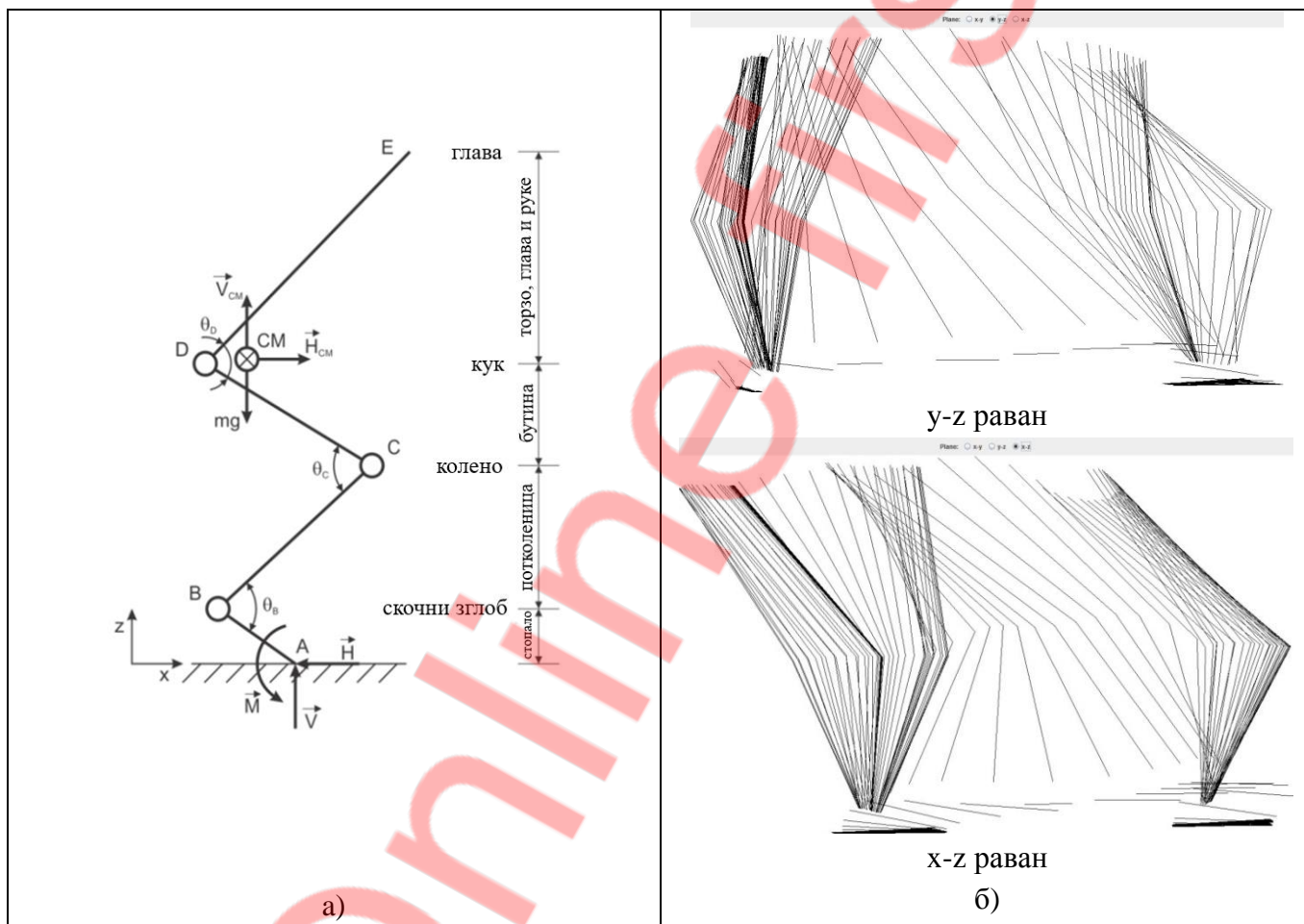
### Узорак испитаника и ток мерења

Пет тенисера, старости  $28 \pm 5$  година, просечне висине  $186.2 \pm 4.1$  cm, тежине тела  $86.1 \pm 5.3$  kg, без евидентираних повреда локомоторног система и неуромишићних поремећаја је учествовало у студији. Испитаници су добили упутства да изведу десет првих (равних) сервиса и десет других (спин) сервиса индивидуално перципиране максималне јачине. Њихови покрети су праћени *OPTI* системом за снимање покрета (6 V100:R2 100Hz камера са *ARENA* софтвером) и бележени су предетерминисани параметри кретања, како би се добио биомеханички модел играча у фази контакта са подлогом непосредно након сервиса. Сила реакције подлоге је узоркована на мулти-осној *AMTI* подлози за мерење силе при фреквенцији од 1000 Hz. Сви кинематички и кинетички резултати испитаника су коришћени за формирање параметара биомеханичког модела стајне ноге током извођења сервиса, где су добијени параметри уврштени у метод прорачуна оптерећења колена током завршне фазе извођења сервиса.

**Ток аквизиције, моделовања и анализе података**

I. Решења инверзне динамике су примењена како би се израчунале силе, моменти и снага стајне ноге (слика 1а) (Gruber и сар., 1998; Payton et al., 2008). Моменти инерције и центри масе сегмената тела израчунати су на основу података из литературе (Zatsiorsky, Seluyanov, Chugunova, 1990; DeLeva, 1996). Пројекција 3Д кинематографске анализе специфичног тениског сервиса приказана је на слици 1б.

У примени инверзне динамике код моделовања биомеханичких карактеристика, сваки од испитаника мора бити посматран као прва апроксимација, због постојања одређених компликација (нпр. екстремно кратко трајање фазе ударца) које су детаљно описане у раду Филиповића и сарадника (2009).



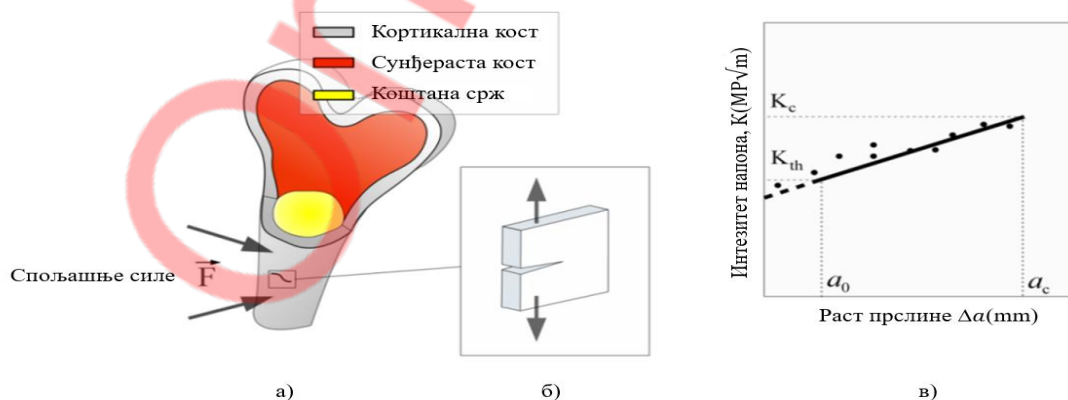
Слика 1 а) Слободни модел људског тела и сегмента ноге; б) пројекције трајекторија ноге у у-з и x-z равнима током тениског сервиса. сагитална оса је у-оса, док је z-оса вертикална

II. Метод коначних елемената за нумерички прорачун чврстоће коштаног ткива омогућава идентификацију зона могућег оштећења. Другим речима, могуће је идентификовати зоне могуће фрактуре коштане целине, као и мере оптерећења које могу изазвати исти, односно које могу довести до оштећења хрскавице. Тачност процене поузданости зависи од материјалних карактеристика и начина формулисања „механизма отказа“, тј. прекида коштаног ткива. На нивоу механике континуума коштани материјал се може посматрати као хетерогена структура са изразито анизотропним карактеристикама. Упркос великог броја истраживања, поузданост

феноменолошког оквира за описивање стања при којима долази до отказа у коштаног структури (кортикалној и сунђерастој кости) и даље се експериментално тестира.

У овом раду је примењен нов метод сазнања којим би се приказала одређена подручја колена и како би им се доделиле боље материјалне карактеристике, а с обзиром да је колено, по материјалној структури биокompat. Ортотропни материјални модел континуума коришћен је за предвиђање еластичног понашања. Геометријски подаци за МКЕ анализу су добијени на основу снимака волонтера са магнетне резонанце (енгл. *Magnetic Resonance Imaging - MRI*). Гранични услови за МКЕ анализу задати су на основу инверзне динамике и фитовања динамичког модела маса-опруга-пригушница. Сlike са магнетне резонанце су аутоматски сегментисане применом комерцијалног софтвера *Mimics*, а површинска стерео-литографска (STL) мрежа креирана је за кост (кортикална и сунђераста) и хрскавицу колена, укључујући тибију и фемур, проксимално од зглоба колена. Позиција лигамента колена одређена је директно на основу снимака са магнетне резонанце. Детаљан 3Д запремински модел коначних елемената креиран је у одређеној регији, као и комбинација генеричких коштаног сегмената.

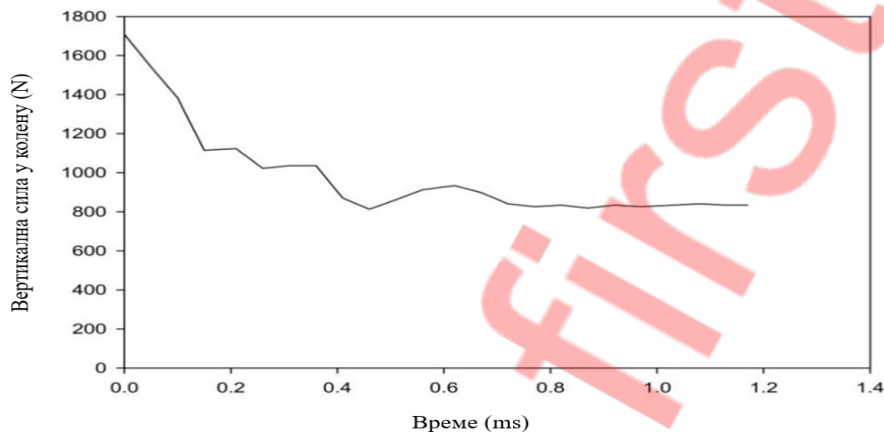
- III. Механичке карактеристике зглоба колена зависе, између осталог, од састава и структуре коштаног ткива и хрскавице. Коштано ткиво колена састоји се од кортикалне и сунђерасте кости (слика 2а). Узорак дела кортикалне кости, за експериментално одређивање жилавости лома  $K_c$  при тесту на истезање, приказан је на слици 2б. Одређивање отпорности коштаног ткива на лом, у овој студији, засновано је на механизму линеарно-еластичног лома, или, прецизније, на креирању криве отпорности на лом (R-крива, енгл. *Resistance curve*, слика 2в). Према R-кривој, ширење прслине почиње када фактор интензитета напона (K) пређе праг жилавости  $K_{th}$  (Јовичић, Вукићевић и Филиповић, 2014). Након тога, стабилно ширење прслине се наставља док K не достигне вредност жилавости лома  $K_c$  (слика 2в). Стога, одговарајући нагиб R-криве сматра се мером раста жилавости лома (већи нагиб указује на већу отпорност на лом). Раст жилавости лома, тј. нагиб R-криве зависи од карактеристика скелета, старости, пола, физиолошких функција, болести. Треба нагласити да експериментално испитивање отпорности на лом (слика 2б) није изводљиво јер представља инвазивну методу, стога је овде у ту сврху примењена методологија која је заснована на алгоритмима вештачке интелигенције и неуронских мрежа (Вукићевић и сар., 2018).



Слика 2 Скица примењене методологије: а) кортикална (компактна) кост тибије са иницијалном прслином; б) узорак дела кортикалне кости за експеримент на истезање; в) R-крива са специфичним вредностима раста прслине и фактора интензитета напона

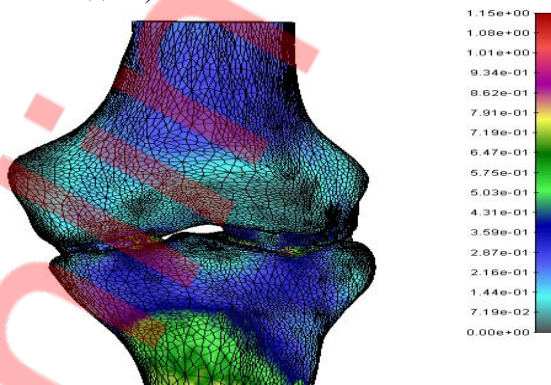
## РЕЗУЛТАТИ И ДИСКУСИЈА

У овом раду користили смо динамички модел прорачуна како бисмо задали силе добијене инверзном кинематском и динамичком анализом. Измерена, резултујућа сила, која делује на колено приликом ослањања на стајну ногу током тениског сервиса приказана је на графику 1. Пуна линија представља силу израчунату применом инверзне динамичке методе.



**График 1** Сила у колелу добијена инверзним динамичким моделом (Филиповић и сар., 2009).

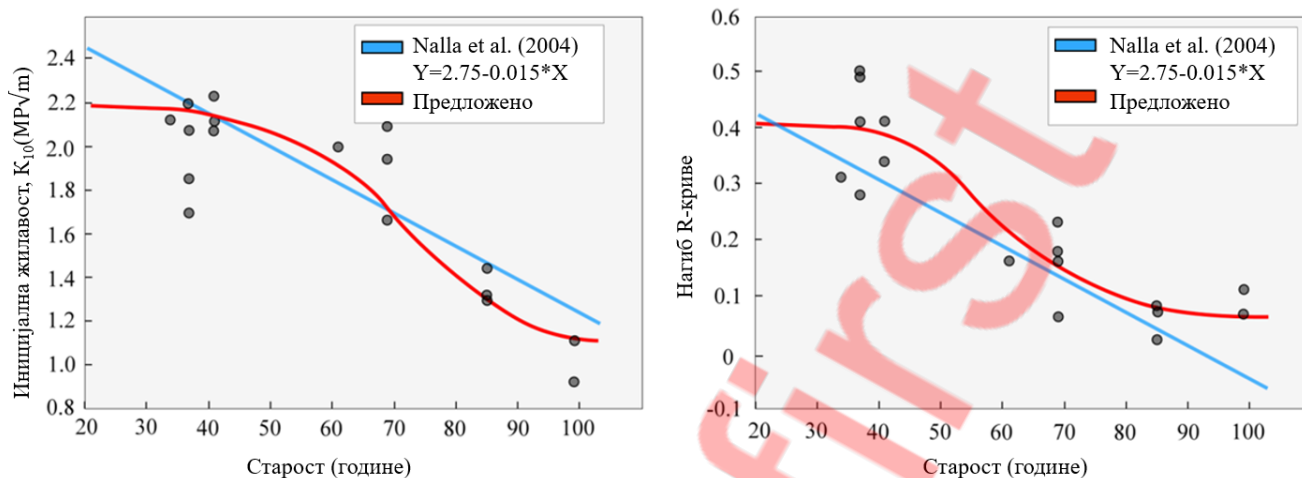
Нумеричка симулација модела зглоба колена, приказаног на слици 3, указује да је максимални напон (1.15 МПа) присутан у појединим деловима хрскавице. Предложена метода омогућава истовремену предикцију кинематике зглобова и расподелу напона, задајући притом силу и моменте из симулације крутог тела (симулација кинематског модела).



**Слика 3** Анализа модела колелног зглоба применом методе коначних елемената. Расподела ефикавног напона у фемуру, тибии и хрскавици; јединице за напон [МПа].

Нумеричка процена структурног интегритета зглоба колелног базирана је на детекцији зона могућег лома. У случају приказаног конкретног испитаника, ефикавни напони у кортикалном ткиву су у опсегу од 0.28 до 0.719 МПа. Добијена максимална вредност ефикавног напона искоришћена је како би се нумерички израчунао фактор интензитета напона (K). Кост је отпорна на лом, уколико је добијена максимална вредност K мања од жилавости лома (види график 2). У овом раду, жилавост лома кортикалног ткива кости конкретног испитаника одређена је применом методе засноване на алгоритмима вештачке интелигенције (Вукићевић и сар., 2018). Отпорност кости на лом варира у зависности од карактеристика скелета, старости, пола, физиолошких функција, болести, итд.

Процена отпорности кортикалног ткива кости на лом у зависности од старости испитаника (График 2) изведена је применом алгоритама вештачке интелигенције и неуронских мрежа (Вукићевић и сар., 2018).



**График 2** Процена отпорности кортикалне кости на лом у зависности од старости испитаника (Nalla, Kruzic, Kinney and Ritchie, 2004). а) Иницијална жилавост у зависности од старости испитаника; б) нагиб R-криве у зависности од старости испитаника

На основу приказаних вредности (црвена линија) на графику 2, може се закључити да параметри отпорности кортикалног ткива кости на лом имају константне вредности за изабране испитанике старости  $28 \pm 5$  година. Усвојени улазни параметри за процену отпорности кортикалног ткива кости на лом у случају конкретног испитаника од 28 година старости (График 2) коришћени су како би се израчунао критични напон у кортикалном ткиву који је износио 2.85 МПа. Поредећи ову вредност са максималним напоном у кортикалном ткиву (Слика 3), може се закључити да кортикално ткиво конкретног испитаника неће бити оштећено при сервису њему особене максималне јачине. Дакле, представљена метода може се превентивно применити како би се спречиле и предвиделе евентуалне повреде тенисера при сервису испитанику својствене максималне јачине.

## ЗАКЉУЧАК

У овом раду приказна је примена компјутерске технологије у циљу креирања практичног дијагностичког алата за неинвазивну процену функције зглоба колена. Предложена метода је заснована на следећем току аквизиције и анализе података добијених мерењем и изачунавањем, и то: израда биомеханичког модела конкретног тенисера, праћење кинематике зглобова, мерење силе реакције подлоге, анализа модела колена методом коначних елемената, процена отпорности колена тенисера. Модел крутог тела је коришћен како би се израчунала реакција силе и момента у зглобовима доњих екстремитета. Ефективна чврстоћа хрскавице и кости колена током извођења завршне фазе сервиса максималне јачине одређена је применом методе коначних елемената. Процена отпорности колена на повреду заснована је на нумеричкој калкулацији ефективног напона. Коришћен је иновативни систем за подршку одлучивању спајајући различите алгоритме вештачке интелигенције како би проценили отпорност сниманих костију на лом. Циљ је развој методе сазнања која интегрише различите, претходно описане кораке, а како би се креирао практични дијагностички алат за неинвазивну процену функције колена.

### Напомена:

Овај рад је финансиран у оквиру пројеката Ш41007 и ОИ174028 Министарства просвете, науке и технолошког развоја Републике Србије.

### Литература

1. Antic, S., Vukicevic, A., Milasinovic, M., Saveljic, I., Jovicic, G., Filipovic, N., Rakocevic, Z., Djuric, M., (2015). Impact of the lower third molar presence and position on the fragility of mandibular angle and condyle: A Three-dimensional finite element study. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 43(6), 870–878.
2. Bahamonde, R.E. & Knudson, D.V. (2001). Ground Reaction Forces of Two Types of Stances and Tennis Serves. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 33(5), S102.
3. DeLeva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230.
4. Elliot, B.C. & Wood, G.A. (1983). The biomechanics of the foot-up and foot-back tennis service techniques. *The Australian Journal of Sport Sciences*, 3(2), 3-6.
5. Elliott, B.C., Marsh, T. & Blanksby B. (1986). A three dimensional cinematographic analysis of the tennis serve. *International Journal of Sport Biomechanics*, 2(4), 260- 271.
6. Filipovic, N.D., Vulovic, R., Peulic, A.S., Radakovic R., KosanicDj., Ristic B.M. (2009). Noninvasive determination of knee cartilage deformation during jumping. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8(4), 584-590.
7. Gruber, K., Ruder, H., Denoth, J., Schneider, K. (1998). A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models, *Journal of Biomechanics*, 31(5), 439-444.
8. Janovic, A., Saveljic, I., Vukicevic, A., Nikolic, D., Rakocevic, Z., Jovicic, G., Filipovic, N., Djuric, M., (2015). Occlusal load distribution through the cortical and trabecular bone of the human mid-facial skeleton in natural dentition: A three-dimensional finite element study. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*, 197, 16–23.
9. Jovičić, G., Djorović, S., Vukicević, A., Djordjević, N., Filipović, N. (2019). Integrity assessment of human mandible by using failure criteria. 7th International Congress of Serbian Society of Mechanics (SSM), 24-26 June 2019, Sremski Karlovci, Serbia.
10. Jovicic, G.R., Vukicevic, A.M., Filipovic, N.D. (2014). Computational Assessment of Stent Durability Using Fatigue to Fracture Approach. *Journal of Medical Devices*, 8(4): 041002 (8 pages).
11. Kubicek, M. & Florian Z. (2009). Stress Strain Analysis of Knee Joint. *Engineering MECHANICS*, 16(5), 315-322.
12. Nalla, R.K., Kruzic, J.J., Kinney, J.H., Ritchie, R.O. (2004). Effect of aging on the toughness of human cortical bone: evaluation by R-curves, *Bone*, 35(6), 1240-1246.
13. Pajic, S.S., Antic, S., Vukicevic, A.M., Djordjevic, N., Jovicic, G.R., Savic, Z.N., Saveljic, I., Janovic, A., Pesic, Z.U., Djuric, M. & Filipovic N.D. (2017). Trauma of the Frontal Region Is Influenced by the Volume of Frontal Sinuses. A Finite Element Study. *FRONTIERS IN PHYSIOLOGY*, 8, eCollection.
14. Payton, C.J., Bartlett, R.M. (2008). *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise, the British Association of Sport and Exercise Sciences guideline*. London; New York: Routledge.
15. Sabet, F.A., Raeisi, N. A., Hamed, E. & Jasiuk I. (2016). Modelling of bone fracture and strength at different length scales: a review. *Interface Focus*, 6: 20150055.
16. Talaat, S. & Attaallah, M. (2015). Kinematic Analysis of the whole body Center of Gravity Trajectory and Time Structure of the Tennis Serve Performance. *Journal of Applied Sports Science*, 5(4), 76-81.
17. Vukicevic, A., Zelic, K., Jovicic, G., Djuric, M., Filipovic, N. (2015). Influence of dental restorations and mastication loadings on dentine fatigue behaviour: Image-based modelling approach. *Journal of Dentistry*, 43(5) 556-567.
18. Vukicevic, A.M., Jovicic, G.R., Jovicic, M.N., Milicevic, V.L. & Filipovic N.D. (2018). Assessment of cortical bone fracture resistance curves by fusing artificial neural networks and linear regression. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 21(2), 169-176.
19. Vulović, A., Vukićević, A., Jovičić, G., Ristić, B. & Filipović, N., (2016). The influence of ruptured anterior cruciate ligament on the biomechanical weakening of knee joint and posterior cruciate ligament, *Journal of the Serbian Society for Computational Mechanics*, 10(2), 1-8.



20. Zatsiorsky, V.M., Seluyanov, V. & Chugunova, V.N. (1990). Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. In G.G. Chernyi & S.A. Regier, *Contemporary Problems of Biomechanics*, 272-291, USA, CRC Press.
21. Živković, J., Jovičić, G., Vulović, S., Stepanović, Z., Živković, M. (2013). The Numerical Assessment of the Structural Integrity of the Tibia – Implant using Failure Criteria, 4th International Congress of Serbian Society of Mechanics, Proceedings, ISBN 978-86-909973-5-0, pp. 497-503, Vrnjačka Banja, 04/06/-07/06/2013.

Online first