ПРОЦЕНА ОТПОРНОСТИ КОЛЕНА ПРИМЕНОМ КОМПЈУТЕРСКИХ МЕТОДА

Катарина Адамовић¹, Арсо Вукићевић², Радун Вуловић³, Смиљана Ђоровић^{2,3}, Радивоје Радаковић³,
Гордана Јовичић², Ненад Филиповић^{2,3}

¹ Одељење за спорт, Универзитет у Синсинатију, САД

² Машински факултет, Универзитет у Крагујевцу, Србија

³ 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

УВОД

Сервис је најкомплекснији ударац у тенису. Како би се извео сервис, неопходна је активација великог броја мишића подлактице, надлактице 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 удараца. 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 удараца, односно сервиса. Последња фаза, завршни покрет, састоји се од успоравања покрета и окончања амплитуде кретања, током које играч „ослобађа сав замах“ 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 (Elliott, 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, Савељић, Јовичић, Филиповић, Ракочевић и Ђурић, 2015; Јановић, Савељић, Вукићевић, Николић, Ракочевић, Јовичић, Филиповић и Ђурић, 2015; Sabet, Raeisi, Hamed, and Jasiuk, 2016; Пајић, Антић, Вукићевић, Ђорђевић, Јовичић, Савић, Савељић, 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 прслина 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 ± 5 година, просечне висине 186.2 ± 4.1 cm, тежине тела 86.1 ± 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 АМТИ 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 1a) (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 сегмената ноге; б) пројекције трајекторија ноге у y - z - x равнима током тениског сервиса. сагитална оса је y -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 структуре (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 колело, по материјалној структури био-композит. 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 лигаментa 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 коштаних 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. *Resistancecurve*, 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 колени 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 колена применом методе коначних елемената. Расподела ефективног напона у фемуру, тибији и хрскавици; јединице за напон [МПа].

Нумеричка процена структурног интегритета зглоба колена базирана је на детекцији зона могућег лома. У случају приказаног конкретног испитаника, ефективни напони у кортикалном ткиву су у опсегу од 0.28 до 0.719 МПа. Добијена максимална вредност ефективног 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 ± 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 сервисуњему 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 изачувањем, 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 III41007 и OI174028 Министарства просвете, науке и технолошког развоја Републике Србије.

Сукоби интереса:

Аутори изјављују да нема сукоба интереса у вези са објављивањем овог чланка.

ЛИТЕРАТУРА

1. Antic, S., Vukicevic, A., Milasinovic, M., Saveljic, I., Jovicic, G., Filipovic, N., Rakocovic, 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., Rakocovic, 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. Jovićić, 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. Regirer, *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.

Примљен: 05.11. 2019.
 Прихваћен: 25.04. 2020.
 Online објављен: 22.05. 2020.

ASSESSMENT OF A KNEE RESISTANCE BY APPLYING THE COMPUTATIONAL METHODS

EVALUACION DE LA RESISTENCIA DE RODILLA USANDO LOS METODOS INFORMATICOS

Katarina Adamović¹, Arso Vukićević², Radun Vulović³, Smiljana Đorović^{2,3}, Radivoje Radaković³,
Gordana Jovičić², Nenad Filipović^{2,3}

¹ Department of Sport, University of Cincinnati, US

² Faculty of Engineering, University of Kragujevac, Serbia

³ Bioengineering Research and Development Center BioIRC, Kragujevac, Serbia

Abstract

In tennis, the complex serving motions produce high mechanical stresses on player's musculoskeletal, tendon and ligament joints. In this paper, different cognitive methods have been integrated in order to non-invasively assess the knee's bone and cartilage resistance at the maximum power tennis serve. The proposed methodology is based on the creation of patient-specific biomechanical model, as well as on the tracking the knee's kinematics, ground force measurement, inverse dynamics modelling and analysis of the knee using the Finite Element Method with aim to assess the knee resistance of a tennis player, considering acute deformations and potential injuries. The main objective of this paper is development of the optimised computational technology and creation of practical diagnostic tool for non-invasive assessment of the knee function during specific moves and motions in tennis. It is expected that this approach can provide prediction and injury prevention in training and competitive tennis to a significant extent.

Keywords: NON-INVASIVE DIAGNOSTICS / PREDICTION OF KNEE INJURY / BIOMECHANICAL MODEL / INVERSE DYNAMICS / TENNIS

Extracto

Los movimientos y mudanzas durante el servicio de tenis tienen un gran impacto mecánico de las tetivas y los ligamentos de un deportista. En esta obra eran integradas las metodos en la funcion de un metodo no invasivo para evaluar las eficacias de la rodilla y los ligamentos incluidos durante el servicio mas fuerte. El metodo dado era un modelo biomecanico especificado para cada uno (individualizacion de los datos): evaluacion de la quinematica, modelacion de la dinamica inversiva, analizacion de la rodilla segun los metodos finales y todo esto con el fin de prevenir grandes heridas de la rodilla de los tenis jugadores. El ultimo motivo era optimizar las tecnicas ordenadoras informaticas con los movimientos especificos en tenis. Este metodo puede prevenir las heridas y disminuir los efectos malos en el deporte dado.

Palabras claves: LA DIAGNOSTICA NON-INVASIVA / PREDICCION DE LAS HERIDAS DE RODILLA / EL MODELO BIOMECANICO / LA DINAMICA INVERSIVA / EL TENIS

INTRODUCTION

The serve is the most complex stroke in tennis. In order to perform the tennis serve, activation of large number of joints and muscles is needed, going from the forearm, upper arm and shoulder girdle, back

musculature, abdominal musculature, to the pelvic muscles, hamstring muscles, lower leg and foot. The serve requires combination of motions needed to transfer all the force from the ground, across the

racket up to the hitting the ball. Biomechanical analysis of tennis serve is divided into four phases: preparation, acceleration, impact and follow-through.

The preparation phase of serve is mostly a mental aspect of the stroke where the player is trying to focus on the upcoming actions. The next one, acceleration phase is the most complex phase of the tennis serve. The movements take place through order and pace, where impulse of the muscular and ground reaction force is shaped through the balance and rhythm. Acceleration is determined by how fast mass of the tennis ball reaches its top speed. Third phase is the impact. The more force player applies to the mass of the tennis ball – the greater serve will be. However, this phase requires displaying of player's coordination skills in order to maximize the accuracy of impact, i.e. serve. The last phase, follow-through consists of the player's decelerations and completion of maximum motion amplitude – where player releases all the momentum and power until the next shot. The better the follow-through the easier it will be for a player to get ready for the next shot.

In the case of maximum serving motion very demanding task is to accurately differentiate the forces and torques acting in the human joints, bones, soft tissues and articulation. This task is more challenging if it is related to impact loads on human body that occur during maximum mechanical loads. One of tasks in analysis of such a complex motoric act is the ground contact in the follow-through phase of tennis serve, such as concentric contractions during the landing (Bahamonde and Knodson, 2001). To push it further, we investigated the loads during the case of one leg touch-down after maximum power tennis serve. In this paper, the analysis of mechanical loads on one leg due to the tennis serve was based on kinematic analysis (Elliot and Wood, 1983; Talaat and Attaallah, 2015) of experimental setup for motion. The applied methodology for 3D analysis of tennis player's motion has been presented in the study of Elliot et al. (Elliott, Marsh and Blanksby, 1986). As usual, in a first step of data acquisition, the time dependent ground reaction forces and three-dimensional (3D) positions of leg joints were collected by using the force plate and optical motion capture system. After that, the biomechanical models of human body were applied to experimental data (Filipovic, Vulovic, Peulic, Radakovic, Kosanic and Ristic, 2009). The forces and torques in the leg joints were determined by using inverse dynamics (Gruber, Ruder, Denoth and

Schneider, 1998; Payton and Bartlett, 2008). Due to specific serving motion, the stress analysis based on Finite Element Method (FEM) was applied for the cartilage and bones inside the full 3D patient-specific knee model (Vulović, Vukićević, Jovičić, Ristić and Filipović, 2016). The FEM has found a wide application in the prediction and prevention of the fracture occurrence of the bone tissue, as well as of the cartilage damage (Živković, J., Jovičić, Vulović, Stepanović and Živković, M., 2013; Antic, Vukicevic, Milasinovic, Saveljic, Jovicic, Filipovic, Rakocevic and Djuric, 2015; Janovic, Saveljic, Vukicevic, Nikolic, Rakocevic, Jovicic, Filipovic and Djuric, 2015; Sabet, Raeisi, Hamed, and Jasiuk, 2016; Pajic, Antic, Vukicevic, Djordjevic, Jovicic, Savic, Saveljic, Janovic, Pesic, Djuric and Filipovic, 2017).

Bones are hard tissues with highly anisotropic characteristics and, in contrast to engineering materials, they have the ability to regenerate and adapt over time. Moreover, the process of adaptation to dominant muscle and external forces may vary depending on skeletal shape, age, gender, physiologic functions, disease, mechanical stress and type of micro damage, as well as fatigue of biomaterial due to permanent loading. The risk of the bone fracture is increased and lies in the fact that fatigue fracture mechanisms depend not only on the level of a force applied but on the presence of the micro damage, too (Vukicevic, Zelic, Jovicic, Djuric and Filipovic, 2015; Jovičić, Djorović, Vukicević, Djordjević and Filipović, 2019). This is an important fact that, as a chronic factor, increases the risk of injury of athletes and even tennis players. Thus, the injury caused by mechanical stress potentially can occur in the zone of initial micro fractures due to impact of loading which, although within the physiological limits, can be vulnerable at the maximum power tennis serve. It should be underlined that the initial micro damages among professional tennis players can be caused by other permanent loads, not only by tennis serve.

The deformation phenomena of cartilage inside the knee has been subject of various experimental and theoretic studies, where cartilage tissue from the biomechanical aspect is considered as a porous deformable body filled with fluid, occupying the whole pore volume. The Darcy's law is a fundamental law which describes cartilage as a porous medium, while more complex analysis of cartilage requires employment of additional laws (Filipovic et al., 2009).

METHODS

The applied methods take place through experimental setup for motion tracking and ground reaction force determination (Bahamonde et al., 2001; Filipovic et al., 2009). This is followed by the inverse dynamics (Gruber et al., 1998; Payton et al., 2008; Filipovic et al., 2009), spring-damper-mass models and finite element model for cartilage and knee bone tissue (Kubicek and Florian, 2009). The stress analysis based on finite element method was applied for the cartilage and bones inside the full 3D knee model for a tennis-specific player who participated in this study. At the end, the goal was to estimate the bone fracture resistance parameters in the case of initial micro damage of the bone and cartilage damage. We used a novel decision support system for the assessment of bone fracture resistance by artificial intelligence algorithms (Vukicevic, Jovicic G., Jovicic N., Milicevic and Filipovic, 2018). The practical application of this study suggests a novel computer tool for every tennis-specific player. This tool enables creation of specific geometry of the knee, application of specific forces which are experimentally measured and correspond to physiology of tennis-specific player. It can be considered as a tool for more accurate prediction of the risk of possible injury (i.e. bone fracture).

Sample of the subjects and experimental setup

Five healthy male tennis players, age between 28 ± 5 years, height 186.2 ± 4.1 cm, and body mass 86.1 ± 5.3 kg (arithmetic mean $\pm$ SD), without locomotor system injuries nor neuromuscular disorders participated in the study.

Subjects were instructed to perform ten first (flat) and ten second (spin) serves, with individually precepted maximum power. Their motions were recorded using OPTI Track motion capture system (6 V100:R2 100Hz cameras with ARENA software) and predetermined parameters of the motions were observed in order to create the biomechanical model at the player's ground contact phase immediately after serve. Ground reaction force was sampled from the multi-axis AMTI force plate at the rate of 1000 Hz. All kinematic and kinetic results of the subjects were used to create the biomechanical model parameters of the supporting leg during the serve, where the obtained parameters were included in the calculation of the knee loads during the final phase of the serve.

Acquisition, modelling and data analysis

- I The inverse dynamics solutions were employed to calculate the forces, moments and power of the supporting leg (Figure 1a) (Gruber et al., 1998; Payton et al., 2008). Body segment parameters: moments of inertia of body segments and their center of masses, were calculated by using the literature data (Zatsiorsky, Seluyanov and Chugunov, 1990; DeLeva, 1996). The projection of 3D dimensional cinematographic analysis of the specific tennis serve is shown in Figure 1b. In case of inverse dynamics approach for bio-mechanical properties modelling, specific player must be accepted as a first approximation, due to existence of some serious difficulties (e.g. extremely short duration of impact phase) which are described in detail in the work of Filipovic et al. (2009).
- II The finite element method for numerical calculation of bone stiffness allows identifying the zones of possible damage, i.e., the zones where the bone fracture will initially appear as well as the load force which will cause their appearance or appearance of cartilage damage. The accuracy of reliability assessment largely depends on the material properties and ways of formulation of the failure mechanisms. At the level of continuum mechanics, the bone material can be treated as a heterogeneous structure with strongly anisotropic properties. Despite intensive research, the reliability of phenomenological framework for describing the conditions in which the failure occurs in bone structure (cortical and cancellous) is still experimentally tested.

A new methodology was applied in this study with aim to represent specific regions of the knee and better assign the material properties, and considering the material structure of the knee is bio-composite, a continuum orthotropic material model was used for predicting the elastic response. Geometrical data for Finite Element Analysis (FEA) were obtained from Magnetic Resonance Imaging (MRI) of a specific volunteer. Boundary condition for FEA was taken from inverse dynamics and fitting procedure for spring-damper-mass dynamic model. The MRI images were automatically segmented using a commercial software package such as *Mimics* and a surface stereolithographic (STL) mesh was produced for the bones (cortical and cancellous) and cartilage, including tibia and femur proximally to the knee.

The knee-ligament origin and insertion sites were identified directly from the MRI scans. A detailed 3D FE structured volume mesh was generated in the

particular region, as well as a combination of generic bone segments.

Figure 1. a) Free body model of the human's body and leg segments; b) Projections of leg trajectory in y-z and x-z plane during tennis serve. Sagittal axis is y, and z is vertical axis.

III The **mechanical** properties of knee depend on composition and structure of bone tissue and cartilage. The bone tissue of knee is composed of cortical and cancellous structure (see Figure 2a). Specimen cut from cortical bone under compact tension test for experimental determination of the fracture toughness K_c is presented on Figure 2b. The assessment of bone tissue fracture resistance was based on the linear-elastic fracture mechanics approach, or more precisely, on the formation of fracture resistance curve (R-curve, see Figure 2c). According to the R-curve approach, a crack propagation starts when the stress intensity factor (K) exceeds the value of threshold toughness K_{th} (Jovicic, Vukicevic and Filipovic, 2014).

After that, stable crack propagation continues until the K reaches the fracture toughness K_c (Figure 2c). Thus, the corresponding slope of the R-curve is considered as a measure of the crack growth toughness (a bigger slope indicates a bigger resistance to fracture). The crack growth toughness i.e. the slope of the R-curve depends on skeletal shape, age, gender, physiologic functions, disease. It should be underlined that experimental testing of bone fracture resistance (Figure 2b) is not feasible since it represents an invasive method. Thus, in this study was applied the methodology based on artificial intelligence algorithms and neural networks (Vukicevic et al., 2018).

Figure 2. Sketch of the considered methodology: a) Cortical tissue (Compact) of tibia bone with the initial crack; b) Specimen cut from cortical bone under compact tension test; c) R-curve with specific values of crack size and stresses intensity.

RESULTS AND DISCUSSION

In this paper we used dynamic model to prescribe forces obtained from the inverse kinematics and dynamic analysis. Resulting force, acting on the knee during landing on one leg in tennis serve, is shown in Graph 1. Solid line represents force calculated by using inverse dynamics procedure.

Graph 1. Knee force obtained by inverse dynamics model (Filipovic et al., 2009).

The numerical simulation of knee model, presented in Figure 3, showed that maximum stress (1.15 MPa) is present in some parts of the cartilage. The suggested methodology allows simultaneously prediction of joint kinematics and stress distributions, using also the force and moments from a rigid-body model simulation (kinematic model simulation).

Figure 3. Finite element analysis of the knee model. Effective stress distribution in the tibia bone as well as in the cartilage; Units for stress [MPa].

Numerical assessment of the knee structural integrity was based on detection of the zones of possible failure. For this case-specific player, the effective stresses in cortical tissue are in range from 0.28 to 0.719 MPa. Obtained maximum value of effective stress was used for numerical calculation of K . The fracture resistance of bone is satisfied if obtained maximum K is less than fracture toughness (see Graph 2). In this paper, the fracture toughness of cortical

bone for tennis-specific player was determined by using the methodology based on artificial intelligence algorithms (Vukicevic et al., 2018). The fracture resistance of bone varies depending on the skeletal shape, age, gender, physiological functions, disease, etc.

The assessment of cortical bone fracture resistance depending on subject's age (Graph 2) was performed by applying artificial intelligence algorithms and neural networks (Vukicevic et al., 2018).

Graph 2. The assessment of cortical bone fracture resistance depending on subject's age (years) (Nalla, Kruzic, Kinney and Ritchie, 2004). a) Initiation toughness vs Age (years); b) R-curve slope vs Age (years).

According to proposed values (red line) presented in Graph 2, it can be concluded that cortical bone fracture resistance parameters have constant values in case of tennis-specific players aged between 28 ± 5 . The adopted input parameters for assessment of cortical bone fracture resistance for tennis-specific player aged 28 (Graph 2) were used for calculation of cortical bone critical stress value that was 2.85 MPa. Comparing this value with maximal stress value in cortical bone (Figure 3), it can be concluded that the cortical bone of tennis-specific player will not be damaged during the maximum serving motion. Therefore, the presented methodology can be preventively applied in order to prevent and predict eventual injuries of tennis player during the individual maximum serve power.

CONCLUSIONS

In this study, the implementation of computer technology was presented in order to create a

practical diagnostic tool for non-invasive assessment of the knee function. The suggested methodology was based on the acquisition and analysis of data obtained by measurement and calculation, as following: forming the biomechanical model of the specific tennis player, tracking of the joint kinematics, force ground measurement, finite element analysis of the knee model, bone resistance assessing of the player knee. A rigid body model was used to calculate the force and momentum reactions in the leg joints. The effective strength of knee cartilage and bone during maximum serve power for ground contact of tennis player was determined by finite element analysis. Bone fracture resistance assessment of the knee was based on numerical calculation of effective stress. A novel decision support system for the assessment of bone fracture resistance was used by fusing various artificial intelligence algorithms.

The main aim was development of the computer technology which integrates the various steps described above to produce a practical diagnostic tool for non-invasive assessment of the knee function for a tennis-specific player.

Acknowledgments

This study was funded by projects III41007 and ON174028 of Ministry of Education, Science and Technological Development of the Republic of Serbia.

Conflicts of interest

The authors declare that there is no conflict of interest regarding the publication of this paper

REFERENCES

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., Kosanic Dj., 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 regres-

- sion. *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. Regirer, *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.

Received: 05. 11. 2019

Accepted: 25. 04. 2020

Published Online First: 22.05. 2020