

РАЗЛИКЕ ИЗМЕЂУ КОНВЕНЦИОНАЛНЕ И СУМО ВАРИЈАНТЕ ТЕХНИКЕ МРТВОГ ДИЗАЊА: КИНЕМАТИЧКА, КИНЕТИЧКА И ЕЛЕКТРОМИОГРАФСКА СТУДИЈА

Михајло Јовановић¹, Марко Капелети¹, Милош Убовић¹, Немања Пажин²,
Душко Илић³, Владимир Мрдаковић³

¹PROFEX – Академија здравог живота, Београд, Србија

²Факултет за менаџмент у спорту, Алфа Универзитет, Београд, Србија

³Факултет спорта и физичког васпитања, Универзитет у Београду, Србија

Сажетак

Мртво дизање представља меру опште јачине целог тела и једна је од три вежбе у *powerlifting* такмичењу. Разликују се конвенционална и сумо варијанта мртвог дизања. Циљ овог истраживања је био утврђивање разлика између две технике подизања оптерећења из аспекта кинематике, кинетике и електромиографије. Узорак испитаника чинило је 9 физички активних мушкараца, просечне старости 29.1 ± 3.3 година, висине 181.0 ± 1.0 cm, телесне масе 82.3 ± 13.3 kg и индекса телесне масе 25.0 ± 3.8 kg/m². Сваки испитаник је подизао тег масе приближне сопственој, кроз три понављања, у три серије, за сваку од техника. Брзина једног подизања је била по 3 секунде за сваку од фаза (концентрична и ексцентрична). Од кинематичких варијабли праћене су углови и амплитуде за следеће фигуративне тачке: труп у односу на хоризонталу (само угао), центар зглоба кука и центар зглоба колена у „*liftoff*“ (ЛО – позиција у којој се тег одваја од подлоге) и „*knee passing*“ (КП – позиција у којој тег пролази испред колена) позицији, односно у *liftoff-knee passing* (ЛО-КП), *knee passing-lift completion* (КП-ЛЦ; ЛЦ – завршна, односно потпуно усправна позиција тела) и *liftoff-lift completion* (ЛО-ЛЦ) фази. Од кинетичких варијабли праћен је извршен механички рад. Електромиографска активност је праћена за следеће мишиће: *m. vastus medialis*, *m. vastus lateralis*, *m. rectus femoris*, *m. gluteus maximus*, *m. erector spinae (L3-L4)*, *m. semimembranosus* и *m. biceps femoris caput longum*. Праћена електромиографска варијабла је била просечна нормализована количина мишичне активације у односу на максималну вољну контракцију, за свих 18 појединачних понављања мртвог дизања (3 серије \times 3 понављања \times 2 технике). За статистичку обраду података коришћена је једнофакторска анализа варијансе са поновљеним мерењима (за количину мишићне активације и извршен механички рад) и двофакторска анализа варијансе са поновљеним мерењима (за углове и амплитуде). Добијене су значајне разлике између техника у почетним угловним позицијама у свим праћеним зглобовима ($p < 0.05$), осим код угла у зглобу колена где се уочава тренд ($p = 0.0996$), као и у прелазној позицији када је у питању угао трупа у односу на хоризонталу и угао у зглобу кука ($p < 0.05$). Уочена је статистички значајна разлика између техника у амплитудама у зглобу кука у КП-ЛЦ фази ($p < 0.05$) и укупној амплитуди ($p < 0.05$) и у зглобу колена у ЛО-КП фази ($p < 0.05$) и укупној амплитуди у виду тренда ($p = 0.0996$). Извршен механички рад је значајно већи приликом подизања оптерећења конвенционалном варијантом техником мртвог дизања ($M_{\text{кон}}$) ($p < 0.05$). Активација медијалних и латералних глава *m. quadriceps femoris*-а је статистички значајно већа ($p < 0.05$) приликом подизања оптерећења сумо варијантом технике мртвог дизања (M_{cy}), а активација постуралних мишићних група (*m. erector spinae*, *m. gluteus maximum*, *m. semitendinosus* и *m. biceps femoris caput longum*) је већа приликом подизања оптерећења $M_{\text{кон}}$, али не и статистички значајно ($p > 0.05$).

Кључне речи: МИШИЋНА АКТИВАЦИЈА / МЕХАНИЧКИ РАД / УГЛОВИ У ЗГЛОБОВИМА / ТРЕНИНГ СНАГЕ

Кореспонденција са ауторима: Михајло Јовановић, Е – mail: mixajlo.jova@gmail.com

УВОД

Једна од најпримењивијих вежби за побољшање апсолутне снаге, брзинске снаге, степена прираста мишићне силе (енг. *rate of force development*) и стабилности трупа јесте вежба „мртво дизање“. Мртво дизање може да представља меру опште јачине, максималне или репетитивне снаге целог тела и једна је од три вежбе у *powerlifting* такмичењу (McGuigan & Wilson, 1996). Циљ ове дисциплине је подизање што веће тежине тега, а укључује још и вежбу „чучањ“ и „потисак са клупе“. Неке од погодности употребе ове вежбе су побољшана стабилност зглобова, квалитетније извођење спортских вештина и развој укупне снаге и јачине (Mannie, 1997).

Две најпопуларније варијанте мртвог дизања су сумо (МД_{су}) и конвенционална (МД_{кон}). МД_{су} описују као варијанту са широким ставом, дивергентном позицијом стопала са испруженим рукама које држе шипку између колена (Piper & Waller, 2001). У МД_{кон} став је у ширини рамена, док испружене руке држе шипку са спољне стране колена.

До сада је урађен велики број истраживања на тему разлика између различитих варијанти мртвог дизања. Наиме, испитиване су разлике између МД_{кон} и „румунске“ варијанте мртвог дизања (Lee et al., 2018), између МД_{кон} и варијанте мртвог дизања са потпуно опруженим коленима (Bazerra et al., 2013), затим између МД_{кон} са олимпијском и хексагоналном шипком (Andersen et al., 2018; Camara et al., 2015; Lake et al., 2017; Swinton et al., 2011), као и између мртвог дизања са различитим хватовима (Krings et al., 2019), мртвог дизања са предњим и задњим чучњем (Korak et al., 2018; Hamlyn et al., 2007) и између класичног мртвог дизања и мртвог дизања са додатим ланцима (Nijem et al., 2016).

У једном истраживању испитиване су кинематичке разлике између предњег и задњег чучња и МД_{кон} и МД_{су} (Kasović et al., 2019). Узорак испитаника се састојао од 24 мушкараца и жена. Коришћене варијабле су биле просечна брзина концентричне контракције (ПБК), пик брзине концентричне контракције (ПКК) и линеарни пређени пут тега (ЛПП). Добијени су резултати који говоре да је на свим нивоима оптерећења (од 30% до 100% од 1РМ са повећањем од 10% по серији) ЛПП већи у МД_{су}. ПБК се значајно разликовала на 80–89% 1РМ, 70–79% 1РМ и на 40–49% 1РМ. У складу са овим налазима, сугерисано је одређивање индивидуалних профила односа између тежине и брзине подизања, како за предњи и задњи чучањ, тако и за МД_{су} и МД_{кон}.

Према још једном истраживању које се бавило кинематичким разликама између МД_{кон} и МД_{су} (McGuigan & Wilson, 1996), тврђено је да је у „*liftoff*“ позицији (ЛО – позиција у којој се тег одваја од подлоге) угао у зглобу колена већи у МД_{кон}. С друге стране, труп заклапа већи угао са хоризонталом у МД_{су} и угао у зглобу кука је већи. Од ЛО до „*knee passing*“ позиције (КП – позиција у којој тег пролази испред колена) у МД_{кон} измерена је већа амплитуда опружања трупа у односу на МД_{су}. Такође, многи аутори (Cholewickiet al., 1991; McGuigan & Wilson, 1996; Escamilla et al., 2000) добили су резултате који иду у прилог томе да у ЛО позицији труп заклапа значајно мањи угао са хоризонталом у МД_{кон} у односу на МД_{су}.

Шири став у МД_{су} утицао је на то да пређени пут тега буде значајно мањи, а самим тим и извршен механички рад. Према досадашњим истраживањима (Escamilla et al., 2001), проучавајући биомеханичке карактеристике МД_{су} и МД_{кон}, добијено је да је вертикални пређени пут тега, нормализован у односу на висину испитаника, за 20–25% већи МД_{кон} у односу на МД_{су} од ЛО до „*lift completion*“ позиције (ЛЦ – завршна, односно потпуно усправна позиција тела). На основу тога, извршен механички рад био је 25–30% већи МД_{кон}.

У досадашњим истраживањима постоји још једно са циљем испитивања разлика између техника по аспекту електромиографске активности (Escamilla et al., 2002). Проучавали су активацију мишића потколенице, натколенице и опружаче у зглобу кука и кичменог стуба. Добијеним резултатима установљено је да само *m. vastus lateralis* и *m. vastus medialis* остварују статистички значајно већу активацију у МД_{су}, док су у МД_{кон} мишићи опружачи у зглобу кука и кичменог стуба активнији, али без статистички значајних разлика. Сумирано, МД_{кон} има јачу моторну регрутацију постериорног ланца (*m. biceps femoris caput longum*, *m. semitendinosus*, *m. gluteus maximus*, *m. erector spinae*), док се МД_{су} оптерећење пребацује са доњег дела леђа на *m. quadriceps femoris* (Escamilla et al., 2002).

У односу на све горе наведене студије и коришћене варијабле у њима, циљ овог истраживања је испитивање кинематичких, кинетичких и електромиографских разлика између конвенционалне и сумо варијанте технике мртвог дизања, а под претпоставком да постоје значајне разлике у појединим варијаблама. Другим речима, сврха овог истраживања је да на свеобухватан начин опише две технике подизања оптерећења и у складу са тим дефинише како свака од техника утиче на ангажовање мишића локомоторног система. Теоријски значај представља допринос досадашњим истраживањима која су се бавила овом проблематиком, док се практични значај овог рада огледа у могућности избора једне од техника за специфичне задатке у спортском тренажном процесу или рекреативном вежбању.

МЕТОД РАДА

Ток и поступци мерења

Мерења су спроведена у тренажно-дијагностичком центру „ПРОФЕКС – Академија здравог живота“ у Београду. Протокол мерења састојао се од упознавања испитаника са циљевима и задацима истраживања, након чега је уследило основно антропометријско и морфолошко мерење, загревање и припрема локомоторног апарата, упознавање са протоколом тестирања и само тестирање, односно узорковање кинематичких, кинетичких и електромиографских варијабли током подизања оптерећења МД_{кон} (слика 1) и МД_{су} (слика 2). Све процедуре су обављене у једном дану.



Слика 1 Конвенционална варијанта технике мртвог дизања у ЛО, КП и ЛЦ позицији



Слика 2 Сумо варијанта технике мртвог дизања у ЛО, КП и ЛЦ позицији

Испитаницима је сугерисано да дођу не конзумирајући храну и течност најмање један сат пре тестирања, као и да тог дана немају интензивну физичку активност.

Основно антропометријско и морфолошко мерење је подразумевало мерење телесне висине, телесне масе и индекса телесне масе. Телесна висина [м] се мерила помоћу дигиталног висиномера *BSM170* компаније *Arab Engineers*, телесна маса [кг] помоћу *InBody770* дигиталне ваге јужнокорејске компаније *InBody*, индекс телесне масе [кг/м²] добијен је дељењем масе [кг] са квадратом висине [м²].

Уводно загревање локомоторног апарата одрађено је на тредмилу у трајању од 6 минута. Први и последњи минут су били посвећени уходавању, односно исходавању на брзини између 5.5 и 6.0 км/ч, док је у периоду између тога било примењено трчање на брзини између 11 и 13 км/ч. Општа припрема локомоторног апарата, поштујући основни принцип редоследа вежби „од главе до пете“, састојала се од вежби статичког и динамичког истезања и тонизирања мускулатуре у трајању од 8 минута.

У оквиру фамилијаризације са протоколом тестирања испитаници су детаљно упознати са захтевима правилне технике мртвог дизања – симултано опружање у зглобу колена и кука, форсирано стезање абдомена и издисај током подизања тега, константно одржавање неутралног положаја кичменог стуба, контролисано трајање покрета у једном смеру од 3 секунде, задржавање усправне позиције и контролисано и потпуно спуштање тега на подлогу након сваког понављања. Коришћена маса тега је била 20 кг (олимпијска шипка).

Специфична припрема локомоторног апарата је подразумевала примену технике мртвог дизања, првенствено са масом тега умањеном за 20 кг, а онда и за 10 кг од оне која се користила приликом тестирања. Број понављања је био опадајући, односно 8 и 6, редом за сваку од серија. Припрема је одрађена прво МД_{кон}, а потом и МД_{су}.

Кратка релаксациона процедура подразумевала је растресање и гњечење натколеница, као и истезање предње и задње ложе натколенице од стране истраживача. Трајање процедуре је било 3 минута.

Протокол тестирања и мерења је подразумевао узорковање кинематичких, кинетичких и електромиографских варијабли према утврђеном поступку. Протокол је подразумевао најпре поставку електрода и мерење максималне вољне активације мишића чија се електромиографска активност пратила током наредног тестирања две варијанте технике мртвог дизања, а потом и поставку маркера за праћење кретања.

Мерење максималне вољне активације је извршено према досадашњим препорукама доступне литературе (Criswell, 2010; Barbero et al., 2012). Електроде су постављене на тело

мишића, односно на место где је мишић палпаторно установљено најчвршћи и најгушћи, и у правцу пружања мишићних влакана. Електроде су фиксиране применом лепљиве траке. Најпре је захтевано постепено повећање уложеног вољног напора од стране испитаника у трајању од 2-3 секунде до максималног, затим примена максималног мануелног спољашњег отпора од стране истраживача у трајању од 5 секунди и на крају постепено снижавање уложеног вољног напора и мануелног спољашњег отпора у трајању од 2-3 секунде.

Анализирана је електромиографска активност следећих мишића са десне стране тела: *m. erector spinae (Л3-Л4)*, *m. gluteus maximus*, *m. vastus medialis*, *m. vastus lateralis*, *m. rectus femoris*, *m. biceps femoris caput longum* и *m. semitendinosus*. За анализу кинематичких и кинетичких варијабли маркери са ознаком „X“ постављени су на следећим местима: центар тега, скочног зглоба, зглоба колена, кука и рамена. Маркери су постављени са леве бочне стране.

Маса тега за потребе тестирања разлика између техника мртвог дизања за сваког испитаника је била приближно иста телесној маси самог испитаника. Број серија и понављања у оквиру серије је био 3. Примена $M_{кон}$ и $M_{су}$ се наизменично смењивало након сваке серије. Техника је подразумевала подизање оптерећења од ЛО, преко КП, до ЛЦ позиције. Трајање концентричне и ексцентричне фазе је било по 3 секунде са паузом од 3 секунде између њих. Пауза између серија је била 2 минута. Као критеријуми за правилно извођење технике мртвог дизања били су сви кључни детаљи наведени у упознавању испитаника са протоколом тестирања. Дуга релаксациона процедура подразумевала је детаљно истезање и ледирање мишића доњих екстремитета. Трајање процедуре је било 10 минута.

Узорак испитаника

Узорак испитаника чинило је 9 физички активних особа мушког пола. Основне узрасне, антропометријске и морфолошке карактеристике се могу видети у табели 1.

Табела 1 Узрасне, антропометријске и морфолошке карактеристике испитаника (n=9)

	Године	ТВ [цм]	ТМ [кг]	БМИ [кг/м ²]
Средња вредност	29.1	181	82.3	25.0
Стандардна девијација	3.3	1	13.3	3.8
Коефицијент варијације [%]	11.2	2.9	13.3	15.2

Напомена: ТВ – телесна висина; ТМ – телесна маса; БМИ – индекс телесне масе

Из табеле 1 се увиђа да је узорак испитаника изразито хомоген по својим основним узрасним, антропометријским и морфолошким карактеристикама, што је значајно због истраживања проблема којим се истраживање бави.

Узорак варијабли и начин њиховог мерења

Кинематика

У карактеристичним позицијама и прелазима бележени су углови [°] и амплитуде [°] за следеће фигуративне тачке: труп у односу на хоризонталу (само угао), центар зглоба кука и центар зглоба колена. Центар скочног зглоба и центар зглоба рамена су коришћени ради дефинисања уздужних оса које дефинишу углове у зглобовима од интереса. Углови су бележени и упоређивани у ЛО и КП позицији, а амплитуде у ЛО-КП, КП-ЛЦ и ЛО-ЛЦ прелазу. Такође, ради израчунавања

кинетичке варијабле (извршеног механичког рада) праћен је вертикални пређени пут [м] путем праћења кретања центра тега. Све варијабле су обрађене у *Kinovea* софтверском програму за анализу кретања, верзија 0.8.15.

Кинетика

Извршени механички рад [Nm] у једном подизању оптерећења је израчунат математички множењем вертикалног пређеног пута са тежином тега.

Електромиографија

За сваки од наведених мишића праћена је просечна количина мишићне активације нормализована у односу на максималну вољну контракцију током концентричне и ексцентричне фазе, за свих 18 појединачних понављања мртвог дизања (3 серије \times 3 понављања \times 2 технике). У анализу су узимана у обзир она понављања која задовољавају критеријуме технике и трајања покрета, као и она понављања са „чистим“ ЕМГ сигнаlima. Раздвајање концентричне и ексцентричне фазе за потребе обраде ЕМГ сигнала је било јасно уочљиво самим прављењем паузе између подизања и спуштања тега. Максимална вољна активација и количина мишићне активације су изражене као просечна површина ректификованог и поравнатог ЕМГ сигнала помоћу „root mean square“ алгоритма за равнање сировог интерферентног ЕМГ сигнала. Коришћена дужина прозора је 0.1с, а преклапање прозора 0.08с. Коришћени су *Delsys Trigno* телеметријски сензори за праћење ЕМГ активности мишића. Подаци су добијени обрадом у *EMGworks* софтверу. Сва опрема је од америчке компаније *Delsys*.

Статистичка обрада података

Резултати су приказани применом дескриптивне и компаративне статистике. Од дескриптивних статистичких параметара коришћена је средња вредност и стандардна девијација, а од компаративних анализа варијансе са поновљеним мерењима (АНОВА).

За одређивање утицаја фактора позиције тега и примењене технике на кинематичке варијабле (углови и амплитуде) резултати су анализирани двоструком анализом варијансе са поновљеним мерењима (2 позиције \times 2 технике). За испитивање разлика између две технике у пређеном путу тега и извршеном механичком раду коришћена је једнострука анализа варијансе са поновљеним мерењима. За испитивање разлика између две технике у електромиографској активности коришћена је једнострука анализа варијансе са поновљеним мерењима. Уколико је анализа варијансе показала значајан утицај интеракције два фактора на неку од праћених варијабли, приступило се анализи једноставних утицаја у оквиру којег је анализиран утицај промене технике извођења, али за сваку позицију тега (и ЛО и КП).

Статистичка обрада података је одрађена у *SPSS* програму за обраду података, верзија бр. 17. Р-вредност за утврђивање статистички значајних разлика је подешена на <0.05 .

РЕЗУЛТАТИ

Кинематика

У табели 2 и 3 приказани су основни дескриптивни статистички параметри за угао трупа у односу на хоризонталу, угао у зглобу кука и угао у зглобу колена у ЛО, односно КП позицији.

Табела 2 Основни дескриптивни статистички показатељи за угао трупа у односу на хоризонталу, угао у зглобу кука и колена у ЛО позицији, $M_{кон}$ и $M_{су}$ подизања тега

	Угао трупа у односу на хоризонталу[°]	Угао у зглобу кука[°]	Угао у зглобу колена[°]
ЛО _{конв}	23.6±3.5	52.1±3.4	106.5±7.5
ЛО _{сумо}	40.5±4.8*	56.8±3.6*	98.7±11.2 [#]

P-вредност је подешена на <0.05. * - статистички значајна разлика у односу на $M_{кон}$; # - тенденција ка статистички значајној разлици

Табела 3 Основни дескриптивни статистички показатељи за угао трупа у односу на хоризонталу, угао у зглобу кука и колена у КП позицији, $M_{кон}$ и $M_{су}$ подизања тега.

	Угао трупа у односу на хоризонталу[°]	Угао у зглобу кука[°]	Угао у зглобу колена[°]
КП _{конв}	41.0±3.0	94.0±5.8	142.2±6.0
КП _{сумо}	50.6±3.2*	100.0±5.0*	141.8±7.2

P-вредност је подешена на <0.05. * - статистички значајна разлика у односу на $M_{кон}$; # - тенденција ка статистички значајној разлици

Резултати показују да је разлика угла трупа у односу на хоризонталу између техника статистички значајна, како у ЛО, тако и у КП позицији ($p < 0.05$). У обе позиције $M_{су}$ труп заклапа већи угао са хоризонталном. Такође, примећује се статистички значајна разлика угла у зглобу кука између техника у ЛО и КП позицији ($p < 0.05$). У ЛО позицији угао у зглобу кука је већи при подизању тега $M_{су}$. Угао у зглобу колена показује тренд ка статистички значајној разлици између техника у ЛО ($p = 0.0996$), али не и у КП позицији. У ЛО позицији угао у зглобу колена је већи при подизању тега $M_{кон}$.

Табела 4 Резултати двофакторске анализе варијансе са поновљеним мерењима за угао трупа у односу на хоризонталу, угао у зглобу колена и кука између $M_{кон}$ и $M_{су}$ у ЛО и КП позицији

	Позиција тега (ЛО/КП)	Техника извођења ($M_{кон}/M_{су}$)	Интеракција
Угао трупа у односу на хоризонталу	$p < 0.01$	$p < 0.01$	$p < 0.01$
	F=321.99	F=258.71	F=54.09
	df=1	df=1	df=1
	PES=0.98	PES=0.97	PES=0.87
Угао у зглобу кука	$p < 0.01$	$p < 0.01$	$p = 0.289$
	F=1180.45	F=82.54	F=54.09
	df=1	df=1	df=1
	PES=0.99	PES=0.97	PES=0.14
Угао у зглобу колена	$p < 0.01$	$p = 0.01$	$p < 0.01$
	F=537.86	F=10.79	F=24.75
	df=1	df=1	df=1
	PES=0.98	PES=0.57	PES=0.76

Приказани су следећи статистички параметри за ефекат момента, технике и њихове међусобне интеракције: P-вредност, F-вредност, Df – степени слободe и Partial eta square (PES) – утицајност варијабле; за статистички значајну P-вредност узета је свака вредност која је мања од 0.05.

Из табеле 4 може се видети да на угао трупа у односу на хоризонталу, статистички значајно утичу и позиција тега и техника која се изводи. Другим речима, статистички је значајна њихова интеракција ($p < 0.01$). С обзиром на то, *post-hoc* анализа са *Greenhouse-Geisser* коригованим T-тестом утврдила је статистички значајну разлику позиције трупа у односу на хоризонталу између $M_{су}$ и $M_{кон}$ у ЛО позицији ($p < 0.01$, Df=8, $t = 15.5$), између ЛО и КП позиције

за $M_{D_{cy}}$ ($p < 0.01$, $Df=8$, $t=-8.37$) и за $M_{D_{кон}}$ ($p < 0.01$, $Df=8$, $t=-40.07$). Између $M_{D_{cy}}$ и $M_{D_{кон}}$ у КП позицији такође је пронађена статистички значајна разлика ($p < 0.01$, $Df=8$, $t=11.98$).

Угао у зглобу кука не показује статистички значајну интеракцију утицаја позиције тега и технике мртвог дизања ($p=0.29$), из разлога што је тренд промена сличан. Две различите технике у истој мери утичу на промену варијабле, и у ЛО и у КП позицијама подизања оптерећења. Осим тога, постоји статистички значајна разлика и у позицији тега ($p < 0.01$, $Df=1$) и међу техникама извођења ($p < 0.01$, $Df=1$).

Угао у зглобу колена такође показује статистички значајну интеракцију утицаја позиције тега и технике којом се вежба изводи ($p < 0.01$). Разлика у техници у ЛО позицији статистички је значајна ($p < 0.01$, $t=4.05$, $Df=8$). Различите технике у КП позицији, с друге стране, статистички значајно се не разликују ($p=0.65$, $t=0.52$, $Df=8$). Прелазак из ЛО у КП позицију показује статистички значајне разлике угла у зглобу колена и $M_{D_{cy}}$ ($p < 0.01$, $t=-20.01$, $Df=8$) и $M_{D_{кон}}$ ($p < 0.01$, $t=-32.09$, $Df=8$).

Табела 5 и 6 приказује укупна амплитудна померања и по фазама у зглобу кука, односно у зглобу колена.

Табела 5 Амплитуде покрета у зглобу кука у ЛО-КП фази, КП-ЛЦ фази и укупна амплитуда од ЛО до ЛЦ [°]

Кук	ЛО-КП[°]	КП-ЛЦ[°]	ЛО-ЛЦ[°]
$M_{D_{кон}}$	41.9±4.9	86.0±5.8	127.9±3.4
$M_{D_{cy}}$	43.3±3.4	80.0±5.0*	123.2±3.6*

P-вредност је подешена на < 0.05 . * - статистички значајна разлика у односу на $M_{D_{кон}}$; # - тенденција ка статистички значајној разлици.

Табела 6 Амплитуде покрета у зглобу колена у ЛО-КП фази, КП-ЛЦ фази и укупна амплитуда од ЛО до ЛЦ позиције [°]

Колено	ЛО-КП[°]	КП-ЛЦ[°]	ЛО-ЛЦ[°]
$M_{D_{кон}}$	36.1±4.9	37.4±5.4	73.5±7.5
$M_{D_{cy}}$	43.2±6.5*	38.2±7.2	81.3±11.2#

P-вредност је подешена на < 0.05 . * - статистички значајна разлика у односу на $M_{D_{кон}}$; # - тенденција ка статистички значајној разлици.

У табели 5 уочљиво је да се покрет опружања у зглобу кука између техника значајно не разликује у првој (ЛО-КП) фази, али да се у другој (КП-ЛЦ) фази значајно разликује. Такође, укупна амплитуда (ЛО-ЛЦ) се између техника значајно разликује. Из табеле 6 се може приметити да се колено опружа значајно више у првој (ЛО-КП) фази приликом подизања тега $M_{D_{cy}}$ у односу на $M_{D_{кон}}$. У другој (КП-ЛЦ) фази нема значајне разлике између две технике, али укупна амплитуда (ЛО-ЛЦ) показује тренд ка статистички значајној разлици ($p=0.0996$).

Кинетика

Табела 7 приказује извршени механички рад за $M_{D_{кон}}$ и $M_{D_{cy}}$ техником од ЛО до ЛЦ позиције.

Табела 7 Средње вредности и KV извршеног механичког рада [Nm-Њутн метар] за $M_{D_{cy}}$ и $M_{D_{кон}}$, као производ пређеног пута тега [м-метар] и тежине тега [N-Њутн].

	Вертикални пређени пут тега[м]	Тежина тега[N]	Извршен механички рад[Nm]
$M_{D_{кон}}$	0.72±0.05	708.5±107.2	512.4±98.2

МД _{cy}	0.62±0.05	708.5±107.2	441.5±86.2*
------------------	-----------	-------------	-------------

P-вредност је подешена на <0.05. * - статистички значајна разлика у односу на МД_{кон}; # - тенденција ка статистички значајној разлици

Једнофакторском анализом варијансе са поновљеним мерењем утврђена је статистички значајна разлика у извршеном механичком раду у корист МД_{кон} (p<0.01), с обзиром да су испитаници обема техникама подизали исту тежину тега.

Електромиографија

У графикону 1 је представљен упоредни приказ релативизоване количине мишићне активације, као и стандардне девијације за све тестиране групе мишића.

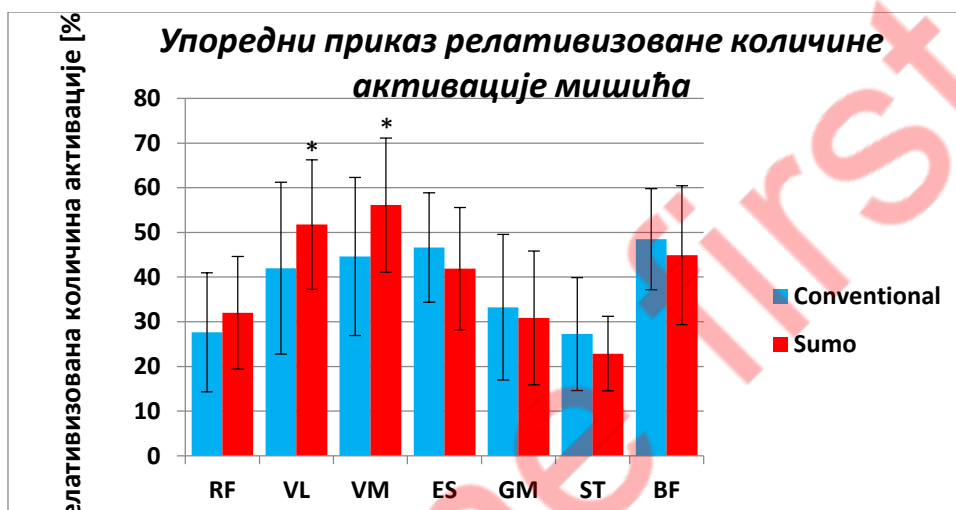


График 1 Упоредни графички приказ нормализоване количине активације мишића у односу на максималну вољну контракцију; RF – m. rectus femoris, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, ES – лумбални део m. erector spinae, GM – m. gluteus maximus, ST – m. semitendinosus, BF – m. biceps femoris caput longum

*Подаци су приказани кроз њихову средњу вредност и стандардну девијацију. P-вредност је подешена на <0.05. * - статистички значајна разлика у односу на МД_{кон}; # - тенденција ка статистички значајној разлици

Табела 8 Резултати једнофакторске анализе варијансе са поновљеним мерењима за количину мишићне активације различитих мишића између МД_{кон} и МД_{cy}

Мишић	<i>m.rectus femoris</i>	<i>m.vastus lateralis</i> *	<i>m.vastus medialis</i> *	<i>m.erector spinae (L3-L4)</i>	<i>m.gluteus maximus</i>	<i>m.semitendinosus</i>	<i>m.biceps femoris (caput longum)</i>
Статистичка анализа	p=.22 F=1.84 df=1 P. Eta Sq=0.21	p=.02 F=9.83 df=1 P. Eta Sq=0.58	p=.03 F=7.89 df=1 P. Eta Sq=0.53	p=.18 F=2.19 df=1 P. Eta Sq=0.24	p=.56 F=0.38 df=1 P. Eta Sq=0.05	p=.22 F=1.83 df=1 P. Eta Sq=0.21	p=.49 F=0.52 df=1 P. Eta Sq=0.07

Приказани су следећи статистички параметри: P–вредност, F–вредност, Df – степени слободе и Partial eta square – утицајност варијабле; За статистички значајну P–вредност узета је свака вредност која је мања од 0.05

Може се приметити да мишићне главе квадрицепса (*m. rectus femoris*, *m. vastus medialis* и *m. vastus lateralis*) показују већу укупну количину активације током подизања тега МД_{cy}. Статистички значајна разлика је присутна код *m. vastus lateralis*-а (p<0.05) и *m. vastus medialis*-а (p<0.05), док код *m. rectus femoris*-а није присутна. Резултати показују већу активацију лумбалног

дела *m. erector spinae* у МД_{кон} (46.6±19.2%) у односу на МД_{су} (41.9±13.7%), али нема статистички значајне разлике. *M. gluteus maximus* такође је активнији у МД_{кон} (33.3±16.3%) у односу на МД_{су} (30.9±15%), али такође не постоји статистички значајна разлика. Резултати једнофакторске анализе варијансе са поновљеним мерењима показују да у укупној количини активације мишићних глава задње ложе натколенице не постоји статистички значајна разлика. У МД_{кон} *m. semitendinosus* показује већу активацију (27.3±12.7%) у односу на МД_{су} (22.9±8.3). *M. biceps femoris caput longum* према добијеним резултатима је више активиран у МД_{кон} (48.5±11.3%) него у МД_{су} (44.9±15.5%).

ДИСКУСИЈА

Циљ овог истраживања је био да се додатно утврде разлике између две варијанте техника мртвог дизања – конвенционалне и сумо – и то из угла кинематике, кинетике и електромиографије. Узорак испитаника чинило је 9 физички активних особа мушког пола. Испитаници су подизали тежину тега приближну њиховој телесној маси. Наизменично се оптерећење дизало једном, па другом техником, након сваке серије. Укупно је рађено 3 серије дизања оптерећења са 3 контролисана подизања и спуштања у оквиру једне серије (3 секунде концентрична и 3 секунде ексцентрична фаза). Од кинематичких варијабли коришћен је угао трупа у односу на хоризонталу, угао у зглобу кука и угао у зглобу колена у ЛО и КП позицији, затим амплитуде у ЛО-КП и КО-ЛЦ прелазу, као и вертикални пређени пут тега. Од кинетичких варијабли коришћен је извршени механички рад. Праћена је количина мишићне активације за *m. erector spinae (L3-L4)*, *m. gluteus maximus*, *m. vastus medialis*, *m. vastus lateralis*, *m. rectus femoris*, *m. biceps femoris caput longum* и *m. semitendinosus*. Теоријски значај овог истраживања се огледа у његовом доприносу и продубљивању ове проблематике, с обзиром да је рађено другачијом методологијом истраживања. С друге стране, практични значај овог истраживања огледа се у могућности планирања и програмирања спортског или рекреативног тренажног процеса из угла бирања одговарајуће технике дизања оптерећења.

У складу са досадашњим истраживањима (Cholewicki et al., 1991; McGuigan & Wilson, 1996; Escamilla et al., 2000) и у овом истраживању добијени су резултати који показују да је у ЛО позицији угао трупа у односу на хоризонталу значајно већи приликом дизања оптерећења МД_{су}.

Такође, угао у зглобу кука је значајно већи, за разлику од досадашњих истраживања (McGuigan & Wilson, 1996), док угао у зглобу колена показује тенденцију да буде значајно мањи. У КП позицији значајна разлика је примећена у углу трупа у односу на хоризонталу и углу у зглобу кука, где је претклон трупом у МД_{кон} и даље значајно мањи. Сви ови резултати говоре у прилог томе да у оквиру истих испитаника заузимање две почетне позиције за дизање оптерећења имају две значајно различите форме, али да се разлике практично поништавају кроз амплитуду покрета када је у питању зглоб колена, али не и зглоб кука. У прилог томе говоре и резултати овог истраживања по којима значајна разлика у амплитудама постоји у зглобу кука од КП до ЛЦ позиције и тенденција ка значајној разлици у укупној амплитуди од ЛО до ЛЦ позиције. Практично, почетне разлике које постоје остају и у прелазној позицији услед незнатно малих разлика у амплитуди од ЛО до КП позиције. С друге стране, тенденција ка значајној разлици у зглобу колена у почетној позицији се практично поништава кроз амплитуду у прелазној позицији. Све ове разлике у амплитудама по одговарајућим фазама су утицале на појаву значајне разлике у укупној амплитуди у зглобу кука и тенденцију ка значајној разлици у зглобу колена.

У складу са истраживањима (Escamilla et al., 2001) добијен је сличан резултат по коме је вертикални пређени пут тега већи у $M_{D_{кон}}$ у односу на $M_{D_{cy}}$ за 16%, што се и може претпоставити анализом самог почетног положаја – шири став, уже постављене руке, ниже тежиште тела приликом подизања оптерећења $M_{D_{cy}}$, а самим тим и максимална висина до које се тег подиже. Самим тим, с обзиром да је обема техникама подизана иста тежина, извршен механички рад је такође значајно већи приликом подизања оптерећења $M_{D_{кон}}$. Добијен је податак да је извршен механички рад за 25-30% већи приликом подизања оптерећења $M_{D_{кон}}$ у односу на $M_{D_{cy}}$ (Escamilla et al., 2001). С друге стране, опште је познато да се генерално у највећем броју случајева већа тежина може савладати применом $M_{D_{cy}}$, па би можда коришћење различитих тежина тега довело и до сличних резултата.

Када је реч о електромиографским разликама између техника дизања, једина значајна разлика је примећена између медијалне и латералне главе *m. quadriceps femoris*-а, што је у сагласности са истраживањима (Escamilla et al., 2001). С друге стране, из графикана 1 се јасно види да се постурални ланац (*m. erector spinae*, *m. gluteus maximus*, *m. semitendinosus* и *m. biceps femoris caput longum*) у целини више испољава приликом $M_{D_{кон}}$, али да разлика није значајна. Наиме, разлика од 4.7 степена у зглобу кука у ЛО позицији, а самим тим и почетна дужина дијагонално постављеног *m. gluteus maximus*-а можда и није довољна да се испољи разлика у његовој активацији. Резултати говоре у прилог томе да сам почетни положај и механички услови у виду кракова сила спољних оптерећења заправо условљавају саме електромиографске разлике између техника, тако да већи претклон трупа или мањи угао у зглобу колена условљава веће испољавање агонистичких и синергистичких извршиоца опружања у датим зглобовима.

Резултати овог истраживања имају и одређене практичне импликације у оквиру планирања тренинга, тако нпр. код почетника, примена било које технике ће свакако имати велики тренажни ефекат, али би генерална препорука била примена $M_{D_{кон}}$ на почетку тренажног процеса услед потребе за већим развојем постуралних мишићних група, а самим тим и стабилности трупа у каснијим фазама тренажног процеса са већим оптерећењем. С друге стране, у рехабилитационој пракси, код присуства повреде или оштећења појединих зглобова (нпр. зглоба колена) тренажни процес би требало усмерити ка примени $M_{D_{кон}}$, јер је амплитуда у зглобу колена нешто мања и оптерећење се савладава из нешто повољније позиције (обрнуто би важило уколико је присутна повреда нпр. доњег дела леђа, тако да би препорука била применити $M_{D_{cy}}$).

Како би се ова проблематика још објективније сагледала и на методолошки најисправнији начин, у неком од будућих истраживања, значајно би требало применити на већем броју испитаника релативизацију оптерећења у односу на 1 репетитивни максимум (1РМ), уместо масе тега која је приближна маси испитаника, знајући да људи долазе са различитим саставом у оквиру истих маса тела и да се генерално у највећем броју случајева већа тежина може савладати $M_{D_{cy}}$. Можда би се оваквим методолошким приступом добиле значајније разлике између нпр. нивоа неуромишићне активације постуралних мишића.

ЗАКЉУЧАК

Резултати овог истраживања показују да су добијене значајне разлике у почетним угловним позицијама у свим праћеним зглобовима, као и у прелазној позицији када је у питању угао трупа у односу на хоризонталу и угао у зглобу кука. Угао трупа у односу на хоризонталу и угао у зглобу кука су већих вредности код $M_{D_{cy}}$, док је угао у зглобу колена већи код $M_{D_{кон}}$.

Такође, добијене су значајне разлике између техника у амплитудама у зглобу кука у КП-ЛЦ фази и укупној амплитуди и у зглобу колена у ЛО-КП фази и укупној амплитуди. Амплитуде у зглобу кука су веће код МД_{кон}, док су амплитуде у зглобу колена веће код МД_{су}. Извршени механички рад је значајно већи приликом подизања оптерећења МД_{кон}. Активација медијалних и латералних глава *m. quadriceps femoris*-а је статистички значајно већа приликом подизања оптерећења МД_{су}, а активација постуралних мишићних група (*m. erector spinae*, *m. gluteus maximum*, *m. semitendinosus* и *m. biceps femoris caput longum*) је већа приликом подизања оптерећења МД_{кон}, али не и статистички значајно. Сугерисано је понављање истраживања на већем броју испитаника и применом релативизације сваке од технике у односу на 1 репетитивни максимум (1РМ).

ЛИТЕРАТУРА

1. Andersen V, Fimland MS, Mo DA, Iversen VM, Vederhus T, Hellebø LRR (2018). *Electromyographic comparison of barbell deadlift, hex bar deadlift, and hip thrust exercises: a cross-over study*. J Strength Cond Res.
2. Barbero, M., Merletti, R., & Rainoldi, A. (2012). *Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications*. Springer Science & Business Media.
3. Bezerra ES, Simão R, Fleck SJ, Paz G, Maia M, Costa PB, (2013). *Electromyographic activity of lower body muscles during the deadlift and stiff-legged deadlift*.
4. Camara, K. D., Coburn, J. W., Dunnick, D. D., Brown, L. E., Galpin, A. J., & Costa, P. B. (2016). *An examination of muscle activation and power characteristics while performing the deadlift exercise with straight and hexagonal barbells*. The Journal of Strength & Conditioning Research, 30(5), 1183-1188.
5. Cholewicki, J., McGill, S. M., & Norman, R. W. (1991). Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. *Medicine and science in sports and exercise*, 23(10), 1179-1186.
6. Criswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*. Jones & Bartlett Publishers.
7. ESCAMILLA, R., FRANCISCO, A., FLEISIG, G., BARRENTINE, S., WELCH, C., KAYES, A., ... & ANDREWS, J. (2000). A three-dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional style deadlifts. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(7), 1265-1275.
8. Escamilla, R. A. F. A. E. L., Lowry, T. R. A. C. Y., Osbahr, D. A. R. Y. L., & Speer, K. E. V. I. N. (2001). Biomechanical analysis of the deadlift during the 1999 Special Olympics World Games. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*.
9. Escamilla, R. F., Francisco, A. C., Kayes, A. V., Speer, K. P., & Moorman 3rd, C. T. (2002). An electromyographic analysis of sumo and conventional style deadlifts. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(4), 682-688.
10. Hamlyn N, Behm DG, Young WB(2007). *Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities*. J Strength Cond Res.
11. Kasovic J, Martin B, Fahs CA (2019). *Kinematic Differences Between the Front and Back Squat and Conventional and Sumo Deadlift*. J Strength Cond Res.
12. Korak JA, Paquette MR, Fuller DK, Caputo JL, Coons JM (2018) *Muscle activation patterns of lower-body musculature among 3 traditional lower-body exercises in trained women*. J Strength Cond Res.
13. Krings BM, Shepherd BD, Swain JC, Turner AJ, Chander H, Waldman HS,(2019). *Impact of fat grip attachments on muscular strength and neuromuscular activation during resistance exercise*. J Strength Cond Res.
14. Lake, J., Duncan, F., Jackson, M., & Naworynsky, D. (2017). *Effect of a hexagonal barbell on the mechanical demand of deadlift performance*. Sports, 5(4), 82.
15. Lee S, Schultz J, Tingren J, Staelgraeve K, Miller M, Liu Y (2018). *An electromyographic and kinetic comparison of conventional and Romanian deadlifts*. J Exerc Sci Fit.
16. Mannie, K. (1997). ORGANIZING THE OFF-SEASON STRENGTH-TRAINING PROGRAM. *Scholastic Coach & Athletic Director*, 66(9), 24-27.
17. McGuigan, M. R., & Wilson, B. D. (1996). Biomechanical analysis of the deadlift. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 10(4), 250-255.
18. Nijem RM, Coburn JW, Brown LE, Lynn SK, Ciccone AB (2019). *Electromyographic and force plate analysis of the deadlift performed with and without chains*. J Strength Cond Res.
19. Piper, T. J., & Waller, M. A. (2001). Variations of the deadlift. *Strength & Conditioning Journal*, 23(3), 66.

20. Swinton, P. A., Stewart, A., Agouris, I., Keogh, J. W., & Lloyd, R. (2011). *A biomechanical analysis of straight and hexagonal barbell deadlifts using submaximal loads*. The Journal of Strength & Conditioning Research, 25(7), 2000-2009.

Online first