



Urška Ličen¹,
Žiga Kozinc¹

Ekscentrične kvaziizometrične kontrakcije iztegovalk in upogibalk kolena – primerjava biomehanskih značilnosti ter utrujenosti med moškimi in ženskami

Izvleček

Namen študije je bil primerjati biomehanske značilnosti ter učinke utrujanja ekscentričnih kvaziizometričnih (EKI) kontrakcij iztegovalk in upogibalk kolena med moškimi in ženskami. Sodelovalo je 16 zmerno aktivnih posameznikov (9 moških in 7 žensk). Študija se je osredotočila na trajanje kontrakcije, impulz navora, kotno hitrost in obseg gibanja, skupaj s spremembami največjega navora pred vadbenim protokolom za oceno utrujenosti in po njem. Rezultati so pokazali razlike med spoloma v značilnostih EKI in odzivih na utrujenost. Moški so izkazovali krajše trajanje kontrakcij EKI ter izrazitejše zmanjšanje največjega navora med hoteno kontrakcijo po vadbi EKI, kar kaže na višje stopnje utrujenosti med kontrakcijami EKI in po njih. To je prva raziskava o značilnostih EKI pri upogibalkah kolena, zato se kaže potreba po nadaljnjih raziskavah, zlasti zaradi omejenega obsega izvajanega giba. Ugotovitve študije imajo pomembne implikacije za načrtovanje programov vadbe proti uporabi glede na spol.

Ključne besede: vadba za moč, izometrična kontrakcija, ekscentrična kontrakcija, ekscentrična vadba, jakost kolena



Eccentric quasi-isometric knee extension and flexion contractions: comparison of biomechanical characteristics and fatigue effects between men and women

Abstract

This study aimed to compare the biomechanical characteristics and fatigue effects of eccentric quasi-isometric (EQI) contractions between men and women. Sixteen moderately active individuals (9 men, 7 women) participated, performing EQI contractions in knee extensors and flexors. The study focused on contraction duration, torque impulse, angular velocity, and range of motion, alongside peak torque changes pre- and post-EQI protocol to assess fatigue. Results indicated gender-specific differences in EQI contraction characteristics and fatigue responses. Men showed shorter EKI contraction times, and a more significant reduction in peak torque during maximal voluntary contraction, suggesting higher fatigue levels during and post-EQI training. This study is the first to explore EQI characteristics in knee flexors, highlighting the need for further research, especially considering the limited range of motion used. These findings have important implications for designing gender-specific resistance training programs and highlights further need to research the EQI paradigm.

Keywords: resistance exercise, isometric contraction, eccentric contraction, eccentric exercise, knee strength

¹Univerza na Primorskem, Fakulteta za vede o zdravju, Izola

■ Uvod

Vadba proti uporabi je ključni del športnega treninga (Healy idr., 2021), pri rehabilitaciji poškodb (Kristensen in Franklyn-Miller, 2012) in ohranjanju zdravja (Wayne, 2012). Skrbno načrtovanje programov vadbe proti uporabi in premišljeno moduliranje spremenjivk (kot so vrsta mišične kontrakcije, količina vadbe, intenzivnost in tedenska pogostost) sta ključnega pomena za doseganje optimalnih rezultatov (LaStayo idr., 2014; Schoenfeld, Grgic idr., 2017; Schoenfeld, Ogborn idr., 2017). Strokovnjaki na tem področju se morajo zavedati, da so prilagoditve na različne oblike vadbe proti uporabi zelo specifične (Oranchuk idr., 2019a; Quinlan idr., 2021). Pomen tipa mišične kontrakcije je bil obsežno raziskan. V središču večine tradicionalnih programov vadbe proti uporabi so dinamični gibi, ki vključujejo koncentrično-ekscentrične cikle, včasih prepletene z izometrično fazo. Pri takšni vadbi je koncentrična moč omejevalni dejavnik, ki narekuje obremenitev. Čeprav je ta vrsta vadbe koristna, so vaje z izolirano (ali poudarjeno) izometrično in ekscentrično kontrakcijo vse bolj priljubljene v raziskavah in praksi, saj imajo specifične učinke in določene prednosti. Na primer, izometrična vadba omogoča nadzorovano obremenitev znotraj sklepnega kota brez bolečin med rehabilitacijo in selektivno vadbo v šibkem območju znotraj obsega giba (Oranchuk idr., 2019a; Tsoukos idr., 2016). Za ekscentrično vadbo sta značilni manjša poraba energije (LaStayo idr., 2014) in večja učinkovitost pri rehabilitaciji poškodb tetiv (Woodley idr., 2007). Poleg tega se zdi, da je ekscentrična vadba boljše za spodbujanje mišične hipertrofije in podaljšanje mišičnih fasciklov, pri čemer v večji meri na hitra mišična vlakna (Suchomel idr., 2019). Vendar pa je vsaka vrsta vadbe povezana tudi z določenimi pomanjkljivostmi. Na primer, prilagoditve z vidika mišične zmogljivosti in arhitekture po izometričnem treningu so običajno nižje od tistih po koncentričnem in ekscentričnem treningu (Oranchuk idr., 2019a). Po drugi strani pa so po ekscentrični vadbi mikropoškodbe mišičnih vlaken in zapoznala mišična bolečina precej večje kot po izometrični in koncentrični vadbi (Kanda idr., 2013).

V tem članku poročamo o rezultatu raziskave, izvedene po novem pristopu, imenovanem ekscentrično kvaziizometrični (EKI) trening. Ta združuje izometrične in počasne ekscentrične kontrakcije. Kontrakcije EKI najpreprosteje opišemo kot zadrževanje

položaja v izometrični kontrakciji do utrujanja, ki mu sledi maksimalno upiranje v naslednji, ekscentrični fazi (Oranchuk idr., 2019b). Z drugimi besedami, po čim daljšem držanju položaja (izometrična kontrakcija) se utrujenost kopiči in izometrično delovanje preide v ekscentrično; temu se nato čim bolj upremo skozi celoten obseg giba. Po obsežnem pregledu literature (primerjava učinkov različnih oblik izometričnega in ekscentričnega treninga) in postavitvi teoretičnih temeljev za uporabo treninga EKI (Oranchuk idr., 2019b) sta bili izvedeni dve študiji za raziskovanje kontrakcij EKI pri vaji enosklepnega iztega kolena (Oranchuk, Diewald idr., 2021; Oranchuk, Nelson idr., 2021). Pokazali so, da so kontrakcije EKI časovno zelo učinkovita metoda za doseganje visoke kumulativne mehanske obremenitve (Oranchuk, Diewald idr., 2021) mišično-kitnega sistema, kar je bistveno za sprožanje želenih prilagoditev. Kljub visoki kumulativni obremenitvi je druga študija poročala, da je ena sama vadbena enota treninga EKI povzročila manj bolečin v mišicah in manjše akutno zmanjšanje mišične jakosti kot ekscentrične vaje, ki so bile izenačene po skupnem impulzu navora (Oranchuk, Nelson idr., 2021). Verjetno bi lahko s treningom EKI izzvali specifične prilagoditve, ki jih običajno opazimo po ekscentrični vadbi, hkrati pa zmanjšali bolečino v mišicah in upad živčno-mišične zmogljivosti. Zato se zdi EKI še posebej obetaven za preprečevanje poškodb in rehabilitacijo (zlasti poškodbe tetiv).

V tej raziskavi smo primerjali biomehanske značilnosti kontrakcij EKI za iztegovalke in upogibalke kolena med moškimi in ženskami. Poleg biomehanskih značilnosti kontrakcij EKI (trajanje, impulz navora ipd.) smo preverili tudi, kakšen akuten učinek imajo kontrakcije EKI na utrujenost (merjeno prek največje hotene kontrakcije). Gre za prvo študijo kontrakcij EKI, ki vključuje tudi upogibalke kolena. V tem članku se osredotočamo na razlike med moškimi in ženskami, medtem ko bo podrobnejša primerjava med iztegovalkami in upogibalkami kolena predmet drugega članka.

■ Metode

Preiskovanci

V raziskavi je sodelovalo 16 zdravih, zmernih gibalno aktivnih preiskovancev (9 moških in 7 žensk). Zaradi napake programske opreme so bili podatki za kontrakcije EKI enega preiskovanca izločeni iz analize.

Preiskovanci so bili povprečno stari $23,5 \pm 2,6$ leta, s telesno maso $72,1 \pm 12,8$ kg in telesno višino $173,4 \pm 10,7$ cm. Moški so bili statistično značilno težji in višji ($p < 0,001$), medtem ko v starosti ni bilo razlik ($p = 0,081$). Pogoji za vključitev v študijo je bila odsotnost mišično-skeletnih poškodb v zadnjih šestih mesecih, poškodbe kolena v zadnjem letu ter občasno ali redno izvajanje vadbe proti uporabi. Izključitveni kriteriji so bili še nosečnost, kronične nenalezljive bolezni in že pridobljene izkušnje z vadbo po principu EKI. Po predstavitvi poteka raziskave so preiskovanci izpolnili informirano privolitve v sodelovanje v raziskavi. Ta je v skladu z etičnimi načeli v raziskovanju, potrdirila jo je Komisija Republike Slovenije za medicinsko etiko (št. 0120-690/2017/8).

Potek študije

Študija je potekala v dveh obiskih. Prvi obisk je zajemal seznanitev s protokolom meritev in kontrakcijami EKI. Preiskovanci so opravili meritev največjega navora ob največji hoteni kontrakciji iztegovalke in upogibalke kolena pri 60 % ter eno kontrakcijo EKI za vsako mišično skupino. Glavni merilni obisk je zajemal kontrakcije EKI (4 za vsako mišično skupino v naključnem vrstnem redu). Pred protokolom EKI in takoj po njem so preiskovanci opravili največjo dinamično hoteno kontrakcijo za obe mišični skupini pri 60 %s. Za poenostavitev protokola so vsi preiskovanci opravili meritve na desni nogi. Pred začetkom meritev so izvedli ogrevanje, zajemalo je 4 minute stopanja na dvignjeno površino in osnovne gimnastične vaje (kroženje z rokami, odkloni trupa, kroženje z boki, kroženje s koleno, dvig na prste, kroženje z gležnji, zamahi z nogami, izpadni korak vstran, izpadni korak naprej).

Postopek meritve največje hotene kontrakcije

Največjo hoteno kontrakcijo smo izmerili na izokinetičnem dinamometru (Humac-Norm, Computer Sports Medicine Inc., Massachusetts, ZDA). Pas naprave je stabiliziral zgornji del telesa, dodatni trakovi pa so bili uporabljeni za fiksacijo medenice in distalnega dela stegna tik nad kolenskim sklepom. Os dinamometra je bila poravnana z lateralnim kondilom stegenice, noga pa je bila v ročico dinamometra fiksirana s trakom tik nad gležnjem. Pred začetkom meritev smo opravili korekcijo zaradi učinkovitosti gravitacije v sredini obsega giba. Obseg giba je bil določen od 30 do 80° upogiba

kolena (popolni izteg = 0°), hitrost meritve pa je bila na 60 %s (koncentrično; izmenično upogib/izteg). Po uvajalnih poskusih (prva ponovitve s 50 %, druga s 75 % in tretja z 90 % največjega napora) so preiskovanci izvedli eno delovno serijo po pet ponovitev. Preiskovanci so imeli na voljo vizualno povratno informacijo (krivulja čas-navor) in so bili ves čas glasno spodbujani. Po protokolu EKI je bil postopek takoj ponovljen, brez uvajalnih serij.

Postopek meritev kontrakcije EKI

Vrstni red kontrakcij EKI (izteg in upogib) je bil za vsakega preiskovanca določen naključno. Za obe mišični skupini smo nivo napora nastavili na 70 % vršnega napora, doseženega pri meritvi največje hotene

kontrakcije (Oranchuk, Diewald idr., 2021). Zaradi omejitev programa, ki ne omogoča nastavitve napora na 1 Nm natančno, so vrednosti rahlo odstopale od točne reference. Povprečni navor je bil $160,9 \pm 44,2$ Nm za iztegovalke kolena in $71,5 \pm 23,2$ Nm za upogibalke kolena. Dinamometer je bil nastavljen v izotonični način, ki omogoča, da je upor stalno usmerjen v enako smer. Kontrakcija EKI je zajemala eno ponovitev – začela se je s koncentričnim sunkom proti smeri upora (preiskovanec je moral upor premagati s koncentrično kontrakcijo mišic), sledilo je zadrževanje tega položaja in maksimalno upiranje ekscentrični kontrakciji. Ko je dinamometer preiskovanca »premagal«, je sklep prešel v drug del obsega giba, v katerem je bila testirana mišična skupina zmogljivejša, zato je lahko nov po-

ložaj nekaj časa zadrževal kljub predhodni utrujenosti. Začetek giba je bil pri 30 oziroma 80° upogiba kolena za iztegovalke oziroma upogibalke kolena. Konec giba je bil nasprotno pri 80 oziroma 30° upogiba kolena za iztegovalke in upogibalke kolena. Preiskovanci so bili v celotnem trajanju kontrakcij EKI glasno spodbujani. Odmor med ponovitvami je znašal 3 minute, odmor med testiranjem iztegovalk in upogibalk pa 4 minute. Slika 1 prikazuje signale kota, napora in kotne hitrosti za en primer kontrakcije EKI za iztegovalke kolena.

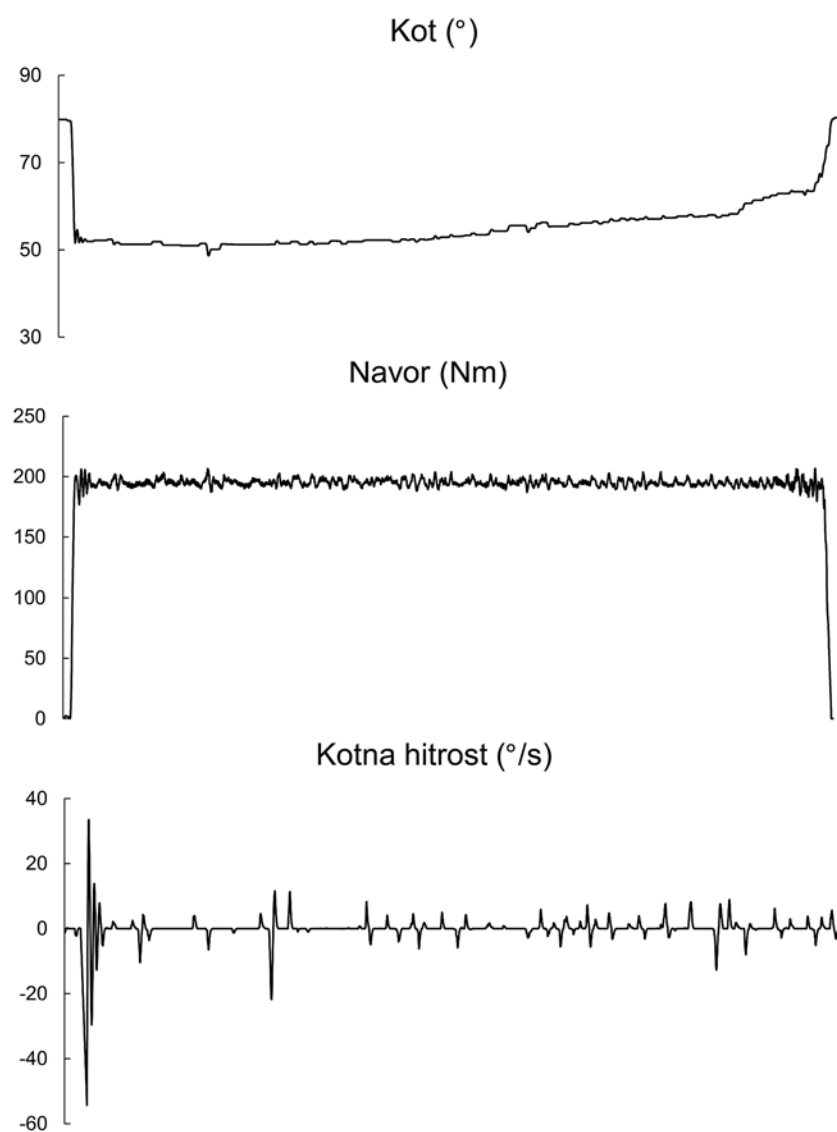
Odvise spremljivke

Podatke smo analizirali s programom MATLAB (različica R2020a; The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, ZDA). Signali napora so bili zajeti pri 100 Hz in so bili obdelani brez predhodnega filtriranja. Pri meritvah največje hotene kontrakcije smo kot odvisni spremljivki upoštevali vršni navor in kot vršnega napora. Za vsako ponovitev smo določili vršni navor (maksimalno vrednost napora v časovnem oknu dane ponovitve) in kot, pri katerem se je ta navor zabeležil. Pri vseh preiskovancih je bil vršni navor dosežen znotraj območja, kjer je bila hitrost konstantna. V analizo smo vzeli povprečje treh najboljših ponovitev znotraj obeh serij.

Začetek kontrakcije EKI je bil določen pri prvem lokalnem maksimumu kota, konec pa ob koncu obsega giba ali ko je navor upadel pod 50 %. Po določitvi začetka in konca kontrakcij EKI smo za vsako ponovitev izračunali skupno trajanje kontrakcije EKI, povprečno kotno hitrost, impulz napora (površina pod krivuljo čas-navor) in skupni obseg giba. Čeprav je bil skupni obseg giba določen na 30 do 80°, nekateri preiskovanci niso izvedli koncentrične kontrakcije do konca razpoložljivega obsega giba, zato smo analizirali tudi ta skupni obseg giba kontrakcije.

Statistična analiza

Statistično analizo smo opravili v programu IBM SPSS Statistics 25 (IBM, New York, ZDA). Za vse odvisne spremljivke smo izračunali opisno statistiko (povprečne vrednosti in standardni odklon). Normalnost porazdelitve podatkov smo preverili s Shapiro-Wilkovim testom. Normalnost porazdelitve je bila kršena pri spremljivki povprečne kotne hitrosti, zato smo pri tej robustnost rezultatov dodatno preverili z neparametričnimi testi. Vplive utrujanja smo preverili z dvosmerno mešano anali-



Slika 1. Prikaz signalov primera kontrakcije EKI za iztegovalke kolena v odvisnosti od časa

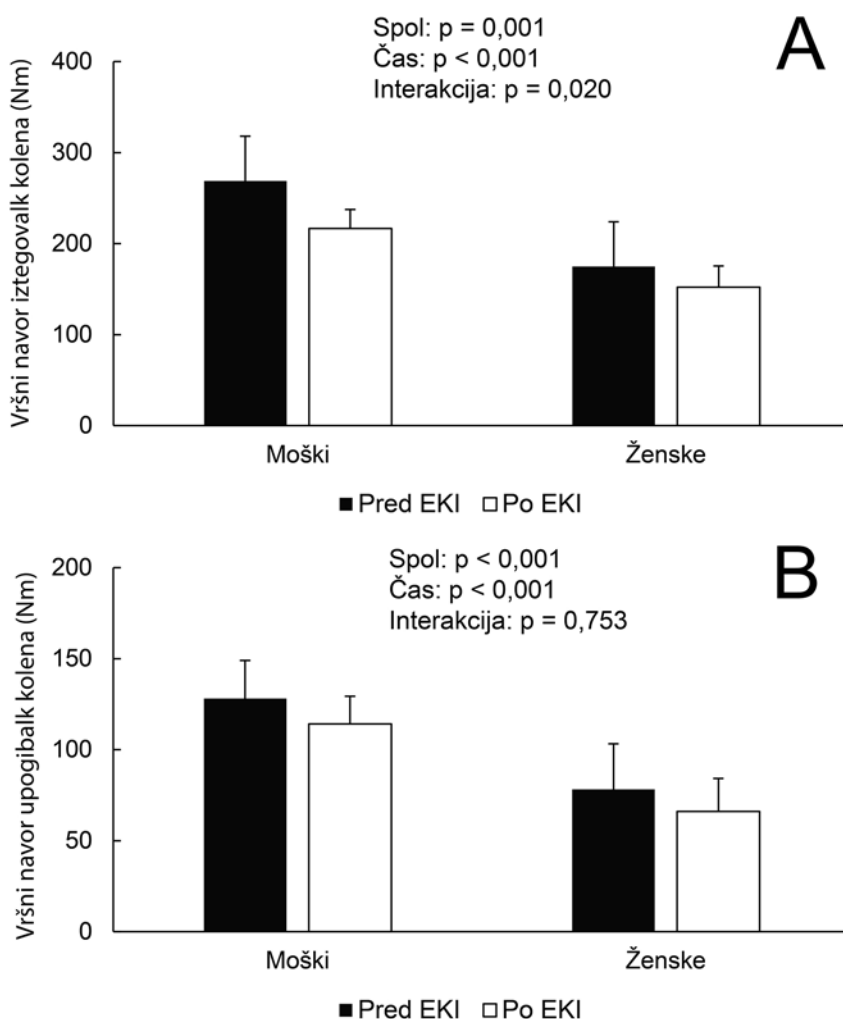
zo variance z neodvisnim faktorjem spola (moški, ženske) in odvisnim faktorjem časa (pred, po). Biomehanske značilnosti kontrakcij EKI smo preverili z dvosmerno mešanico analizo variance za ponovljene meritve z neodvisnim faktorjem spola in odvisnim faktorjem ponovitve. Za oceno sferičnosti je bil uporabljen Muschlyjev test, za prilagoditev morebitnih kršitev sferičnosti pa je bila uporabljena Greenhouse-Geisserjeva korekcija. Post hoc t-testi so bili uporabljeni za oceno parnih razlik (Wilcoxonovi testi z Bonferronijevim popravkom za podatke o hitrosti) med zaporednimi ponovitvami. Velikosti učinka so bile izračunane kot delni eta kvadrat (η^2) ter so bile interpretirane kot zanemarljive ($< 0,01$), majhne ($0,01-0,06$), srednje ($0,06-0,14$) in visoke ($> 0,14$) (Lakens, 2013). Razlike med moškimi in ženskami v posameznih časovnih točkah smo preverili s Cohenovim d , ki je bil interpretiran kot zanemarljiv ($< 0,20$), majhen ($0,20-0,50$), srednji ($0,50-0,80$) in velik učinek ($> 0,80$) (Cohen, 1988). Povprečnim razlikam v času smo dodali 95-odstotne intervale zaupanja (IZ). Statistična značilnost je bila sprejeta pri stopnji zaupanja $\alpha < 0,05$.

Rezultati

Utrujenost po protokolu EKI

Slika 2 prikazuje rezultate največje hote-ne kontrakcije pred protokolom EKI in po njem. Vršni navor iztegovalk kolena je statistično značilno znižan (povprečna razlika = $-39,33$ Nm; 95% IZ: $25,3-53,3$ Nm; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,76$). Ugotovili smo tudi statistično značilno interakcijo med časom in spolom ($p = 0,020$; $\eta^2 = 0,33$). Dodatna analiza je pokazala, da je bil upad navora pri moških nekoliko izrazitejši ($-19,3$ %; $p < 0,001$; $d = 1,06$) v primerjavi z ženskami ($-13,1$ %; $p = 0,005$; $d = 1,02$). Zaznati je tudi učinek spola ($p = 0,001$; $\eta^2 = 0,76$), saj so imeli moški v povprečju višje vrednosti vršnega navora v obeh časovnih točkah (Slika 2A). Vršni navor upogibalk kolena je bil po protokolu EKI prav tako statistično značilno znižan (povprečna razlika = $13,3$ Nm; 95% IZ: $6,9-19,3$ Nm; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,56$). Prav tako smo ugotovili učinek spola ($p < 0,001$; $\eta^2 = 0,63$), pri čemer so imeli moški ponovno višje vrednosti (Slika 2B). Interakcije med spolom in časom pri vršnem navoru upogibalk kolena ni bilo ($p = 0,753$).

Analizirali smo tudi kot v kolenu, pri katerem se je zabeležil vršni navor. Pri iztegovalkah kolena se je statistično značilno povečal kot vršnega navora z $52,4 \pm 3,9^\circ$



Slika 2. Vršni navor iztegovalk (A) in upogibalk (B) kolena pred protokolom EKI in po njem

na $56,2 \pm 3,5^\circ$ ($p < 0,001$; $\eta^2 = 0,60$), medtem ko statistično značilnega učinka spola ni bilo ($p = 0,628$), prav tako ne interakcije med spolom in časom ($p = 0,861$). Pri upogibalkah kolena sprememb v kotu vršnega navora ni bilo ($p = 0,698$), prav tako ne učinka spola ($p = 0,793$) ter interakcije med spolom in časom ($p = 0,246$).

Značilnosti kontrakcij EKI pri iztegovalkah kolena

Skupni čas kontrakcij EKI se je statistično značilno razlikoval med moškimi in ženskami ($p = 0,033$; $\eta^2 = 0,30$), pri čemer so ženske izkazovale daljše trajanje kontrakcij pri vseh ponovitvah (Slika 3A). Prav tako je opazen statistično značilen upad trajanja kontrakcij med zaporednimi ponovitvami ($p = 0,007$; $\eta^2 = 0,37$), medtem ko interakcije med spolom in ponovitvijo ni bilo ($p = 0,954$). Post hoc testi kažejo statistično značilne razlike med ponovitvama 2 in 3

($p = 0,042$), ponovitvama 2 in 4 ($p = 0,004$) ter 3 in 4 ($p = 0,022$). Impulz navora je med ponovitvami prav tako upadal ($p = 0,001$; $\eta^2 = 0,36$), medtem ko ni bilo učinka spola ($p = 0,299$) ter interakcije med spolom in ponovitvijo ($p = 0,605$). Kotna hitrost se med ponovitvami ni statistično značilno spremenila ($p = 0,247$), prav tako ni bilo razlik med moškimi in ženskami ($p = 0,206$) ter interakcije ($p = 0,562$). Skupni obseg giba se je med ponovitvami zmanjševal ($p < 0,001$; $\eta^2 = 0,59$), znova pa ni bilo učinka spola ali interakcije ($p = 0,708$ in $0,686$). Post hoc testi kažejo, da se je skupni obseg giba zmanjševal med vsemi ponovitvami ($p = 0,001-0,029$), razen med ponovitvijo 3 in 4 ($p = 1,000$). Slika 3A prikazuje razlike med spoloma pri trajanju kontrakcij med ponovitvami. Povprečna kotna hitrost (ni slikovno prikazano) je segala od $0,54 \pm 0,21$ %/s (ženske, tretja ponovitev) do $0,78 \pm 0,23$ %/s (moški, zadnja ponovitev). Impulz navora (ni slikovno prikazano) je segal od $7\,164 \pm 1$

571 Nm·s (ženske, zadnja ponovitev) do 1266 ± 3 250 Nm·s (moški, prva ponovitev). Skupni obseg giba (ni slikovno prikazano) je bil v razponu od 24,9 ± 9,2° (moški, zadnja ponovitev) do 36,6 ± 6,5° (ženske, prva ponovitev).

Značilnosti kontrakcij EKI pri upogibalkah kolena

Skupni čas kontrakcij EKI se med moškimi in ženskami ni statistično značilno razlikoval ($p = 0,053$), čeprav je tudi pri tej mišični skupini opaziti trend daljšega zadrževanja kontrakcije pri ženskah (Slika 3B). Tudi pri upogibalkah je bil ugotovljen statistično značilen upad trajanja kontrakcij med zaporednimi ponovitvami ($p = 0,011$; $\eta^2 = 0,24$), medtem ko interakcije med spolom in časom ni bilo ($p = 0,267$). Post hoc testi kažejo statistično značilne razlike med ponovitvama 2 in 4 ($p = 0,047$) ter 3 in 4 ($p = 0,004$). Skladno s tem se je spreminjal tudi skupni impulz navora (učinek ponovitve: $p = 0,043$; $\eta^2 = 0,19$; učinek spola: $p = 0,541$; interakcija: $p = 0,507$). Kotna hitrost se med

ponovitvami statistično značilno ni spremenila ($p = 0,753$), prav tako ni bilo razlik med moškimi in ženskami ($p = 0,185$) ter interakcije med spolom in časom ($p = 0,697$). Skupni obseg giba se med ponovitvami ni razlikoval ($p = 0,432$), prav tako ni bilo razlik med moškimi in ženskami ($p = 0,196$) ter interakcije ($p = 0,949$). Slika 3B prikazuje razlike med spoloma pri trajanju kontrakcij med ponovitvami. Povprečna kotna hitrost (ni slikovno prikazano) je segala od 0,73 ± 0,32 %/s (moški, prva ponovitev) do 1,11 ± 0,39 %/s (moški, zadnja ponovitev). Impulz navora (ni slikovno prikazano) je segal od 2 874 ± 1 267 Nm·s (ženske, zadnja ponovitev) do 4 016 ± 1 339 Nm·s (moški, prva ponovitev). Skupni obseg giba (ni slikovno prikazano) je bil v razponu od 32,8 ± 4,9° (moški, zadnja ponovitev) do 39,6 ± 5,2° (ženske, prva ponovitev).

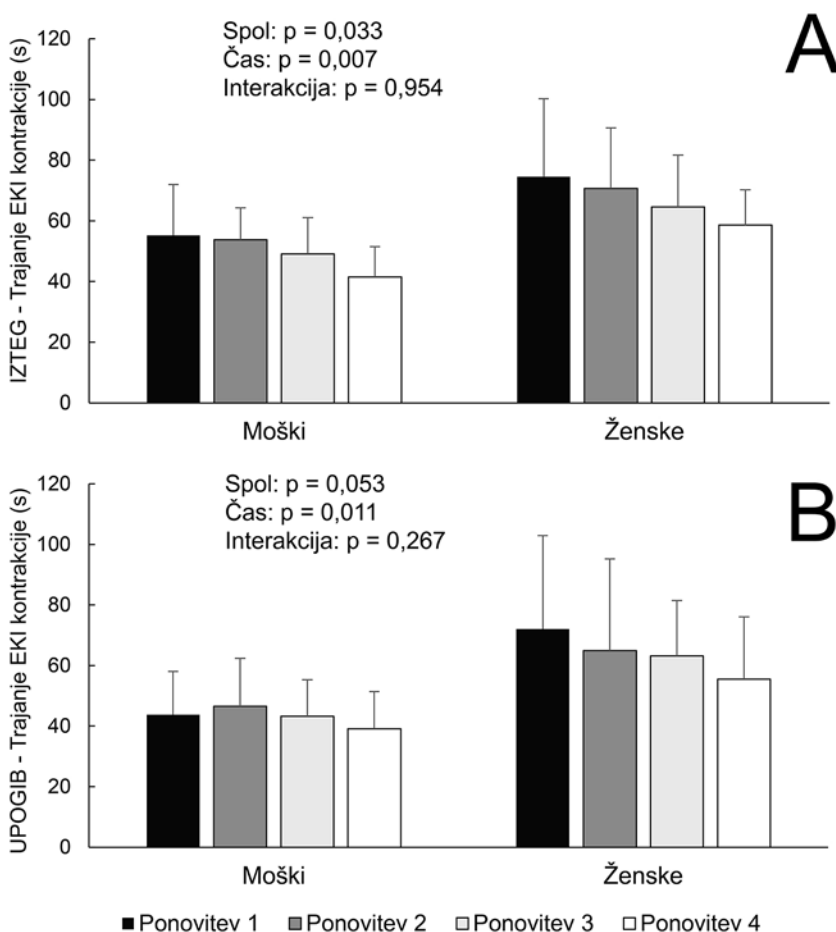
Razprava

V tej raziskavi smo preučevali biomehanske značilnosti in učinke utrujanja EKI-kontrak-

cij iztegovalk in upogibalk kolena s poudarkom na razlikah med moškimi in ženskami. Rezultati kažejo nekatere pomembne razlike v trajanju kontrakcij EKI in stopnji utrujenosti po teh kontrakcijah, to pa lahko pomembno vpliva na načrtovanje in izvajanje vadbenih programov.

Naši rezultati kažejo, da je trening EKI povzročil zmanjšanje vršnega navora pri obeh spolih, kar je skladno z ugotovitvami prejšnjih raziskav (Oranchuk, Nelson idr., 2021). Zanimivo je, da je bil upad navora pri moških nekoliko izrazitejši, kar bi lahko bilo posledica večje začetne mišične jakosti in posledično večje absolutne obremenitve med kontrakcijami EKI. Večji upad navora bi lahko bil povezan tudi z razlikami v mišični sestavi in metabolizmu, kot so v preteklosti že ugotavljali nekateri avtorji (Hicks idr., 2001; Hunter, 2014), čeprav so posamezne študije nakazale tudi, da gre morda za centralne mehanizme v ozadju (Martin in Rattey, 2007). Pri upogibalkah kolena teh razlik nismo opazili, kar kaže, da so te razlike specifične za posamezne mišične skupine. Podobno je nakazala predhodna raziskava, v kateri so se ženske utrudile počasneje ($112,3 \pm 6,2$ s) kot moški ($80,3 \pm 5,8$ s) pri komolcu ($p = 0,001$), vendar ne tudi pri gležnju ($p = 0,45$; $140,6 \pm 10,7$ v primerjavi s $129,2 \pm 10,5$ s) (Avin idr., 2010). Špekuliramo lahko, da so kontrakcije EKI morda povzročile zmanjšan pretok krvi in oskrbo s kisikom pri upogibalkah kolena, saj v pogojih ishemije razlik med moškimi in ženskami študije ne beležijo (Russ in Kent-Braun, 2003). Domnevamo lahko, da je v ozadju tudi različna sestava oziroma tip vlaken ene in druge mišice. Z našimi rezultati trdnih sklepov o mehanizmih v ozadju pridobljenih razlik (iztegovalke) oziroma odsotnosti teh (upogibalke) ne moremo podati; zaključimo lahko, da kontrakcije EKI pri ženskah v iztegovalkah kolena povzročijo manjšo relativno utrujenost, merjeno prek vršnega navora med največjo hoteno kontrakcijo.

Dodatna sekundarna ugotovitev je, da se je po protokolu EKI povečal kot vršnega navora za iztegovalke, ne pa tudi upogibalke. To je v nasprotju s predhodnimi raziskavami, ki so merile spremembe po simulaciji nogometne tekme – pri teh so ugotovili spremembe kota vršnega navora le v upogibalkah, ne pa tudi iztegovalkah (Coratella idr., 2015). Študija, ki je preučevala vplive utrujanja na dinamometru, pa o spremembi kota vršnega navora ni poročala za nobeno od mišičnih skupin (Spendiff idr., 2002). Morda gre pri naših rezultatih za specifičen učinek



Slika 3. Razlike v trajanju kontrakcij EKI – učinek spola in zaporedne ponovitve

kontrakcij EKI, vendar je za razpravo o morebitnih mehanizmi v ozadju prezigodaj. Omejitve naše raziskave je, da smo kontrakcije EKI izvedli za obe mišični skupini v enem obisku. Obenem predhodne študije ne poročajo o vplivu utrujanja antagonista na njegovo zmogljivost (Beltman idr., 2003), zato to dejstvo najverjetneje ni bistveno vplivalo na naše rezultate. Ker smo vrstni red meritev za eno in drugo mišico randomizirali, smo te učinke dodatno izničili.

Podobno razliko med moškimi in ženskami smo ugotovili tudi znotraj kontrakcij EKI – te so ženske zadrževale dalj časa (za upogibalke smo ugotovili le statistično značilen trend). Skupni impulz navora za iztegovalke kolena je segal od 7164 ± 1571 Nm·s (ženske, zadnja ponovitev) do 10266 ± 3250 Nm·s (moški, prva ponovitev), kar je podobno kot v predhodni študiji, v kateri so avtorji za 3–4 izvedene ponovitve skupaj izmerili vsoto impulza 33229 ± 17358 Nm·s (Oranchuk, Nelson idr., 2021). Povprečna kotna hitrost je v naši študiji segala od $0,54 \pm 0,21$ %/s (ženske, tretja ponovitev) do $0,78 \pm 0,23$ %/s (moški, zadnja ponovitev). To je manj od vrednosti omenjene predhodne študije (1,29 %/s), vendar je treba omeniti, da so v tej študiji kontrakcije EKI izvedli z večjim obsegom giba (30 do 110°). V tej raziskavi so ugotovili tudi, da je vadba EKI za iztegovalke kolena povzročila manjšo zapoznelo mišično bolečino in manjšo utrujenost kot primerljiva ekscentrična vadba (izenačena po impulzu navora) (Oranchuk, Nelson idr., 2021). To nakazuje, da je pri enaki kumulativni obremenitvi vadbena enota treninga EKI povzročila manj bolečin v mišicah in manjšo mišično poškodbo v primerjavi z ekscentrično vadbo (Oranchuk, Nelson idr., 2021). V tem se kaže poseben potencial kontrakcij EKI za zdravljenje tendinopatij, zlasti v luči nedavnih študij, ki kažejo učinkovitost visoko intenzivnih izometričnih kontrakcij (Radovanović idr., 2022) v primerjavi s sicer uveljavljenimi ekscentričnimi protokoli.

Ta raziskava je prva preverila značilnosti kontrakcij EKI za upogibalke kolena. Vrednosti impulza navora so bile (skladno z višjim izhodišnim vršnim navorom) pričakovano nižje kot pri iztegovalkah. Povprečne hitrosti v razponu 0,5 do 2 %/s so v skladu s paradigmo EKI, ki predvideva maksimalno upiranje in posledično počasno ekscentrično kontrakcijo. Razlik med spoloma statistično nismo mogli potrditi, vendar je glede na mejno vrednost ($p = 0,053$) težko razpravljati o mehanizmi v ozadju.

Skladno z opisanimi potencialnimi mehanizmi so ženske dlje časa zadrževale tudi EKI-kontrakcije upogibalk kolena. Predhodne študije kažejo, da je testiranje lokalne mišične vzdržljivosti na izokinetičnem dinamometru nezanesljivo (Pincivero idr., 1997), zato je treba to upoštevati pri interpretaciji rezultatov. V literaturi se vse pogosteje poudarja pomen treninga zadnjih stegenskih mišic v podaljšanem položaju (Guex idr., 2016). V prihodnje bi bilo smiselno preveriti, ali je varno in izvedljivo opraviti kontrakcije EKI v večjem obsegu giba, kot smo ga določili v tej raziskavi (30 do 80°).

Treba je opozoriti na nekaj omejitev študije. Prvič, velikost vzorca je bila razmeroma majhna, kar lahko omejuje splošljivost ugotovitev. Poleg tega je zasnova študije vključevala izvajanje EKI-kontrakcij za obe mišični skupini v okviru enega obiska, kar bi lahko vplivalo na rezultate zaradi možnih učinkov prenosa utrujenosti. Druga omejitev je omejen obseg gibanja (fleksija kolena 30–80°) meritve v študiji. Ta obseg morda ne predstavlja v celoti funkcionalnega obsega teh mišičnih skupin. Prihodnje raziskave bi morale obravnavati te omejitve z vključitvijo večjih in bolj raznolikih populacij, ločevanjem obiskov za različne mišične skupine ter razširitvijo obsega uporabljenega giba.

■ Zaključek

V tej študiji smo raziskali biomehanske značilnosti in učinke utrujanja EKI-kontrakcij pri iztegovalkah in upogibalkah kolena, pri čemer smo se osredotočili na razlike med moškimi in ženskami. Naše analize kažejo nekatere razlike med spoloma pri izvajanju EKI in učinku utrujenosti. Moški so izkazovali krajše trajanje EKI-kontrakcij in izrazitejšo zmanjšanje najvišjega navora po EKI-protokolu, vendar je težko govoriti o mehanizmi v ozadju. Ta študija je sploh prva raziskava o značilnostih EKI pri upogibalkah kolena. Kaže se, da je tudi za to mišično skupino vadba EKI na dinamometru izvedljiva, poudarjamo pa potrebo po nadaljnjih raziskavah varnosti in izvedljivosti treninga EKI v širšem obsegu gibanja.

■ Literatura

1. Avin, K. G., Naughton, M. R., Ford, B. W., Moore, H. E., Monitto-Webber, M. N., Stark, A. M., Gentile, A. J. in Law, L. A. F. (2010). Sex differences in fatigue resistance are muscle group dependent. *Medicine and Science in*

Sports and Exercise, 42(10), 1943–1950. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181d8f8fa>

2. Beltman, J. G. M., Sargeant, A. J., Ball, D., Maganaris, C. N. in De Haan, A. (2003). Effect of antagonist muscle fatigue on knee extension torque. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, 446(6), 735–741. <https://doi.org/10.1007/s00424-003-1115-y>
3. Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Routledge Academic.
4. Coratella, G., Bellin, G., Beato, M. in Schena, F. (2015). Fatigue affects peak joint torque angle in hamstrings but not in quadriceps. *Journal of Sports Sciences*, 33(12), 1276–1282. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.986185>
5. Guex, K., Degache, F., Morisod, C., Saily, M. in Millet, G. P. (2016). Hamstring architectural and functional adaptations following long vs. short muscle length eccentric training. *Frontiers in Physiology*, 7(AUG). <https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00340>
6. Healy, R., Kenny, I. C. in Harrison, A. J. (2021). Resistance Training Practices of Sprint Coaches. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(7), 1939–1948. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002992>
7. Hicks, A. L., Kent-Braun, J. in Ditor, D. S. (2001). Sex differences in human skeletal muscle fatigue. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29(3), 109–112. <https://doi.org/10.1097/00003677-200107000-00004>
8. Hunter, S. K. (2014). Sex differences in human fatigability: Mechanisms and insight to physiological responses. *Acta Physiologica*, 210(4), 768–789. <https://doi.org/10.1111/apha.12234>
9. Kanda, K., Sugama, K., Hayashida, H., Sakuma, J., Kawakami, Y., Miura, S., Yoshioka, H., Mori, Y. in Suzuki, K. (2013). Eccentric exercise-induced delayed-onset muscle soreness and changes in markers of muscle damage and inflammation. *Exercise Immunology Review*, 19, 72–85.
10. Kristensen, J. in Franklyn-Miller, A. (2012). Resistance training in musculoskeletal rehabilitation: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 46(10), 719–726. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2010.079376>
11. Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in Psychology*, 4, 1–12.
12. LaStayo, P., Marcus, R., Dibble, L., Frajacom, F. in Lindstedt, S. (2014). Eccentric exercise in rehabilitation: Safety feasibility, and application. *Journal of Applied Physiology*, 116(11), 1426–1434. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00008.2013>
13. Martin, P. G. in Rattey, J. (2007). Central fatigue explains sex differences in muscle fatigue and contralateral cross-over effects of maximal contractions. *Pflügers Archiv Eu-*

- ropean Journal of Physiology, 454(6), 957–969. <https://doi.org/10.1007/s00424-007-0243-1>
14. Oranchuk, D. J., Diewald, S. N., McGrath, J. W., Nelson, A. R., Storey, A. G. in Cronin, J. B. (2021). Kinetic and kinematic profile of eccentric quasi-isometric loading. *Sports Biomechanics*, 1–14. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1890198>
15. Oranchuk, D. J., Nelson, A. R., Storey, A. G., Diewald, S. N. in Cronin, J. B. (2021). Short-term neuromuscular, morphological, and architectural responses to eccentric quasi-isometric muscle actions. *European Journal of Applied Physiology*, 121(1), 141–158. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04512-4>
16. Oranchuk, D. J., Storey, A. G., Nelson, A. R. in Cronin, J. B. (2019a). Isometric training and long-term adaptations: Effects of muscle length, intensity, and intent: A systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 29(4), 484–503. <https://doi.org/10.1111/sms.13375>
17. Oranchuk, D. J., Storey, A. G., Nelson, A. R. in Cronin, J. B. (2019b). Scientific basis for eccentric quasi-isometric resistance training: A narrative review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(10), 2846–2859. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003291>
18. Pincivero, D. M., Lephart, S. M. in Karunakara, R. A. (1997). Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for the quadriceps and hamstrings. *International Journal of Sports Medicine*, 18(2), 113–117. <https://doi.org/10.1055/s-2007-972605>
19. Quinlan, J. I., Franchi, M. V., Gharahdaghi, N., Badiali, F., Francis, S., Hale, A., Phillips, B. E., Szewczyk, N., Greenhaff, P. L., Smith, K., Maganaris, C., Atherton, P. J. in Narici, M. V. (2021). Muscle and tendon adaptations to moderate load eccentric vs. concentric resistance exercise in young and older males. *GeroScience*, 43(4), 1567–1584. <https://doi.org/10.1007/s11357-021-00396-0>
20. Radovanović, G., Bohm, S., Peper, K. K., Arampatzis, A. in Legerlotz, K. (2022). Evidence-Based High-Loading Tendon Exercise for 12 Weeks Leads to Increased Tendon Stiffness and Cross-Sectional Area in Achilles Tendinopathy: A Controlled Clinical Trial. *Sports Medicine - Open*, 8(1). <https://doi.org/10.1186/s40798-022-00545-5>
21. Russ, D. W. in Kent-Braun, J. A. (2003). Sex differences in human skeletal muscle fatigue are eliminated under ischemic conditions. *Journal of Applied Physiology*, 94(6), 2414–2422. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01145.2002>
22. Schoenfeld, B. J., Grgic, J., Ogborn, D. in Krieger, J. W. (2017). Strength and Hypertrophy Adaptations Between Low- vs. High-Load Resistance Training: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(12), 3508–3523. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002200>
23. Schoenfeld, B. J., Ogborn, D. I., Vigotsky, A. D., Franchi, M. V. in Krieger, J. W. (2017). Hypertrophic Effects of Concentric vs. Eccentric Muscle Actions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(9), 2599–2608.
24. Spendiff, O., Longford, N. T. in Winter, E. M. (2002). Effects of fatigue on the torque-velocity relation in muscle. *British Journal of Sports Medicine*, 36(6), 431–435. <https://doi.org/10.1136/bjism.36.6.431>
25. Suchomel, T. J., Wagle, J. P., Douglas, J., Taber, C. B., Harden, M., Haff, G. G. in Stone, M. H. (2019). Implementing eccentric resistance training—Part 1: A brief review of existing methods. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 4, 38.
26. Tsoukas, A., Bogdanis, G. C., Terzis, G. in Veligekas, P. (2016). Acute Improvement of Vertical Jump Performance after Isometric Squats Depends on Knee Angle and Vertical Jumping Ability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(8), 2250–2257. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001328>
27. Wayne, W. L. (2012). Resistance training is medicine: Effects of strength training on health. *Current Sports Medicine Reports*, 11(4), 209–216. <http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord%7B%7Dfrom=export%7B%7Ddid=L365791642>
28. Woodley, B. L., Newsham-West, R. J. in Baxter, G. D. (2007). Chronic tendinopathy: Effectiveness of eccentric exercise. *British Journal of Sports Medicine*, 41(4), 188–198. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.029769>

dr. Žiga Kozinc, doc.

Univerza na Primorskem
Fakulteta za vede o zdravju
ziga.kozinc@fvz.upr.si