

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Lara Okički

**VPLIV UTRUJANJA NA NEKATERE
BIOMEHANSKE DEJAVNIKE TVEGANJA
ZA POŠKODBO SPREDNJEGA KRIŽNEGA
LIGAMENTA**

Diplomska naloga

Koper, november 2015

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Smer študija

APLIKATIVNA KINEZILOGIJA

**VPLIV UTRUJANJA NA NEKATERE
BIOMEHANSKE DEJAVNIKE TVEGANJA
ZA POŠKODBO SPREDNJEGA KRIŽNEGA
LIGAMENTA**

Diplomska naloga

MENTOR
izr. prof. dr. Nejc Šarabon

Avtorica
LARA OKIČKI

Koper, november 2015

Ime in PRIIMEK: Lara OKIČKI

Naslov diplomske naloge: Vpliv utrujanja na nekatere biomehanske dejavnike tveganja za poškodbo sprednjega križnega ligamenta

Kraj: Koper

Leto: 2015

Število listov: 31 Število slik: 14 Število tabel: 4

Število prilog: 0 Št. strani prilog: 0

Število referenc: 111

Mentor: izr. prof. dr. Nejc Šarabon

UDK:

Ključne besede: poškodba LCA, dinamična stabilnost, mišični navor, mišična moč, sila ob doskoku

Povzetek:

UVOD: Med pomembne dejavnike tveganja za nastanek poškodbe sprednjega križnega ligamenta (lat. Ligamentum cruciatum anterior - LCA) se med drugimi uvršča tudi utrujenost. Ker so mnenja deljena, je bil namen naloge ugotoviti, ali s tekom povzročeno utrujanje izzove mehanizme, ki predstavljajo tveganje za poškodbo LCA v dinamičnih pogojih.

METODE: V raziskavi je sodelovalo 26 zdravih preiskovancev (12 žensk). Vsak preiskovanec je opravil meritve pred in po neprekinjenem dolgotrajnem teku. Meritve so vključevale merjenje največjega navora (NN) in gradienta navora (GN) med hoteno kontrakcijo upogibalk in iztegovalk kolena in gležnja ter spremljanje biomehanskih spremenljivk ob sonožnem globinskem poskoku (SGP), enonožnem globinskem doskoku (EGD), enonožnih navezanih poskokih (ENP) in izpadnem koraku v smeri naprej (IKN).

REZULTATI: Po utrujanju so meritve NN in GN pokazale statistično značilno zmanjšanje samo pri nalogi iztega kolena. Pri nalogi EGD so se značilno zmanjšali dinamični posturalni stabilnostni indeks ter stabilnostna indeksa v vertikalni in antero-posteriorni smeri. V medio-lateralni smeri značilnih razlik ni bilo. Pri nalogi ENP sta se statistično značilno zmanjšali višina odriva in na telesno težo relativizirana največja moč. Nasprotno se je med nalogo SGP po utrujanju višina odriva povečala, medtem ko drugi spremljani parametri niso pokazali značilnih razlik. Pri nalogi IKN se je značilno zmanjšala samo na telesno težo relativizirana največja sila.

ZAKLJUČEK: Utrujenje je imelo negativni vpliv predvsem na enonožne dinamične naloge (EGD, ENP in IKN). Skladno s številnimi avtorji lahko sklenemo, da so enonožne naloge z vidika stabilizacije in živčno-mišičnega nadzora zahtevnejše in posledično ob utrujenosti predstavljajo večje tveganje za poškodbo LCA.

Name and SURNAME: Lara OKIČKI

Title of bachelor thesis: The effect of fatigue on some biomechanical risk factors related to anterior cruciate ligament injury

Place: Koper

Year: 2015

Number of pages: 31 Number of pictures: 14 Number of tables: 4

Number of enclosures: 0 Number of enclosure pages: 0

Number of references: 111

Mentor: izr. prof. dr. Nejc Šarabon

UDK:

Key words: LCA injury, dynamic stability, muscle torque, muscle power, landing force

Abstract:

INTRODUCTION: One of the important risk factors for the anterior cruciate ligament (LCA) injury is also fatigue. The purpose of our study was to investigate whether long distance running fatigue induces the mechanisms, which are thought to be predisposing factors for the LCA injury.

METHODS: 26 healthy subjects (12 women) participated in the study. We tested the subjects before and after long distance running fatigue. The maximal voluntary torque (NN) and torque gradient (GN) during the voluntary contraction of knee and ankle flexors and extensors were obtained. Also some biomechanical variables during bilateral drop jump (SGP), unilateral landing (EGD), unilateral repetitive hopping (ENP) and forward lunge (IKN) were obtained.

RESULTS: After fatigue we observed a significant reduction in NN and GN during the voluntary contraction of only knee extensors. In EGD, stability indexes were significantly reduced in anterior-posterior and vertical direction, but not in medio-lateral direction. Dynamic postural stability index was also significantly reduced after fatigue. In ENP, maximal power normalized to body weight and jump height, were significantly reduced. In contrary, jump height in SGP has significantly increased after fatigue. Other parameters observed during SGP showed no significant changes. In IKN task only the maximal force normalized to body weight decreased.

CONCLUSION: Long distance running fatigue had a negative affect mostly on unilateral tasks (EGD, ENP and IKN). Unilateral tasks are more demanding in stabilization and neuromuscular control, so they represent a bigger risk for the LCA injury in the fatigued state.

UNIVERZA NA PRIMORSKEM

UNIVERSITÀ DEL LITORALE / UNIVERSITY OF PRIMORSKA

FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

FACOLTÀ DI SCIENZE MATEMATICHE NATURALI E TECNOLOGIE INFORMATICHE

FACULTY OF MATHEMATICS, NATURAL SCIENCES AND INFORMATION TECHNOLOGIES

Glagoljaška 8, SI - 6000 Koper

Tel.: (+386 5) 611 75 70

Fax: (+386 5) 611 75 71

www.famnit.upr.si

info@famnit.upr.si



UNIVERZA NA PRIMORSKEM
UNIVERSITÀ DEL LITORALE
UNIVERSITY OF PRIMORSKA

Titov trg 4, SI – 6000 Koper

Tel.: + 386 5 611 75 00

Fax.: + 386 5 611 75 30

E-mail: info@upr.si

<http://www.upr.si>

IZJAVA O AVTORSTVU DIPLOMSKE NALOGE

Podpisani/a Lara Okički študentka dodiplomskega študijskega programa 1. stopnje Aplikativna kineziologija,

izjavljam,

da je diplomska naloga z naslovom Vpliv utrujanja na nekatere biomehanske dejavnike tveganja za poškodbo sprednjega križnega ligamenta

- rezultat lastnega dela,
- so rezultati korektno navedeni in
- nisem kršil/a pravic intelektualne lastnine drugih.

Soglašam z objavo elektronske verzije diplomske naloge v zbirki »Dela UP FAMNIT« ter zagotavljam, da je elektronska oblika diplomske naloge identična tiskani.

Podpis študenta/ke:

V Kopru, dne 20.10.2015

ZAHVALA

Zahvaljujem se mentorju izr. prof. dr. Nejc Šarabonu za strokovno vodenje, pomoč in nasvete ob izdelavi diplomske naloge.

Hvala vsem sošolcem in prijateljem za pomoč pri izvedbi meritev ter vsem merjencem za sodelovanje.

Hvala Zorici za lektoriranje.

Posebno zahvalo namenjam Mateju za vso pomoč, spodbudo in podporo.

Nazadnje bi se zahvalila še družini za razumevanje in podporo v času študija.

KAZALO VSEBINE

1 UVOD	1
1.1 Anatomija	3
1.2 Biomehanika	7
2 PREDMET, PROBLEM, NAMEN	12
2.1 Tvegani gibalni vzorci v kontekstu akutnih poškodb kolena	13
2.2 Vpliv živčno-mišične utrujenosti na poškodbo LCA	19
3 CILJI IN HIPOTEZE	23
3.1 Cilji	23
3.2 Hipoteze	23
4 METODE	24
4.1 Subjekti	24
4.2 Raziskovalni protokoli	25
4.3 Zajem signalov	25
4.4 Utrujanje v obliki neprekinjenega dolgotrajnega teka	26
4.5 Meritev največjega navora in gradienta navora med hoteno kontrakcijo upogibalk in iztegovalk kolena.....	26
4.6 Meritev največjega navora in gradienta navora med hoteno kontrakcijo upogibalk in iztegovalk gležnja	27
4.7 Sonožni globinski poskok	28
4.8 Enonožni globinski doskok.....	29
4.9 Enonožni navezani poskoki.....	30
4.10 Izpadni korak v smeri naprej	31
4.11 Vrednotenje signalov in statistična obdelava podatkov	32
5 REZULTATI	34
6 RAZPRAVA	38
7 ZAKLJUČEK	45
8 VIRI	46

KAZALO SLIK

Slika 1: Varus in valgus v kolenu.....	9
Slika 2: Najpogostejše sile, ki delujejo v mehaniki športa	10
Slika 3: Meritev največjega navora in gradienta navora med hoteno kontrakcijo iztegovalk in upogibalk kolena	27
Slika 4: Meritev največjega navora in gradienta navora med hoteno kontrakcijo upogibalk in iztegovalk gležnja	28
Slika 5: Sonožni globinski poskok	29
Slika 6: Enonožni globinski doskok	30
Slika 7: Enonožni navezani poskoki	31
Slika 8: Izpadni korak v smeri naprej	32
Slika 9: Rezultati povprečnih vrednosti največjega navora in gradienta navora med hoteno kontrakcijo iztegovalk in upogibalk kolena pred in po utrujanju	34
Slika 10: Rezultati povprečnih vrednosti največjega navora in gradienta navora med hoteno kontrakcijo iztegovalk in upogibalk gležnja pred in po utrujanju ...	35
Slika 11: Rezultati povprečnih vrednosti stabilnostnih indeksov pri nalogi enonožnega globinskega doskoka pred in po utrujanju	35
Slika 12: Rezultati povprečnih vrednosti višine odriva, največje sile, največje moči in kontaktnega časa pri sonožnem globinskem poskoku pred in po utrujanju	36
Slika 13: Rezultati povprečnih vrednosti višine odriva, največje sile, največje moči in kontaktnega časa pri enonožnih navezanih poskokih pred in po utrujanju	37
Slika 14: Rezultati povprečnih vrednosti največje moči in impulza sile pri nalogi izpadnega koraka v smeri naprej pred in po utrujanju	37

KAZALO TABEL

Tabela 1: Mišice kolena.....	5
Tabela 2: Mišice kolka	6
Tabela 3: Mišice gležnja	7
Tabela 4: Podatki o starosti, višini, telesni masi in indeksu telesne mase preiskovancev	24

1 UVOD

Glavni funkciji spodnjih udov sta prenos teže telesa na podlago in lokomocija. Prenašanje teže telesa je pogojeno s centralnim težiščem telesa. Ta se pri pokončni stoji nahaja pred drugim križničnim vretencem. Navpična linija skozi centralno težišče telesa poteka za kolčnim sklepom ter pred kolenskim sklepom in gležnjem. Tak potek omogoča izteg v kolčnem in kolenskem sklepu in s tem vzpostavitev pokončne stoje. Slednjo poleg centralnega težišča telesa opredeljuje tudi oblika sklepa in postavitev pasivnih sklepnih struktur v njem. Vključevanje vseh sklepov spodnjih udov v gibanje in s tem premikanje telesa imenujemo lokomocija. Prenos telesa čez stojno nogo omogoča hojo (Drake, Vogl & Mitchell, 2007). Nanjo vplivajo anatomske značilnosti posameznika ter delovanje živčno-mišičnega in mišično-skeletnega sistema. Hoja je hotena in avtomatizirana aktivnost, ki zahteva stabilnost celotnega telesa, mobilnost posameznih telesnih segmentov in živčno-mišični nadzor (Ayyappa, 1997). Pomembni anatomske dejavniki, ki zagotavljajo tekočo in učinkovito hojo, so naklon medenice v čelni ravnini, sukanje medenice, primik v kolku, upogib kolena ter medsebojno delovanje kolka, kolena in gležnja (Drake idr., 2007).

Med gibanjem je človekovo telo izpostavljeno različnim neugodnim položajem. Za vzpostavljanje dinamičnega ravnotežja telesa sta odgovorna skeletni in živčno-mišični sistem, ki neprestano popravljata položaje telesnih segmentov (Šarabon, Košak, Fajon & Drakslar, 2005). Strukturna poravnava spodnjih udov opredeljuje postavitev gležnja, kolena in kolka glede na vse tri anatomske ravnine in obravnava kote, ki jih medsebojno tvorijo medenica, stegenica, golenica in stopalo. Nepravilno postavljeni telesni segmenti podirajo kinetično verigo in s tem povzročajo tvegane gibalne vzorce (Okički & Šarabon, 2014). Nepravilna strukturna poravnava je lahko prirojena ali neprirojena in opazna v mirovanju ali le ob določenih aktivnostih in obremenitvah. Tako lahko nepravilnosti pri nekaterih ljudeh opazimo že pri stoji in hoji, pri drugih pa se pojavijo šele, ko jih izzovemo z aktivnejšimi gibanji, kot so tek, skoki in naloge agilnosti. Pojavljajo se tako pri športnikih, kot pri pretežno sedeči populaciji in se lahko odražajo v obliki akutnih ali kroničnih poškodb.

Za zdravje kolena je ključnega pomena stabilnost sklepa. O dobri stabilnosti govorimo takrat, ko je sklep stabilen pod vplivom sil in navorov v vseh treh ravninah. Stabilnost delimo na statično in dinamično. Statično stabilnost zagotavljajo predvsem kostne strukture, meniski, ligamenti in sklepne kapsule, dinamično pa mišice, ki obdajajo sklepe. Vsi ligamenti imajo primarno in sekundarno stabilnostno vlogo. V bočni ravnini so

primarni stabilizatorji križni ligamenti, v čelni ravnini kolateralni ligamenti, v vodoravni ravnini pa meniski zagotavljajo stabilnost kolena pod vplivom sukanja. Vsi ti ligamenti imajo tudi sekundarno vlogo, kar pomeni, da prevzemajo del stabilnostne vloge tudi v drugih smereh. Če se katera od omenjenih struktur poškoduje, lahko sklep postane nestabilen. K stabilnosti kolenskega sklepa prispeva mišično krčenje agonistov in sočasno krčenje agonistov in antagonistov. Sočasno krčenje m. quadriceps (štiriglava stegenska mišica) in zadnjih stegenskih mišic povečuje togost in s tem stabilnost sklepa (Nordin, Frankel & Walker, 2012). Športniki so sposobni funkcionalno sklepno stabilnost vzpostavljati tudi s pomočjo predaktivacije mišic ali/in z učenjem nekaterih gibalnih vzorcev (Rozzi, Lephart & Fu, 1999).

Za vzpostavljanje stabilnega položaja sklepa med gibanjem mora naše telo po senzoričnih poteh pridobiti številne informacije iz okolja in jih primerno posredovati različnim centrom v našem telesu, ki te signale predelajo in jih po motoričnih poteh pošljejo proti periferiji. Zaznava vključuje vidne informacije, propioceptivne informacije iz sklepnih in mišično-kitnih receptorjev in vestibularne informacije iz ravnotežnega organa v srednjem ušesu. Zaznavi informacij in signalov sledi njihova predelava v centralnem živčnem sistemu, ki omogoča refleksno in hoteno upravljanje ter zavedanje o gibanju in položaju sklepa. Posledično je telo sposobno vzpostavljati telesno držo in ravnotežje ter med gibalnimi nalogami funkcionalno sklepno stabilnost (Rozzi idr., 1999). Na stabilizacijske mehanizme negativno vpliva utrujenost, ki povečuje sklepno laksnost (Sakai, Tanaka, Kurosawa & Masujima, 1992; Skinner, Wyatt, Hodgdon, Conard & Barrack, 1986), poslabšuje propioceptivne sposobnosti (Rozzi idr., 1999) in povzroča zakasnjene mišične odgovore (McLean idr., 2007). Utrujenost torej vpliva na spremenjeno biomehaniko gibalnih vzorcev, kar lahko predstavlja tveganje za poškodbe. Zelo pogosta poškodba spodnjih udov, ki nastane zaradi posrednega vpliva utrujenosti na neugodno spremenjene biomehanske vzorce pri agilnih športih, je poškodba sprednjega križnega ligamenta (lat. Ligamentum cruciatum anterior - LCA) (McLean & Samorezov, 2009).

Tema diplomske naloge je poškodba LCA in mehanizmi njenega nastanka. V nalogi sta v uvodu predstavljena anatomija spodnjih udov s poudarkom na anatomskih značilnostih kolena in temeljne biomehanske značilnosti kolena. V nadaljevanju so glede na pregled obstoječe literature opisani mehanizmi, ki se smatrajo za ključne pri poškodbi LCA. Teoretične predpostavke smo preverili v raziskavi, ki je preučevala vpliv s tekom povzročene utrujanja na mehanizme, ki predstavljajo tveganje za poškodbo LCA.

1.1 Anatomija

Zaradi opisanih lokomotornih in anatomskih značilnosti je kolenski sklep smiselno obravnavati kot del kinetične verige. To pomeni, da je k obravnavi kolena potrebno vključevati medsegmentno povezavo spodnjih udov, ki opredeljuje (so)delovanje sosednjih sklepov. V nadaljevanju so tako predstavljeni pasivni in aktivni elementi sklepov spodnjega uda s poudarkom na kolenskem sklepu.

Gibanje v sklepih bomo opisovali v čelni, bočni in vodoravni ravni. V čelni ravnini se gibanje izvaja okoli bočne osi, v bočni ravnini okoli čelne osi in v vodoravni ravnini okoli navpične osi. V čelni ravnini opisujemo primike in odmike v sklepih, v bočni upogibe in iztege ter v vodoravni sukanje navzven in navznoter (Okički & Šarabon, 2014). Pasivni elementi, ki tvorijo sklepe, so kosti, hrustanci in ligamenti. Spodnji ud sestavljajo kolčnica, stegnenica, pogačica, golenica, mečnica ter kosti stopala. Kolčni sklep tvorita sklepna ponvica kolčnice in glava stegenice. Ta sklep je kroglast, kar pomeni, da so v njem možni gibi v vseh ravninah, in sicer primik/odmik, upogib/izteg, kroženje in sukanje. Kolenski sklep sestavljajo distalni del stegenice, proksimalni del golenice in pogačica. Tak sklep je tečajast in omogoča gibanje predvsem v bočni ravnini, torej izteg in upogib. V upognjenem položaju je v kolenu možnih tudi nekaj stopinj sukanja. Zgornji skočni sklep tvorijo distalni del mečnice in golenice ter nartnica. Mečnica in skočnica sestavljata lateralni del gležnja ter golenica in skočnica medialni del gležnja. Zgornji skočni sklep je tako kot koleno tečajaste oblike, v katerem sta možna upogib (dorzalna fleksija) in izteg (plantarna fleksija). Spodnji skočni sklep sestavljata petnica in skočnica, ki omogočata gibanje v čelni ravnini, in sicer everzijo in inverzijo (Drake idr., 2007).

Kostne strukture v kolenskem sklepu obdajajo in povezujejo ligamenti in hrustanci. Dve pomembni hrustančni strukturi sta medialni in lateralni meniskus, ki služita kot blažilca sunkov sile in pritiskov, vodita gibanje ter izboljšata prilagajanje obeh kosti. Hkrati izboljšujeta stabilnost sklepa in zmanjšujeta možnost za dislokacije (Saladin, 2008). Sta polkrožne oblike in pritrjena na sklepno površino superiornih kondilov golenice. Medialni meniskus je tanjši in povezan še s sklepno kapsulo in medialnim kolateralnim ligamentom, zato je večkrat poškodovan. Lateralni meniskus je debelejši in ni v povezavi s sklepno kapsulo, zato je bolj mobilni kot medialni (Lippert, 2006). Oba meniskusa sta med seboj anteriorno povezana s transverzalnim ligamentom (Saladin, 2008).

Ligamenti, ki povezujejo kostne strukture v kolenu se nahajajo znotraj sklepne kapsule in zunaj nje. Dva najpomembnejša ligamenta znotraj sklepne kapsule sta LCA in zadajšnji

križni ligament, ki povezujeta stegnenico in golenico. S svojim potekom zagotavljata stabilnost kolena v bočni ravnini. LCA poteka iz anteriorne strani golenice na posteriorno stran stegenice in s tem preprečuje premik golenice naprej glede na fiksirano stegnenico. V nasprotni smeri poteka zadnji križni ligament, ki izhaja iz posteriorne strani golenice proti anteriorni strani stegenice in preprečuje premik golenice nazaj glede na fiksirano stegnenico. Zunaj sklepne kapsule imata pomembno vlogo medialni in lateralni kolateralni ligament, ki kolenski sklep obdajata s strani in tako zagotavljata stabilnost v čelni ravnini. V iztegnjenem položaju kolena se njuna napetost poveča, v upognjenem pa zmanjša. Medialni kolateralni ligament povezuje medialni kondil golenice in stegenice. Po obliki je širok in ima raven potek. Nanj se priraščajo vlakna medialnega meniskusa, ki se pri preobremenitvah medialnega kolateralnega ligamenta pogosto poškodujejo. Lateralni kolateralni ligament je tanjši in polkrožne oblike. Prirašča se na lateralni kondil stegenice in na glavico mečnice ter je neodvisen od lateralnega meniskusa (Lippert, 2006).

Sklepna kapsula obdaja koleno z lateralne, medialne in posteriorne strani kolena. Anteriorno stran prekriva patelarni ligament, ki povezuje golenico in pogačico. Patelarni ligament predstavlja podaljšek tetive m. quadriceps, ki se prirašča na pogačico (Saladin, 2008).

Aktivni elementi, ki obdajajo skelet, so mišice in njim pripadajoče tetive. Mišice omogočajo gibanje in s tem vse bistvene značilnosti človekovega obstoja in delovanja: premikanje, dihanje, pretok krvi, hranjenje, izločanje, reprodukcijo in komunikacijo. S svojim delovanjem sodelujejo pri stabilizaciji sklepov, vzpostavljajo pokončno držo in proizvajajo telesno toploto (Saladin, 2008). V nadaljevanju so predstavljene skeletne mišice spodnjih udov. Skeletne mišice varujejo skelet s tem, da ohranjajo telesno držo, proizvajajo jakost, učvrščujejo sklepe in blažijo sunke sil. Za opravljanje takšnega mišičnega dela je običajno potrebno delovanje mišic znotraj mišičnih skupin. Mišice opravljajo mišično delo s krčenjem. Poznamo tri tipe mišičnega krčenja: koncentrično, ekscentrično in izometrično. Pri koncentričnem krčenju mišica proizvede dovolj napetosti, da premaga upor telesnega segmenta. Mišična pripoja se približata in mišica se skrajša. Nasprotno se dogaja pri ekscentričnem krčenju, kjer mišica ne uspe proizvesti dovolj napetosti, da bi premagala zunanje breme. Posledično se mišična pripoja oddaljujeta in mišica se podaljšuje. Pri izometričnem krčenju se dolžina mišice ne spreminja. Mišica se v fiksiranem položaju upira sili teže in proizvaja navor za prenašanje bremena. Skeletne mišice torej izvajajo dinamično in statično delo. Dinamično delo omogoča lokomocijo in

premikanje telesnih segmentov v prostoru, medtem ko statično mišično delo temelji na ohranjanju telesne drže (Nordin idr., 2012).

Zgradba skeletnih mišic spodnjih udov večinoma ne omogoča natančnih gibanj, temveč veliko jakost za prenos teže telesa, ohranjanje ravnotežja, hojo in tek. Potek mišice določa gib in funkcijo, ki jo bo mišica opravljala (Saladin, 2008). Mišice so lahko enosklepne ali večsklepne. Enosklepne mišice potekajo preko enega sklepa in proizvajajo energijo za premik le v tem sklepu. Človeško telo poleg enosklepnih sestavljajo še dvo- in večsklepne mišice. Te prečijo vsaj dva sklepa, zato sta njihova dolžina in hitrost krčenja odvisni od položaja in gibanja teh sklepov. Premik enega sklepa vpliva na sile v drugem sklepu. Velika dolžina dvo- in večsklepnih mišic ter usklajeno delovanje obeh sklepov omogočata proizvodnjo večjih sil pri enako visokih kotnih hitrostih sklepov v primerjavi z enosklepnimi mišicami. Dvo- in večsklepne mišice omogočajo prenos energije med sosednjima sklepoma, nadzor gibanja in koordinirano gibanje (Šarabon, Fajon, Zupanc & Drakslar, 2005). V spodnjih tabelah so predstavljene mišice kolena (Tabela 1), mišice kolka (Tabela 2) in mišice gležnja (Tabela 3) ter njim pripadajoči izvori in narastišča (Saladin, 2008; Drake idr., 2007).

Tabela 1: Mišice kolena

	Ime mišice	Izvor	Narastišče
Upogibalke Kolena	m. semimembranosus	Tuber ischiadicum	Posteriorni del proksimalnega medialnega kondila tibie
	m. semitendinosus	Tuber ischiadicum	Proksimalni medialni kondil tibie
	m. biceps femoris - dolga glava	Tuber ischiadicum	Glava fibule
	m. biceps femoris - kratka glava	Spodnja tretjina linea aspera	Glava fibule
	m. gastrocnemius	Medialni in lateralni kondil femurja	Posteriorna površina calcaneusa
Iztegovalke Kolena	m. quadriceps femoris:		
	m. rectus femoris	Spina iliaca anterior inferior	Tuberositas tibie
	m. vastus medialis	Medialni del linea aspera	Tuberositas tibie
	m. vastus lateralis	Lateralni del linea aspera	Tuberositas tibie
	m. vastus intermedialis	Zgornji dve tretjini femurja	Tuberositas tibie

Tabela 2: Mišice kolka

	Ime mišice	Izvor	Narastišče
Upogibalke kolka	m. iliacus	Fossa iliaca	Trohanter minor
	m. psoas major	Procesus transversus Th12-L5	Trohanter minor
	m. tensor fascia late	Spina iliaca anterior superior	Lateralni kondil tibie
	m. sartorius	Spina iliaca anterior superior	Proksimalni medialni del tibie
	m. rectus femoris	Spina iliaca anterior inferior	Tuberositas tibie
	m. pectineus	Pubis	Linea pectinea
Iztegovanke kolka	m. gluteus maximus	Posteriorna stran sacruma in iliuma	Tuberositas glutea
	m. semitendinosus	Tuber ischiadicum	Proksimalni medialni kondil tibie
	m. semimembranosus	Tuber ischiadicum	Posteriorni del proksimalnega medialnega kondila tibie
	m. biceps femoris - dolga glava	Tuber ischiadicum	Glava fibule
Primikalke kolka	m. pectineus	Pubis	Linea pectinea
	m. gracilis	Pubis	Proksimalni medialni kondil tibie
	m. adduktor magnus	Pubis, tuber ischiadicum	Linea aspera
	m. adduktor brevis	Pubis	Prva tretjina linea aspera
	m. adduktor longus	Pubis	Srednja tretjina linea aspera
Odmikalke kolka	m. sartorius	Spina iliaca anterior superior	Proksimalni medialni kondil tibie
	m. gluteus maximus	Posteriorna stran sacruma in iliuma	Tuberositas glutea
	m. gluteus medius	Zunanji srednji del iliuma	Zunanja stran trohanter major
	m. gluteus minimus	Zunanja stran iliuma	Anteriorna stran trohanter major
	m. tensor fasciae latae	Spina iliaca anterior superior	Lateralni kondil tibie
Zunanji rotatorji kolka	m. sartorius	Spina iliaca anterior superior	Proksimalni medialni kondil tibie
	m. gluteus maximus	Posteriorna stran sacruma in iliuma	Tuberositas glutea
	m. piriformis	Anteriorna stran sacruma	Zgornji del trohanter major
	m. obturator internus	Pubis in ischium	Trohanter major
	m. obturator externus	Pubis in ischium	Trohanter major
	m. gemellus inferior	Tuber ischiadicum	Trohanter major
	m. gemellus superior	Ischium	Trohanter major
	m. quadratus femoris	Tuber ischiadicum	Trohanter major
Notranji rotatorji kolka	m. gluteus minimus	Zunanja stran iliuma	Anteriorna stran trohanter major
	m. adduktor longus	Pubis	Srednja tretjina linea aspera
	m. adduktor magnus	Pubis, tuber ischiadicum	Linea aspera
	m. semitendinosus	Tuber ischiadicum	Proksimalni medialni kondil tibie
	m. semimembranosus	Tuber ischiadicum	Posteriorni del proksimalnega medialnega kondila tibie

Tabela 3: Mišice gležnja

	Ime mišice	Izvor	Narastišče
Upogibalke gležnja (dorzalna fleksija)	m. tibialis anterior	Lateralni kondil tibie in medkostna membrana	1. klin in baza 1. metatarzalne kosti
	m. extensor hallucis longus	Fibula in medkostna membrana	Baza 1. distalne falange
	m. extensor digitorum longus	Fibula, tibia, medkostna membrana	Distalne 4 lateralne falange
	m. gastrocnemius	Medialni in lateralni kondil femurja	Posteriorna površina calcaneusa
Iztegovanke gležnja (plantarna fleksija)	m. soleus	Posteriorna stran fibule in tibie	Posteriorna površina calcaneusa
	m. peroneus longus	Lateralni proksimalni del fibule in medkostna membrana	1. klin in baza 1. metatarzalne kosti
	m. peroneus brevis	Spodnji dve tretjini lateralnega dela fibule	Baza 5. metatarzalne kosti
	m. flexor digitorum longus	Sredinski del posteriozne strani tibie	Baza 2.-5. falange
	m. tibialis posterior	Tibia, fibula in membrana med njima	Navikularna kost, kuboidna kost, 3 kuneiformne kosti, calcaneus, baza 2.-4. metatarzalne kosti
Evertorji gležnja	m. peroneus longus	Lateralni proksimalni del fibule in medkostna membrana	1. klin in baza 1. metatarzalne kosti
	m. peroneus brevis	Spodnji dve tretjini lateralnega dela fibule	Baza 5. metatarzalne kosti
Invertorji gležnja	m. tibialis anterior	Lateralni kondil tibie in medkostna membrana	1. klin in baza 1. metatarzalne kosti
	m. tibialis posterior	Tibia, fibula in membrana med njima	Navikularna kost, kuboidna kost, 3 kuneiformne kosti, calcaneus, baza 2.-4. metatarzalne kosti

1.2 Biomehanika

Biomehanika je znanost, ki se ukvarja z mehaniko živih organizmov in tako združuje mehaniko in biologijo. Poleg razumevanja gibanja človeka zajema tudi poznavanje mehanskih lastnosti in funkcij tkiv in organov. Biomehaniko lahko obravnavamo v statičnih in dinamičnih pogojih (Supej, 2011).

V nadaljevanju so obravnavane kinematične in kinetične značilnosti kolenskega sklepa, povzete po delu Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System (Nordin idr., 2012). Veja mehanike, ki pri gibanju obravnava sile in navore, je kinetika, medtem ko se področje mehanike, ki pri gibanju ne obravnava sil, imenuje kinematika. S kinematiko opisujemo položaje in obsege gibov v sklepih v vseh treh ravninah: čelni, bočni in prečni. Približne vrednosti obsega giba lahko izmerimo z goniometrom, za natančnejše merjenje pa se uporabljajo metode, kot so elektrogonimetrija (electrogoniometry),

rentgenografija (roentgenography), floroskopija (fluoroscopy) ter fotografske in video analize z uporabo kožnih markerjev. V kolenskem sklepu je gibanje mogoče v vseh treh ravninah, z največjimi možnimi obsegi v bočni ravnini. V bočni ravnini koleno v povprečju doseže največjo vrednost iztega okoli 3° (hiperekstenzija) in upogiba okoli 155° (Nordin idr., 2012). Pri merjenju obsega giba je potrebno razlikovati med pasivnim in aktivnim gibom. Aktivni gib preiskovanec izvede sam z zavestno aktivacijo mišic, medtem ko je pasivni gib izveden s strani asistenta, ki povzroči silo na telesni segment, dokler ne doseže konca giba. Pasivni gib je običajno za 5° - 10° večji kot aktivni (Nordin idr., 2012).

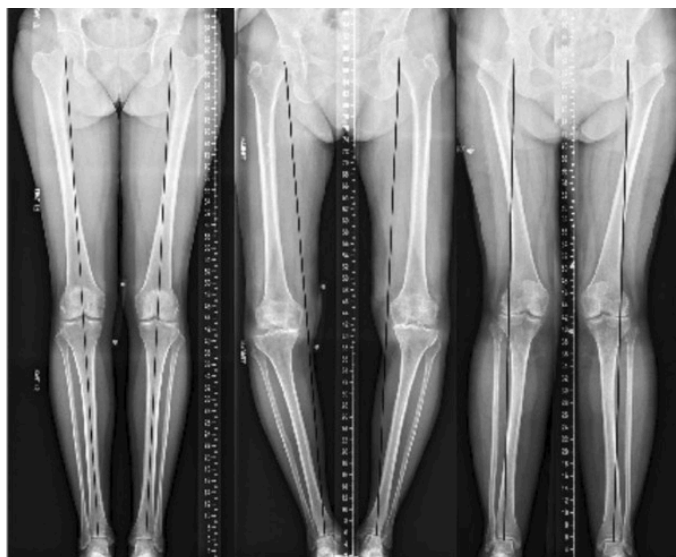
Obsege gibov spremljamo tudi v dinamičnih pogojih, kot so na primer hoja, tek in počepi. Na začetku oporne faze pri hoji, ob stiku pete s podlago, je koleno popolnoma oziroma skoraj popolnoma iztegnjeno. Ob prenosu teže se upogib v kolenu poveča na približno 15° in se nato spet zmanjša na skoraj 0° upogiba. Vrednosti upogiba kolena ob oporni fazi so ob teku tudi do dvakrat večje (do 30°). Ob zamašni fazi se upogib v kolenu izrazito poveča in doseže vrednost približno 60° upogiba. Upogib v kolenu je še večji pri hoji po stopnicah (80° - 90°), usedanju (93°), zavezovanju čevljev (106°) in pri dvigovanju objekta s tal (117°) (Murray, Drought & Kory, 1964). Biomehanično zahtevnejše naloge, kot sta počep in klečanje, pa zahtevajo še večje obsege gibov v kolenu v bočni ravnini (Nordin idr., 2012).

Obsegi gibov kolena v vodoravni ravnini (sukanje goleni navzven in navznoter) so povezani z laksnostjo sklepa. Laksnost je odvisna od lastnosti pasivnih sklepnih struktur, kot so ligamenti, kapsule in meniskusi, ki omejujejo gib pri ekstremnih vrednostih. Sukanje goleni je ob popolno iztegnjenem kolenu omejeno zaradi stika med kondiloma stegenice in golenice, lahko pa tudi zaradi skrajšanih kolateralnih ligamentov, LCA in posteriorne kapsule kolena. Vrednosti sukanja se povečajo ob upognjenem kolenu in svoj maksimum dosežejo ob upogibu kolena za 30° do 40° . V tem položaju je možno sukanje goleni navzven do približno 18° in sukanje goleni navznoter do 25° (Nordin idr., 2012).

Gibanje kolena v čelni ravnini opisujemo z varusom in valgusom v kolenu (Slika 1). Valgus ali odmik golenice v kolenskem sklepu opisuje položaj, v katerem je distalni segment spodnjega uda (gleženj) postavljen bolj lateralno v čelni ravnini. Varus ali primik golenice v kolenskem sklepu pa je postavitev, pri kateri je distalni segment (gleženj) postavljen bolj medialno v čelni ravnini (Lippert, 2006). V čelni ravnini je gibanje kolena, podobno kot v vodoravni ravnini, pogojeno z upogibom kolena. Ob popolnoma iztegnjenem kolenu je izključena velika večina gibanja v čelni ravnini, z upogibom kolena pa se varus in valgus povečujeta. Ob pasivnem upogibu kolena za 30°

dosežeta maksimum, ki znaša le nekaj stopinj. Vrednosti varusa so običajno višje od vrednosti valgusa zaradi večje togosti medialnega kolateralnega ligamenta kot lateralnega (Nordin idr., 2012).

Slika 1: Varus in valgus v kolenu.

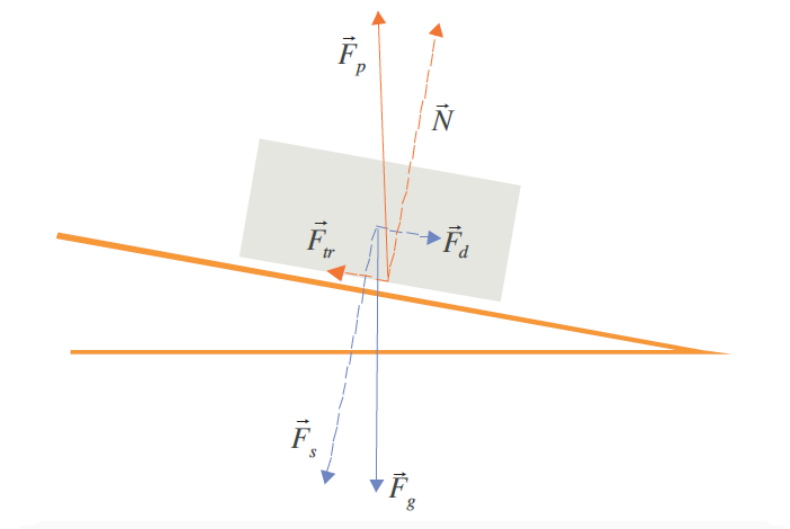


Na sliki so prikazani trije posnetki strukturne poravnave spodnjih udov v čelni ravnini. V levem delu slike je prikazana pravilna postavitev kolka, kolena in gležnja pri pokončni stoji. V srednjem delu slike je prikazan varus, v desnem delu pa valgus položaj kolen. Varus ali primik golenice v kolenskem sklepu je postavitev, pri kateri je distalni segment (gleženj) postavljen bolj medialno v čelni ravnini. Valgus ali odmik golenice v kolenskem sklepu pa prikazuje položaj, v katerem je distalni segment spodnjega uda (gleženj) postavljen bolj lateralno v čelni ravnini (Lippert, 2006).
Vir: Nicoletta idr., 2012.

Obsegi gibov s kostnimi segmenti določajo ročice, ki pod vplivom telesne mase, mišičnega delovanja ter zunanjih obremenitev na sklepe, določajo sile (Nordin idr., 2012). Sila je fizikalna količina, ki pogojuje kinetiko (Supej, 2011). Kinetika preučuje delovanje sil in navorov na sklepe v statičnih in dinamičnih pogojih. O statičnih pogojih govorimo, kadar telo miruje ali se premika s konstantno hitrostjo, o dinamičnih pogojih pa kadar telo spreminja svojo hitrost (Nordin idr., 2012). Med najpogostejšimi silami, ki delujejo v mehaniki športa, so sila teže, sila podlage in sile, ki jih proizvajajo mišice (Winter, 2009). Prikazane so na sliki 2. Sila teže je opredeljena kot sila, s katero Zemlja zaradi svojega gravitacijskega polja privlači k sebi vsa telesa z maso različno od nič. Sila podlage je reakcija, ki jo povzroči podlaga na opazovano telo. Silo reakcije podlage tvorita normalna sila in sila trenja. Normalna sila predstavlja reakcijo podlage v pravokotni smeri na podlago. Ker normalna sila izniči le sile v pravokotni smeri na podlago, potrebujemo še komponento sile reakcije podlage, ki deluje vzporedno s

podlago. To je sila trenja, ki deluje v nasprotni smeri gibanja in se gibanju upira (Supej, 2011).

Slika 2: Najpogostejše sile, ki delujejo v mehaniki športa



F_g – sila teže; F_p – sila podlage; N – normalna sila; F_{tr} – sila trenja; F_d – dinamična komponenta sile teže; F_s – statična komponenta sile teže. Vir: Supej, 2011.

Za analizo gibanja v športu so pomembne tudi sile, ki jih proizvajajo mišice. Proizvodnja mišične sile je odvisna od dolžine in tipa mišičnih vlaken ter od kota, pod katerim potekajo. Dolžina mišice in njeno pripenjališče določata ročico, ki s svojo dolžino vpliva na navor v sklepu. Kolenski sklep se nahaja med golenico in stegnenico, ki sta najdaljši ročici človeškega skeleta. Sile in posledično navori, ki delujejo na kolenski sklep so veliki, kar koleno izpostavlja preobremenitvam in poškodbam. M. quadriceps na primer s svojo aktivacijo lahko proizvede tudi več kot 4-kratno silo teže (Nordin idr., 2012).

Največje sile, ki delujejo na koleno, se pojavijo ob udarcu pete s podlago, kadar je celotna teža telesa prenesena na eno nogo. Nastanejo zaradi teže telesa, ki deluje na sklep, in zaradi mišičnega delovanja, ki zagotavlja stabilnost sklepa. To so kompresijske sile, ki delujejo v navpični smeri (Nordin idr., 2012). Pri hoji, ki predstavlja zmerno obremenitev pri nizkih vrednostih upogiba kolena, kompresijska sila znaša 2-3-kratno silo teže. Podobne rezultate so izmerili pri počepanju, ki predstavlja zmerno obremenitev pri visokih vrednostih upogiba kolena. Največje kompresijske sile (3-4-kratna sila teže) so bile izmerjene pri hoji po stopnicah, ki zahteva visoke obremenitve pri srednjih vrednostih upogiba kolena (Mündermann, Dyrby, D’Lima, Colwell & Andriacchi, 2008). V osnovi se ročica povečuje s povečanim upogibom kolena, kar pojasni večje kompresijske

sile pri hoji po stopnicah. Pri počepanju in vstajanju iz počepa so koti upogiba kolena večji kot pri hoji po stopnicah, vendar je obremenitev zaradi sonožne opore manjša, kar pojasni manjše kompresijske sile (Nordin idr., 2012).

Poleg kompresijskih sil, ki delujejo v navpični smeri, na kolenski sklep delujejo še strižne sile. Strižne sile prav tako kot kompresijske nastanejo zaradi teže telesa in delovanja mišic, le da te delujejo v antero-posteriorni smeri na golenico. Dosegajo vrednosti do 0.4-kratne teže telesa. Strižna sila, ki deluje na golenico iz anteriorne smeri, sili v premik stegenice naprej glede na fiksirano golenico. Premike, ki jih povzroča strižna sila v smeri naprej, omejujejo zadnji križni ligament, medialni meniskus in ukrivljeni robovi platoja golenice. Iz nasprotne strani deluje strižna sila v smeri nazaj, ki sili v premik stegenice nazaj glede na fiksirano golenico. Takšen premik omejujeta LCA in medialni meniskus (Nordin idr., 2012).

Za celostno biomehansko analizo obremenitev spodnjega uda je potrebna povezava med kinetiko in kinematiko gležnja, kolena in kolka, kar omogoča izračun smeri in velikosti navorov v posameznem sklepu. Ob tem je mehanika gibanja odvisna od aktivnosti, ki jo izvajamo, od podporne površine, odprte ali zaprte kinetične verige in od enonožne ali sonožne opore.

2 PREDMET, PROBLEM, NAMEN

Med športnimi poškodbami mišično-skeletnega sistema prednjačijo poškodbe spodnjih udov. Teh je več kot 50 %, med njimi so predvsem poškodbe gležnja in kolena (Hootman, Dick & Agel, 2007). Tudi pri vzdržljivostnih tekačih so ugotovili, da je največkrat poškodovan telesni segment koleno (van Gent idr., 2007). Rezultati desetletne epidemiološke študije, s katero so preučevali pojavnost športnih poškodb pri več kot

17 000 pacientih, so pokazali, da so najpogostejše poškodbe kolenskega sklepa. Od teh so več kot 44 % predstavljale poškodbe pasivnih sklepnih struktur. Najpogosteje poškodovan je bil LCA (Majewski, Habelt & Steinbrück, 2006).

Poškodbe kolena delimo na kontaktne in nekontaktne. Skoraj tri četrtine vseh poškodb LCA predstavljajo nekontaktne poškodbe (Boden, Torg, Knowles & Hewett, 2009). Nekonтактna poškodba LCA je poškodba med gibanjem, ko na telo ne delujejo druge zunanje sile razen sile podlage (Shimokochi in Shultz, 2008). Do akutne nekontaktne poškodbe LCA običajno pride ob hitrih zaustavljanjih, spremembah smeri ter pri enonožnih zaustavljanjih in doskokih (Shultz & Schmitz, 2009). Športi, ki vključujejo takšna gibanja in so največkrat povezani s poškodbo LCA, so nogomet, smučanje, rokomet, odbojka, košarka in tenis. Pojavnost takšne poškodbe je največja pri starosti 20-29 let (Majewski idr., 2006).

Kobayashi in sodelavci (2010) so pojavnost in značilnost poškodbe LCA ugotavljali s pregledom zdravniških kartotek in z vprašalniki, ki so jih s pomočjo terapevta izpolnjevali poškodovani športniki. Športniki, ki so utrpeli poškodbo LCA v dinamični športni situaciji so opisali okoliščine, v katerih se je poškodba zgodila, in z zdravo nogo to situacijo tudi ponazorili. Na tekmovanjih se je zgodilo 49.2 % poškodb LCA, na treningih 34.8 % in med prostočasnimi aktivnostmi 8.5 %. Večina poškodb pri obeh spolih je bila nekontaktnih, število poškodb LCA pa bistveno večje pri ženskah (Kobayashi idr., 2010). Primerljive rezultate o količini nekontaktnih poškodb poročajo tudi druge študije, ki so preučevale pojavnost poškodbe LCA (Arendt & Dick, 1995; Boden, Dean, Feagin & Garrett, 2000; Gray idr., 1985).

Razlog za veliko število poškodb na tekmovanjih so najpogosteje veliki psihološki napori in visoka intenzivnost aktivnosti. Na treningih do poškodb pogosto prihaja zaradi učenja novih tehnik in uvajanja novih formacij. Ker treningi običajno trajajo dlje kot tekmovanja, se poškodbe na treningih pojavljajo tudi zaradi utrujenosti (Kobayashi idr., 2010).

Številni avtorji (Gabbett, 2002; Murtaugh, 2001; Rahnema, Reilly & Lees, 2002; Ronglan, Raastad & Børghesen, 2006; Sanna & O'Connor, 2008) poročajo o visoki pojavnosti poškodb spodnjih okončin pri agilnostnih športih z dolgim igralnim časom in pridruženo utrujenostjo.

Utrujenost vpliva na mišično jakost, zaznavo položaja sklepa in na zakasnjene živčno-mišične odzive (Sanna & O'Connor, 2008). Pri dlje trajajočih športnih aktivnostih vpliva na biomehaniko gibanja, kar lahko poveča možnost za poškodbe. Poškodbe, ki so posledice utrujenosti, nastanejo zaradi neustrezne sklepne stabilnosti in ne-optimalne mišične aktivacije (Borotikar, Newcomer, Koppes & McLean, 2008; Kernozek, Torry & Iwasaki, 2008). Dinamične športne aktivnosti in agilnostne aktivnosti zahtevajo veliko proizvodnjo sile in nadzor gibanja tako na periferni kot na centralni ravni (Borotikar idr., 2008). Poškodbe LCA, ki nastanejo, ko je športnik utrujen, so torej lahko posledica periferne in centralne utrujenosti (McLean idr., 2007).

Utrujenost prizadene mišično-skeletni in živčni sistem in s tem vpliva na gibalne vzorce in biomehaniko spodnjih udov. Obstoječa literatura poleg pojava utrujenosti obravnava kar nekaj dejavnikov tveganja za nastanek poškodbe LCA. Z mentorjem (izr. prof. dr. Nejcem Šarabonom) sva na to temo spisala članek z naslovom »Tvegani gibalni vzorci v kontekstu akutnih poškodb kolena«, katerega del uporabljam v tem poglavju diplomske naloge.

2.1 Tvegani gibalni vzorci v kontekstu akutnih poškodb kolena

Raziskovalci in strokovnjaki so kljub številnim obravnavam poškodbe LCA še vedno neenotni glede mehanizma, ki vodi do te poškodbe. Kot najpogostejši mehanizem, ki poveča obremenitev LCA, navajajo valgus v kolenu z nezadostnim upogibom kolen ob doskokih ali spremembah smeri. Na povečano obremenitev LCA vplivajo še nepravilna strukturna poravnava sklepov, spuščen stopalni lok, položaj trupa, jakost odmikalk kolka ter upogibalk in iztegovalk kolena.

Pregled številne literature je torej pokazal, da avtorji pri podobnih študijah prihajajo do različnih končnih rezultatov in zaključkov. To je lahko posledica izolirane, lokalne obravnave naštetih dejavnikov tveganja. Primer takšne obravnave je vrednotenje

strukturne poravnave sklepov le v statičnih pogojih ali sklepanje o obremenitvi LCA le glede na jakost mišic.

Človeško telo ima drugačne značilnosti v mirovanju in v gibanju, zato novejša raziskava vključuje poleg izoliranih merjenj še analizo medsegmentnih povezav in koordinacijske izvedbe funkcionalnih gibanj (Nguyen, Boling, Levine & Shultz, 2009). Takšne meritve vključujejo kinematično in kinetično analizo skokov, poskokov, teka, teka z zaustavljanjem in teka s spremembo smeri. V nadaljevanju so predstavljeni tvegani gibalni vzorci kolena, ki se pojavljajo v čelni, bočni in vodoravni ravni.

Pri gibanju kolena v čelni ravnini govorimo o valgusu in varusu v kolenu. Mnenja avtorjev o vplivu valgusnega položaja kolena na LCA so deljena. Nekatere študije so pokazale, da trenutek izdatnejšega valgusa med gibanjem ne povzroča pomembnih preobremenitev LCA in da valgusni pomiki niso povezani z njegovo poškodbo (Markolf idr., 1995; Yeow, Cheong, Ng, Lee & Goh, 2008). Nasprotno druge študije navajajo, da valgus v kolenu ob doskoku predstavlja dejavnik tveganja za nekontaktno poškodbo LCA (Hewett idr., 2005). Pregled že objavljenih retrospektivnih in prospektivnih študij je pokazal, da do poškodbe LCA največkrat pride ob nalogah pospeševanja in zaustavljanja (agilna gibanja), kadar veliko silo m. quadriceps femoris pri nezadostnem upogibu kolena spremlja še valgus v kolenu (Shimokochi & Shultz, 2008). Največkrat opisan mehanizem poškodbe LCA je primik in sukanje stegenice navznoter, sukanje golenice navzven in valgus v kolenu ob doskoku (Ireland, 1999). Izdatnejši valgus/varus ter sukanje golenice v kolenu otežujejo pravilni doskok. Tako kot pri doskokih se tudi ob hitrih spremembah smeri pojavljajo gibalni vzorci, ki povečujejo obremenitev LCA. Obravnavana je bila kinematika spodnjih okončin pri spremembi smeri za 45° in 90° takoj po preskoku 40 cm visoke ovire. Rezultati so pokazali bistveno večje sukanje stegenice navznoter in sukanje golenice navzven pri hitri spremembi smeri za 90° v primerjavi s spremembo smeri za 45°. Gibanje kolka v bočni ravnini je imelo statistično značilen vpliv na položaj valgusa ob stiku s podlago (Imwalle, Myer, Ford & Hewett, 2009). Slabši nadzor obremenitev v čelni in vodoravni ravnini povzroča pri pristanku večjo mišično aktivacijo ter večje premike in navore v sklepu (Shultz in Schmitz, 2009). Takšne tvegane gibalne vzorce se spremlja z merjenjem abdukcijskega navora v kolenu (ang. Knee abduction moment). Velikost slednjega je odvisna od velikosti in smeri sile reakcije na podlago ter položaja kolena. Velike vrednosti abdukcijskega navora v kolenu ob doskokih in hitrih spremembah smeri so najpogostejši povod za poškodbo ACL (Myer, Ford, Khoury, Succop & Hewett, 2010).

Povečan valgus v kolenu povzroča povečane kompresijske sile na lateralno stran kolena. Posledično se v kolenu povečajo navori v smeri sukanja golenice navznoter, kar lahko ob ponavljajočih tovrstnih gibalnih vzorcih povzroči kumulativno spremembo visoko elastičnih lastnosti ligamentov. Ligamenti na lateralni strani kolena postanejo ohlapni, medialni ligamenti pa napeti. To lahko povzroči premik lateralnega tibialnega platoja anteriorno, kar bistveno poveča obremenitev LCA. Povečan kot valgusa v kolenu pri doskokih torej povečuje sukanje golenice v vodoravni ravnini navzven in s tem prihaja do izrazitejšega obremenjevanja medialnega kolateralnega ligamenta in LCA (Markolf idr., 1995; Shin, Chaudhari & Andriacchi, 2009).

Gibanje kolena v čelni ravnini je izrazitejše pri ženskah v primerjavi z moškimi (Jacobs, Uhl, Mattacola, Shapiro & Rayens, 2007; Russell, Palmieri, Zinder & Ingersoll, 2006; Shultz & Schmitz, 2009). Pri ženskah se pogosto pojavlja vzorec valgusa v kolenu, s pridruženim primikom in sukanjem stegenice navznoter (Shultz in Schmitz, 2009). Takšen vzorec gibanja golenice in stegenice povečuje možnosti za nastanek nekontaktne poškodbe LCA. Povečanje valgusa v kolenu lahko za 6-krat poveča obremenitev LCA (Bendjaballah, Shirazi-Adl & Zukor, 1997).

Obremenitev LCA med gibanjem je odvisna tudi od upogiba in iztega kolena, ki ju opazujemo v bočni ravnini. Kot upogiba kolena ob doskokih, zaustavljanjih in spremembah smeri je eden izmed dejavnikov tveganja za poškodbo LCA. Ob iztegnitvi kolen se dolžina LCA poveča za 12 ± 7 %. Daljši, bolj raztegnjen LCA je ob dinamičnih gibanjih bolj izpostavljen poškodbi (Taylor idr., 2011). Te vrednosti so skladne tudi z rezultati drugih študij (Cochrane, Lloyd, Buttfield, Seward & McGivern, 2007; Griffin idr., 2000), ki navajajo, da do nekontaktne poškodbe LCA navadno pride ob kotih upogiba kolena manjših od 30° . Doskok s takšnim upogibom kolena povzroči velike sile reakcije podlage in poslabša amortizacijo (Sinsurin, Vachalathiti, Jalayondeja & Limroongreungrat, 2013).

Sila reakcije podlage ob doskoku sodi med dejavnike tveganja za poškodbo LCA s tem, ko povzroča obremenitve na sklepe gležnja, kolena in kolka (Zahradnik, Uchytíl, Farana & Jandacka, 2014). Gibalna energija, ki jo je potrebno absorbirati skozi amortizacijo, zaustavljanje in smer gibanja, zmanjšano razmerje med aktivacijo m. quadriceps in zadnjimi stegenskimimi mišicami, slab živčno-mišični nadzor in povečana sklepna togost vplivajo na velike sile reakcije podlage ob doskokih in s tem povečujejo tveganje za poškodbo LCA (Bates, Ford, Myer & Hewett, 2013). Vrednosti sile reakcije podlage se odražajo v sposobnosti preiskovanca, da učinkovito ublaži sunke sil ob pristanku. Nižje

vrednosti nakazujejo na boljše strategije pristanka, medtem ko visoke vrednosti lahko vplivajo na poškodbe kolena. Pri ženskih preiskovankah so izmerili večje sile reakcije podlage v vertikalni smeri kot pri moških, kar sovпада s podatki o večjem številu poškodb LCA pri ženskah (Pappas, Sheikhzadeh, Hagins & Nordin, 2007). Pri preiskovancih, ki so utrpeli pretrganje LCA, je bila izmerjena za 20 % večja sila reakcije podlage ob doskoku (Hewett idr., 2005). Na velikost sile reakcije podlage vpliva tudi utrujenost preiskovanca. Študije so glede tega pokazale različne rezultate. Nekateri avtorji so v svojih študijah pokazali, da se pri doskokih ob utrujenosti največja sila reakcije podlage zmanjša (Coventry, O'Connor, Hart, Earl & Ebersole, 2006; Madigan & Pidcoe, 2003), drugi pa da se poveča (Pappas idr., 2007). Razlog za tako različne rezultate je lahko v izboru preiskovancev, saj so v študiji (Madigan & Pidcoe, 2003) merili le moške preiskovance. Tudi stopnja utrujenosti preiskovancev lahko vpliva na rezultate sile reakcije podlage. Pappas in sodelavci (2007) zaključujejo, da povečane vrednosti sile reakcije podlage v vertikalni smeri v njihovi študiji kažejo na to, da so preiskovanci po utrujanju slabše blažili sunke sile ob doskoku.

Na kot upogiba kolena vpliva tudi nadzor gibanja gležnja ob doskoku. Gribble in Robinson (2009) sta preučevala kinematiko kolena v bočni ravnini med doskokom pri preiskovancih s kronično nestabilnostjo gležnja in pri kontrolni skupini. Rezultati so pokazali manjše vrednosti upogiba kolena ob prvem stiku s podlago pri osebah s kronično nestabilnostjo gležnja. Bolj iztegnjena kolena ob doskoku vplivajo na počasnejše prenašanje sile reakcije podlage skozi sklepe. Večji del sile reakcije podlage se zato absorbira v gležnju, kar povzroči večje kompresijske sile v kolenskem sklepu in posledično večjo obremenitev na ligamentne in kostne strukture. Anatomske in biomehanske značilnosti gležnja torej vplivajo na gibanje in obremenitev pasivnih struktur kolena.

Medialni longitudinalni stopalni lok je eden izmed pomembnejših dejavnikov, ki vpliva na strukturno poravnavo spodnjih udov. Slednja se z nenadzorovanim gibanjem gležnja v čelni ravnini ruši, kar povečuje tveganje za nastanek sprednje kolenske bolečine (Boling idr., 2009; Boden idr., 2010; Tiberio, 1987). Pretirana pronacija v subtalarnem sklepu povzroči kompenzatorno sukanje golenice navzven in s tem še sukanje stegenice navznoter. Kompresija med lateralnim kondilom stegenice in pogačico se v takšnih pogojih poveča, kar povzroči bolj lateralno drsenje pogačice in posledično bolečino v patelo-femoralnem sklepu (Tiberio, 1987; Boling idr., 2009). Nepravilna postavitev stopala ob doskoku lahko zaradi posledično nestabilnega položaja golenice povzroči tudi subluksacije v kolenskem sklepu (Boden idr., 2009).

Doskok s povečano pronacijo stopala in doskok na peto sta pogosto opažena pri nekontaktnem mehanizmu pretrganja LCA. Ob začetnem stiku s podlago so športniki, pri katerih je prišlo do poškodbe, doskočili z bistveno manjšim upogibom stopala in večjo pronacijo kot nepoškodovani športniki. Tak mehanizem zmanjša sposobnost m. gastrocnemius in m. soleus za mišično krčenje in posledično absorpcijo sil. Hitrost prirastka sile je zaradi tega večja, kar povečuje kompresijske sile v kolenu. Slab nadzor gibanja gležnja ob doskokih torej neposredno izpostavlja LCA večjim obremenitvam in posledično poškodbam (Boden idr., 2009). Gribble in Robinson (2009) še dodajata, da kronična nestabilnost gležnja podaljša čas za vzpostavitev stabilizacije in medsegmentne poravnave sklepov spodnjih udov pri funkcionalnih večsklepnih nalogah v zaprti kinetični verigi. Mnenja o nenadzorovanem gibanju gležnja v čelni ravnini so s strani avtorjev deljena. V nasprotju z avtorji, ki so spoznali nepravilnosti v postavitvi gležnja kot potencialni dejavnik tveganja za strukturne in kinematične spremembe kolena, nekatere študije teh rezultatov ne potrjujejo. Spuščen medialni longitudinalni stopalni lok naj ne bi bil povezan z medialnim popuščanjem kolena (Howard idr., 2011).

Poleg kinematike in strukturne postavitve sklepov, na (pre)obremenitve LCA dodatno vplivajo tudi primanjkljaji v sorazmerju mišične jakosti spodnjih okončin. V tem kontekstu so obravnavani vpliv utrudljivosti, šibkost nekaterih mišičnih skupin, nesorazmerja v jakosti in zakasnjena ali prehitra aktivacija mišic.

M. vastus medialis in m. vastus lateralis sta bili v *in vivo* študijah (Koh, Grabiner & De Swart, 1992; Lin, Wang, Koh, Hendrix & Zhang, 2004) spoznani kot primarna dinamična stabilizatorja pogačice. Zmanjšana jakost teh mišic lahko vodi v nepravilno drsenje pogačice. Zmanjšane vrednosti iztegovalk kolena so opazne tudi pri osebah s patelofemoralnim bolečinskim sindromom (Boling idr., 2009). Nesorazmerja v jakosti m. quadriceps leve in desne noge vplivajo na slabši živčno-mišični nadzor kolena. Asimetrije m. quadriceps večje od 15 % (ob vrnitvi po poškodbi) poslabšajo stabilizacijske sposobnosti kolena in izvedbo dinamičnih gibalnih vzorcev. Za spremljanje in ugotavljanje takšnih asimetrij se uporablja analiza enonožnega skoka ali več navezujočih se enonožnih poskokov (Schmitt, Paterno & Hewett, 2012).

Mnoge študije predpostavljajo, da je anteriorna translacijska komponenta sile m. quadriceps primarna sila, ki prispeva k poškodbi LCA (Chappell idr., 2005; DeMorat, Weinhold, Blackburn, Chudik & Garrett, 2004; Shimokochi & Shultz, 2008). To predpostavko podpirajo *in vivo* (Beynon, Fleming, Labovitch & Parsons, 2002) in *in vitro* (Li, Rudy, Allen, Sakane & Woo, 1998) študije, ki so pri izolirani aktivaciji m. quadriceps

ob polnem ali skoraj polnem iztegu kolena pokazale povečano obremenitev LCA zaradi anteriornih translacijskih sil m. quadriceps. Mnenja so tudi o tem mehanizmu deljena. Mišična jakost iztegovalk kolena kot samostojen parameter naj ne bi povečala obremenitev LCA (Pappas, Hagins, Sheikhzadeh, Nordin & Rose, 2009).

Sile vleka m. quadriceps se lahko zmanjšajo ob povečani aktivaciji zadnjih stegenških mišic. Zadnje stegenške mišice so pri doskoku bolj aktivirane ob bolj upognjenem kolenu, zato naj bi mehanizem, ki vključuje poudarjen upogib kolena ob doskoku, deloval preventivno pred poškodbo LCA (Withrow, Huston, Wojtys in Ashton-Miller, 2008; Shimokochi in Shultz, 2008; Ortiz idr., 2010; Pandy in Shelburne, 1997). Rezultati študij navajajo deljena mnenja glede tega mehanizma. Simonsen in sodelavci (2000) so dobili rezultate, ki nakazujejo na to, da tudi največja aktivacija zadnjih stegenških mišic ni bistveno zmanjšala bremena na LCA. Druge študije uvodno predpostavko podpirajo. Bila je preverjena v študiji na kadavrih, s katero so želeli preučiti vzorec, ki se v realnosti pojavlja med doskokom. Izmerili so silo zadnjih stegenških mišic v položaju upognjenega kolena v zaprti kinetični verigi. Rezultati so pokazali, da se je obremenitev LCA ob pristanku zmanjšala za več kot 70 % ob povečanem upogibu kolen in povečani sili zadnjih stegenških mišic. Sočasno z zmanjšano obremenitvijo LCA se je zmanjšala tudi hitrost prirastka sile m. quadriceps. To pomeni, da so bile sile vleka golenice v anteriorni smeri prek patelo-femoralnega mehanizma manjše. Takšna zmanjšana sila m. quadriceps je posledica učvrstitve kolenskega sklepa s strani in povečane aktivacije zadnjih stegenških mišic (Withrow idr., 2008).

Povečan upogib kolen in s tem znižano težišče telesa ob doskoku razbremeni LCA. Sočasna aktivacija upogibalk kolena in kolka omogoči večje znižanje težišča telesa in s tem zmanjšanje strižnih sil v smeri naprej v kolenu. Predklon trupa ob doskoku je povečal produkcijo sil zadnjih stegenških mišic, doskok z vzravnanim trupom pa je povečal produkcijo sil iztegovalk kolena. Pri preiskovancih, ki so doskočili s sklonjenim trupom, so izmerili za 51 % manjše povprečne strižne sile v smeri naprej, pri tistih, ki so doskočili z bolj vzravnanim trupom, pa so izmerili za 35 % večje povprečne strižne sile v smeri naprej v kolenu v primerjavi s srednjimi amplitudami predklona trupa ob doskoku. Upogib trupa ob doskoku torej deluje preventivno na LCA s tem, ko bolj vključuje zadnje stegenške mišice, ki s svojo aktivacijo zmanjšujejo strižne sile v smeri naprej v kolenu (Kulas, Tibor & Devita, 2010). Manjše vrednosti upogiba kolen in vzravnana drža tudi ob pivotiranju predstavljajo mehanizem, ki dodatno obremenjuje kolenski sklep in LCA (Cortes, Onate & Van Lunen, 2011).

Pomembno vlogo za nadzor gibanja stegenice v vseh treh ravninah imajo tudi zunanji rotatorji kolka. Zmanjšana jakost teh mišic povzroča sukanje stegenice navznoter, kar vpliva na večje kote valgusa v kolenu pri dinamičnih nalogah v zaprti kinetični verigi. Tak mehanizem povečuje lateralne kompresijske sile v patelo-femoralnem sklepu (Ireland, Willson, Ballantyne & Davis, 2003; Lee, Anzel, Bennett, Pang & Kim, 1994; Powers, 2003). Sukanje stegenice navznoter za več kot 30° ob stiku s podlago povzroča povečanje pritiskov v patelo-femoralnem sklepu do nevarnih vednosti (Boling idr., 2009).

Na večje primike v kolku pri ženskah, tako v statičnih kot v dinamičnih pogojih, vpliva razmerje med širino medenice in dolžino stegenice (Pantano, White, Gilchrist & Leddy, 2005). Odmikalke kolka pomagajo nadzorovati gibanje kolena med dinamičnimi nalogami v športu. Večji navor odmikalk kolka poveča proksimalni nadzor kolka, kar se odraža v manjšem kotu valgusa v kolenu. Nasprotno, zmanjšane vrednosti jakosti odmikalk kolka povzročajo večje kote valgusa (Howard idr., 2011; Jacobs idr., 2007). Jakost in aktivacija odmikalk kolka vplivata na gibanje kolena predvsem pri osebah ženskega spola (Shultz in Schmitz, 2009; Russell idr., 2006; Jacobs idr., 2007). Jacobs in sodelavci (2007) so ugotovili, da imajo ženske šibkejšo na telesno težo relativizirano jakost odmikalk kolka in da med enonožnim doskokom dosegajo večje valgusne kote v kolenu kot moški preiskovanci. Iz teh rezultatov sklepajo, da obstaja povezava v živčno-mišičnem delovanju odmikalk kolka in kinematiko kolena v čelni ravnini pri ženskah.

2.2 Vpliv živčno-mišične utrujenosti na poškodbo LCA

Velike obremenitve na kolenski sklep torej izvirajo iz celotne kinetične verige spodnjih udov. Eden izmed dejavnikov, ki povečuje možnost za poškodbe poleg že opisanih, je tudi utrujenost. Preučevanje vpliva živčno-mišične utrujenosti na celoten spodnji ud ima pomembno vlogo pri razumevanju poškodbe LCA. Ta tema v predhodno omenjenem članku (Okički & Šarabon, 2014) ni bila posebej obravnavana, zato nadaljevanje ni povzeto po njem.

Živčno-mišična utrujenost, ki se nanaša na človeško zmogljivost, je opredeljena kot upad največje hoteno proizvedene sile posamezne mišice ali mišične skupine (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Gandevia, 2001). Utrujenost izvira iz različnih fizioloških mehanizmov, ki se odvijajo na centralni in periferni ravni. Centralna utrujenost izvira iz centralnega živčnega sistema, periferna utrujenost pa iz periferije, mišic (Ušaj, 2003). Centralna utrujenost nastopi kot posledica dolgotrajne submaksimalne aktivnosti (Davis & Bailey, 1997; Gandevia, 2001). Pripisujemo ji predvsem zmanjšano sposobnost aktivacije

motoričnih enot zaradi slabše motivacije vadečega ali slabšega uravnavanja refleksov v centralnem živčnem sistemu. Periferna utrujenost se pojavi predvsem zaradi črpanja zalog goriv v mišicah, kopičenja presnovnih produktov, porušanja elektrolitskega ali acidobaznega ravnovesja in spremenjenih elektrofizioloških lastnosti celičnih membran (Ušaj, 2003). Tudi mišične poškodbe, ki so pretežno posledica ekscentričnega krčenja, vplivajo na utrujenost perifernih komponent (Millet & Lepers, 2004). Posledica periferne utrujenosti je zmanjšana mišična kapaciteta za proizvodnjo sile, ki se zgodi na distalni ravni živčno-mišičnega stika (Gandevia, 2001).

V raziskovanju se prednostno uporablja pogoje, v katerih sta izzvani tako centralna kot periferna utrujenost. Izolirana mišična utrujenost, ki običajno temelji na ponavljajoči izokinetični obremenitvi tarčnih mišičnih skupin, povzroči adaptacijo le-teh na nadzor gibanja in posledično ne omogoča celostnega razumevanja sprememb živčno-mišičnega delovanja spodnjih okončin (Borotikar idr., 2008; Sanna & O'Connor, 2008). Izolirano utrujanje mišičnih skupin lahko povzroči nepravilno delovanje mišičnih mehanoreceptorjev (Miura idr., 2004) in s tem povečanje možnosti za poškodbo LCA (Borotikar idr., 2008). Znano je, da se tveganje za poškodbo LCA ob agilnih nalogah poveča ob splošni živčno-mišični utrujenosti, ki deluje tako na centralni živčni sistem kot na periferijo (Chappell idr., 2005). Pogoji, ki izzovejo splošno živčno-mišično utrujenost, se smatrajo kot primernejši, saj simulirajo celostne športno-gibalne naloge ter vplivajo na centralno in lokalno utrujenost (Miura idr., 2004). Pogoji, ki se uporabljajo v praksi, kot so dolgotrajen submaksimalni tek z intervali (Schmitz idr., 2014), Wingate test (Dominguese, Seegmiller & Krause, 2012), ponavljajoči počepi (Kernozek idr., 2008), kombinacija 30-metrskih sprintov s skoki v vertikalni smeri (Chappell idr., 2005), ponavljajoči skoki v vertikalni smeri (Edwards, Steele & McGhee, 2010) in tek na tekaški stezi s povečevanjem intenzivnosti (Moran & Marshall, 2006) običajno dosežejo živčno-mišično utrujenost v 10 do 15-ih min. Borotikar idr. (2008) so utrujanje izzvali s ponavljajočimi počepi in skoki. Do odpovedi je prišlo v približno 20-ih min. Biomehanska analiza gibanja spodnjih udov je bila opravljena na enonožnem doskoku s sledečim odzivom v stran (v obe smeri). Avtorji poročajo, da se je ob stiku noge s podlago, ko je bila sila na podlago največja, zaradi utrujenosti zmanjšal upogib kolka, sukanje stegenice navznoter pa se je povečalo. V kolenu so bile opazne povečane vrednosti valgusa in sukanja goleni navzven (Borotikar idr., 2008).

S takšnimi protokoli utrujanja sicer izzovemo centralno in lokalno utrujenost, vendar njihovo trajanje ni primerljivo dejanskemu trajanju športnih tekem in treningov agilnostnih športov (košarka, odbojka, rokomet, nogomet). Glede na to, da do poškodbe

LCA pogosto pride s podaljševanjem gibalne aktivnosti, Schmitz in sodelavci (2014) menijo, da je za bolj realistično razumevanje biomehanskih sprememb primerneje uporabiti modele z dolgotrajnejšim športno specifičnim utrujanjem. Za analizo sonožnega globinskega poskoka so izvedli simulacijo nogometne tekme (90 min) z intervali neprekinjenega teka in dodatnimi nalogami skokov, ki so trajali 15 min. Pokazale so se spremembe v bočni ravnini, in sicer zmanjšan upogib trupa in kolka ob stiku s podlago. Upogib kolen in trupa se je izkazal kot pomembni dejavnik, ki je zmanjšal obremenitev LCA ob izvajanju naloge teka z zaustavljanjem s sledečim odzivom v vertikalni smeri v utrujenem stanju preiskovancev (Quammen idr., 2012). Zmanjšan upogib kolena ob nalogi teka z zaustavljanjem s sledečim odzivom so izmerili tudi v študiji s krajšim protokolom utrujanja (Chappell idr., 2005). Slednji so v nasprotju s študijo Schmitz in sodelavcev (2014), ki so po protokolu utrujanja izmerili manjše strižne sile, ki delujejo na koleno, izmerili povečane vrednosti teh sil. Izmerili so tudi manjšo višino skoka po protokolu utrujanja in predvsem pri ženskah večje ekstenzorne navore v kolenu ob doskoku.

Študija, ki je uporabila 60-minutno utrujanje s spreminjanjem hitrosti teka, je preučevala kinematiko spodnjega uda ob nalogi hitre spremembe smeri. Rezultati so pokazali spremembe le v vodoravni ravnini. Po utrujanju se je ob prvem stiku s podlago povečalo sukanje v smeri navzven v gležnju ter v kolenskem in kolčnem sklepu. Da spremembe niso bile opazne v drugih ravninah, je lahko razlog v nezadostni zahtevnosti naloge (Sanna & O'Connor, 2008). Nalogo hitre spremembe smeri je preučevala tudi študija, v kateri so primerjali biomehaniko spodnjega uda po dveh različnih protokolih utrujanja. Krajši protokol utrujanja je vključeval agilna gibanja, daljši pa tek z intervali na tekaški stezi. Po obeh protokolih so izvedli enako testiranje za analizo biomehanskih značilnosti in ugotovili, da protokola nista pokazala pomembnejših medsebojnih razlik. Pri obeh je utrujanje vplivalo na zmanjšan upogib v kolku in večje sukanje stegenice navznoter, na zmanjšan upogib kolena in manjše sile reakcije podlage v vertikalni smeri ob hitri spremembi smeri. Podobni rezultati po obeh protokolih utrujanja kažejo na to, da ne moremo z gotovostjo trditi, kateri protokoli so bolj primerni za povzročitev živčno-mišične utrujenosti, ki vpliva na biomehaniko spodnjih udov ob agilnostnih nalogah (Lucci, Cortes, Van Lunen, Ringleb & Onate, 2011). Avtorji raziskave priporočajo nadaljnje raziskovanje na tem področju.

Živčno-mišično utrujanje poleg sprememb v kinematiki in kinetiki spodnjih udov vpliva tudi na lastnosti mišičnih vlaken. Ta zaradi utrujenosti slabše absorbirajo energijo ter se nepravčasno in neuskaljeno krčijo (Nyland, Shapiro, Caborn, Nitz & Malone, 1997).

Posledično se poslabšata blaženje sunkov sil in stabilnost kolenskega sklepa ob doskokih (Chappell idr., 2005; Coventry idr., 2006). Utrujenost mišic zadnje lože na primer povzroča zmanjšane navore upogiba kolena in gležnja. Utrujenost m. quadriceps vpliva na zmanjšane zavorne sile iz posteriorne smeri in zmanjšane navora v smeri iztega kolena ter povzroča zakasnen upogib kolena ob doskoku. Dinamično stabilizacijo ob utrujenosti teh primarnih mišičnih skupin poskušajo zagotoviti m. soleus, m. gastrocnemius, m. tibialis anterior in globoke mišice na posteriorni strani goleni (Nyland idr., 1997).

Živčno-mišično utrujanje torej vpliva na strukturno poravnavo in stabilizacijo spodnjega uda. Običajno povzroči večje sukanje golenice navzven in stegenice navznoter, večje kote valgusa v kolenu pri ženskah in varusa pri moških ter pri obeh spolih manjše kote upogiba kolena in kolka pri agilnostnih nalogah. Vrednosti sil, ki delujejo na kolenski sklep, pa so se v študijah po utrujanju različno spreminjale. Utrujenost vpliva na poslabšano in nepravilno delovanje mišic, kar otežuje stabilizacijo sklepov ob dinamičnih nalogah.

Predmet diplomske naloge je vrednotenje gibalnih vzorcev in biomehanskih značilnosti spodnjega uda, ki predstavljajo dejavnik tveganja za poškodbo LCA. Problem predstavlja v literaturi pogosto poročana povečana verjetnost poškodb LCA v stanju utrujenosti. Kljub številnim študijam, ki so spremljale biomehanske spremembe v stanju utrujenosti, te še zmeraj niso enotno opredeljene. Namen naloge je bil ugotoviti, ali s tekom povzročeno utrujanje izzove ali poslabša mehanizme, ki predstavljajo tveganje za poškodbo LCA. V ta namen smo pred in po neprekinjenem dolgotrajnem teku izmerili mišično jakost v izometričnih pogojih ter nekatere biomehanske parametre ob dinamičnih funkcionalnih nalogah (DFN).

3 CILJI IN HIPOTEZE

3.1 Cilji

Cilj naše raziskave je bil ovrednotiti vpliv utrujanja na biomehanske značilnosti izvajanja DFN in nalog moči. Izbrane testne gibalne naloge se v raziskovanju in praksi uporabljajo kot testi za ocenjevanje gibalnih vzorcev in mehanizmov, ki predstavljajo dejavnik tveganja za poškodbo LCA. Cilj je ugotoviti, ali s tekom povzročeno utrujanje vpliva na:

C1: največji navor in gradient navora med hoteno kontrakcijo upogibalk in iztegovalk kolena in gležnja;

C2: vrednosti stabilnostnih indeksov pri nalogi enonožnega globinskega doskoka;

C3: največjo silo in največjo moč pri sonožnem globinskem poskoku in navezanih enonožnih poskokih;

C4: višino odrida in kontaktni čas pri sonožnem globinskem poskoku in navezanih enonožnih poskokih;

C5: impulz sile in največjo silo med izpadnim korakom v smeri naprej.

3.2 Hipoteze

H1.1: Največji navor in gradient navora med hoteno kontrakcijo iztegovalk in upogibalk kolena se bosta po utrujanju zmanjšala.

H1.2: Največji navor in gradient navora med hoteno kontrakcijo iztegovalk in upogibalk gležnja se bosta po utrujanju zmanjšala.

H2: Vrednosti stabilnostnih indeksov pri nalogi enonožnega globinskega doskoka se bodo po utrujanju povečale.

H3: Največja sila in največja moč se bosta pri sonožnem globinskem poskoku in navezanih enonožnih poskokih po utrujanju zmanjšali.

H4: Višina odrida pri sonožnem globinskem poskoku in navezanih enonožnih poskokih se bo po utrujanju zmanjšala, kontaktni čas pa se bo povečal.

H5: Impulz sile in največja sila pri nalogi izpadnega koraka v smeri naprej se bosta po utrujanju zmanjšala.

4 METODE

Meritve so potekale v dveh sklopih. Prvi sklop meritev se je odvijal v času Istrskega maratona. Tekači so se na meritve prijavili nekaj mesecev pred dejansko izvedbo. Na meritvah je bilo prisotnih le 9 preiskovancev. Zaradi nepričakovane zmanjšane udeležbe smo nekaj mesecev kasneje organizirali dodatne meritve v obliki simuliranega maratona. Preiskovanci so bili v veliki večini tekači Športnega društva Tekači z Obale (12), nekaj pa je bilo rekreativnih športnikov iz različnih športnih panog (5). Oba sklopa meritev sta imela enak raziskovalni protokol in sta bila izvedena z enako merilno opremo.

4.1 Subjekti

V raziskavi je sodelovalo 26 preiskovancev (12 žensk). Podatki o njihovi starosti, višini, telesni masi in indeksu telesne mase so prikazani v tabeli 4. Preiskovanci v času meritev niso imeli večjih težav z zdravjem in z lokomotornim sistemom, ki bi jih ovirale med tekom ali izvajanjem merilnega protokola. Preiskovancem smo razložili potek meritev, nakar so vsi podpisali soglasje o prostovoljnem sodelovanju, v katerem so bili seznanjeni z namenom in morebitnimi tveganji raziskave. V raziskavi so bile upoštevane smernice Helsinške deklaracije in Oviedske konvencije.

Tabela 4: Podatki o starosti, višini, telesni masi in indeksu telesne mase preiskovancev

	Starost (leta)	Višina (cm)	Telesna masa (kg)	Indeks telesne mase (kg/m ²)
Ženske	38.5 ± 9.1	168.5 ± 4.6	64.5 ± 7.2	22.7 ± 1.8
Moški	44.2 ± 11.9	179.5 ± 6.6	77.1 ± 7.8	23.9 ± 2.2
Skupaj	41.6 ± 10.9	174.4 ± 8.0	71.3 ± 9.8	23.4 ± 2.0

Pred pričetkom meritev so vsi izpolnili vprašalnik o svojem trenažnem stažu. Preiskovanci so bili rekreativni športniki iz različnih panog (tek, nogomet, veslanje, borilni športi). Rekreativnih tekačev je bilo 22, ostali 4 pa so se poleg svojega izbranega športa rekreativno ukvarjali tudi s tekom. Preiskovanci so v povprečju tekli 2.8-krat tedensko in v enem tednu pretekli 32,4 ± 20,6 km. V povprečju jih je 19 vsaj 2-krat tedensko redno opravljalo vsaj eno izmed oblik podporne vadbe (vadba moči za trup, vadba moči za spodnje okončine, vadba moči za zgornje okončine, vadba gibljivosti za spodnje okončine in trup). Vadbo moči za trup je opravljalo 10 preiskovancev, vadbo moči za spodnje okončine 7, vadbo moči za zgornje okončine 7 in vadbo gibljivosti za spodnje okončine in

trup 7 preiskovancev. Vse oblike podporne vadbe je redno opravljalo 6 preiskovancev. Poleg teka ali svojega izbranega športa se je 11 preiskovancev občasno ukvarjalo tudi z drugimi športi, kot so kolesarjenje (5), plavanje (4), smučanje (2), borilni športi (1), ples (1), joga (1), plezanje (1) in pohodništvo (1). 7 preiskovancev ni opravljalo nobene dodatne športne aktivnosti in nobene oblike podporne vadbe.

Kar 18 preiskovancev je v preteklosti že imelo težave z gibalnim sistemom, kot so bolečine v mišicah, bolečine v kolenu, bolečine v kolku, bolečine v hrbtu in vnetje mišic kot posledica preobremenitve. Poročali so o poškodbi LCA (3), poškodbi meniskusa (3), izlivu v kolenu, zlomu gležnja, zvinu gležnja, nategnjeni zadnjični mišici, trnu v peti in hernii disci. V času meritev je en preiskovanec poročal o blagi bolečini v kolenu in en v kolku, medtem ko ostalih 24 ni imelo nobenih bolečin.

4.2 Raziskovalni protokoli

Vsak preiskovanec je opravil dva enaka obiska meritev, pred in po neprekinjenem dolgotrajnem teku. Prvi obisk meritev, pred tekom, ni bil časovno opredeljen. Preiskovanci so lahko uvodne meritve izvedli tik pred tekom ali nekaj dni pred tekom. Pomembno je bilo predvsem, da smo pridobili rezultate o izvedbi nalog v spočitem stanju. Drugi obisk je bil izveden takoj po zaključenem teku. Izvedba celotnega testnega protokola po utrujanju je morala biti hitra in je bila v povprečju zaključena v 15-ih min.

Posamezni obisk je bil razdeljen na dva sklopa. Prvi sklop je predstavljal meritev največjega navora (NN) in gradienta navora (GN) med hoteno kontrakcijo upogibalk in iztegovalk kolena in gležnja. V drugem sklopu meritev so preiskovanci izvedli štiri DFN. Izvajali so sonožni globinski poskok (SGP), enonožni globinski doskok (EGD), enonožne navezane poskoke (ENP) in izpadni korak v smeri naprej (IKN), v tem vrstnem redu. Za tak vrstni red smo se odločili zaradi optimizacije merilnega protokola (postavitve merilne opreme, časovna optimizacija). Sklopa sta se izvajala v naključnem vrstnem redu.

4.3 Zajem signalov

Za meritve NN in GN med hoteno kontrakcijo iztegovalk in upogibalk kolena in gležnja smo uporabili izometrični dinamometer (Isometric dynamometer, S2P Ltd, Slovenia). Signale smo zajemali s frekvenco zajemanja 1000 Hz. Za zajemanje in shranjevanje signalov smo uporabljali namenski program ARS (S2P Ltd., Slovenia).

Za zajemanje signalov DFN smo uporabili ploščo za merjenje sil na podlago (9260AA6, Kistler AG, Switzerland) in namenski program MARS (S2P Ltd., Slovenia). Signale smo zajemali s frekvenco zajemanja 1000 Hz.

4.4 Utrujenje v obliki neprekinjenega dolgotrajnega teka

Živčno-mišično utrujanje smo želeli izzvati z neprekinjenim dolgotrajnim tekom. Preiskovanci prvega sklopa meritev so imeli na Istrskem maratonu možnost preteči 42 km, 21 km ali 8 km. Za izbrano razdaljo so se odločili glede na subjektivno oceno tekaške zmogljivosti. Preiskovanci drugega sklopa meritev so se za razdaljo prav tako odločili glede na svojo tekaško zmogljivost. Dogovorili smo se, da pretečejo razdaljo, ki bo izzvala zmerno utrujenost. Vsi so pretekli vsaj 10 km, nobeden pa več kot 20 km. Razdalja torej ni bila standardizirana, je pa bila prilagojena posameznikovim zmožnostim. Tek je v povprečju trajal $109,0 \pm 64,1$ min. V tem času so preiskovanci pretekli $18,1 \pm 9,8$ km.

4.5 Meritev največjega navora in gradienta navora med hoteno kontrakcijo upogibalk in iztegovalk kolena

Meritev NN in GN med hoteno kontrakcijo iztegovalk in upogibalk kolena se je izvajala na stolu za dinamometrijo. Preiskovanci so na stolu sedeli vzravnano in imeli distalna dela spodnjih udov pričvrščena v nepremični opornici. Slednja je vsebovala senzorje za merjenje velikosti in hitrosti proizvedene sile. Opornica je predstavljala ročico pod kotom 60° . Bila je nameščena na spodnjem delu golenice. Za takšno postavitev smo se odločili zaradi zelene dolžine ročice in zaradi želje po čim manjšem vplivu motenj (mišično krčenje, maščobno tkivo, obutev) na zaznavo sile. Sprememba položaja preiskovanca med meritvijo bi lahko vplivala na izvedbo meritev, kar smo preprečili z uporabo oblazinjenih pasov. Med izvedbo meritve so bili preiskovanci čvrsto stabilizirani s pasom preko medenice in drugim pasom preko distalnega dela goleni (nad gležnjem). Pas je omogočal stalen stik preiskovancev s stolom (slika 3).

Preiskovanci so najprej izvedli izteg kolena. Njihova naloga je bila čim hitreje in čim močnejše potisniti golenico proti opornici ter zadržati proizvedeno silo vsaj 2 s. Opravili so 3 uspešne ponovitve te naloge. Sledila je naloga upogiba kolena. Za to nalogo smo preiskovancem namestili še pas preko distalnega dela stegenice, ki je preprečeval dvig

kolena od stola. Preiskovanci so pri tej nalogi poskušali vleči gleženj proti stolu. Opravili so 3 uspešne ponovitve tudi te naloge.

Slika 3: Meritev največjega navora in gradienta navora med hoteno kontrakcijo iztegovalk in upogibalk kolena



Slika A prikazuje postavitev in pripravo preiskovanca pri iztegu kolena. Poleg merjenca je na sliki merilec, ki podaja navodila in spremlja signal na računalniku. Slika B prikazuje postavitev in pripravo preiskovanca pri upogibu kolena. Nameščena sta dva oblazinjena pasova, en preko medenice in en preko distalnega dela stegenice. Merilec pri nalogi upogiba kolena pomaga pri fiksaciji distalnega dela stegenice. Vir slike: arhiv avtorice.

4.6 Meritev največjega navora in gradienta navora med hoteno kontrakcijo upogibalk in iztegovalk gležnja

Sledila je meritev NN in GN med hoteno kontrakcijo iztegovalk in upogibalk gležnja. Izvajala se je na stolu za dinamometrijo. Preiskovanci so na stolu sedeli vzravnano. Med meritvijo sta bila koleno in gleženj merjene noge vpeta v opornico pod kotom 90°. V tem položaju sta bila koleno in gleženj učvrščena. Drugo nogo so sproščeno postavili na tla (slika 4). Opornica, ki je vpenjala gleženj, je vsebovala senzorje za merjenje velikosti in hitrosti proizvedene sile. Navodila za izvedbo naloge so bila podobna prejšnjima dvema, le da so v tem primeru izvajali upogib in izteg gležnja. Pri upogibu gležnja so izvajali gib v gležnju v smeri navzgor, pri iztegu pa navzdol. Proizvedeno silo so zadržali vsaj 2 s in opravili 3 uspešne ponovitve obeh nalog.

Slika 4: Meritev največjega navora in gradienta navora med hoteno kontrakcijo upogibalk in iztegovalk gležnja



Slika prikazuje postavitve in pripravo preiskovanca pri iztegu in upogibu gležnja. Poleg merjenca je na sliki merilec, ki podaja navodila za izvedbo naloge. Vir slike: arhiv avtorice

4.7 Sonožni globinski poskok

Prva izmed DFN je bil SGP, ki ga prikazuje slika 5. Preiskovanci so nalogo izvajali z dvignjene odskočne površine, ki je bila od tal oddaljena 40 cm. Postavili so se ob rob odskočne površine, tako da so stali z nogami v širini bokov in imeli roki prekrižani na ramenih. Na znak merilca so se spustili z odskočne površine, pristali na plošči za merjenje sil na podlago in se takoj za tem čim hitreje in čim višje odrinili navzgor. Z obema nogama so pristali na plošči za merjenje sil na podlago in ta položaj zadržali vsaj 3 s. Če so med izvajanjem skoka spremenili položaj rok ali nepravilno pristali, smo nalogo ponovili. Preiskovance smo spodbujali k čim bolj eksplozivni izvedbi naloge in k pristanku z upognjenimi koleno. Opravili so 5 uspešnih SGP.

Slika 5: Sonožni globinski poskok



Vir slike: arhiv avtorice

4.8 Enonožni globinski doskok

Preiskovanci so EGD izvajali s svojo dominantno nogo. To je bila tista noga, s katero preiskovanec običajno brčne žogo. Za to nalogo smo odskočno površino znižali tako, da je bila od tal oddaljena 30 cm. Preiskovanci so se postavili na odskočno površino tako kot za prejšnji dve nalogi. Na znak merilca so svojo dominantno nogo iztegnili predse. Težo svojega telesa so prenesli čez rob odskočne površine in doskočili z dominantno nogo na ploščo za merjenje sil na podlago (slika 6). Doskok je bil uspešen, če so preiskovanci doskočili z dominantno nogo na ploščo za merjenje sil na podlago in uspeli ta položaj zadržati vsaj 3 s. Spodbujali smo jih k pristanku z upognjenim kolenom. Če so med izvajanjem skoka spremenili položaj rok ali neuspešno pristali, smo nalogo ponovili. Preiskovanci so opravili 5 uspešnih EGD.

Slika 6: Enonožni globinski doskok



Na levi strani je prikazan začetni položaj in na desni končni. Vir slike: arhiv avtorice

4.9 Enonožni navezani poskoki

Naslednja je bila naloga 10 ENP na plošči za merjenje sil na podlago. Preiskovanci so ENP izvajali z dominantno nogo, ki smo jo določili na enak način kot pri prejšnji nalogi. Preiskovanci so nalogo začeli na plošči za merjenje sil na podlago. Na njej so stali z nogami v širini bokov in imeli roki prekrižani na ramenih. Na znak merilca so stopili na dominantno nogo, drugo pa upognili tako, da ni bila v stiku s tlemi (vsaj 45° upogiba v kolenu), kot prikazuje slika 7. Opravili so 10 ENP s čim hitrejšimi in čim višjimi odrivi. Roki so ves čas imeli prekrižani na ramenih. V kolikor so med izvajanjem poskokov spremenili položaj rok ali napačno doskočili na ploščo za merjenje sil na podlago (doskok na rob plošče), smo serijo 10 poskokov ponovili.

Slika 7: Enonožni navezani poskoki



Vir slike: arhiv avtorice

4.10 Izpadni korak v smeri naprej

Zadnja izmed DFN je bil IKN. Preiskovanci so IKN izvajali le z dominantno nogo naprej. Pred izvedbo naloge so preiskovanci stali na tleh z nogami v širini bokov in imeli roki prekrižani na ramenih. Na znak merilca so izvedli hiter IKN z zamašno (dominantna) nogo na ploščo za merjenje sil na podlago (slika 8). V tem položaju so počakali 2 s in nato hitro odrinili v smeri nazaj proti izhodiščnemu položaju. Opravili so 5 uspešnih IKN. Roki so ves čas imeli prekrižani na ramenih. V kolikor so med izvedbo IKN spremenili položaj rok ali napačno odrinili na ali s plošče za merjenje sil na podlago (na rob plošče), smo nalogo ponovili.

Slika 8: Izpadni korak v smeri naprej



Vir slike: arhiv avtorice

4.11 Vrednotenje signalov in statistična obdelava podatkov

NN in GN signale smo obdelali in vrednotili s pomočjo istega namensko izdelanega programa ARS (S2P Ltd., Slovenia), s katerim smo zajemali signale. Program je signale ovrednotil avtomatsko. Določil je začetek in konec NN ter GN. GN smo spremljali v dveh časovnih oknih. Prvo časovno okno je predstavljalo GN v prvih 50 ms in drugo v času 200 ms. Vse signale smo dodatno pregledali. Če je bila avtomatska postavitev napačna (kurzorja, ki sta določala začetek in konec proučevanega dogodka, se nista ujemala z dejanskim začetkom in koncem), smo začetek in konec NN določili ročno. Ob pregledovanju signalov smo izločili tiste signale, ki niso ustrezali zahtevam uspešne meritve (zadržati hoteno kontrakcijo vsaj 2 s). Vsi dobljeni rezultati so bili normalizirani za lažjo primerjavo med subjekti. Največja sila in največja moč sta bili izraženi s kg telesne mase.

Zajete DFN signale je namenski program filtriral s filtrom tekoče aritmetične sredine (5 ms). Signale smo nato obdelali ročno. Določili smo trenutek začetka in konca proučevanega dogodka ter vrednost največjega izmerjenega sukna sile na signalu. Ob vrednotenju in pregledovanju signalov smo izločili signale, ki niso ustrezali zahtevam uspešne meritve (pravilno doskočiti na ploščo za merjenje sil na podlago ter zadržati položaj v zahtevanem času).

Pri nalogi SGP in ENP smo izračunali povprečne vrednosti višine odrida, kontaktnega časa, največje sile in največje moči ob odridu s plošče za merjenje sil na podlago. Pri nalogi IKN smo izračunali povprečno največjo silo in povprečen impulz sile. Za analizo EGD smo uporabili mere dinamične posturalne stabilnosti. Dinamična posturalna stabilnost je definirana kot sposobnost ohranjanja ravnotežja ob prehodu iz dinamičnega stanja v statično. Dinamično stabilnost merimo in ocenjujemo s stabilnostnimi indeksi (eng. Stability index (SI)), ki nam povedo, v kolikšnem času je subjekt sposoben minimizirati rezultanto sile reakcije podlage v vertikalni smeri ob doskoku. Čas potreben za stabilizacijo se meri v treh smereh, vertikalni (V), medio-lateralni (ML) in antero-posteriorni smeri (AP). Mera, ki vključuje vrednosti vseh treh SI-ov, je dinamični posturalni stabilnostni indeks (eng. dynamic postural stability index (DPSI)) (Wikstrom, Tillman, Smith & Borsa, 2005). Indekse smo izračunali tako, da smo najprej izračunali kvadratni koren povprečne kvadirane sile ob doskoku. Dobljeno vrednost smo delili s telesno maso, da smo dobili antero-posteriorni stabilnostni indeks (APSI), medio-lateralni stabilnostni indeks (MLSI) in vertikalni stabilnostni indeks (VSI). DPSI smo dobili tako, da smo korenili kvadirane seštevke APSI, MLSI in VSI.

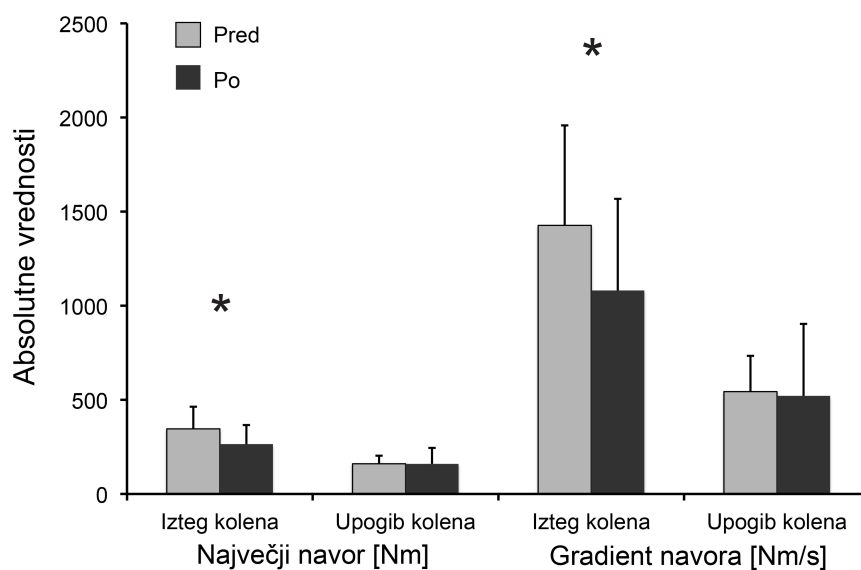
Vse dobljene podatke smo interpretirali z opisno statistiko vseh glavnih parametrov. Izračunali smo povprečno vrednost, standardno deviacijo in standardno napako za vse meritve pred utrujanjem in po njem. Ker smo primerjali podatke iste populacije, smo za določanje statistične značilnosti opravili t-test (t) (parni, dvorepi) odvisnih spremenljivk. Nivo statistične značilnosti (p) je bil sprejet pri $p < 0,05$. Statistično analizo smo izvedli s programom IBM SPSS Statistics 20 (IBM, New York, ZDA).

5 REZULTATI

Pri rezultatih vseh nalog smo upoštevali 25 stopenj prostosti. Rezultati meritev NN in GN ob hoteni kontrakciji mišic so pokazali statistično značilno spremembo le pri nalogi iztega kolena. Povprečna vrednost NN ob hoteni kontrakciji iztegovalk kolena se je po utrujanju statistično značilno zmanjšala za 23.4 % ($t = 3.91$, $p = 0.001$). Povprečna vrednost GN ob hoteni kontrakciji iztegovalk kolena se je statistično zmanjšala za 24.2 % v časovnem oknu 200 ms ($t = 2.98$, $p = 0.006$). Rezultati povprečnih vrednosti NN in GN med hoteno kontrakcijo iztegovalk in upogibalk kolena pred in po utrujanju so prikazani na sliki 9. Povprečne vrednosti NN ob hoteni kontrakciji upogibalk kolena niso bile statistično značilne ($t = 0.07$, $p = 0.948$). Tudi povprečne vrednosti GN ob hoteni kontrakciji upogibalk kolena tako v časovnem oknu 200 ms ($t = 0.40$, $p = 0.694$) niso bile statistično značilne.

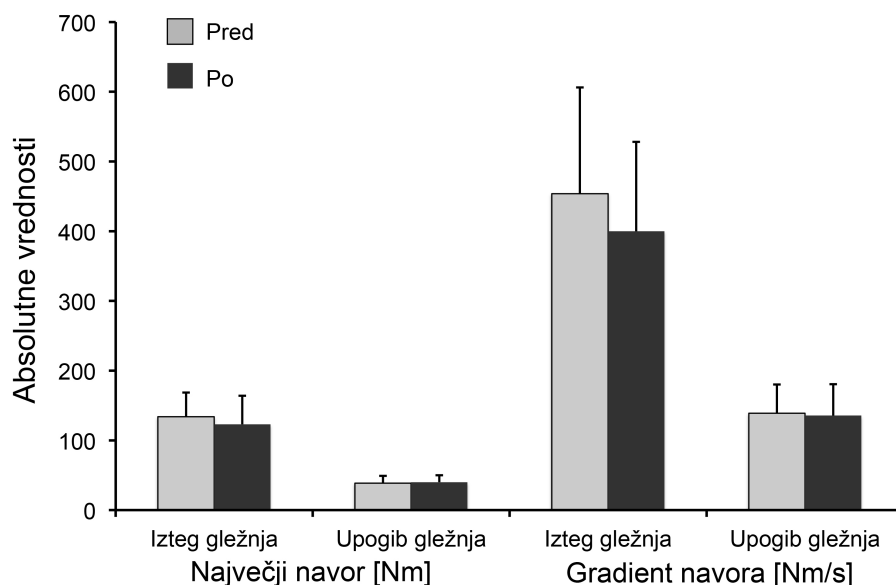
Povprečne vrednosti NN ($t = 1.64 - 1.67$, $p = 0.107 - 0.114$) ob hoteni kontrakciji iztegovalk in upogibalk gležnja se po utrujanju niso statistično značilno spremenile. Povprečna vrednost GN ob hoteni kontrakciji iztegovalk gležnja v časovnem oknu 200 ms je bila mejno neznačilna ($t = 1.93$, $p = 0.065$), GN ob hoteni kontrakciji upogibalk gležnja pa statistično neznačilna ($t = 0.68$, $p = 0.504$) (slika 10).

Slika 9: Rezultati povprečnih vrednosti največjega navora in gradienta navora med hoteno kontrakcijo iztegovalk in upogibalk kolena pred in po utrujanju



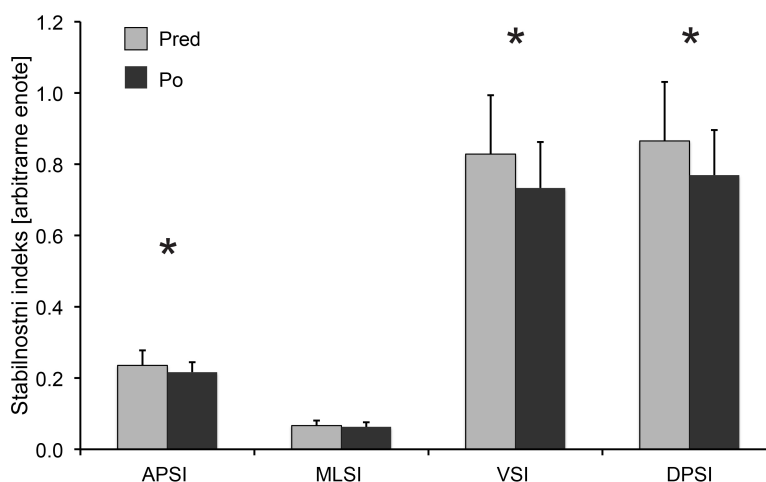
* označuje statistične razlike.

Slika 10: Rezultati povprečnih vrednosti največjega navora in gradienta navora med hoteno kontrakcijo iztegovalk in upogibalk gležnja pred in po utrujanju



Povprečne vrednosti SI pri EGD so se statistično značilno zmanjšale v AP in V smeri ($t = 2.11 - 2.94$, $p = 0.007 - 0.045$), medtem ko v ML smeri do statistično značilnih sprememb ni prišlo ($t = 1.57$, $p = 0.129$). APSI se je v povprečju zmanjšal za 7.7 %, VSI pa za 11.5 %. Značilno se je zmanjšala tudi povprečna vrednost DPSI, in sicer za 11.0 % ($t = 2.91$, $p = 0.008$) (slika 11).

Slika 11: Rezultati povprečnih vrednosti stabilnostnih indeksov pri nalogi enonožnega globinskega doskoka pred in po utrujanju



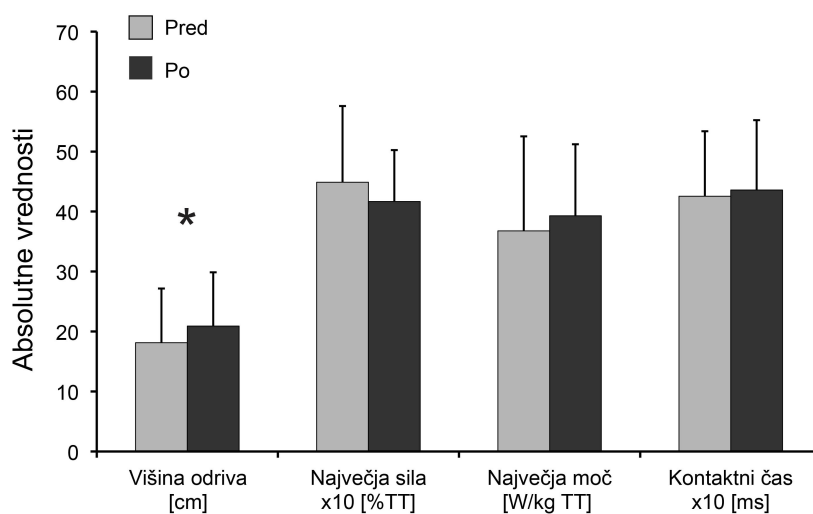
APSI – antero-posteriorni stabilnostni indeks; MLSI – medio-lateralni stabilnostni indeks;

VSI – vertikalni stabilnostni indeks; DPSI – dinamični posturalni stabilnostni indeks

* označuje statistične razlike.

Pri nalogi SGP se je po utrujanju statistično značilno spremenila le povprečna višina odriva, ki se je povečala za 15.5 % ($t = 4.07$, $p = 0.000$). Rezultati povprečnih na telesno težo relativiziranih največjih sil in moči so bili mejno neznačilni ($t = 1.84 - 1.78$, $p = 0.078 - 0.088$), povprečnih vrednosti kontaktnega časa pa neznačilni ($t = 0.77$, $p = 0.446$) (slika 12).

Slika 12: Rezultati povprečnih vrednosti višine odriva, največje sile, največje moči in kontaktnega časa pri sonožnem globinskem poskoku pred in po utrujanju



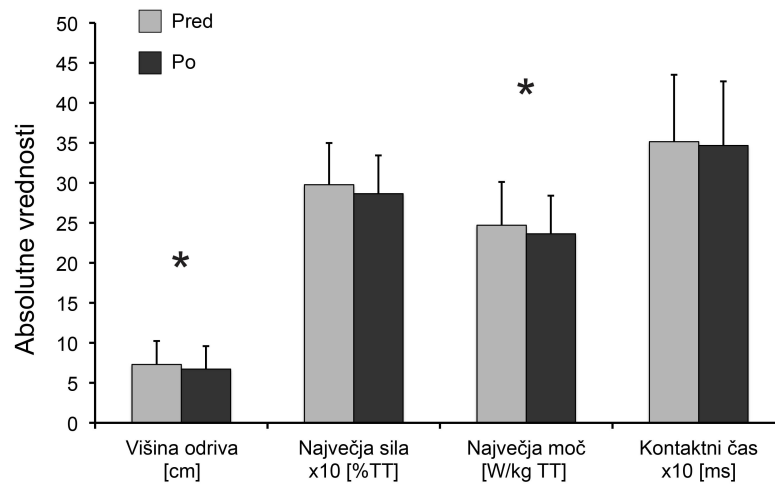
cm – centimeter; %TT – sila izražena kot delež telesne teže;

W/kg TT – moč izražena v vatih na kilogram telesne teže; ms – milisekunda.

* označuje statistične razlike.

Pri ENP se je povprečna višina odriva po utrujanju statistično značilno zmanjšala za 8.2 % ($t = 2.69$, $p = 0.013$). Povprečna na telesno težo relativizirana največja sila se je po utrujanju sicer zmanjšala, vendar so bile statistične razlike mejno neznačilne ($t = 2.06$, $p = 0.050$). Povprečna na telesno težo relativizirana največja moč se je statistično značilno zmanjšala za 4.4 % ($t = 2.22$, $p = 0.035$). Povprečne vrednosti kontaktnega časa ob odskoku se tako kot pri SGP niso statistično značilno spremenile ($t = 0.44$, $p = 0.664$) (slika 13).

Slika 13: Rezultati povprečnih vrednosti višine odriva, največje sile, največje moči in kontaktnega časa pri enonožnih navezanih poskokih pred in po utrujanju

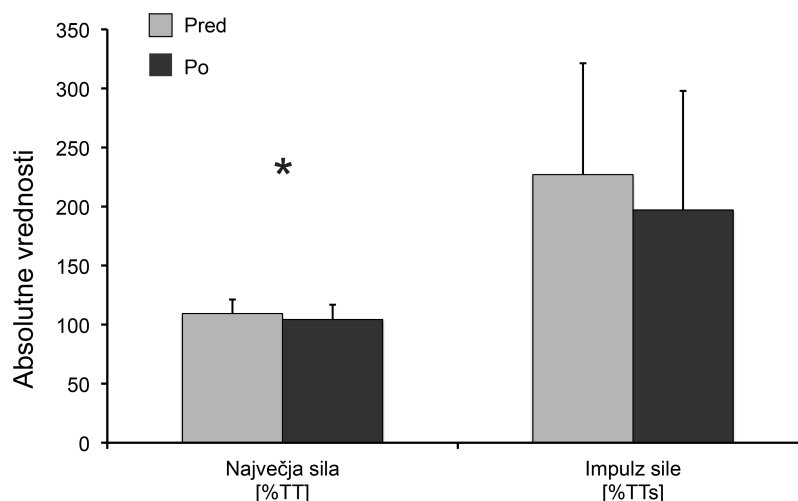


cm – centimeter; %TT – sila izražena kot delež telesne teže; W/kg TT – moč izražena v vatih na kilogram telesne teže; ms – milisekunda

* označuje statistične razlike.

Pri nalogi IKN se je povprečna na telesno težo relativizirana največja sila po utrujanju statistično zmanjšala za 4.6 % ($t = 2.46$, $p = 0.021$). Zmanjšal se je povprečni impulz sile, a so bile statistične razlike mejno neznačilne ($t = 1.83$, $p = 0.079$) (slika 14).

Slika 14: Rezultati povprečnih vrednosti največje moči in impulza sile pri nalogi izpadnega koraka v smeri naprej pred in po utrujanju



%TT – sila izražena kot delež telesne teže; %TTs – produkt sile izražene kot deleža telesne teže in časa izraženega v sekundah

* označuje statistične razlike.

6 RAZPRAVA

Namen naloge je bil ugotoviti, ali s tekom povzročeno utrujanje izzove ali poslabša mehanizme, ki predstavljajo tveganje za poškodbo LCA. Pred in po utrujanju smo izmerili NN in GN mišic iztegovalk in upogibalk gležnja in kolena ter nekatere biomehanske parametre ob izvajanju SGP, EGD, ENP in IKN.

Neprekinjen dolgotrajni tek je povzročil zmanjšanje povprečnega NN iztegovalk kolena za 23.4 % in zmanjšanje povprečnega GN iztegovalk kolena za 24.2 % po neprekinjenem dolgotrajnem teku. Zmanjšana povprečna NN in GN ob hoteni kontrakciji iztegovalk kolena sta lahko posledica živčno-mišične utrujenosti. Sklepamo lahko, da smo z neprekinjenim dolgotrajnim tekom izzvali tako centralno kot periferno utrujenost. Posledica periferne utrujenosti je zmanjšana mišična kapaciteta za proizvodnjo sile (Gandevia, 2001). Sklepamo lahko, da se v našem primeru kaže kot zmanjšan povprečni NN in GN ob hoteni kontrakciji iztegovalk kolena. Nanje je lahko vplivala tudi centralna utrujenost, ki povzroči zmanjšano sposobnost aktivacije motoričnih enot zaradi slabše motivacije vadečega ali slabšega uravnavanja refleksov v centralnem živčnem sistemu (Ušaj, 2003). Da bi lahko z gotovostjo vedeli, ali se je utrujenost zgodila na periferni ali centralni ravni, bi morali spremljati EMG signale ob mišični aktivnosti, ki bi nam dali informacijo o amplitudi in frekvenci proženja ali uporabiti katero izmed tehnik za ugotavljanje nivoja zavestne živčno-mišične aktivacije.

Hipotezo H1.1, ki pravi, da se bosta povprečni NN in povprečni GN med hoteno kontrakcijo iztegovalk in upogibalk kolena po utrujanju zmanjšala, lahko torej delno sprejmemo. Razlog, da je neprekinjeni dolgotrajni tek povzročil značilne spremembe le pri iztegovalkah kolena, je najverjetneje v biomehanskih značilnostih tekaškega koraka. Iztegovalke kolena so namreč mišice, ki v fazi sprednje opore opravijo največ dela, sodelujejo pa tudi v fazi zadnje opore tekaškega koraka. Faza sprednje opore se zgodi v prvih ~60 % stika noge s podlago, pri kateri iztegovalke kolena premikajo gibanje težišča telesa nazaj oziroma zavirajo gibanje težišča naprej in pri tem delujejo ekscentrično. Takšno delo opravljajo tudi v preostalih ~40 % stika s podlago, v fazi zadnje opore. Pomembno vlogo v fazi zadnje opore imata predvsem m. soleus in m. gastrocnemius, ki ob pomoči zadnjih stegenskih mišic, m. tibialis anterior in m. iliopsoas premikata težišče telesa naprej oziroma ga pospešujeta v smeri naprej. M. gastrocnemius je dvosklepna mišica, ki v tej fazi poleg navora v smeri iztega gležnja, povzroča tudi navor v smeri upogiba kolena. Temu, kot že prej omenjeno, kljubujejo iztegovalke kolena z navorom v smeri iztega kolena, ki s tem izvajajo koncentrično krčenje (Hamner, Seth & Delp, 2010).

Iztegovalke kolena torej med tekom delujejo tako ekscentrično kot koncentrično. Ekscentrično krčenje pogosteje povzroči mišične poškodbe, saj se med tako obliko krčenja mišica aktivira le do te mere, da se kljub aktivaciji njena dolžina povečuje. Mišične sarkomere se lahko prekomerno raztegnejo ali celo prekinejo, kar posledično vpliva na slabšo vzdraženost in krčenje mišice (Proske & Morgan, 2001). Sklepamo, da bi lahko bil to razlog za zmanjšanje povprečnega NN in GN le med hoteno kontrakcijo iztegovalk kolena. Razlog je lahko tudi v količini opravljenega dela posameznih mišičnih skupin v tekaškem koraku. Iztegovalke kolena namreč, kot že omenjeno, opravijo glavnino dela v fazi sprednje opore, sodelujejo pa tudi v fazi zadnje opore. Njihovi antagonisti, upogibalke kolena, sodelujejo v fazi sprednje opore, kjer imajo predvsem stabilizacijsko vlogo (Grimshaw & Burden, 2006). Iz tega lahko sklepamo, da bodo mišice, ki so med tekom bolj aktivne in opravijo večje mišično delo, po dolgotrajnem utrujanju bolj utrujene. Takšna mišica (mišična skupina), v našem primeru iztegovalke kolena, je sposobna po utrujanju proizvesti manjši povprečni NN in GN med hoteno mišično kontrakcijo.

Pričakovali smo podobne rezultate tudi pri merjenju povprečnega NN in GN med hoteno kontrakcijo upogibalk in iztegovalk gležnja. Kot že povedano, so te mišice aktivne predvsem v fazi zadnje opore, v kateri pospešujejo težišče telesa naprej. Pomembno vlogo imajo tudi v fazi sprednje opore, kjer delujejo ekscentrično in s tem stabilizirajo gleženj (Grimshaw & Burden, 2006). Pričakovali smo, da bo takšno ponavljajoče se mišično krčenje med dolgotrajnim utrujanjem povzročilo statistično značilen padec povprečnega NN in GN med hoteno kontrakcijo upogibalk in iztegovalk gležnja. To hipotezo (H1.2) smo zavrgli, saj do statistično značilnih sprememb ni prišlo. Na dobljene rezultate je lahko vplivala tehnika teka merjencev, saj je za tek na daljše razdalje značilno polaganje stopala na peto in ne na prste. V tem primeru upogibalke gležnja ne morejo izvajati ekscentričnega krčenja, kot bi ga sicer ob pristanku stopala na prste. Razlagamo si, da so mišice, ki iztegujejo koleno, imele primarno vlogo v tekaškem koraku in so tako opravile največ mišičnega dela. Glede na razpoložljivo merilno opremo in opravljene merilne postopke ne moremo z gotovostjo vedeti razlogov v ozadju dobljenih rezultatov.

Z naslednjo hipotezo smo preverjali spremembe povprečne na telesno težo relativizirane največje sile in povprečne na telesno težo relativizirane največje moči pri SGP in ENP po neprekinjenem dolgotrajnem teku. Predpostavljali smo, da se bosta povprečna največja sila in povprečna največja moč pri obeh nalogah po utrujanju zmanjšali. Rezultati so pokazali zmanjšano povprečno največjo moč pri ENP, pri SGP pa se statistično značilne

spremembe niso pokazale. Povprečna največja sila se je pri obeh nalogah sicer zmanjšala, toda mejno neznačilno. Hipotezo (H3) lahko torej je delno sprejmemo. Vrednosti povprečnih največjih sil pri SGP in ENP se po neprekinjenem dolgotrajnem teku najverjetneje niso značilno zmanjšale zaradi nezadostne utrujenosti preiskovancev. To lahko povežemo z vrednostmi povprečnega NN in GN med hoteno kontrakcijo upogibalk in iztegovalk gležnja, ki se po utrujanju prav tako niso zmanjšale. Možno je tudi, da se povprečne vrednosti največjih sil pri SGP in ENP niso statistično spremenile zaradi načina pristanka. Udarec s peto ob doskoku na ploščo za merjenje sil na podlago lahko povzroči povečane vrednosti največjih sil. Glede na zgoraj opisana sklepanja, ne moremo z gotovostjo komentirati dobljenih rezultatov. Tudi številne študije poročajo različne rezultate glede vpliva utrujanja na največjo silo in moč ob izvajanju DFN. Coventry in sodelavci (2006) so ob izvajanju enonožnega skoka z nasprotnim gibanjem izmerili zmanjšane povprečne največje sile in zmanjšano povprečno največjo moč mišic gležnja po utrujanju. Zmanjšano povprečno moč ob doskoku povezujejo z utrujenostjo mišic okoli kolena in gležnja. Ob doskoku so izmerili večji upogib kolka in kolena ter manjši upogib gležnja. Smatra se namreč, da za 1° večji upogib v kolenskem sklepu povzroči za 68 N manjšo silo reakcije podlage (Gerritsen, van den Bogert & Nigg, 1995). Večji upogib v kolenu ob doskoku torej zmanjša silo reakcije podlage. Največje sile po utrujanju so merili tudi Pappas in sodelavci (2007), in sicer ob sonožnem globinskem doskoku. Izmerili so večje povprečne največje sile po utrujanju. Nasprotno poročajo Madigan in sodelavci (2003), ki so izmerili za 12 % manjše povprečne največje sile po utrujanju. Pappas in sodelavci (2007) sklepajo, da na razlike v rezultatih lahko vpliva spol preiskovancev. V njihovi študiji je sodelovalo 16 moških in 16 žensk, v študiji Madigan in sodelavcev (2003) pa samo moški. Za ženske je namreč znano, da DFN izvajajo z večjim valgusom v kolenu in posledično večjimi silami reakcije podlage. Rezultati naše študije in študij drugih avtorjev torej nakazujejo na razlike v metodologiji, saj so poleg različnega izbora preiskovancev, uporabile tudi različne načine utrujanja.

Zanimiv rezultat naše študije je tudi zmanjšana povprečna največja moč pri nalogi ENP in ne pri SGP. Razlog, da se je povprečna največja moč spremenila le pri ENP, je lahko v zahtevnosti naloge. Pri SGP se sila, ki jo morajo proizvesti mišice, razporedi med obe nogi, pri nalogi z enonožno oporo pa mora celotno silo opraviti ena noga. To poveča stabilnostne zahteve ter zahteve po živčno-mišičnem nadzoru in aktivaciji. Pri nalogi ENP so preiskovanci izvedli 10 navezanih poskokov, pri SGP pa le 1. Razlog, da se je le pri nalogi ENP zmanjšala povprečna največja moč, je lahko tudi v elastičnih lastnostih pasivnih elementov ali spremembi refleksne vzdraženosti. Moč je opredeljena kot delo, opravljeno v enoti časa. Elastična tkiva vplivajo na delo, ki jo lahko proizvedejo

kontraktilni elementi mišice v določenem času (Robertson & Sawicki, 2014). Znano je, da lahko sila naraste hitreje, če se kontraktilni element prirašča na bolj toge elastične elemente (Caldwell, 1995). Ker se največja povprečna sila v primeru ENP po utrujanju ni spremenila, lahko sklepamo, da je verjetni razlog za zmanjšano povprečno največjo moč, zmanjšana togost elastičnih elementov tetiv. Da se je povprečna največja moč spremenila le pri nalogi ENP in ne pri SGP, je lahko razlog v hitrosti gibanja, ki ga nalogi zahtevata. Znano je namreč, da je prispevek energije elastičnih elementov k proizvodnji sile največji pri cikličnih gibanjih z visokimi hitrostmi gibanja (Lai, Schache, Lin & Pandy, 2014). ENP zahteva hitra navezana gibanja s kratkim kontaktnim časom. Pri SGP je poudarek na izvedbi enega visokega in hitrega odrida, pri katerem je bil povprečni kontaktni čas, izmerjen v naši študiji, daljši kot pri ENP.

Ob nalogah ENP in SGP smo izmerili povprečno višino odrida in povprečni kontaktni čas. Pričakovali smo, da se bo povprečna višina odrida pri sonožnem globinskem poskoku in navezanih enonožnih poskokih po utrujanju zmanjšala, povprečni kontaktni čas pa povečal. Zanimivo je, da se je povprečna višina odrida SGP po utrujanju statistično značilno povečala za kar 15.5 %, medtem ko se je povprečna višina odrida ENP statistično značilno zmanjšala za 8.2 %. V povprečnem kontaktnem času statistično značilnih sprememb ni bilo. Tudi to hipotezo (H4) lahko le delno sprejmemo, in sicer predpostavko o zmanjšanju povprečne višine odrida pri ENP. Rezultati povprečne višine odrida pri ENP so najverjetneje povezani z rezultati povprečne največje moči pri tej nalogi. Povprečna največja moč in povprečna višina odrida sta se po utrujanju zmanjšali. Iz tega lahko sklepamo, da je utrujanje, zaradi že opisanih dejavnikov, povzročilo zmanjšanje povprečne največje moči in posledično zmanjšanje povprečne višine odrida pri ENP. Da se je povprečna višina odrida pri SGP značilno povečala, je lahko razlog v nezadostni utrujenosti, neogretilih mišicah pred utrujanjem ali faktorju učenja. Vsi trije mehanizmi bodo opisani v nadaljevanju.

Poleg nalog EGD, ENP in SGP, se za analizo gibalnih vzorcev po poškodbi LCA ali vzorcev, ki predstavljajo tveganje za poškodbo LCA, uporablja tudi IKN. Po mnenju nekaterih avtorjev (Barber, Noyes, Mangine, McCloskey & Hartman, 1990; Button, van Deursen & Price, 2006; Rudolph, Axe & Snyder-Mackler, 2000) je ta test bolj primeren za ocenjevanje funkcionalnih sposobnih oseb po poškodbi LCA kot enonožni doskoki in poskoki. Avtorji za slednje poročajo nelagodje, bolečino in občutek nevarnosti pri osebah po poškodbi LCA. V nasprotju z enonožnimi doskoki in poskoki, IKN omogoča izvedbo tako nepoškodovanim kot poškodovanim preiskovancem (Alkjaer, Simonsen, Peter Magnusson, Aagaard & Dyhre-Poulsen, 2002). Najbolj značilna razlika v izvedbi IKN med

poškodovanimi in nepoškodovanimi preiskovanci je čas za izvedbo naloge. Preiskovanci po poškodbi LCA so izvedli IKN značilno počasneje kot zdravi preiskovanci (Alkjaer idr., 2002). Rezultati naše študije so pokazali statistično značilno zmanjšanje povprečne na telesno težo relativizirane največje sile, medtem ko se povprečni impulz sile ni značilno spremenil. Da se povprečni impulz sile ni spremenil kljub zmanjšanju povprečne največje sile, se je moral podaljšati čas, v katerem je bila največja sila proizvedena. Impulz sile je namreč izražen kot produkt sile in časa, v katerem je bila sila proizvedena. Hipotezo H5, ki je predvidevala, da se bosta povprečni impulz sile in povprečna največja sila pri nalogi IKN po utrujanju zmanjšali, lahko torej delno sprejmemo. Sklepamo lahko, da utrujanje negativno vpliva na izvedbo IKN s tem, ko se podaljša čas za izvedbo naloge. Čas se je najverjetneje podaljšal zaradi utrujenosti iztegovalk kolena. Sklepamo, da se je njihova sila potrebna za pospeševanje in zaviranje telesne mase ob upogibu in iztegu kolena zmanjšala. Daljši čas potreben za stabilizacijo ali za odziv na nenadno spremembo položaja ob utrujanju lahko predstavlja dejavnik tveganja za poškodbo LCA.

Dejavnik tveganja za poškodbo LCA je, kot že uvodoma predstavljeno, tudi gibanje in (ne)stabilnost gležnja. Ena izmed metod za ugotavljanje stabilnosti spodnjega uda ob DFN je merjenje s pomočjo SI. SI namreč merijo čas potreben za stabilizacijo v AP, ML in V smeri ter DPSI ob izvajanju DFN. Naša hipoteza je bila, da se bodo povprečne vrednosti SI pri nalogi EGD po utrujanju povečale. To hipotezo smo zavrgli, saj so se povprečne vrednosti SI statistično značilno zmanjšale v AP in V smeri, v ML smeri pa do statistično značilnih sprememb ni prišlo. Čas za stabilizacijo se je torej v AP in V smeri zmanjšal, v ML smeri pa značilnih sprememb ni bilo. Zmanjšala se je tudi povprečna vrednost DPSI. Da značilnih sprememb v ML smeri nismo zaznali, je lahko razlog v majhnem deležu prispevka MLSI k varianci DPSI. Sklepa se, da ima APSI največji prispevek k DPSI in je tako najbolj povezan z ravnotežjem (Arnold & Schmitz, 1998). Ta predpostavka še potrebuje nadaljnje raziskave.

Rezultati študij, ki so prav tako merile čas potreben za stabilizacijo, so zelo različni. Študija Wikstrom in sodelavcev (2004) na primer poroča o statistično značilnem daljšem času za stabilizacijo po utrujanju v V smeri, statistično značilnem krajšem času za stabilizacijo v AP smeri, v ML smeri pa značilnih sprememb ni bilo. Rezultati povprečnih vrednosti SI pri nalogi EGD v naši študiji nakazujejo na izboljšano stabilnost v AP in V smeri (7.7 % in 11.5 %) ter izboljšan DPSI (11.0 %) po utrujanju. Naši rezultati so primerljivi s študijo Wright in sodelavcev (2013), ki so merili SI ob nalogi enonožnega ravnotežja pred, takoj po utrujanju in v časovnih intervalih od 3 do 21 min po utrujanju na tekaški stezi. Ugotovili so, da so se povprečne vrednosti vseh indeksov razen ML,

značilno povečale takoj po utrujanju. 12 min po utrujanju so se vrednosti SI značilno zmanjšale, celo pod vrednosti izmerjene pred utrujanjem. Stabilnost se je torej 12 min po zaključenem utrujanju izboljšala, kar nakazuje na pozitiven učinek utrujanja na ravnotežje po določenem času odmora. Avtorji ugotavljajo, da utrujanje negativno vpliva na ravnotežje takoj po aktivnosti, s podaljševanjem časa neaktivnosti oziroma odmora (v 15-ih min) pa se negativni vpliv utrujanja zmanjšuje in ima celo pozitiven učinek na ravnotežje (Nardone, Tarantola, Giordano & Schieppati, 1997; Wright idr., 2013). V naši študiji so bili pogoji za izvajanje meritev podobni, saj se preiskovanci po pretečenem maratonu morda niso takoj zglasili v našem laboratoriju. Poleg tega je bil vrstni red izvajanja DFN in nalog moči naključen, kar pomeni, da so nekateri preiskovanci izvajali najprej naloge moči in nato DFN. Med koncem neprekinjenega dolgotrajnega teka in izvajanjem DFN nalog je tako lahko poteklo tudi do 15 min, kar je najverjetnejši razlog za dobljene rezultate.

Pričakovali smo, da se bo stabilnost po utrujanju poslabšala zaradi slabše sposobnosti utrujenih mišic gležnja za opravljanje stabilizacijskega dela. Bilo je namreč dokazano, da se mišice gležnja ob doskoku aktivirajo prve in ob tem opravijo največ dela. Sledijo jim mišice kolena in kolka (Kovács idr., 1999; McKinley & Pedotti, 1992). Kot že povedano, pa utrujanje v naši študiji ni značilno vplivalo na zmanjšanje povprečnega NN in GN med hoteno kontrakcijo upogibalk in iztegovalk gležnja, kar pomeni, da mišice gležnja niso bile dovolj utrujene in so se lahko normalno aktivirale in opravile svoje delo pri stabilizaciji. To je lahko tudi eden izmed razlogov, da se stabilnost po utrujanju ni poslabšala. Drugi razlog za slabše rezultate stabilnosti pred neprekinjenim dolgotrajnim tekom je lahko neogretost preiskovancev. Sklepamo lahko, da se neogrete mišice aktivirajo počasneje in posledično potrebujejo več časa za vzpostavljanje stabilnosti sklepa. Po dolgotrajnem neprekinjenem teku so bile mišice dobro ogrete in pripravljene za korekcije ob pristanku. Vrednosti povprečnih vrednosti SI so tako bile manjše in stabilnost posledično boljša kot pred utrujanjem. Za potrditev te razlage bi morali opraviti EMG analizo ob izvajanju EGD pred in po utrujanju. Tretji vidik, s katerim lahko razlagamo izboljšano stabilnost po neprekinjenem dolgotrajnem teku, je faktor učenja (Nardone idr., 1997; Wilkins, Valovich McLeod, Perrin & Gansneder, 2004). Preiskovancem smo v prvem sklopu meritev demonstrirali in razložili izvedbo DNF, nakar so vsako nalogo preizkušali, dokler izvedba ni bila zadovoljiva. Čeprav so vedeli, kaj se od njih pričakuje, morda niso imeli znanj in občutkov, kako stabilizirati svoje telo ob doskoku. V drugem sklopu meritev, po utrujanju, so preiskovanci že drugič izvajali enake naloge. Pri izvedbi so tako lahko uporabili pridobljene izkušnje ter bili poleg utrujenosti uspešnejši pri vzpostavljanju stabilnosti ob doskoku.

Stabilnost, merjena s SI, se torej po utrujanju ni poslabšala. Več študij je že preučevalo čas potreben za stabilizacijo ob izvajanju DFN pri zdravih in poškodovanih osebah. Avtorji ugotavljajo, da so osebe, ki so imele poškodovan LCA ali nestabilen gleženj, potrebovale več časa za vzpostavitev stabilnega položaja kot zdrave osebe (Wikstrom idr., 2004). Iz tega lahko sklepamo, da je nestabilnost gležnja, kot že uvodoma povedano, pomemben dejavnik tveganja za poškodbo LCA s tem, ko podaljša čas za vzpostavitev stabilizacije in medsegmentne poravnave sklepov spodnjih udov pri funkcionalnih večsklepnih nalogah v zaprti kinetični verigi (Gribble & Robinson, 2009). Da je čas potreben za stabilizacijo ob doskoku pomemben dejavnik tveganja za poškodbo LCA, sta pokazala Webster in Gribble (2010). Ugotovila sta namreč, da se ob nalogi enonožnega doskoka pri osebah s poškodbo LCA v primerjavi z zdravimi osebami poveča čas potreben za stabilizacijo.

Pregled literature je pokazal, da so si avtorji glede mehanizmov nastanka poškodbe LCA še vedno neenotni. Tudi rezultati naših meritev nakazujejo na razlike v pridobljenih rezultatih v primerjavi s sorodnimi študijami, ki so preučevale vpliv utrujanja na biomehanske značilnosti ob DFN. Kot najpogostejše razloge za različne rezultate navajajo razlike v načinu utrujanja, razlike v izboru preiskovancev po spolu in razlike v izboru preiskovancev po fizični pripravljenosti. Upoštevamo jih lahko kot omejitvene dejavnike tudi v naši študiji. *Ad hoc* privzet protokol utrujanja (preiskovancev aktualni tekmovalni nastop, ki ni normaliziran glede na objektivne parametre posameznikove zmogljivosti) v naši študiji je lahko razlog, da se nekatere pričakovane biomehanske spremenljivke niso pokazale kot statistično značilne. Sklepamo lahko, da utrujanje v obliki dolgotrajnega neprekinjenega teka pri nekaterih preiskovancih ni povzročilo takšnega učinka, da bi vplivalo na izvedbo nalog. Smiselno bi bilo izvesti protokol utrujanja prilagojeno zmoglostim posameznika ter pod nadzorovanimi pogoji. V prihodnje bi želeli rezultate obdelati in analizirati tudi ločeno po spolu. Znano je namreč, da so ženske bolj nagnjene k dejavnikom tveganja za poškodbo LCA kot moški preiskovanci. Predvidevamo, da bi z ločeno analizo rezultatov lahko pokazali več statističnih razlik pri ženskah in potrdili več zastavljenih hipotez. Tudi fizična pripravljenost preiskovancev je lahko vplivala na dobljene rezultate. Nekateri preiskovanci so poročali redne tekaške treninge, drugi pa različne športne aktivnosti v prostem času. Preiskovanci, ki redno opravljajo tekaške treninge, so bolj prilagojeni na utrujanje v obliki dolgotrajnega neprekinjenega teka kot ostali, še posebno če to ne zahteva največjega nadzorovanega napora posameznika.

7 ZAKLJUČEK

Iz pregleda obstoječe literature dotičnega področja in opravljenih meritev lahko sklepamo, da so za nekontaktno poškodbo LCA lahko odgovorni različni mehanizmi. Z našo študijo smo želeli preveriti vpliv utrujanja na nekatere biomehanske dejavnike tveganja za poškodbo LCA. Izkazalo se je, da je utrujanje vplivalo na zmanjšanje povprečnega NN in povprečnega GN iztegovalk kolena. Utrujenje je imelo negativen vpliv na enonožne dinamične naloge, in sicer ENP, EGD in IKN. Omenjeni rezultati so primerljivi z drugimi študijami in jih lahko smatramo kot dejavnike tveganja za poškodbo LCA. Skladno s številnimi avtorji lahko poročamo, da so enonožne naloge z vidika stabilizacije in živčno-mišičnega nadzora zahtevnejše in posledično pod pogoji utrujenosti predstavljajo večje tveganje za poškodbo LCA. Pomembna pomanjkljivost naše študije je *ad hoc* privzet protokol utrujanja, ki pri nekaterih preiskovancih verjetno ni povzročil zadostne utrujenosti. Pričakovali smo namreč več negativnih vplivov dolgotrajnega neprekinjenega teka na biomehanske značilnosti DFN. Obstoječa literatura tudi sicer poroča o zelo različnih rezultatih, kar je po mnenju avtorjev prav posledica različnih protokolov utrujanja. Na tem področju so poti za raziskovanje še odprte. Znano je, da utrujenje vpliva tudi na kinematiko gibanja, zato bi v prihodnje bilo smiselno opraviti tudi kinematično analizo DFN.

8 VIRI

- Alkjaer, T., Simonsen, E., Peter Magnusson, S., Aagaard, H. & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Differences in the movement pattern of a forward lunge in two types of anterior cruciate ligament deficient patients: copers and non-copers. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(8), 586–593.
- Arendt, E. & Dick, R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(6), 694–701.
- Arnold, B. L. & Schmitz, R. J. (1998). Examination of balance measures produced by the biodex stability system. *Journal of Athletic Training*, 33(4), 323–327.
- Ayyappa, E. (1997). Normal human locomotion, Part 1: basic concepts and terminology. *Journal Of Prosthetics And Orthotics*, 9(1), 10–17.
- Barber, S. D., Noyes, F. R., Mangine, R. E., McCloskey, J. W. & Hartman, W. (1990). Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (255), 204–214.
- Bates, N. A., Ford, K. R., Myer, G. D. & Hewett, T. E. (2013). Impact differences in ground reaction force and center of mass between the first and second landing phases of a drop vertical jump and their implications for injury risk assessment. *Journal of Biomechanics*, 46(7), 1237–1241.
- Bendjaballah, M. Z., Shirazi-Adl, A. & Zukor, D. J. (1997). Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 12(3), 139–148.
- Beynon, B. D., Fleming, B. C., Labovitch, R. & Parsons, B. (2002). Chronic anterior cruciate ligament deficiency is associated with increased anterior translation of the tibia during the transition from non-weightbearing to weightbearing. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 20(2), 332–337.
- Bigland-Ritchie, B. & Woods, J. J. (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & Nerve*, 7(9), 691–699.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A. & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573–578.
- Boden, B. P., Sheehan, F. T., Torg, J. S. & Hewett, T. E. (2010). Non-contact ACL injuries: mechanisms and risk factors. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 18(9), 520–527.

- Boden, B. P., Torg, J. S., Knowles, S. B. & Hewett, T. E. (2009). Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(2), 252–259.
- Boling, M. C., Padua, D. A., Marshall, S. W., Guskiewicz, K., Pyne, S., Beutler, A., ... Drop, D. (2009). A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the joint undertaking to monitor and prevent ACL injury (JUMP-ACL) cohort. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(11), 1821–1830.
- Borotikar, B. S., Newcomer, R., Koppes, R. & McLean, S. G. (2008). Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(1), 81–92.
- Button, K., van Deursen, R. & Price, P. (2006). Classification of functional recovery of anterior cruciate ligament copers, non-copers, and adapters. *British Journal of Sports Medicine*, 40(10), 853–859.
- Caldwell, G. E. (1995). Tendon Elasticity and Relative Length: Effects on the Hill Two-Component Muscle Model. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(1), 1–24.
- Chappell, J. D., Herman, D. C., Knight, B. S., Kirkendall, D. T., Garrett, W. E. & Yu, B. (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(7), 1022–1029.
- Cochrane, J. L., Lloyd, D. G., Buttfield, A., Seward, H. & McGivern, J. (2007). Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 10(2), 96–104.
- Cortes, N., Onate, J. & Van Lunen, B. (2011). Pivot task increases knee frontal plane loading compared with sidestep and drop-jump. *Journal of Sports Sciences*, 29(1), 83–92.
- Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E. & Ebersole, K. T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(10), 1090–1097.
- Davis, J. M., & Bailey, S. P. (1997). Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(1), 45–57.
- DeMorat, G., Weinhold, P., Blackburn, T., Chudik, S., & Garrett, W. (2004). Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(2), 477–483.
- Dominguese, D. J., Seegmiller, J. & Krause, B. A. (2012). Alterations in peak ground-reaction force during 60-cm drop landings caused by a single session of repeated Wingate anaerobic tests. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(4), 306–312.

- Drake, R. L., Vogl, W. & Mitchell, A. W. M. (2007). *Gray`s anatomy for students*. Elsevier.
- Edwards, S., Steele, J. R. & McGhee, D. E. (2010). Does a drop landing represent a whole skill landing and is this moderated by fatigue? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(3), 516–523.
- Gabbett, T. J. (2002). Incidence of injury in amateur rugby league sevens. *British Journal of Sports Medicine*, 36(1), 23–26.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725–1789.
- Gerritsen, K., van den Bogert, A. J. & Nigg, B. (1995). Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 28(6), 661–668.
- Gray, J., Taunton, J. E., McKenzie, D. C., Clement, D. B., McConkey, J. P. & Davidson, R. G. (1985). A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players. *International Journal of Sports Medicine*, 6(6), 314–316.
- Gribble, P. A. & Robinson, R. H. (2009). Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 44(4), 350–355.
- Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., ... Wojtys, E. M. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8(3), 141–150.
- Grimshaw, P. & Burden, A., (2006). *Sport & Exercise Biomechanics*. Taylor & Francis Group.
- Hamner, S. R., Seth, A. & Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*, 43(14), 2709–2716.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., ... Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492–501.
- Hootman, J. M., Dick, R. & Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training*, 42(2), 311–319.
- Howard, J. S., Fazio, M. A., Mattacola, C. G., Uhl, T. L. & Jacobs, C. A. (2011). Structure, sex, and strength and knee and hip kinematics during landing. *Journal of Athletic Training*, 46(4), 376–385.
- Imwalle, L. E., Myer, G. D., Ford, K. R. & Hewett, T. E. (2009). Relationship between hip and knee kinematics in athletic women during cutting maneuvers: a possible link to

- noncontact anterior cruciate ligament injury and prevention. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(8), 2223–2230.
- Ireland, M. L. (1999). Anterior cruciate ligament injury in female athletes : epidemiology. *Journal of Athletic Training*, 34(2), 150–154.
- Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T. & Davis, I. M. (2003). Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33(11), 671–676.
- Jacobs, C. A., Uhl, T. L., Mattacola, C. G., Shapiro, R. & Rayens, W. S. (2007). Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *Journal of Athletic Training*, 42(1), 76–83.
- Kernozek, T. W., Torry, M. R., & Iwasaki, M. (2008). Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(3), 554–565.
- Kobayashi, H., Kanamura, T., Koshida, S., Miyashita, K., Okado, T., Shimizu, T., & Yokoe, K. (2010). Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities : A twenty-year clinical research of 1,700 athletes. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9, 669–675.
- Kobayashi, H., Kanamura, T., Koshida, S., Miyashita, K., Okado, T., Shmizu, T. & Yokoe, K. (2010). Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities : A. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(June), 669–675.
- Koh, T. J., Grabiner, M. D. & De Swart, R. J. (1992). In vivo tracking of the human patella. *Journal of Biomechanics*, 25(6), 637–643.
- Kovács, I., Tihanyi, J., Devita, P., Rácz, L., Barrier, J. & Hortobágyi, T. (1999). Foot placement modifies kinematics and kinetics during drop jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(5), 708–716.
- Kulas, A. S., Tibor, H. & Devita, P. (2010). The interaction of trunk-load and trunk-position adaptations on knee anterior shear and hamstrings muscle forces during landing. *Journal of Athletic Training*, 45(1), 5–15.
- Lai, A., Schache, A. G., Lin, Y.-C. & Pandy, M. G. (2014). Tendon elastic strain energy in the human ankle plantar-flexors and its role with increased running speed. *The Journal of Experimental Biology*, 217(17), 3159–3168.
- Lee, T. Q., Anzel, S. H., Bennett, K. A., Pang, D. & Kim, W. C. (1994). The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (302), 69–74.
- Li, G., Rudy, T. W., Allen, C., Sakane, M. & Woo, S. L. (1998). Effect of combined axial compressive and anterior tibial loads on in situ forces in the anterior cruciate

- ligament: a porcine study. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 16(1), 122–127.
- Lin, F., Wang, G., Koh, J. L., Hendrix, R. W. & Zhang, L.-Q. (2004). In vivo and noninvasive three-dimensional patellar tracking induced by individual heads of quadriceps. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(1), 93–101.
- Lippert, L. S. (2006). *Clinical kinesiology and anatomy* (4 th). F. A. Davis Company.
- Lucci, S., Cortes, N., Van Lunen, B. L., Ringleb, S. & Onate, J. (2011). Knee and hip sagittal and transverse plane changes after two fatigue protocols. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 14(5), 453–459.
- Madigan, M. L. & Pidcoe, P. E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13(5), 491–498.
- Majewski, M., Habelt, S. & Steinbrück, K. (2006). Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. *The Knee*, 13, 184–188.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A. & Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 13(6), 930–935.
- McKinley, P. & Pedotti, A. (1992). Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution. *Experimental Brain Research*, 90(2), 427–440.
- McLean, S. G., Fellin, R. E., Suedekum, N., Calabrese, G., Passerallo, A. & Joy, S. (2007). Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(3), 502–514.
- McLean, S. G. & Samorezov, J. E. (2009). Fatigue-induced acl injury risk stems from a degradation in central control. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41, 1661–1672.
- Millet, G. Y. & Lepers, R. (2004). Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 34(2), 105–116.
- Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H. & Toh, S. (2004). The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 20(4), 414–418.
- Moran, K. A. & Marshall, B. M. (2006). Effect of fatigue on tibial impact accelerations and knee kinematics in drop jumps. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38, 1836–1842.

- Mündermann, A., Dyrby, C. O., D'Lima, D. D., Colwell, C. W. & Andriacchi, T. P. (2008). In vivo knee loading characteristics during activities of daily living as measured by an instrumented total knee replacement. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 26(9), 1167–1172.
- Murray, M. P., Drought, A. B. & Kory, R. C. (1964). Walking patterns of normal men. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 46, 335–360.
- Murtaugh, K. (2001). Injury patterns among female field hockey players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(2), 201–207.
- Myer, G. D., Ford, K. R., Khoury, J., Succop, P. & Hewett, T. E. (2010). Development and validation of a clinic-based prediction tool to identify female athletes at high risk for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(10), 2025–2033.
- Nardone, A., Tarantola, J., Giordano, A., & Schieppati, M. (1997). Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 105(4), 309–320.
- Nguyen, A., Boling, M. C., Levine, B. & Shultz, S. J. (2009). Relationships between lower extremity alignment and the quadriceps angle. *Clinical Journal of Sports Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 19(3), 201–206.
- Nicolella, D. P., O'Connor, M. I., Enoka, R. M., Boyan, B. D., Hart, D. A., Resnick, E., ... Kohrt, W. M. (2012). Mechanical contributors to sex differences in idiopathic knee osteoarthritis. *Biology of Sex Differences*, 3(1), 28.
- Nordin, M., Frankel, V. H. & Walker, P. S. (2012). Biomechanics of the knee. In M. Nordin & V. H. Frankel (Eds.), *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (4 th, pp. 180–205). Lippincott Williams & Wilkins.
- Nyland, J. A., Shapiro, R., Caborn, D. N., Nitz, A. J. & Malone, T. R. (1997). The effect of quadriceps femoris, hamstring, and placebo eccentric fatigue on knee and ankle dynamics during crossover cutting. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 25(3), 171–184.
- Okički, L. & Šarabon, N. (2014). Tvegani gibalni vzorci v kontekstu akutnih poškodb kolena. *Šport: Revija Za Teoretična in Praktična Vprašanja Športa*, 62(3/4), 76–82.
- Ortiz, A., Olson, S. L., Etnyre, B., Trudelle-jackson, E. E., Bartlett, W. & Venegas-Rios, H. L. (2010). Fatigue effects on knee joint stability during two jump tasks in women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(4), 1019–1027.
- Pandy, M. G. & Shelburne, K. B. (1997). Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. *Journal of Biomechanics*, 30(10), 1015–1024.
- Pantano, K. J., White, S. C., Gilchrist, L. A. & Leddy, J. (2005). Differences in peak knee valgus angles between individuals with high and low Q-angles during a single limb squat. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(9), 966–972.

- Pappas, E., Hagins, M., Sheikhzadeh, A., Nordin, M. & Rose, D. (2009). Peak biomechanical variables during bilateral drop landings: comparisons between sex (female/male) and fatigue (pre-fatigue/post-fatigue). *North American Journal of Sports Physical Therapy : NAJSPT*, 4(2), 83–91.
- Pappas, E., Sheikhzadeh, A., Hagins, M. & Nordin, M. (2007). The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: Peak values. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6(1), 77–84.
- Powers, C. M. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33(11), 639–646.
- Proske, U. & Morgan, D. L. (2001). Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *The Journal of Physiology*, 537(2), 333–345.
- Quammen, D., Cortes, N., Van Lunen, B. L., Lucci, S., Ringleb, S. I. & Onate, J. (2012). Two different fatigue protocols and lower extremity motion patterns during a stop-jump task. *Journal of Athletic Training*, 47(1), 32–41.
- Rahnama, N., Reilly, T. & Lees, A. (2002). Injury risk associated with playing actions during competitive soccer. *British Journal of Sports Medicine*, 36(5), 354–359.
- Robertson, B. D. & Sawicki, G. S. (2014). Exploiting elasticity: Modeling the influence of neural control on mechanics and energetics of ankle muscle-tendons during human hopping. *Journal of Theoretical Biology*, 353, 121–132.
- Ronglan, L. T., Raastad, T. & Børgesen, A. (2006). Neuromuscular fatigue and recovery in elite female handball players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16(4), 267–273.
- Rozzi, S. L., Lephart, S. M. & Fu, F. H. (1999). Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. *Journal of Athletic Training*, 34(2), 106–114.
- Rudolph, K., Axe, M. & Snyder-Mackler, L. (2000). Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 8(5), 262–269.
- Russell, K. A., Palmieri, R. M., Zinder, S. M., & Ingersoll, C. D. (2006). Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *Journal of Athletic Training*, 41(2), 166–171.
- Sakai, H., Tanaka, S., Kurosawa, H. & Masujima, A. (1992). The effect of exercise on anterior knee laxity in female basketball players. *International Journal of Sports Medicine*, 13(7), 552–554.
- Saladin, K. S. (2008). *Human anatomy* (2 nd). The McGraw-Hill Companies.

- Sanna, G. & O'Connor, K. M. (2008). Fatigue-related changes in stance leg mechanics during sidestep cutting maneuvers. *Clinical Biomechanics*, 23, 946–954.
- Schmitt, L. C., Paterno, M. V. & Hewett, T. E. (2012). The impact of quadriceps femoris strength asymmetry on functional performance at return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(9), 750–759.
- Schmitz, R. J., Cone, J. C., Tritsch, A. J., Pye, M. L., Montgomery, M. M., Henson, R. A. & Shultz, S. J. (2014). Changes in Drop-Jump Landing Biomechanics During Prolonged Intermittent Exercise. *Sports Health*, 6(2), 128–135.
- Shimokochi, Y. & Shultz, S. J. (2008). Mechanisms of Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Journal of Athletic Training*, 43(4), 396–408.
- Shin, C. S., Chaudhari, A. M. & Andriacchi, T. P. (2009). The effect of isolated valgus moments on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 280–285.
- Shultz, S. J. & Schmitz, R. J. (2009). Effects of transverse and frontal plane knee laxity on hip and knee neuromechanics during drop landings. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(9), 1821–1830.
- Simonsen, E. B., Magnusson, S. P., Bencke, J., Naesborg, H., Havkrog, M., Ebstrup, J. F. & Sørensen, H. (2000). Can the hamstring muscles protect the anterior cruciate ligament during a side-cutting maneuver? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 10(2), 78–84.
- Sinsurin, K., Vachalathiti, R., Jalayondeja, W. & Limroongreungrat, W. (2013). Different sagittal angles and moments of lower extremity joints during single-leg jump landing among various directions in basketball and volleyball athletes. *Journal of Physical Therapy Science*, 25, 1109–1113.
- Skinner, H. B., Wyatt, M. P., Hodgdon, J. A., Conard, D. W. & Barrack, R. L. (1986). Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 4(1), 112–118.
- Supej, M. (2011). *Biomehanika 1 - učbenik za študente Fakultete za šport*. Fakulteta za šport, Inštitut za šport.
- Šarabon, N., Fajon, M., Zupanc, O. & Drakslar, J. (2005). Stegenske strune. *Šport*, 53(3), 45–52.
- Šarabon, N., Košak, R., Fajon, M. & Drakslar, J. (2005). Nepravilnosti telesne drže: mehanizmi nastanka in predlogi za korektivno vadbo. *Šport*, 53(1), 35–41.
- Taylor, K. A., Terry, M. E., Utturkar, G. M., Spritzer, C. E., Queen, R. M., Irribarra, L. A., ... DeFrate, L. E. (2011). Measurement of in vivo anterior cruciate ligament strain during dynamic jump landing. *Journal of Biomechanics*, 44(3), 365–371.

- Tiberio, D. (1987). The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 9(4), 160–165.
- Van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A. & Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 41(8), 469–480.
- Webster, K. A., & Gribble, P. A. (2010). Time to stabilization of anterior cruciate ligament-reconstructed versus healthy knees in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes. *Journal of Athletic Training*, 45(6), 580–585.
- Wikstrom, E. A., Powers, M. E., & Tillman, M. D. (2004). Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 247–253.
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Smith, A. N., & Borsa, P. A. (2005). A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: the dynamic postural stability index. *Journal of Athletic Training*, 40(4), 305–309.
- Wilkins, J. C., Valovich McLeod, T. C., Perrin, D. H. & Gansneder, B. M. (2004). Performance on the balance error scoring system decreases after fatigue. *Journal of Athletic Training*, 39(2), 156–161.
- Winter, D. A. (2009). Kinetics: forces and moments of force. In *Biomechanics and motor control of human movement* (4 th, pp. 107–138). John Wiley & Sons, Inc.
- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtys, E. M. & Ashton-Miller, J. A. (2008). Effect of varying hamstring tension on anterior cruciate ligament strain during in vitro impulsive knee flexion and compression loading. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 90(4), 815–823.
- Wright, K. E., Lyons, T. S. & Navalta, J. W. (2013). Effects of exercise-induced fatigue on postural balance: a comparison of treadmill versus cycle fatiguing protocols. *European Journal of Applied Physiology*, 113(5), 1303–1309.
- Yeow, C. H., Cheong, C. H., Ng, K. S., Lee, P. V. S. & Goh, J. C. H. (2008). Anterior cruciate ligament failure and cartilage damage during knee joint compression: a preliminary study based on the porcine model. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(5), 934–942.
- Zahradnik, D., Uchytíl, J., Farana, R. & Jandacka, D. (2014). Ground reaction force and valgus knee loading during landing after a block in female volleyball players. *Journal of Human Kinetics*, 40, 67–75.