

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Bojan Đorđeski

**VPLIV RAZTEZANJA ZADNJE
FASCIALNE LINIJE NA GIBLJIVOST IN
KONTRAKTILNE LASTNOSTI MIŠIC**

Diplomska naloga

Izola, oktober 2016

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Smer študija

APLIKATIVNA KINEZIOLOGIJA

**VPLIV RAZTEZANJA ZADNJE FASCIALNE
LINIJE NA GIBLJIVOST IN
KONTRAKTILNE LASTNOSTI MIŠIC**

Diplomska naloga

MENTOR:

izr. prof. dr. Boštjan Šimunič

Avtor:

BOJAN ĐORĐESKI

Izola, oktober 2016

Ime in PRIIMEK: Bojan Đorđeski

Naslov diplomske naloge: Vpliv raztezanja zadnje fascialne linije na gibljivost in kontraktilne lastnosti mišic

Kraj: Koper

Leto: 2016

Število listov: 50 Število slik: 33 Število tabel: 5

Število prilog: 0 Št. strani prilog: 0

Število referenc: 50

Mentor: izr. prof. dr. Boštjan Šimunič

UDK:

Ključne besede: tenziomiografija, fascia, delno raztezanje, kompletno raztezanje, tetiva, skrček

Povzetek: V želji, da bi ugotovili razlike v gibljivosti in kontraktilnih lastnostih skeletnih mišic zadnje fascialne linije po metodi delnega in kompletnega raztezanja, smo izvedli študijo s 6 moškimi in 6 ženskimi osebami približno enake starosti ($22,4 \pm 1,8$ leta). Odzive skeletnih mišic smo vrednotili s tenziomiografsko metodo (čas krčenja - Tc, maksimalni odmik tenziomiograma - Dm), ki temelji na merjenju biomehanskega odziva skeletnih mišic na en maksimalni električni dražljaj, in sicer smo izbrali mišice zadnje fascialne linije: gastrocnemius medialis (GM), biceps femoris (BF) in erector spinae (ES) na stran dominantne roke. Prav tako smo izmerili gibljivost v skočnem sklepu, kolku in vratu pred in po obeh metodah raztezanja z uporabo goniometra ter ravnila. Z metodo delnega raztezanja smo raztezali plantarne upogibalke gležnja (dvakrat 30 sekund, statično) in po metodi kompletnega raztezanja smo raztezali celotno zadnjo fascialno linijo, torej: plantarne upogibalke gležnja, iztegovalke kolčnega sklepa in iztegovalke trupa ter iztegovalke vratne hrbtenice (dvakrat 30 sekund, statično). Ugotovili smo, da obstajajo razlike v kontraktilnih lastnostih mišic glede na metodo raztezanja, in sicer metoda kompletnega raztezanja je signifikantno zmanjšala tonus mišic (povečala Dm) GM ($P = 0,025$; ES = 1,27), BF ($P = 0,025$; ES = 0,78) in ES ($P = 0,035$; ES = 0,39). Ugotovili smo tudi, da se je po metodi kompletnega raztezanja signifikantno povečala gibljivost cervikalnega upogiba ($P = 0,028$; ES = 0,36) in gibljivost spodnjega dela zadnje fascialne linije ($P = 0,004$; ES = 0,28), kar smo izmerili s predklonom sede testom. Po metodi delnega raztezanja nismo ugotovili signifikantnih sprememb v gibljivosti in kontraktilnih lastnostih skeletnih mišic zadnje fascialne linije. Zaključimo lahko, da je metoda kompletnega raztezanja učinkovitejša od metode delnega raztezanja, saj smo z metodo kompletnega raztezanja signifikantno zmanjšali tonus mišicam zadnje fascialne linije in povečali razpon giba v kolčnem in vratnem sklepu.

Name and SURNAME: Bojan Đorđeski

Title of bachelor thesis: Impact of stretching back functional line on flexibility and contractile properties of skeletal muscles

Place: Koper

Year: 2014

Number of pages: 50 Number of pictures: 33 Number of tables: 5

Number of enclosures: 0 Number of enclosure pages: 0

Number of references: 50

Mentor: izr. prof. dr. Boštjan Šimunič

UDK:

Key words: tensiomyography, fascia, partial stretching, complete stretching, tendon, twitch

Abstract: The purpose of this study was to determine differences in flexibility and contractile properties of skeletal muscles on back functional line in partial and complete stretching protocols according to 6 mens and 6 womens approximately the same age ($22,4 \pm 1,8$ years). The research was conducted with tensiomyographic method (contraction time – TC, maximal radial displacement of the muscle belly – Dm) wich assesses muscle mechanical response based on radial muscle belly displacement induced by the single electrical stimulus. We have measured muscles of the back fascial line: gastrocnemius medialis (GM), biceps femoris (BF) and erector spinae (ES) on dominant side. We aslo measured flexibility with goniometer in ankle, hip and neck before and after both method of stretching. In partial stretching method we were stretching ankle plantar flexors (two times for 30 second) while in complete stretching method we were stretching all muscles of the back functional line at once (two times for 30 second). It was found that there are differences in contractile properties of skeletal muscles between both method of stretching. Complete stretching protocol significantly lowered tonus of the muscles (Dm) GM ($P = 0,025$; ES = 1,27), BF ($P = 0,025$; ES = 0,78) and ES ($P = 0,035$; ES = 0,39). Furthermore complete stretching significantly increased flexibility of cervical flexion ($P = 0,028$; ES = 0,36) and flexibility of lower back functional line ($P = 0,004$; ES = 0,28) that was measured with sit&reach test. After partial stretching was not found any significant differences in flexibility and contractile properties of skeletal muscles on back functional line. We can conclude that complete strecthing method is more effective than partial stretching method, since it significantly increased flexibility and improved tone of back functional line muscles.

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

IZJAVA O AVTORSTVU DIPLOMSKE NALOGE

Podpisani Bojan Đorđeski, študent dodiplomskega študijskega programa 1. stopnje Aplikativna kineziologija,

izjavljam,

da je diplomska naloga z naslovom Vpliv raztezanja zadnje fascialne linije na gibljivost in kontraktilne lastnosti mišic:

- rezultat lastnega dela,
- so rezultati korektno navedeni in
- nisem kršil 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:

V Izoli, dne 17. 10. 2016

KAZALO VSEBINE

1	UVOD.....	1
1.1	Standardne metode raztezanja	1
1.1.1	Statično raztezanje.....	2
1.1.2	Balistično raztezanje.....	2
1.1.3	Dinamično raztezanje	3
1.1.4	Metoda raztezanja PNF (proprioceptive neuromuscular facilitation)	4
1.2	Fascia.....	5
1.3	Tensegriteta	6
1.4	Fascialne linije.....	7
1.4.1	Zadnja fascialna linija	8
1.4.2	Sprednja fascialna linija	9
1.4.3	Lateralna linija	10
1.4.4	Spiralna linija.....	11
1.4.5	Linije rok.....	12
1.4.6	Funkcionalna linija.....	13
1.4.7	Globoka sprednja linija.....	14
1.5	Dokazi o obstoju fascialnih linij	15
1.6	Metoda fascialnega raztezanja	15
1.7	Opis tenziomiografske metode.....	16
1.8	Predmet, problem, cilji in hipoteze	17
2	METODE DELA.....	20
2.1	Preiskovanci	20
2.2	Raziskovalni načrt.....	20
2.3	Merilni postopki	21
2.3.1	Antropometrične meritve.....	21
2.3.2	Merjenje največjih obsegov giba	21

2.3.3	Merjenje kontraktilnih lastnosti skeletnih mišic.....	21
2.3.4	Metode raztezanja	22
2.4	Statistika	23
3	REZULTATI	24
3.1	Gibljivost plantarnih upogibalk in zadnje fascialne linije	24
3.2	Kontraktilne lastnosti mišic zadnje fascialne linije	30
4	DISKUSIJA.....	41
5	VIRI IN LITERATURA	44

KAZALO TABEL

Tabela 1: <i>Osnovni antropometrični podatki preiskovancev.</i>	20
Tabela 2: <i>Podatki gibljivosti metode delnega raztezanja.</i>	24
Tabela 3: <i>Podatki gibljivosti metode kompletnega raztezanja.</i>	24
Tabela 4: <i>Kontraktilne lastnosti izbranih mišic pred in po delnem raztezanju.</i>	30
Tabela 5: <i>Kontraktilne lastnosti izbranih mišic pred in po kompletnem raztezanju.</i>	31

KAZALO SLIK

Slika 1: <i>Zadnja fascialna linija.</i>	8
Slika 2: <i>Sprednja fascialna linija.</i>	9
Slika 3: <i>Lateralna linija.</i>	10
Slika 4: <i>Spiralna linija.</i>	11
Slika 5: <i>Povrhnja in globoka linija rok spredaj in zadaj.</i>	12
Slika 6: <i>Sprednja in zadnja funkcionalna linija.</i>	13
Slika 7: <i>Globoko sprednja linija.</i>	14
Slika 8: <i>Metoda delnega raztezanja.</i>	22
Slika 9: <i>Metoda kompletnega raztezanja.</i>	23
Slika 10: <i>Razpon plantarnega upogiba pred in po delnem raztezanju.</i>	25
Slika 11: <i>Razpon plantarnega upogiba pred in po kompletnem raztezanju.</i>	25
Slika 12: <i>Primerjava povprečnih vrednosti razpona plantarnega upogiba pred in po obeh metodah raztezanja.</i>	26
Slika 13: <i>Razpon giba iztegovalk trupa pred in po delnem raztezanju.</i>	26
Slika 14: <i>Razpon giba iztegovalk trupa pred in po kompletnem raztezanju.</i>	27
Slika 15: <i>Primerjava povprečnih vrednosti razpona giba iztegovalk trupa obeh metod raztezanja.</i>	27
Slika 16: <i>Razpon upogiba vratu pred in po delnem raztezanju.</i>	28
Slika 17: <i>Razpon upogiba vratu pred in po kompletnem raztezanju.</i>	28
Slika 18: <i>Primerjava povprečnih vrednosti razpona giba upogibalk vratu pred in po obeh metod raztezanja.</i>	29
Slika 19: <i>Čas krčenja mišice gastrocnemius medialis pred in po metodi delnega raztezanja.</i>	32
Slika 20: <i>Čas krčenja mišice gastrocnemius medialis pred in po metodi kompletnega raztezanja.</i>	32
Slika 21: <i>Primerjava povprečnih vrednosti časa krčenja mišice gastrocnemius medialis pred in po obeh metodah raztezanja.</i>	33
Slika 22: <i>Največja amplituda odziva tenziomiograma (TMG) mišice biceps femoris pred in po metodi delnega raztezanja.</i>	34
Slika 23: <i>Največja amplituda odziva tenziomiograma (TMG) mišice biceps femoris pred in po metodi kompletnega raztezanja.</i>	34
Slika 24: <i>Primerjava povprečnih vrednosti največje amplitude odziva tenziomiograma (TMG) mišice biceps femoris obeh metod raztezanja.</i>	35
Slika 25: <i>Čas krčenja mišice biceps femoris pred in po metodi delnega raztezanja.</i>	36

<i>Slika 26: Čas krčenja mišice biceps femoris pred in po metodi kompletnega raztezanja.</i>	<i>36</i>
<i>Slika 27: Primerjava povprečnih vrednosti časa krčenja mišice biceps femoris pred in po obeh metodah.</i>	<i>37</i>
<i>Slika 28: Največja amplituda odziva tenziomiograma (TMG) mišice erector spinae pred in po metodi delnega raztezanja.</i>	<i>37</i>
<i>Slika 29: Največja amplituda odziva tenziomiograma (TMG) mišice erector spinae pred in po metodi kompletnega raztezanja.</i>	<i>38</i>
<i>Slika 30: Primerjava povprečnih vrednosti največje amplitude odziva tenziomiograma (TMG) mišice erector spinae obeh metod raztezanja.</i>	<i>38</i>
<i>Slika 31: Primerjava časa krčenja mišice erector spinae pred in po metodi delnega raztezanja.</i>	<i>39</i>
<i>Slika 32: Primerjava časa krčenja mišice erector spinae pred in po metodi kompletnega raztezanja.</i>	<i>39</i>
<i>Slika 33: Primerjava povprečnih vrednosti časa krčenja mišice erector spinae pred in po obeh metodah.</i>	<i>40</i>

1 UVOD

Današnja populacija med drugim preživi veliko časa sede, kar vodi v prilagoditev živčno-mišičnega sistema, predvsem na omejen razpon gibanja. Tukaj ima pomembno vlogo raztezanje, saj nam omogoča, da izgubljeni razpon gibanja povrnemo. Prav tako je raztezanje osnova v vrhunskem športu, kjer ga uporabljajo v preventivne namene kakor tudi za izboljšanje športnikovih zmogljivosti in sposobnosti.

V veliki meri so tako pri neaktivni kot aktivni populaciji in v vrhunskem športu uporabljene standardne metode raztezanja. V zadnjem desetletju pa prihajajo nove študije predvsem na področju mišičnega, fascialnega in živčnega sistema. Fascia predstavlja neprekinjeno mrežo, ki obdaja in povezuje vse mišice in organe, vključujoč mišične ovojnice, sklepne ovojnice, medmišično vezivno tkivo, aponevroze, retinakule in tudi bolj gosta ter specifična tkiva, kot so ligamenti in tetive (Schleip in Muller, 2012). Zato menimo, da je potrebnih več študij na področju raztezanja, ki bi vključevale nove ugotovitve.

Poznavanje fascialnega sistema nam omogoča, da pristopimo k razvoju gibljivosti na nekoliko drugačen način, kar bomo opisali v nadaljevanju.

1.1 Standardne metode raztezanja

Ne glede na metodo raztezanja je 27 objavljenih študij od leta 1962 dokazalo, da raztezanje poveča gibljivost v kolenskem sklepu, kolku, trupu in ramenskem sklepu ter gležnju (Thacker, Gilchrist, Stroup in Kimsey, 2004). A kljub temu ni še čisto jasno, ali ima raztezanje dolgoročen vpliv na gibljivost. Zato je potrebnih še več raziskav, ki bi ovrednotile pomen razteznih vaj v športu. Še posebej tudi zato, ker število športnikov narašča in ker je ozaveščanje ljudi o pomembnosti gibalne in športne aktivnosti za zdravje in kakovost življenja vse večje (Thacker idr., 2004).

V praksi so najbolj znane oziroma uporabljene metode statičnega raztezanja, balističnega raztezanja, dinamičnega raztezanja in metode nevromišične facilitacije (PNF – proprioceptive neuromuscular facilitation), ki jih bomo podrobneje opisali v nadaljevanju.

1.1.1 Statično raztezanje

Statično raztezanje, bolj znano kot stretching, pomeni, da zadržimo raztegnjen segment telesa v udobnem položaju za določen čas, po navadi od 10 do 30 sekund. Je najbolj pogosta metoda raztezanja in štejejo jo za varno in učinkovito metodo za povečevanje splošne gibljivosti. Ne glede na to veliko strokovnjakov meni, da je statična metoda raztezanja veliko manj učinkovita od dinamične metode raztezanja pri izboljšanju razpona giba, ki nam omogoča funkcionalno gibanje (Blahnik, 2010).

Statično raztezanje je primerno predvsem za sedeče ali netrenirane posameznike, saj zahteva malo časa in prostora ter ga lahko izvajamo kjerkoli (Alter, 1998). Vendar ima omejene pozitivne lastnosti, ker nam nudi le začasno povečanje razpona giba in ni učinkovito v povečevanju razpona vezivnega tkiva za daljše časovno obdobje (Stopka idr., 2002).

Nobena znanstvena študija ne dokazuje, da statično raztezanje izboljša športnikovo zmogljivost in prav tako literatura ne uspe potrditi, da povečana gibljivost s statično metodo zmanjša možnost nastanka poškodb – še posebej zato, ker se mehanske lastnosti mehkega tkiva spreminjajo dinamično pri njihovih športnih aktivnostih (Alter, 1998). Športniki naj bi bili celo bolj dovzetni za raztezanje preko varnega območja, kar pomeni tveganje za nastanek poškodb (Alter, 1998). Iz tega lahko sklepamo, da ima statično raztezanje svoje pozitivne lastnosti, vendar ni primerna metoda za uporabo v specifične namene ali v vrhunskem športu.

1.1.2 Balistično raztezanje

Balistično raztezanje razumemo kot nihajoče, ritmično gibanje, ki s pasivnim momentom za kratek čas preseže razpon giba sproščene mišice ali mišice v kontrakciji. Pri balističnem raztezanju ni zadržka v končni poziciji (Alter, 1998).

Največja prednost te metode je, da nam pomaga razviti dinamično gibljivost. Večina gibalnih vzorcev in aktivnosti v naravi poteka dinamično, zato nam balistična metoda raztezanja nudi specifičnost pri trenažnem procesu in ogrevanju (Alter, 1998).

Vendar s sunkovitim raztezanjem tkivu ne nudi dovolj časa, da se adaptira na dani raztezek, saj je napetost za dani raztezek pri hitrem raztezanju več kot podvojena v primerjavi s počasnim raztezanjem (Alter, 1998).

»Nasprotniki balistične metode raztezanja trdijo, da bi se ji morali izogibati predvsem zaradi tega, ker ustvari veliko in nekontrolirano količino vztrajnostnega momenta. To lahko

demonstriramo pri horizontalnem zamahu roke v iztegnjenem položaju. Ko gib doseže svoj končni položaj in se naenkrat ustavi, vztrajnostni moment preseže kapaciteto absorpcije tkiva, katerega raztegujemo, kot na primer pri nekontroliranem zamahu pri bejzbolu in golfu.« (Alter, 1998)

1.1.3 Dinamično raztezanje

Dinamično raztezanje izvajamo tako, da izvedemo intenzivni razteg, vendar še vedno v območju udobja, in to ponovimo od 10- do 12-krat (Stopka idr., 2002).

Paziti moramo, da ga ne zamenjamo z balističnim raztezanjem. Dinamično raztezanje je kontrolirano in tekoče, medtem ko je balistično raztezanje manj kontrolirano (Stopka idr., 2002).

Herman in Smith (2008) sta ugotovila, da ima vključevanje dinamičnega raztezanja v trenajni proces dolgoročno korist v eksplozivnosti, moči, mišični vzdržljivosti, anaerobni kapaciteti in agilnosti. Prav tako sta Little in Williams (2006) ugotovila, da je dinamično raztezanje v sklopu ogrevanja pred aktivnostjo, ki zahteva visoko hitrost (pomembna za npr. nogometaše), bolj učinkovita metoda od statičnega raztezanja.

Toda statična metoda raztezanja enkrat na dan po 30 sekund za obdobje šestih tednov je dvakrat bolj učinkovita od metode dinamičnega raztezanja za enako časovno obdobje (Bandy in Irion, 1994). Zatorej je uporaba metode dinamičnega raztezanja za povečevanje gibljivosti vprašljiva.

Pridobljena gibljivost naj bi se z ogrevanjem zmanjšala v primerjavi s statično metodo raztezanja, ki je pridobljeno gibljivost z ogrevanjem še povečala (O'Sullivan, Murray in Sainsbury 2009).

Vendar Schleep in Muller (2012) svetujeta uporabo dinamičnega raztezanja, ker sta mnenja, da je fascialno tkivo pred aktivnostjo treba ogreti na dinamičen način. Cilj dinamičnega raztezanja je vključiti veliko fascialnega tkiva, torej najti telesne gibe, ki vključijo najdaljšo možno fascialno linijo, saj naj bi to spodbujalo boljši prenos sil in tenzije po povrhnjih fascialnih verigah.

Zdi se, da dolgoročna in dosledna uporaba pravilnega izvajanja takega dinamičnega raztezanja lahko pozitivno vpliva na sestavo in elastičnost vezivnega tkiva (Decoste, 2015).

1.1.4 Metoda raztezanja PNF (proprioceptive neuromuscular facilitation)

Metodo PNF je razvil dr. Henry Kabat leta 1950 z namenom rehabilitacije bolnikov s paralizo (Stephens, 2005). Dokazano je bilo, da izboljša elastičnost mišice in ima pozitivni učinek na aktivni in pasivni razpon giba (Funk, Swank, Mikla, Fagen in Farr, 2003; Lucas in Koslow, 1984; Wallin, Ekblom, Grahn in Nordenborg, 1985). Sharman, Cresswell in Riek (2006) so ugotovili, da je raztezanje PNF v literaturi označeno kot najučinkovitejša metoda raztezanja, predvsem v kratkoročnih spremembah na razpon giba.

Statična, balistična in dinamična metoda ter metoda PNF so učinkovite v povečevanju razpona giba sklepa (Wallin idr., 1985; Lucas in Koslow, 1984; Magnusson, Aagard, Simonsen in Bojsen-Moller, 1998), vendar je metoda PNF najučinkovitejša (Etnyre in Abraham, 1986; Funk idr., 2003).

Kljub temu druge študije kažejo drugače, in sicer so Puenterdura idr. (2011) primerjali statično metodo raztezanja in metodo PNF ter njun vpliv na dolžino zadnje stegenske mišice. Ugotovili so, da sta obe metodi enako učinkoviti.

Metoda PNF vključuje tri specifične mišične akcije (avtonomna inhibicija, recipročna inhibicija in stres relaksacija), ki omogočajo boljši pasivni razteg. Da dosežemo avtonomno inhibicijo, najprej izvedemo izometrično ali koncentrično kontrakcijo agonista, šele nato pasivno raztegnemo antagonista. Če upoštevamo načelo recipročne inhibicije, izvedemo koncentrično kontrakcijo antagonista, medtem ko pasivno raztegnemo antagonista (Jordan, Korgaokar, Farley in Caputo, 2012). Ko mišico raztegnemo, se sproži refleksna kontrakcija mišice, ki nam onemogoči nadaljnje raztezanje. Če mišico zadržimo v raztegnjenem položaju, sledi stres relaksacije, ki zmanjša kontrakcijo mišice, mišični tonus in nam omogoči večji kot gibanja, vendar za kratko časovno obdobje (Sharman idr., 2006). Cilj metode PNF je aktivirati Golgijev tetivni organ. To je mehanoreceptor, ki je občutljiv na povečanje mišične napetosti. Kadar je stimuliran, refleksno deluje na mišico, ki se sprosti in nam tako omogoča, da dosežemo večji razpon giba (Jordan idr., 2012).

Številne študije so dokazale, da se je razpon giba povečal tako pri statičnem raztezanju kot tudi pri metodi raztezanja PNF. Vendar še vedno ostaja neznanka, če so pridobitve na gibljivosti dolgoročne.

1.2 Fascia

Schleip, Jager in Klingler (2012) pravijo, da obstaja več različnih definicij fascie. Vsaka od definicij se dotakne različnih področij, od področja histologije, regeneracije tkiva do prenosa sil po mišicah in proprioceptije. V zadnjih desetletjih je bila fascia v medicini sorazmerno spregledana. Prav tako je njen doprinos k biomehaniki in fiziologiji bil podcenjen. Vendar v zadnjih letih pridobiva na prepoznavnosti tudi med raziskovalci.

Toda še vedno je veliko nejasnosti med raziskovalci o tem, katero tkivo spada v terminologijo fascia. Rezultat je jezikovna zmeda, kar otežuje komunikacijo med raziskovalci (Schleip, Jager in Klingler, 2012).

»Čeprav se lahko zdi, da avtorji vključijo, karkoli želijo v svoji definiciji fascie, nam vendarle pomaga razumeti ozadje najpomembnejših terminologij na tem področju.« (Schleip idr. 2012)

Literatura opisuje fascio kot oživčen, neprekinjen, funkcionalni organ iz tri dimenzionalne kolagenske matrike, ki nam nudi stabilnost in gibanje (Kumka in Bonar, 2012). Sestavljen je iz povrhnje fascie, globoke fascie in epimizija.

- Povrhnja fascia je sestavljena iz mehkega podkožnega vezivnega tkiva, ki vsebuje mrežo kolagena kot tudi večino elastičnega tkiva. Odsotna je na podplatih, stopalih, dlaneh rok in na obrazu (Stecco, 2004).
- Globoka fascia je sestavljena iz vezivnih membran, ki ovijejo vse mišice. Globoka fascia brez maščobe formira ovojnico za živce in žile, specializirana je okoli sklepov, da tvori ali okrepi ligamente, ovije različne organe in žleze in združuje celotno strukturo v čvrsto, kompaktno maso (Stecco, 2004).
- Epimizij obsega fascio, ki obdaja vsako mišico posebej in se nadaljuje s perimizijem in endomizijem. Te fascialne strukture razdelijo mišice v številne snope: znotraj snopov endomizij vsebuje nekaj elastičnega tkiva in nič adipoznih celic, izven snopa perimizij vsebuje veliko elastičnega tkiva kot tudi adipozne celice. Epimizij presega ekstremitete mišic s fibrozno ovojnico in fibroznim vezivom (Stecco, 2004).

1.3 Tensegريتeta

Predno se posvetimo fascialnim linijam in metodi fascialnega raztezanja je potrebno razumeti določene koncepte, ki nam nudijo podlago za boljše razumevanje le-teh. Eden izmed konceptov je nedvomno tensegريتeta.

Izraz tensegريتeta je zloženka besed tension in integrity (napetost in trdnost), ki jo je skoval R. Buckminster Fuller (1979), ki tensegريتeto definira kot sistem v samostojnem ravnovesnem stanju, sestavljen iz množice ločenih, tlačno obremenjenih komponent znotraj množice povezanih napetih komponent.

Izraz tensegريتeta je za človeško telo pomemben zato, ker se izraža v vsakem delu našega telesa. Vseh 206 kosti, ki sestavljajo naše telo, se konstanto bori proti gravitaciji in so prek mišične napetosti, tetiv in ligamentov stabilizirane v vertikalni smeri. Z drugimi besedami je tensegريتeta v našem telesu sestavljena iz kosti, ki predstavljajo kompresijo, in iz mišic, tetiv ter ligamentov, ki predstavljajo tenzijo. Prav tako so proteini in druge ključne molekule v našem telesu stabilizirane, upoštevajoč principa tensegريتete (Ingber, 1998).

Anatomija deluje tako, da proučuje določene dele mišične strukture in segmentira telo po mišicah. Vendar ko nam znanje omogoča razumevanje posameznih delov mišične strukture, potem moramo posamezne dele sestaviti in povezati skupaj nazaj v celoto (Musculino, 2011).

Razumevanje kineziologije kot vede zahteva več kot le poznavanje individualnih mišic. Potrebno je kompleksnejše razumevanje interakcije med mišicami, ki nam da širšo sliko delovanja mišične strukture in funkcije (Musculino, 2011).

Da bi najbolje razumeli, kako mišice sovpadajo v fascialno mrežo, moramo na telo gledati z vidika vezivnega in fascialnega tkiva (Musculino, 2011).

Fascialna tkiva obdajajo vsako mišično vlakno posebej, vsako mišično vreteno in celotno mišico. Z drugimi besedami je fascialno tkivo, ki sestavlja tetive in aponevroze, sestavni del mišice in obdaja celoten trebuh mišice. V bistvu bi lahko izraz mišica zamenjali z izrazom miofascialna enota, saj je sestavljena iz mišične in fascialne strukture, ki sta tesno povezani v neločljivo enoto (Musculino, 2011).

Vendar tudi miofascialne enote niso neodvisne enote, temveč so povezane z drugimi miofascialnimi enotami v obliki fascialnih linij (Musculino, 2011).

Pihlman, Luomala, Heiskanen in Stecco (2015) so dokazali, da mišice tvorijo celotno mrežo in ne delujejo v izolaciji. To so izmerili z ultrazvokom in potrdili svoje trditve z EMG. Njihove ugotovitve poudarjajo pomen funkcionalnih gibalnih vzorcev in idejo miofascialne anatomije ter njeno kompleksnost.

1.4 Fascialne linije

Fascialne linije smatramo kot linije potega, po katerih se prenašajo sile in vplivajo na strukturo in funkcionalnost telesa. Teorija fascialnih linij pomaga manualnim in gibalnim terapevtom razumeti, kako del strukture vpliva na oddaljeno strukturo v telesu (Myers, 2016). V diplomskem delu smo se osredotočili predvsem na zadnjo fascialno linijo, vendar je poznavanje ostalih linij nujno, saj so v neposredni povezavi med seboj. Na primer zadnja fascialna linija je v nasprotnem sorazmerju s sprednjo fascialno linijo. Torej z manipulacijo sprednje fascialne linije lahko popravimo zadnjo fascialno linijo. V nadaljevanju vam bomo predstavili potek linij in na kratko opisali njihove osnovne funkcije.

1.4.1 Zadnja fascialna linija

Zadnja fascialna linija (ZFL) ščiti celotno zadnjo površino telesa kot nekakšen ščit. Od podplata do glave poteka v dveh delih, in sicer od prstov na nogi do kolen in od kolen do obrvi. V drži na mestu, ko so kolena iztegnjena, deluje kot neprekinjena linija (Myers, 2009).

V dinamičnem okolju nam ZFL omogoča izteg hrbtenice in kolkov ter upogib kolen in gležnjev. V procesu razvoja izteguje telo iz embriološke fleksije in ga postopoma dviga do stoječega položaja (Earls in Myers, 2010).

ZFL drži telo pokonci in združuje številne primarne in sekundarne krivine skeleta. To se odraža v bolj gosti ZFL z močnimi pasovi počasnih mišičnih vlaken na nogah in hrbtenici (Earls in Myers, 2010).

Slika 1: Zadnja fascialna linija



(Myers, 2009)

1.4.2 Sprednja fascialna linija

Sprednja fascialna linija (SFL) povezuje celotno sprednjo površino telesa od narta do stranskega dela lobanje v dveh delih, in sicer od narta do medenice in od medenice do glave. Ko je kolk v iztegnjenem položaju, deluje kot neprekinjena linija integrirane fascie (Myers, 2009).

S prevlado hitrih mišičnih vlaken nam SFL v procesu gibanja omogoča upogib trupa, upogib kolkov in izteg kolen ter upogib stopal, medtem ko nam v mirovanju stoje omogoča upogib vratu in ohranja izteg kolen in kolkov ter ščiti mehka tkiva v območju trebušne votline. V primerjavi z gravitacijsko linijo nudi podporo v ključnih delih skeleta – pubična kost, prsni koš in obraz. Prav tako je v nasprotnem sorazmerju z zadnjo fascialno linijo (Earls in Myers, 2010).

Slika 2: *Sprednja fascialna linija*



(Myers, 2009)

1.4.3 Lateralna linija

Lateralna linija (LL) nudi oporo lateralnemu delu telesa od srede zunanega dela stopala in poteka po zunanji strani gležnja, noge in stegna vse do trupa. Konča se na lobanji v bližini našega slušnega aparata (Myers, 2009).

Omogoča nam gibalne vzorce v frontalni ravnini, torej stranski upogib hrbtenice, primik kolkov in everzijo stopal (Earls in Myers, 2010).

Kot smo že omenili, je ZFL v nasprotnem sorazmerju s SFL, in obratno. Enako velja za lateralni liniji, ki sta si v nasprotnem sorazmerju in nam zato omogočata zavestno zaviranje stranskega upogiba trupa in rotacijo trupa (Earls in Myers, 2010).

V stoječem položaju nam nudita oporo na levi in desni strani telesa. Prav tako nam pri hoji LL nudi oporo pri upogibu in iztegu kolkov ter preprečuje stranska gibanja, predvsem primik kolkov, ki je nepotreben in energijsko potraten (Earls in Myers, 2010).

Slika 3: *Lateralna linija*



(Myers, 2009)

1.4.4 Spiralna linija

Spiralna linija ovija (SPL) telo v dvojni spirali in združuje obe polovici lobanje. Poteka prek zgornjega dela hrbta do nasprotnega ramena in se okoli reber križa v višini popka do kolka. Od kolka poteka po stranskem delu stegna in sprednjem delu golenice do notranjega stopalnega loka pod stopalom ter nazaj navzgor po zunanji strani noge do trtice, kjer se združi z mišico erector spinae. Od tam se zaključi na lobanji (Myers, 2009).

V dinamičnem okolju omogoča številne gibalne vzorce, saj je neposredno povezana s SFL in ZFL ter funkcionalno linijo. V glavnem ustvari rotacijske sile in omogoča prenos sil po telesu.

Kot lahko vidimo na sliki 4, v stoječem položaju ovije trup v dvojni vijačnici, kar pomaga pri vzdrževanju vzravnane položaja hrbtenice in nudi ravnotežje v vseh treh ravninah. SPL povezuje stopalna loka s koleni in medenico. Pogosto kompenzira neravnovesja v hrbtenici in medenici (Earls in Myers, 2010).

Slika 4: Spiralna linija



(Myers, 2009)

1.4.5 Linije rok

Linije rok (LR) vsebujejo več »prehodov« fascialnih povezav med vzdolžnimi linijami. Tako kot je pomembna stabilnost v nogah, je pri rokah poudarek na mobilnosti. Večja gibljivost ramenskega obroča zahteva več fascialnih linij okoli sklepa, ki omogočajo kontrolo in stabilizacijo sklepa. Fascialne LR so urejene z globoko in povrhnjo plastjo vzdolž sprednje in zadnje strani roke (Myers, 2009).

Fascialne LR nam omogočajo, da v dinamičnem okolju postavimo roke v primeren položaj za nalogo, ki si jo zadamo, še predno se tega sami zavemo. Raztezajo se preko več deset sklepov in nam omogočajo, da odrinemo ali prinesemo predmete k telesu, potisnemo ali povlečemo določen predmet, stabilizirajo naše telo ali držijo roke na miru, da lahko beremo (Earls in Myers, 2010).

Linije rok ne vplivajo neposredno na telesno držo, saj niso del aksialnega skeleta. Kljub temu teža ramen in rok ob nepravilni postavitvi v mirovanju ali gibanju vpliva na ostale fascialne linije. Prav tako strukturno nesorazmerje trupa vpliva na učinkovitost rok pri specifičnih nalogah (Earls in Myers, 2010).

Slika 5: Povrhnja in globoka linija rok spredaj in zadaj



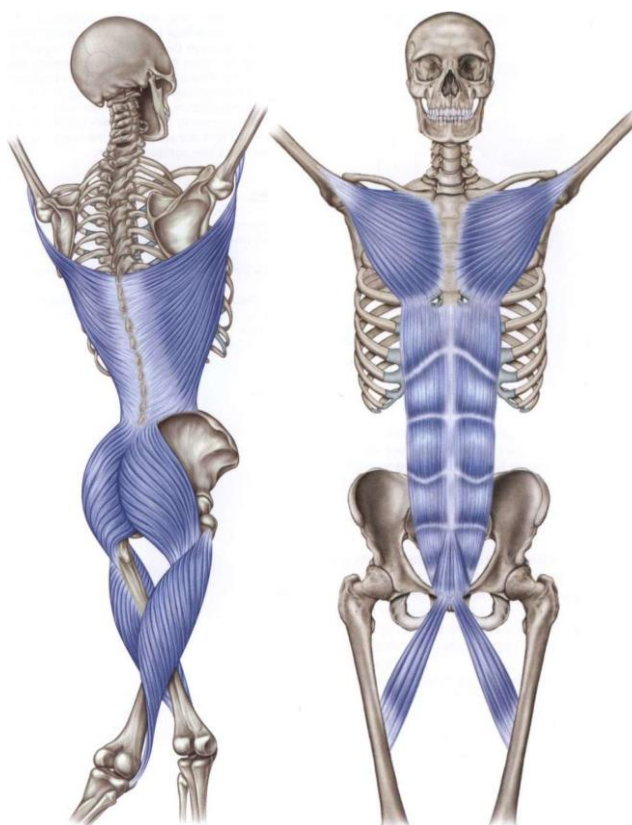
(Myers, 2009)

1.4.6 Funkcionalna linija

Funkcionalna linija (FL) deluje kot podaljšek linije rok in seže od prsne mišice do nasprotne noge. Že njeno poimenovanje »funkcionalna« kaže na to, da se za razliko od drugih linij redkeje vključi v manipulacijo telesne drže. Aktivira se predvsem pri atletskih aktivnostih, kjer je del telesa stabiliziran in deluje kot protiutež. Za primer lahko vzamemo met kopja ali met pri bejzbolu, kjer igralec prenese silo z leve noge in levega kolka do objekta, ki ga vrže z roko (Myers, 2009).

Funkcionalna linija nam omogoča, da ustvarimo eksplozivnost in natančnost gibanja rok in nog, tako da iztegne roko in jo nato pelje do nasprotne noge. Teža roke nudi vztrajnostni moment pri udarcu žoge z nogo, ali gledano z nasprotne strani gibanje medenice pripomore k udarcu pri tenisu. Njena najbolj pomembna funkcija je, da nam nudi ravnotežje med ramenom in nasprotnim kolkom pri vsakem koraku (Myers, 2009).

Slika 6: Sprednja in zadnja funkcionalna linija



(Myers, 2009)

1.4.7 Globoka sprednja linija

Globoka sprednja linija (GSL) se začne na podplatu in poteka po zadnji strani kolena do notranjega dela stegna. Od tam prečka kolk, medenico in ledveni del vse do prsnega koša ter konča na spodnjem delu lobanje in čeljusti.

Nahaja se med sprednjo in zadnjo fascialno linijo v sagitalni ravnini, med dvema lateralnima linijama in ovita s spiralno linijo ter funkcionalno linijo. GSL vsebuje številne podporne mišice in ima zaradi interne postavitve največjo fascialno gostoto izmed vseh linij (Earls in Myers, 2010).

Z vidika funkcionalnosti vpliva na dihanje prek diafragme in na sam ritem hoje preko mišice psoas (Earls in Myers, 2010).

Zaradi globlje lege lahko spregledamo pomembnost GSL pri telesni drži in gibanju. Dimenzionalno razumevanje je nujno, če želimo uspešno aplikacijo pri uporabi metod manualne ali gibalne terapije. Disfunkcije GSL so komaj opazne, vendar postopoma vodijo na površje in povzročajo večje težave, zato je obnovitev ustreznega delovanja GSL daleč najboljša preventiva (Earls in Myers, 2010).

Slika 7: Globoko sprednja linija



(Myers, 2009)

1.5 Dokazi o obstoju fascialnih linij

Wilke idr. (2016) so izvedli študijo literature od leta 1900 do leta 2014 z namenom dokazati obstoj fascialnih linij. Osredotočili so se na sprednjo fascialno linijo, zadnjo fascialno linijo, lateralno linijo, spiralno linijo in funkcionalno linijo. Študije so pokazale, da obstaja močna povezava pri treh od šestih fascialnih linij, in sicer za zadnjo fascialno linijo, zadnjo in sprednjo funkcionalno linijo. Pri zadnji fascialni liniji je 15 študij dokazalo povezavo med plantarno fascio in mišico gastrocnemius; med mišico gastrocnemius in zadnjimi stegenskimi mišicami; med zadnjimi stegenskimi mišicami in mišico erector spinae. Zmerna povezava je bila ugotovljena pri spiralni liniji in lateralni liniji. Niso pa dokazali obstoja sprednje fascialne linije.

Večina študij je za metodo merjenja uporabila elektromiogram in teste gibljivosti. Na primer Weisman, Haddad, Lavi in Vulfsons (2014) so s pomočjo elektromiografije ugotovili signifikantno asociacijo med mišicami ZFL, in sicer tako, da so namestili elektrode na specifična mesta ZFL. Preiskovanci so izvedli pet testov, in sicer pasivni, aktivni in aktivni izteg proti uporju mišice gastrocnemius ter izteg vratu proti uporju in brez uporja v ležečem položaju na trebuhu. Aktivni izteg proti uporju je pokazal signifikantno korelacijo pri skoraj vseh nameščenih elektrodah. Izteg vratu proti uporju in brez uporja je prav tako pokazal signifikantno korelacijo med mišicami ledvenega dela in zadnjimi stegenskimi mišicami.

Rezultat študije omogoča manualnim terapevtom in gibalnim terapevtom ter športnim trenerjem sestavo bolj primernih diagnostičnih, terapevtskih in vadbenih strategij (Myers, 2016).

1.6 Metoda fascialnega raztezanja

Betts, Cannavan, Clancy in Kovali (2015) so primerjali metodo statičnega raztezanja z metodo fascialne tehnike sproščanja ligamentov (LIFT). Namen metode LIFT je povečanje razpona giba z nežno manipulacijo ligamentov. Ugotovili so, da je metoda LIFT signifikantno povečala razpon giba zadnje stegenske mišice v primerjavi z metodo statičnega raztezanja.

Klasične metode raztezanja ne upoštevajo fascialnega sistema v celoti. Če upoštevamo dejstvo, da mišična fascia predstavlja največji upor v telesu, in sicer kar 41 % (Biagioli, 2007), potem moramo ovrednotiti vpliv fascie na povečanje gibljivosti.

Pri tehniki kompletnega raztezanja upoštevamo celotno fascialno linijo, po kateri lahko prenašamo tenzijo po telesu.

Za primer lahko vzamemo zadnjo fascialno linijo (glej sliko 1). Če je mišica gastrocnemius zakrčena, lahko tenzijo prenesemo do zadnje stegenske mišice prek fascialnih povezav. Od tam se tenzija prenese prek fascie ledvenega dela hrbtenice do mišice erector spinae (Musculino, 2011).

Raztezanje izvedemo tako, da raztegemo vse mišice v verigi in zadržimo ta položaj kot v primeru statičnega raztezanja, le da se osredotočimo na celotno fascialno linijo in ne le na določeno mišico.

Do sedaj so raziskovalci dokazali obstoj fascialnih linij in prenos sile med mišicami iste fascialne linije (Hyouk in Kang, 2013; Wilke, Niederer, Vogt in Banzer, 2016). Vendar so raziskave pomanjkljive. Na primer Wilke idr. (2015) so dokazali, da raztezanje mišic spodnjega dela zadnje fascialne linije vpliva na razpon giba v vratu. Uporabili so statično raztezanje za mišico gastrocnemius in za zadnje stegenske mišice. Nismo pa zasledili nobenih raziskav na temo raztezanja celotne fascialne linije in njenega vpliva na gibljivost, preventivo, gibalne sposobnosti ali na manipulacijo telesne drže.

Menim, da bi študije v bodoče morale raziskati vpliv ostalih linij na fleksibilnost posameznih sklepov in ugotoviti, če obstaja povezava med fascialnimi linijami ter raziskati vpliv raztezanja mišic ene fascialne linije na tenzijo mišic drugih fascialnih linij, s katerimi je v interakciji.

1.7 Opis tenziomiografske metode

»Metoda TMG se je razvijala že od leta 1990, sprva na področju medicine, od leta 1996 pa tudi na področju vrhunškega športa. Princip metode je bil tehnološko izdelan na način, ki ustreza vsem zahtevam diagnostike v modernem športu. Na enostaven in hiter način lahko izmerimo status vseh pomembnejših površinskih skeletnih mišic, z uporabo odločitvenih kriterijev in obširne baze podatkov po posameznih športih se izvede izpis

rezultatov in nekaj sekund po končani meritvi že sledi interpretacija. Metoda TMG je edinstvena v svetu, saj je edina metoda, s katero lahko na neboleč (neinvaziven) način spremljamo časovne kontraktilne lastnosti (npr. čas krčenja, čas sproščanja) le ene izbrane mišice. Mehanski odziv mišice je zajet v pravokotni smeri glede na delovanje mišice in s tem je manj prizadet s strani tetiv in sklepov, ki v longitudinalni smeri zadušijo hitre spremembe odziva.

Današnji spekter uporabnikov metode TMG je zelo širok. Uporabljajo jo mladi športniki, ki si z metodo TMG pomagajo pri odločitvi o športni poti, vrhunski športniki za preventivo in kurativo poškodb ter optimizacijo trenažnega procesa (določitev serij vadbe in počitka med vadbo), številni rekreativci, ki želijo izboljšati svoje sposobnosti na bolj varen način, in ne nazadnje tudi bolniki z živčno-mišičnimi obolenji.« (Šimunič, 2013)

Tenzimiografija je metoda, ki meri kontraktilne lastnosti posameznih mišičnih glav, in sicer predvsem čas krčenja in maksimalni odmik trebuha mišice (Valenčič in Knez, 1997). Šimunič idr. (2011) je pokazal, da je čas krčenja pomemben pokazatelj aktivne mišične sestave ob krčenju. Pišot idr. (2008) pa so pokazali, da je maksimalni odmik povezan z mišično atrofijo, a sta Šimunič in Pišot (2008) pokazala, da je maksimalni odmik povezan tudi z mišičnim tonusom. Metoda je neinvazivna in enostavna za uporabo in še ni bila uporabljena v študijah z manipulacijo gibljivosti.

Pozitivna stran uporabe metode TMG je tudi v tem, da je izjemno ponovljiva (Šimunič, 2012) in objektivna, ne zahteva nobenega napora od merjenca ter je neodvisna od njegovega trenutnega razpoloženja. Je precej enostavna za uporabo in visoko ponovljiva ter objektivna. Njena uporaba je hitra, saj smo za meritev ene osebe porabili 5 minut. Vendar ima tudi svoje negativne lastnosti, saj merimo lahko le povrhnje mišice in mišične skupine. Še večji manko TMG metode vidim v tem, da lahko merimo merjence le v mirovanju, medtem ko želimo z dobljenimi podatki izboljšati stanje posameznika pri vsakodnevnem delovanju ali športni panogi, torej v dinamičnem okolju.

1.8 Predmet, problem, cilji in hipoteze

Veliko raziskav je narejenih na področju raztezanja, predvsem primerjav različnih metod raztezanja. Metode raztezanja delimo na statično raztezanje, dinamično raztezanje,

balistično raztezanje, metodo PNF idr. Premalo je raziskav, ki bi ovrednotile lokalno in kompleksno raztezanje znotraj posamezne metode raztezanja.

Veliko nejasnega je še posebej na področju ovojníc (fascie) in kompletnega raztezanja. Ker pa vemo, da je notranjost našega telesa obdana s fascio, lahko z manipulacijo le-te bistveno vplivamo na držo telesa. Prav tako je veliko raziskav na temo delnega raztezanja in vpliv tega na gibljivost sklepa, ki je v direktni povezavi z mišico, katero raztezamo (npr. raztezanje mišice biceps femoris in njen vpliv na gibljivost kolenskega sklepa). Malo je raziskav na temo raztezanja in vpliva tega na gibljivost oddaljene strukture (npr. raztezanje mišice biceps femoris in njen vpliv na gibljivost mišice erector spinae v cervikalnem delu hrbtenice).

Namen diplomske naloge je primerjati dve tehniki raztezanja in dokazati fascialno povezanost med mišicami zadnje fascialne linije.

Cilji:

C1: Raziskati vpliv delnega raztezanja plantarnih upogibalk in kompletnega raztezanja celotne zadnje fascialne linije na gibljivost plantarnih upogibalk in izbranih sklepov zadnje fascialne linije.

C2: Raziskati vpliv delnega raztezanja plantarnih upogibalk in kompletnega raztezanja celotne zadnje fascialne linije na kontraktilne lastnosti izbranih mišic v zadnji fascialni liniji.

Hipoteze:

H1.1: Gibljivost plantarnih upogibalk se bo povečala enako po delnem raztezanju upogibalk kot tudi po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije;

H1.2: Gibljivost ostalih segmentov zadnje fascialne linije se bo povečala bolj po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije kot po delnem raztezanju plantarnih upogibalk;

H2.1: Tonus mišice gastrocnemius medialis se zmanjša enako po delnem raztezanju plantarnih upogibalk kot tudi po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije;

H2.2: Čas krčenja mišice gastrocnemius medialis se podaljša enako po delnem raztezanju plantarnih upogibalk kot tudi po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije;

H2.3: Tonus mišice biceps femoris se zmanjša bolj po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije kot po delnem raztezanju plantarnih upogibalk;

H2.4: Čas krčenja mišice biceps femoris se podaljša bolj po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije kot po delnem raztezanju plantarnih upogibalk;

H2.5: Tonus mišice erector spinae se zmanjša bolj po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije kot po delnem raztezanju plantarnih upogibalk;

H2.6: Čas krčenja mišice erector spinae se podaljša bolj po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije kot po delnem raztezanju plantarnih upogibalk.

2 METODE DELA

2.1 Preiskovanci

V raziskavo smo vključili 12 oseb (6 moškega in 6 ženskega spola). V Tabeli 1 so prikazani osnovni antropometrični podatki.

Tabela 1: Osnovni antropometrični podatki preiskovancev

	Preiskovanci
N	12
Starost / leta	22,4 ± 1,8
Telesna višina / cm	176,1 ± +6,3
Telesna masa / kg	69,8 ± 10,0

Vsi preiskovanci so bili zdravi, brez večjih skeletno mišičnih obolenj. Rekrutirali smo jih z oglasom iz vrst študentov aplikativne kineziologije. Pred pristopom k raziskavi smo vsakemu predstavili potek raziskave in našo motivacijo za delo, jih pozvali, da se med 5-dnevno raziskavo izogibajo večjim telesnim naporom, ter je vsak od njih podpisal pisno soglasje.

2.2 Raziskovalni načrt

Uporabili smo Latin Square dizajn, v katerem je vsak od preiskovancev opravil 4 vrste raztezanja, in sicer:

- raztezanje z valjanjem pri nizki hitrosti;
- raztezanje z valjanjem pri visoki hitrosti;
- tehnika delnega raztezanje (klasični stretching);
- tehnika kompletnega raztezanje (fascialno raztezanje).

Med posameznimi raztezanji je minilo 24 ur, skupaj 4 dni. Meritve smo opravili tik pred in takoj po raztezanju. V analizo te diplomske naloge smo vključili podatke iz:

- tehnika delnega raztezanje (klasični stretching);
- tehnika kompletnega raztezanje (fascialno raztezanje).

2.3 Merilni postopki

2.3.1 Antropometrične meritve

Telesno višino in maso smo izmerili z uporabo klasičnih metod. Merjence smo merili brez obutve in v športnih oblačilih. Stali so sonožno v vzravnem položaju, kolena iztegnjena, roke prosto ob telesu in glava v horizontalni ravnini.

2.3.2 Merjenje največjih obsegov giba

Gibljivost posameznega segmenta telesa je bila izvedena z goniometrom, in sicer smo merili gibljivost:

- plantarnih upogibalk (največji kot plantarnega upogiba in iztega);
- iztegovalk trupa (predklon sede);
- upogibalk vratu (največji kot cervikalne fleksije).

2.3.3 Merjenje kontraktilnih lastnosti skeletnih mišic

Uporabili smo metodo TMG na izbranih mišicah dominantne strani telesa (po roki):

- zunanja glava mečne mišice (GS, gastrocnemius medialis);
- zunanja dvoglava upogibalka kolena (BF, biceps femoris);
- iztegovalka trupa (ES, erector spinae).

Senzor smo postavili pravokotno na kožo nad trebuh mišice, katerega smo določili vizualno in s pomočjo dražljajev na različnih točkah največjega odziva. Dve elektrodi smo postavili v oddaljenosti 5 cm, distalno (katoda) in proksimalno (anoda) glede na točko meritve. S povečanjem amplitude električnega dražljaja smo izmerili največji odziv TMG. Z izmerjenimi mehanskimi odzivi smo izračunali štiri časovne kontraktilne parametre in največjo amplitudo odziva (Valenčič in Knez, 1997):

- čas zakasnitve (T_d);
- čas krčenja (T_c);
- čas zadržka (T_s);
- čas polovičnega sproščanja (T_r);
- največja amplituda odziva (D_m).

2.3.4 Tehnike raztezanja

Uporabili smo dve tehniki raztezanja, in sicer delno raztezanje plantarnih upogibalk (stretching) in kompletno raztezanje zadnje fascialne linije. Tako pri delnem kot pri kompletnem raztezanju smo uporabili enak čas raztezanja, in sicer dvakrat po 30 sekund s 15-sekundnim premorom. Čas smo začeli odšteti, ko se je preiskovanec postavil v pravilen položaj.

Tehnika delnega raztezanja (po klasični metodi):

Za tehniko delnega raztezanja se je merjenec z dlanmi v višini ramen naslonil na steno, roke so bile iztegnjene. Glava in hrbtenica sta bili v nevtralnem položaju. Ena noga je bila iztegnjena in s celim stopalom na tleh. Noga, ki smo jo raztegovali, je bila s peto v kontaktu s tlemi, medtem ko so prsti bili naslonjeni na valj. Nato je merjenec prenesel ravnotežje naprej, dokler mu je gibljivost omogočala oziroma dokler je lahko imel peto v stiku s tlemi.

Slika 8: Tehnika delnega raztezanja



(osebni vir)

Tehnika kompletnega raztezanja (fascialna metoda):

Za tehniko kompletnega raztezanja je merjenec stal v širini bokov do ramen z iztegnjenimi koleno, nato je nesel zadnjico v vodoravni liniji nazaj. Istočasno je spustil trup do vodoravne linije oziroma dokler mu je gibljivost omogočala, pri tem je pazil, da je bil hrbet v nevtralnem položaju in vrat v fleksiji. Roke so bile iztegnjene in z dlanmi je bil naslonjen na steno.

Slika 9: Tehnika kompletnega raztezanja



(osebni vir)

2.3 Statistika

Vsi podatki so prikazani s povprečno vrednostjo \pm standardnim odklonom. Po zagotovitvi normalnosti porazdelitve z uporabo Q-Q plot kvalitativnega pregleda smo nadaljevali z uporabo parametričnih statističnih testov. Za potrjevanje hipotez H1.1, H1.2 in H2.1 ... H2.6 smo uporabili t-test za odvisne vzorce. Vse odločitve smo sprejemali pri stopnji tveganja $\alpha = 0,05$. V primeru značilnih razlik smo poročali še o velikosti učinka.

3 REZULTATI

3.1 Gibljivost plantarnih upogibalk in zadnje fascialne linije

H1.1: Gibljivost plantarnih upogibalk se bo povečala enako po delnem raztezanju upogibalk kot tudi po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije.

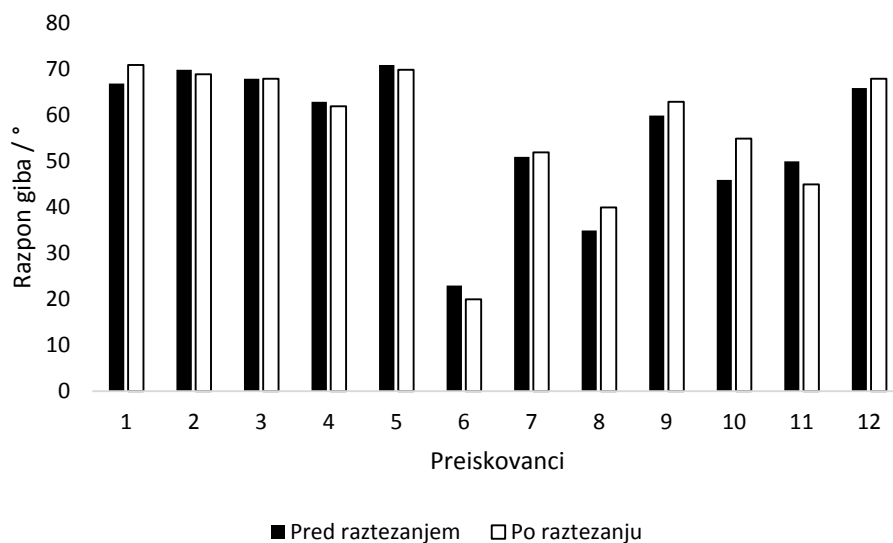
Tabela 2: Podatki gibljivosti metode delnega raztezanja

Delno raztezanje	Pred	Po	P	ES
Dorzalni upogib gležnja / °	15,3 ± 6,2	16,3 ± 6,5	0,173	-
Plantarni upogib gležnja / °	55,8 ± 15,2	56,9 ± 15,5	0,345	-
Predklon sede test / cm	12,3 ± 7,7	13,8 ± 8,6	0,057	-
Upogib vratu / °	52,3 ± 14,8	54,0 ± 12,2	0,480	-

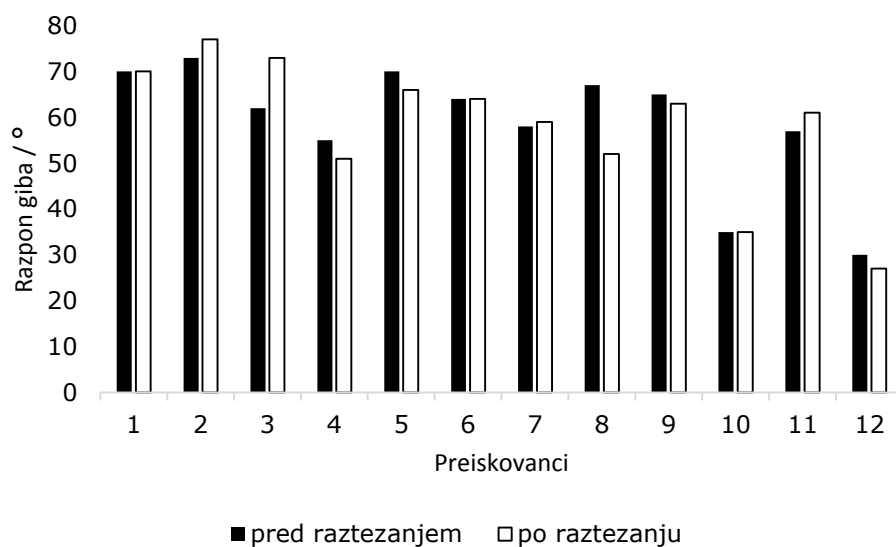
Tabela 3: Podatki gibljivosti metode kompletnega raztezanja

Kompletno raztezanje	Pred	Po	P	ES
Dorzalni upogib gležnja / °	15,1 ± 6,9	16,8 ± 7,1	0,241	-
Plantarni upogib gležnja / °	58,8 ± 13,5	58,2 ± 14,9	0,715	-
Predklon sede test / cm	12,4 ± 9,9	15,2 ± 9,1	0,004	0,28
Upogib vratu / °	49,7 ± 13,2	54,4 ± 13,9	0,028	0,36

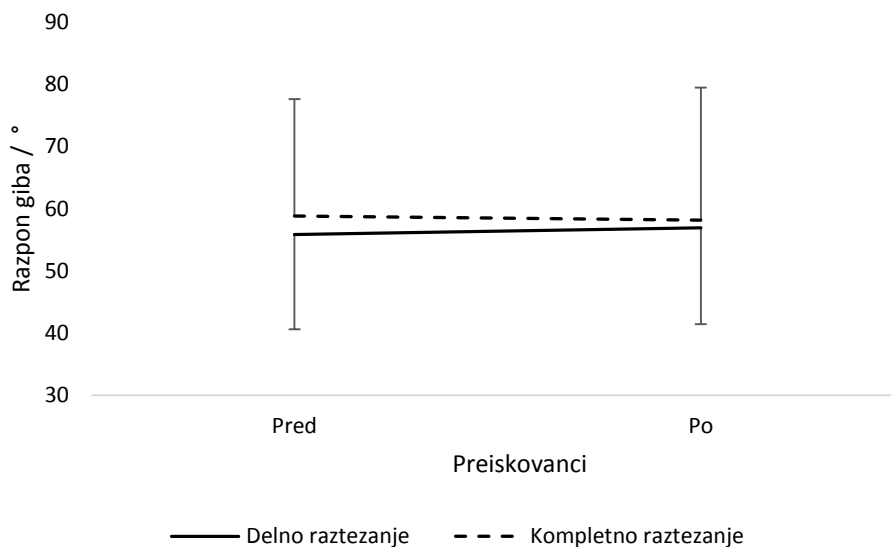
Slika 10: Razpon plantarnega upogiba pred in po delnem raztezanju



Slika 11: Razpon plantarnega upogiba pred in po kompletnem raztezanju



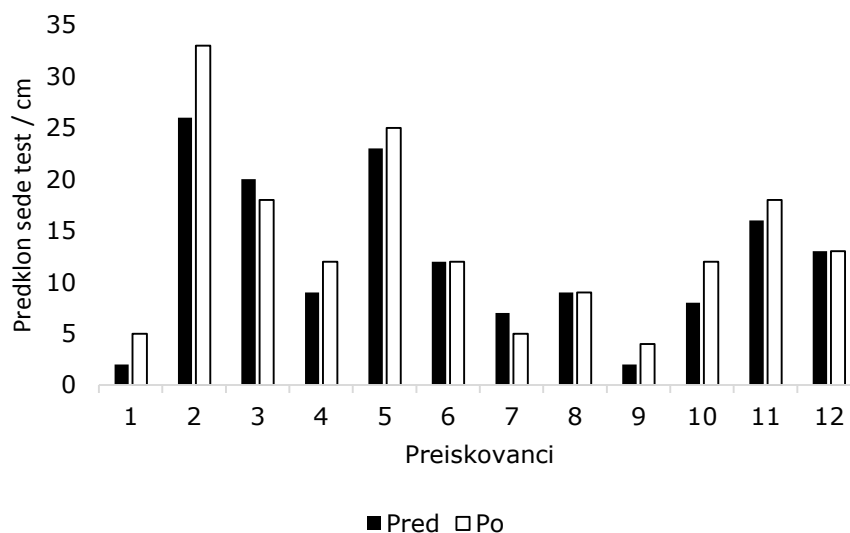
Slika 12: Primerjava povprečnih vrednosti razpona plantarnega upogiba pred in po obeh metodah raztezanja



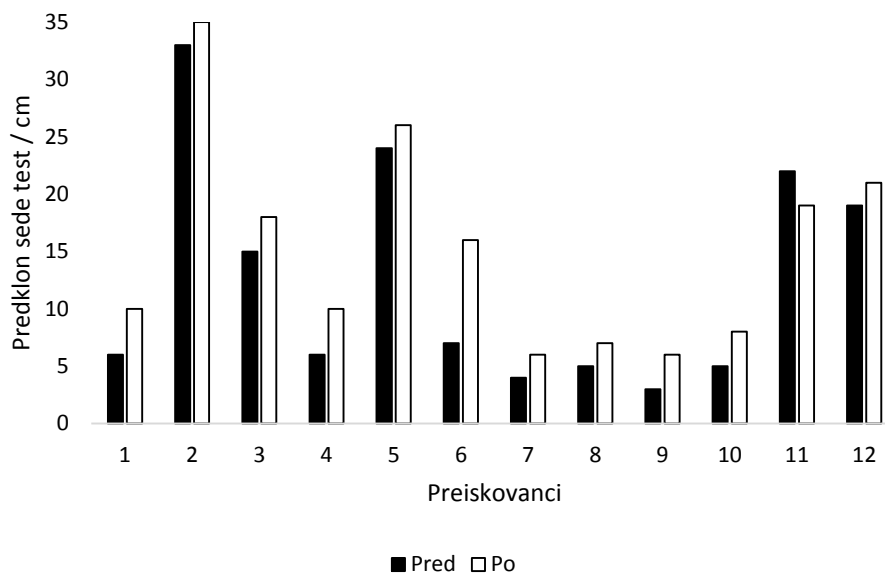
Hipotezo 1.1 lahko ovržemo, saj se gibljivost plantarne fleksije ne spremeni pri nobeni izmed metod.

H1.2: Gibljivost ostalih segmentov zadnje fascialne linije se bo povečala bolj po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije kot po delnem raztezanju plantarnih upogibalk.

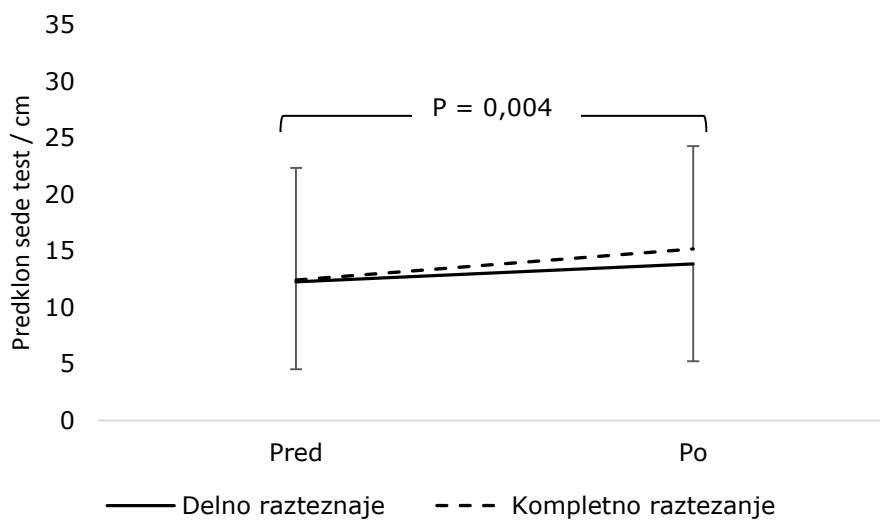
Slika 13: Razpon giba iztegovalk trupa pred in po delnem raztezanju



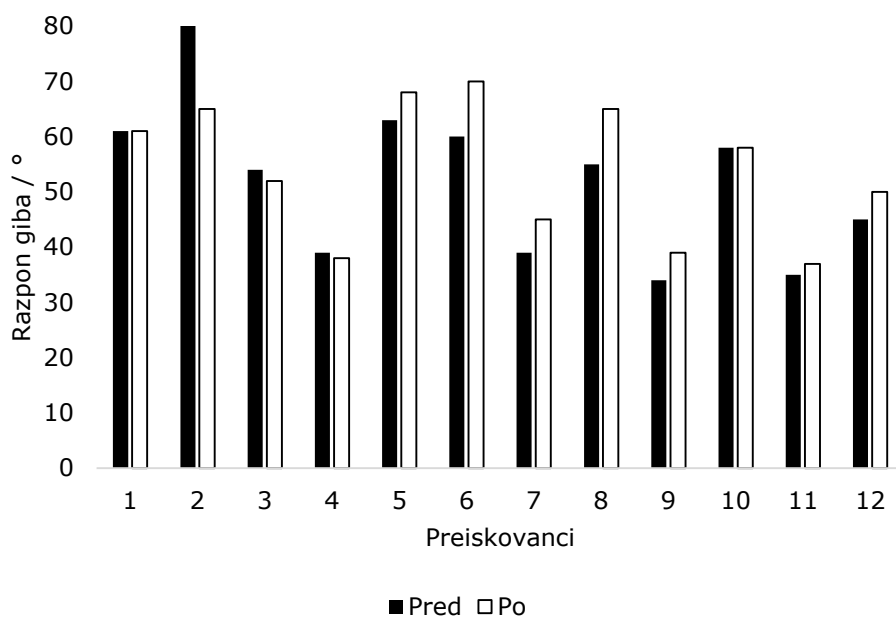
Slika 14: Razpon giba iztegovalk trupa pred in po kompletnem raztezanju



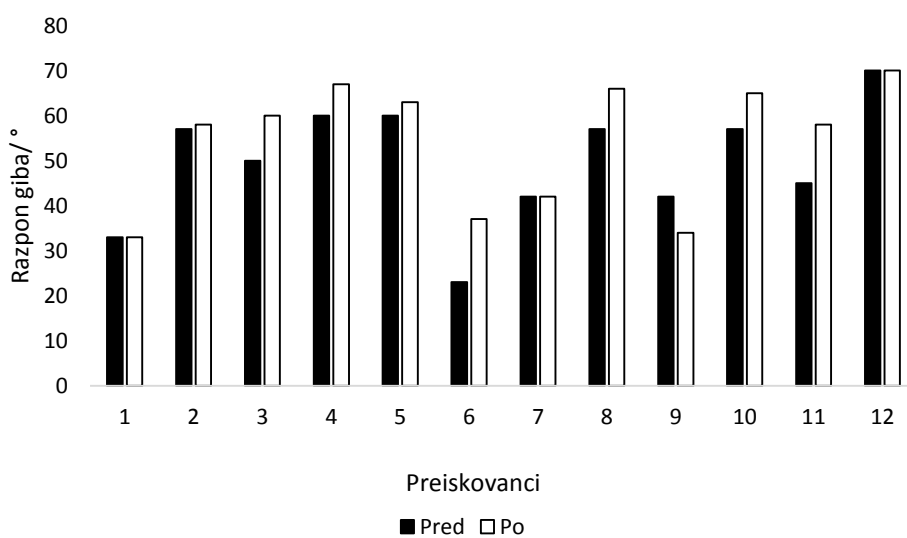
Slika 15: Primerjava povprečnih vrednosti razpona giba iztegovalk trupa obeh metod raztezanja



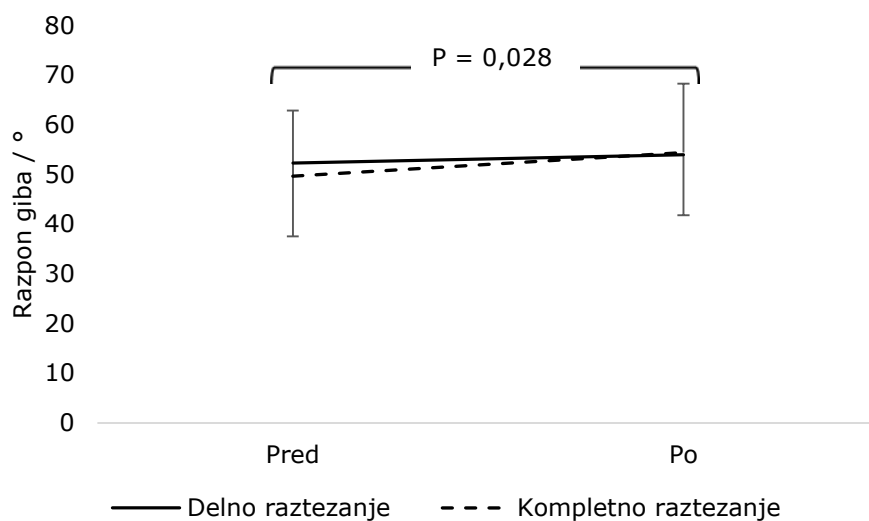
Slika 16: Razpon upogiba vratu pred in po delnem raztezanju



Slika 17: Razpon upogiba vratu pred in po kompletnem raztezanju



Slika 18: Primerjava povprečnih vrednosti razpona giba upogibalk vratu pred in po obeh metodah raztezanja



Hipotezo 1.2 lahko potrdimo za upogib iztegovalk trupa in upogib vratu, ki sta se povečala le po tehniki kompletnega raztezanja, medtem ko se dorzalni upogib gležnja ni povečal po nobeni tehniki raztezanja.

3.2 Kontraktilne lastnosti mišic zadnje fascialne linije

H2.1: Tonus mišice gastrocnemius medialis se zmanjša enako po delnem raztezanju plantarnih upogibalk kot tudi po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije;

Tabela 4: Kontraktilne lastnosti izbranih mišic pred in po delnem raztezanju

Mišica	Parameter	Pred	Po	P	ES
<i>Gastrocnemius medialis</i>	Td / ms	20,3 ± 1,30	19,7 ± 1,60	0,167	-
	Tc / ms	23,9 ± 3,60	24,1 ± 4,40	0,741	-
	Ts / ms	197 ± 31,2	204 ± 31,2	0,376	-
	Tr / ms	77,4 ± 51,9	88,1 ± 56,0	0,267	-
	Dm / mm	3,80 ± 1,20	3,80 ± 1,20	0,799	-
<i>Biceps femoris</i>	Td / ms	22,8 ± 3,10	23,0 ± 2,70	0,606	-
	Tc / ms	34,7 ± 13,1	39,6 ± 15,6	0,090	-
	Ts / ms	214 ± 34,4	210 ± 39,6	0,432	-
	Tr / ms	60,3 ± 23,0	58,9 ± 25,8	0,806	-
	Dm / mm	6,10 ± 3,00	5,60 ± 2,30	0,158	-
<i>Erector spinae</i>	Td / ms	18,3 ± 1,80	18,5 ± 1,70	0,679	-
	Tc / ms	15,3 ± 2,20	16,1 ± 3,50	0,241	-
	Ts / ms	92,0 ± 91,3	151 ± 127	0,080	-
	Tr / ms	73,2 ± 88,7	106 ± 112	0,388	-
	Dm / mm	4,40 ± 2,40	4,00 ± 2,10	0,282	-

Td...čas zakasnitve; Tc...čas krčenja; Ts...čas zadržka; Tr...polovični čas sproščanja; Dm...največja amplituda odziva

Tabela 5: Kontraktilne lastnosti izbranih mišic pred in po kompletnem raztezanju

Mišica	Parameter	Pred	Po	P	ES
<i>Gastrocnemius medialis</i>	Td / ms	20,3 ± 1,30	21,8 ± 3,30	0,233	-
	Tc / ms	25,6 ± 2,40	26,5 ± 4,90	0,363	-
	Ts / ms	191 ± 27,1	184 ± 35,5	0,410	-
	Tr / ms	95,1 ± 43,1	81,5 ± 47,7	0,153	-
	Dm / mm	4,10 ± 0,60	4,90 ± 1,30	0,025	1,27
<i>Biceps femoris</i>	Td / ms	23,9 ± 2,60	24,0 ± 2,20	0,894	-
	Tc / ms	35,3 ± 12,8	38,9 ± 14,2	0,374	-
	Ts / ms	212 ± 43,5	203 ± 71,2	0,492	-
	Tr / ms	57,3 ± 26,7	55,6 ± 22,5	0,771	-
	Dm / mm	5,60 ± 2,50	7,50 ± 3,20	0,025	0,78
<i>Erector spinae</i>	Td / ms	19,0 ± 3,00	18,4 ± 2,00	0,4223	-
	Tc / ms	15,0 ± 4,00	16,1 ± 2,60	0,162	-
	Ts / ms	118 ± 118	192 ± 211	0,186	-
	Tr / ms	99,1 ± 112	161 ± 215	0,265	-
	Dm / mm	4,00 ± 2,50	4,9 ± 2,10	0,034	0,39

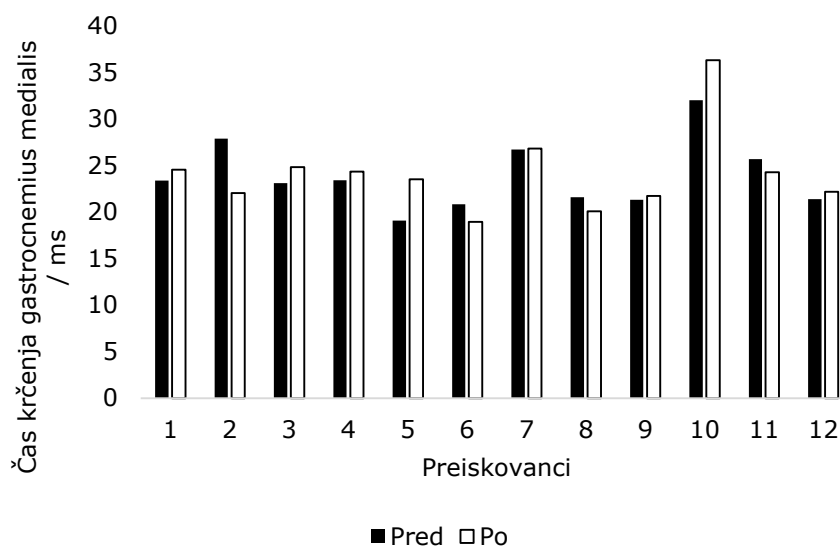
Td...čas zakasnitve; Tc...čas krčenja; Ts...čas zadržka; Tr...polovični čas sproščanja; Dm...največja amplituda odziva

V tabeli 4 in 5 smo pokazali vse kontraktilne lastnosti izbranih treh mišic glede na tehniko raztezanja, ki smo jo uporabili. Šimunič (2003) je ugotovil, da je maksimalni odklik trebuha mišic, ki ga izmerimo s parametrom Dm, v največji meri odvisen od mišičnega tonusa, in s tem opisuje mehansko togost oziroma mehkost trebuha mišice. Manjši kot je Dm, večja je mehanska togost trebuha mišice, in obratno (Šimunič, 2003; Pišot idr., 2008).

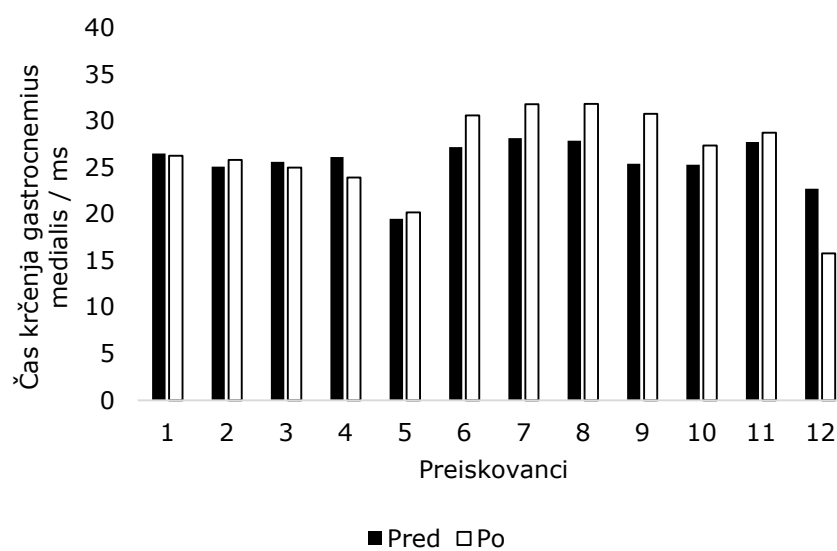
Hipotezo 2.1 lahko ovržemo, saj se tonus mišice gastrocnemius medialis signifikantno zmanjša oziroma se Dm poveča le po kompletnem raztezanju.

H2.2: Čas krčenja mišice gastrocnemius medialis se podaljša enako po delnem raztezanju plantarnih upogibalk kot tudi po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije;

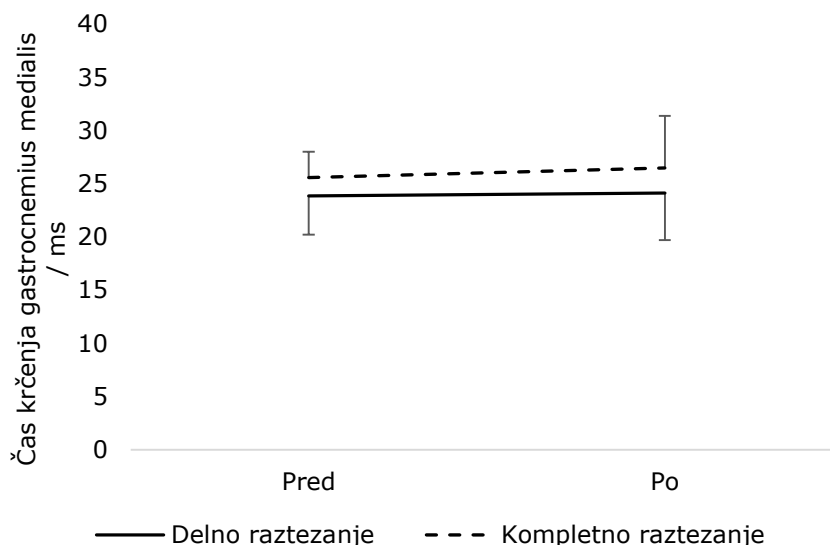
Slika 19: Čas krčenja mišice *gastrocnemius medialis* pred in po metodi delnega raztezanja



Slika 20: Čas krčenja mišice *gastrocnemius medialis* pred in po metodi kompletnega raztezanja



Slika 21: Primerjava povprečnih vrednosti časa krčenja mišice *gastrocnemius medialis* pred in po obeh metodah raztezanja



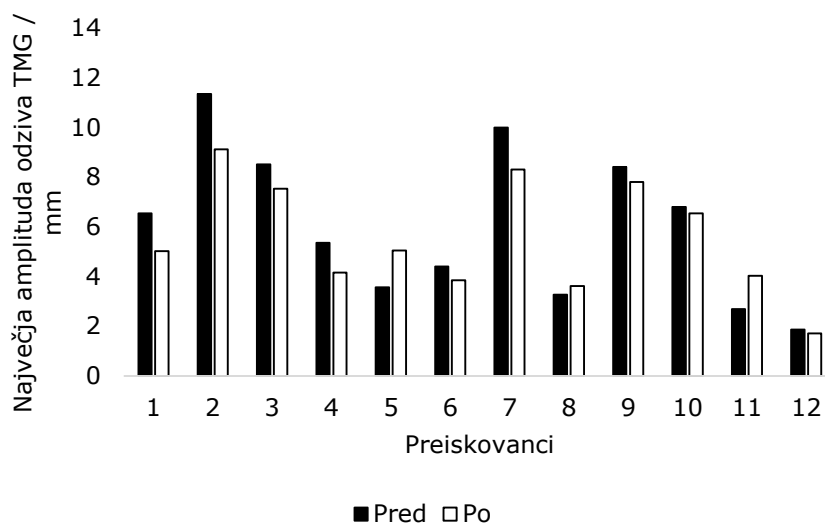
V tej analizi smo primerjali čas krčenja (T_c ; pridobljen s tenziomiografsko metodo) mišice *gastrocnemius medialis* med dvema tehnikama raztezanja: delna in kompletna. Parameter T_c je pomembno povezan s hitrostjo izvedbe giba (Dahmane, Djordjević, Šimunič in Valenčič, 2006; Praprotnik, Valenčič, Čoh in Šimunič, 2002) in odstotkom hitrih mišičnih vlaken (Dahmane idr.; 2000, 2005 in 2006; Šimunič idr., 2011). Dahmane idr. (2005) in Šimunič idr. (2011) so parameter T_c povezali z odstotkom počasnih mišičnih vlaken in pokazali, da imajo mišice z daljšim časom krčenja (T_c) večji odstotek počasnih mišičnih vlaken.

Slika 17 prikazuje čas krčenja mišice *gastrocnemius* pred in po tehniki delnega raztezanja. Tabela 5 prikazuje čas krčenja mišice *gastrocnemius* pred in po tehniki kompletnega raztezanja.

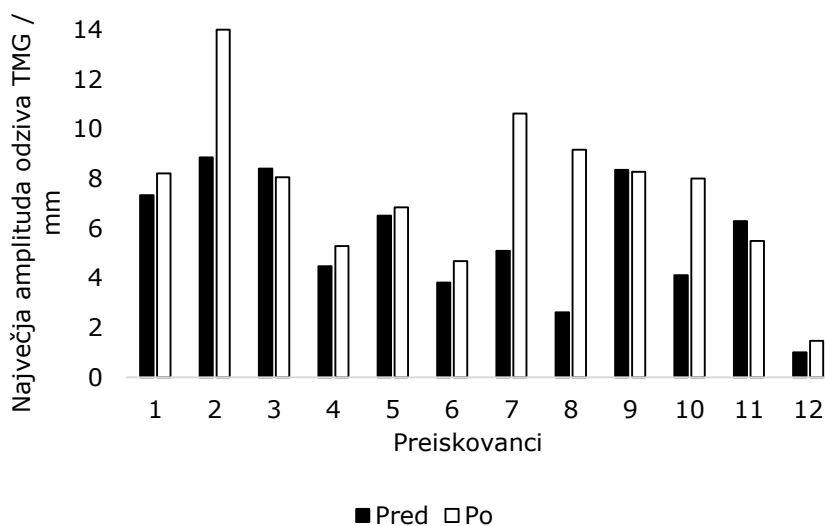
Hipotezo 2.2 zato ovržemo, saj se T_c ne spremeni po raztezanju obeh tehnik.

H2.3: Tonus mišice biceps femoris se zmanjša bolj po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije kot po delnem raztezanju plantarnih upogibalk;

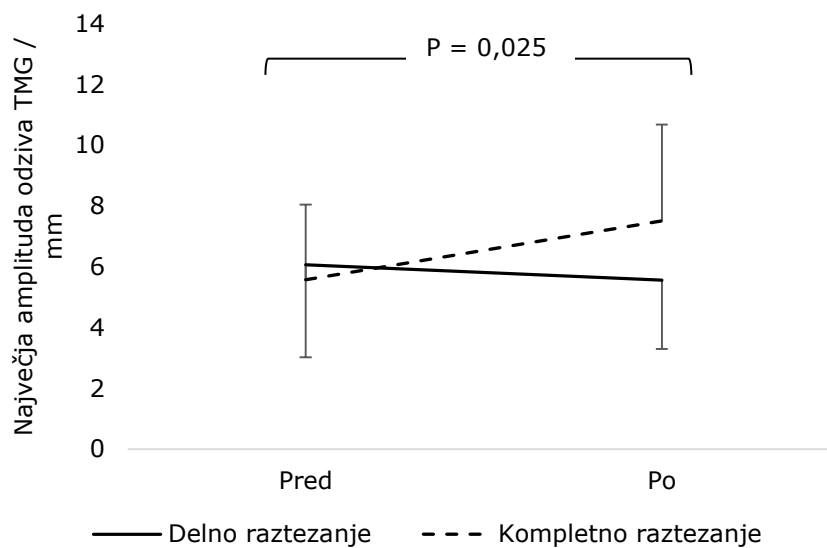
Slika 22: Največja amplituda odziva tenziomiograma (TMG) mišice biceps femoris pred in po metodi delnega raztezanja



Slika 23: Največja amplituda odziva tenziomiograma (TMG) mišice biceps femoris pred in po metodi kompletnega raztezanja



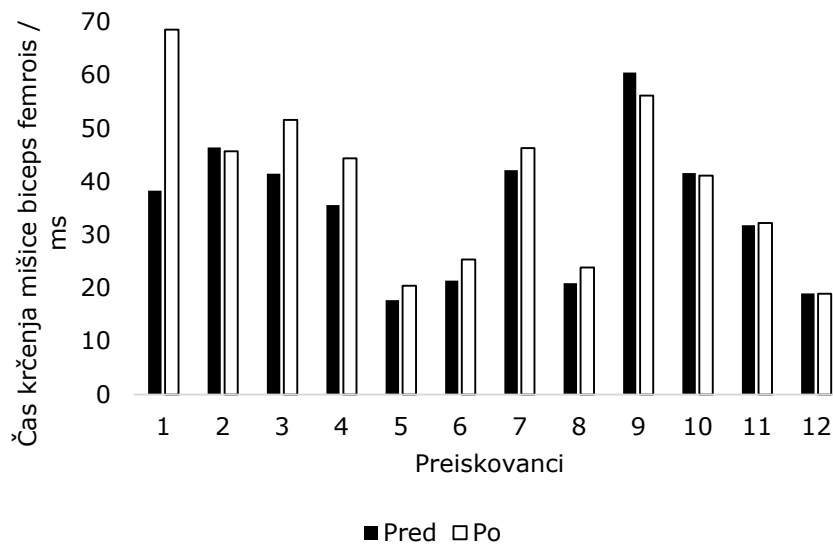
Slika 24: Primerjava povprečnih vrednosti največje amplitude odziva tenziomiograma (TMG) mišice biceps femoris obeh metod raztezanja



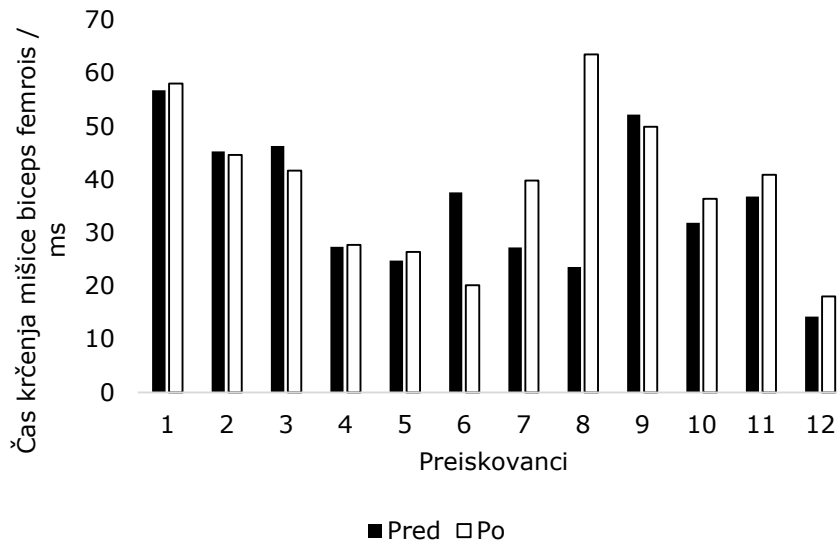
Hipotezo 2.3 lahko potrdimo, saj se je tonus mišice biceps femoris signifikantno zmanjšal (največja amplituda TM se je povečala) po kompletnem raztezanju, medtem ko je po delnem raztezanju ostal nespremenjen.

H2.4: Čas krčenja mišice biceps femoris se podaljša bolj po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije kot po delnem raztezanju plantarnih upogibalk;

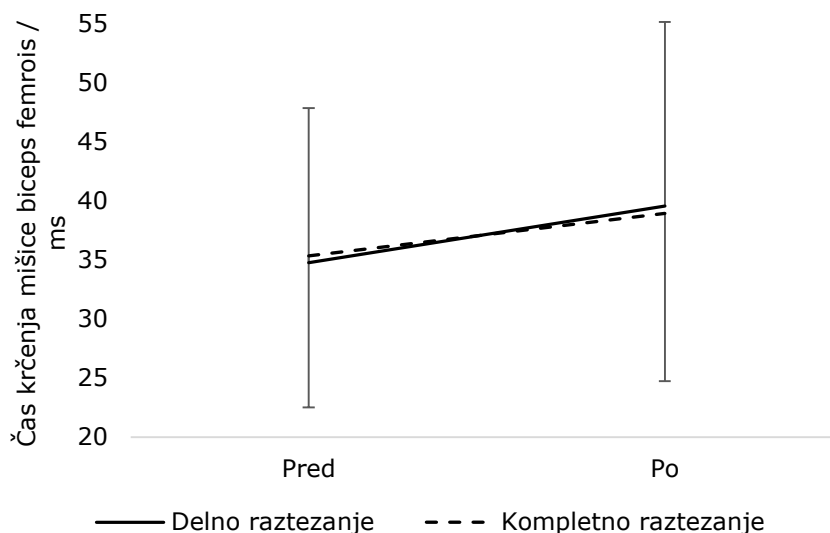
Slika 25: Čas krčenja mišice biceps femoris pred in po metodi delnega raztezanja



Slika 26: Čas krčenja mišice biceps femoris pred in po metodi kompletnega raztezanja



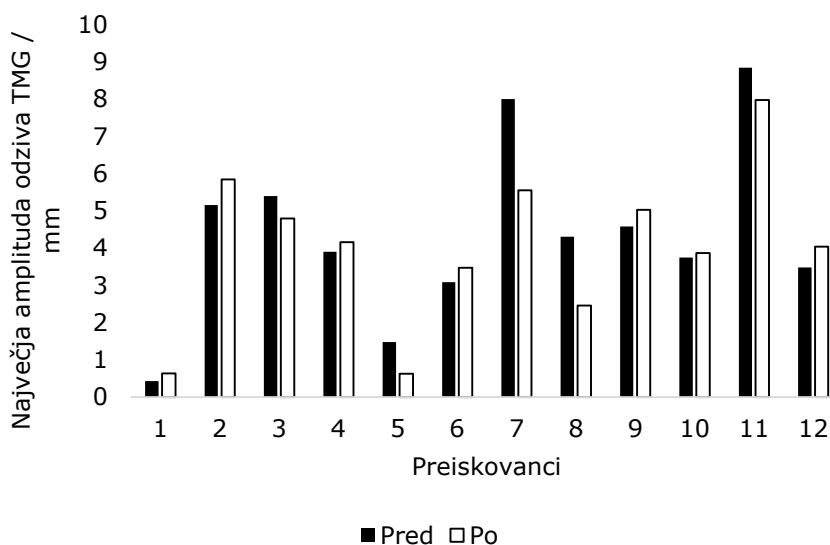
Slika 27: Primerjava povprečnih vrednosti časa krčenja mišice biceps femoris pred in po obeh metodah



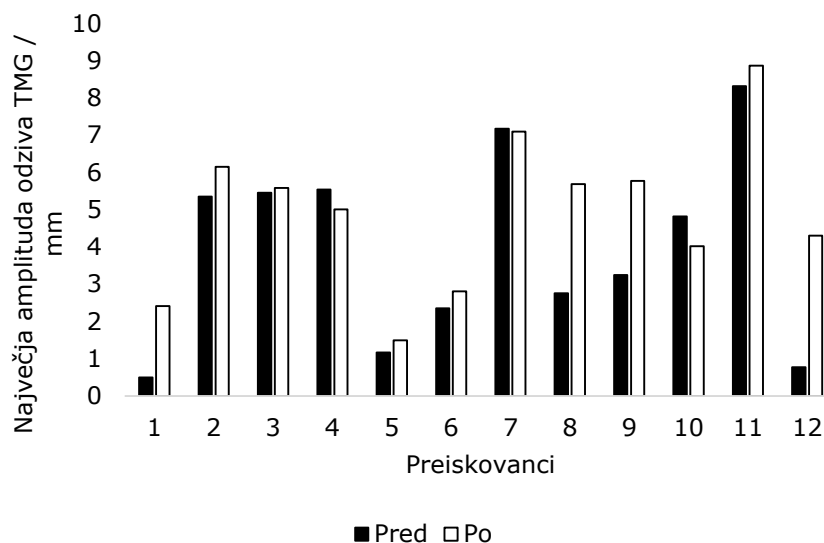
Hipotezo 2.4 ovržemo, saj nismo ugotovili signifikantnih sprememb med metodama. Kaže pa se trend k podaljševanju časa krčenja (T_c) pri delnem raztezanju ($P = 0,090$).

H2.5: Tonus mišice erector spinae se zmanjša bolj po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije kot po delnem raztezanju plantarnih upogibalk;

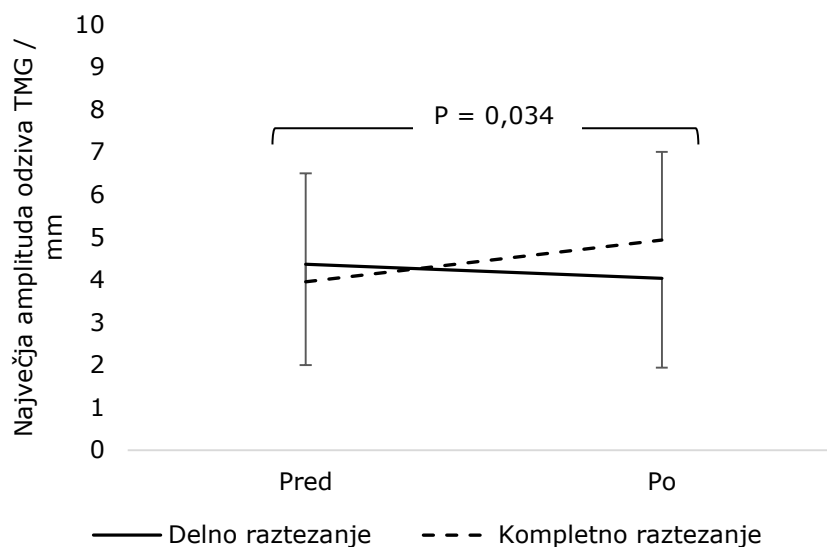
Slika 28: Največja amplituda odziva tenziomigrama (TMG) mišice erector spinae pred in po metodi delnega raztezanja



Slika 29: Največja amplituda odziva tenziomiograma (TMG) mišice erector spinae pred in po metodi kompletnega raztezanja



Slika 30: Primerjava povprečnih vrednosti največje amplitude odziva tenziomiograma (TMG) mišice erector spinae obeh metod raztezanja

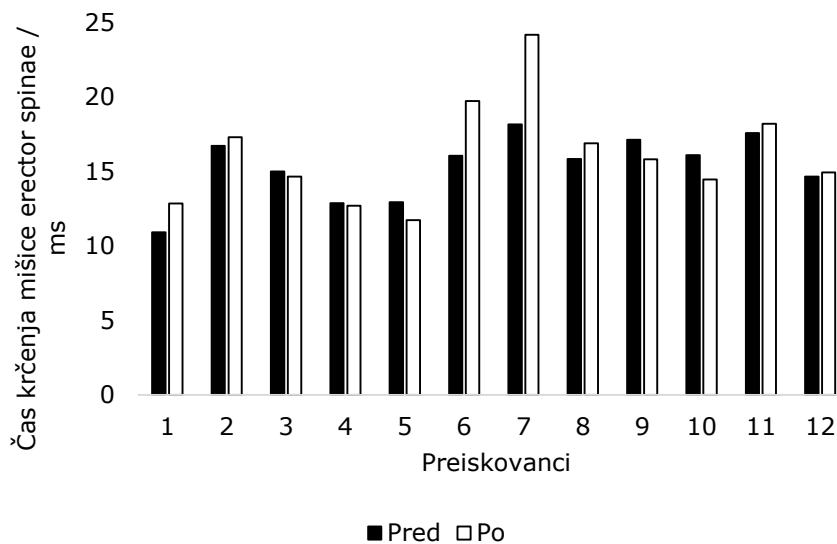


Slika 26 in 27 prikazujeta največji odmik tenziomiograma mišice erector spinae med delnim in kompletnim raztezanjem.

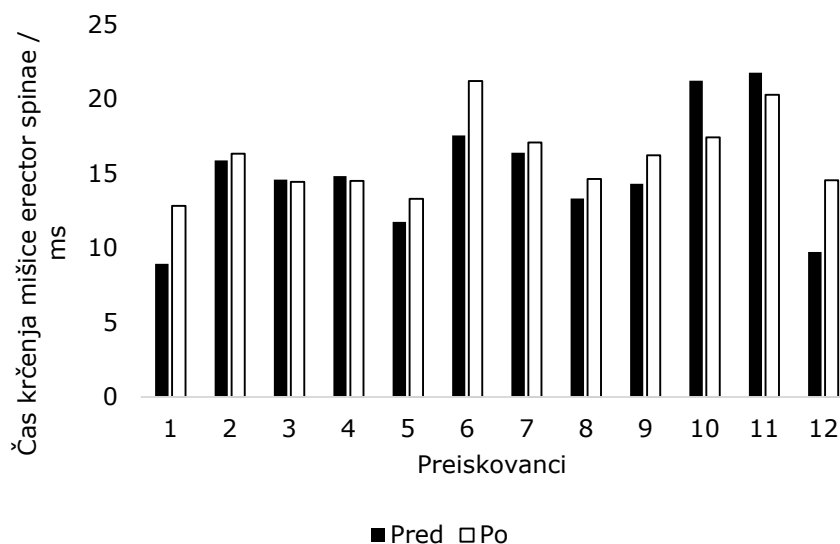
Hipotezo 2.5 lahko potrdimo, saj se tonus mišice ES bistveno zmanjša po tehniki kompletnega raztezanja ($P = 0,034$).

H2.6: Čas krčenja mišice erector spinae se podaljša bolj po kompletnem raztezanju celotne zadnje fascialne linije kot po delnem raztezanju plantarnih upogibalk.

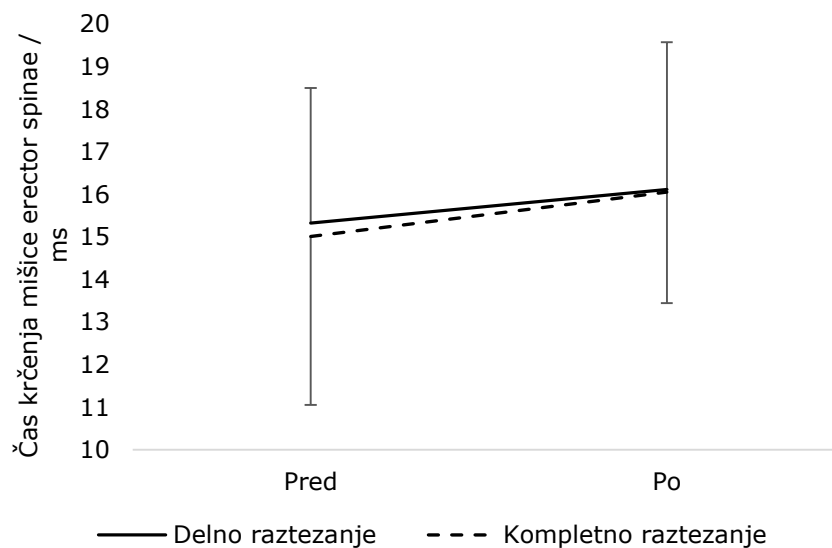
Slika 31: Primerjava časa krčenja mišice erector spinae pred in po metodi delnega raztezanja



Slika 32: Primerjava časa krčenja mišice erector spinae pred in po metodi kompletnega raztezanja



Slika 33: Primerjava povprečnih vrednosti časa krčenja mišice erector spinae pred in po obeh metodah



Hipotezo 2.6 lahko ovržemo, saj se T_c mišice erector spinae ne spremeni po nobeni tehniki raztezanja.

4 DISKUSIJA

S pomočjo TMG metode smo izvedli raziskavo, ki temelji na merjenju biomehanskih lastnosti mišic zadnje fascialne verige.

Ugotovili smo:

- da se je po tehniki kompletnega raztezanja signifikantno povečal razpon gibanja iztegovalkam trupa in upogibalkam vratu, kar pomeni, da raztezanje zadnje fascialne linije vpliva na gibljivost v omenjenih segmentih;
- da je raztezanje zadnje fascialne linije učinkovitejše kot delno raztezanje mišice GM, kar smo dokazali z zmanjševanjem mišičnega tonusa po kompletnem raztezanju, in sicer mišice GM za 19 %, mišice BF za 25 % in mišice ES za 35 %.

Wilke idr. (2016) so s pomočjo anatomskega seciranja potrdili, da je večina skeletnih mišic v človeškem telesu direktno povezana z vezivnim tkivom. Vendar povezanost ne dokazuje prenosa sile med mišicami. Toda Grieve idr. (2015) so v pilotni študiji dokazali, da miofascialno sproščanje plantarne fascie vpliva na gibljivost mišice biceps femoris in na ledveni del mišice erector spinae. Prav tako sta Hyouk in Kang (2013) potrdila prenos sile prek fascie. To sta dokazala tako, da sta merila gibljivost cervikalne hrbtenice po pasivni metodi raztezanja zadnje stegenske mišice. Cervikalni upogib je pokazal povečano gibljivost za približno 5° in cervikalni izteg povečano gibljivost za približno 4.5°. Enako je bilo ugotovljeno tudi v naši študiji, razpon giba cervikalnega upogiba se je po metodi kompletnega raztezanja povečal za 5°. Prav tako sta ugotovila, da je metoda pasivnega raztezanja zadnje stegenske mišice prenesla silo do medenice in hrbtenice in tako izboljšala statično ravnotežje.

Kot vemo, je mehanski odziv trebuha mišice (Dm) v največji meri povezan z mišičnim tonusom in s tem opisuje mehansko togost oziroma mehkost trebuha mišice. Mišični tonus je odvisen od viskozno elastičnih lastnosti mehkega tkiva in zmožnosti mišične kontrakcije. Mehanizmi, ki so omogočili zmanjšanje mišičnega tonusa po metodi kompletnega raztezanja, niso znani. Obstaja možnost, da raztezanje povzroči spremembe v funkciji elastičnih komponent. Stromberg in Wiederhielm (1969) sta ugotovila, da kolagenska vlakna sledijo valovitemu vzorcu v tetivah, ki niso pod stresom, medtem ko se s povečanjem stresa poravnajo oziroma postavijo v paralelni položaj. Če se enak fenomen zgodi v tetivnih strukturah po tehniki kompletnega raztezanja, uporabljenega v naši študiji, je zmanjšanje v mišični tenziji oziroma povečanje parametra Dm moč pripisati akutnim spremembam položaja kolagenskih vlaken.

Razlog povečane gibljivost in zmanjšane tonusa mišic se lahko skriva tudi v živčnem sistemu. Sands, McNeal, Stone, Russell in Jemni (2006) so ugotovili, da se gibljivost signifikantno poveča, če med raztezanjem dodamo vibracije, kar je faktor živčnega sistema. Marshall, Cashman in Cheema (2011) so ugotovili, da se ob rednem izvajanju statičnega raztezanja poveča razpon gibanja vendar je bolečina v končnem položaju raztega vedno enaka. Zato so zaključili, da toleranca na bolečino kot nevrološka komponenta ne vpliva na razpon gibanja.

Vendar raztezanje v večji razpon gibanja do enake bolečine lahko pomeni povečanje v živčni toleranci. Čeprav ni bilo izmerjeno, lahko sklepamo, da bi bolečina bila manjša, če bi preiskovanci raztezali vedno do enakega kota gibanja.

Zatorej ni znano, ali je zmanjšanje v tonusu mišice delo živčnega sistema ali strukturne adaptacije. Konrad in Tilp (2014) sta ugotovila, da povečan razpon gibanja po statičnem raztezanju ne vpliva na mišično tetivno strukturo, medtem ko raziskava na področju živčne adaptacije še ni bila potrjena.

Dobljeni rezultati nam povedo, da je tehnika kompletnega raztezanja bistveno učinkovitejša kot metoda delnega raztezanja. To lahko pomeni spremembo v sami izbiri razteznih vaj pri aktivni populaciji.

Našo študijo bi lahko bodoči raziskovalci nadgradili tako, da bi raziskali prenos tenzije po verigi in usmerili tenzijo z enega konca veriga na drugi konec. Torej bi v primeru raztezanja zadnje fascialne linije lahko obenem raztezali in aktivirali mišice, kjer želijo tenzijo prenesti, ter upoštevali načelo recipročne inhibicije. To bi bilo videti tako, da bi pri osebah z zakrčenimi zadnjimi stegenskimi mišicami in s kifo torakalnega dela hrbtenice izvajali vajo fascialnega raztezanja zadnje fascialne linije in obenem aktivirali mišice torakalnega dela hrbtenice ter upoštevali načelo recipročne inhibicije med zadnjimi stegenskimi mišicami in mišico quadriceps. Če bi se tenzija v torakalnem delu hrbtenice povečala v primerjavi s tehniko kompletnega raztezanja, ki smo jo uporabili v naši pilotni študiji, bi to pomenilo, da lahko tehniko kompletnega raztezanja uporabimo v specifične namene, tako športne kot tudi v namen manipulacije telesne drže. Menim, da bi to prineslo drastične spremembe v samem trenažnem procesu in izboljšalo tensegriteto posameznika, njegovo zdravje, biomehaniko gibanja in motorične sposobnosti.

Pomembno se nam zdi omeniti tudi pomanjkljivosti naše raziskave, saj lahko le tako opozorimo na napake, ki se jim v bodoče lahko izognemo.

Začetne meritve, torej prve meritve, so bile izvedene takoj po testih gibljivosti, s katerimi smo ugotovili začetno gibljivost v sklepih. Bolje bi bilo, da bi najprej opravili meritev in nato testirali gibljivost v sklepih. Prav tako števila poskusov pri pridobivanju rezultatov

nismo omejili, kar pomeni, da smo z večkratnim ponavljanjem meritev gibljivosti v sklepih lahko vplivali na večji razteg in tako nehote izboljšali rezultat. Atha in Wheathley (1976) sta dokazali, da lahko že sama meritev gibljivosti sklepa poveča njegovo gibljivost brez dodatnih metod.

V raziskavo smo vključili 12 preiskovancev, kar je majhen vzorec. Verjamemo, da bi večji vzorec dal bolj realne rezultate. Prav tako je ena od preiskovank bila hipermobilna, ker se je v preteklosti ukvarjala z gimnastiko, zato so rezultati verjetno manj značilni, kot bi bili sicer.

Za metodo merjenja gibljivosti plantarnega in dorzalnega upogiba ter cervikalnega upogiba smo uporabili ročni analogni goniometer, s katerim je bilo zelo težko točno odčitati podatke. Da smo se izognili slabši ponovljivosti merjenja z goniometrom, smo rezultat merjenja odčitali večkrat in v nadaljnji analizi uporabili povprečno vrednost.

5 VIRI IN LITERATURA

Alter, M. J. (1998). *Science of Flexibility*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Atha J. & Wheatley D. W. (1976). *The mobilising effects of repeated measurement on hip flexion*. British Journal of Sports Medicine; 10(1): 22–25.

Bandy, D. W. & Irion, M. J. (1994). *The Effect of Time on Static Stretch on the Flexibility of the Hamstring Muscles*. American Physical Therapy Association; 74(9): 845–850; discussion 850–852.

Biagoli, B. (2007). *Advanced Concepts of Personal Training*. National council on Strength & Fitness.

Blahnik, J. (2010). *Full-Body Flexibility*. Published by Human Kinetics; 2 edition.

Betts, A., Cannavan, D., Clancy, K., & Kovaly, J. (2015). *The Effectiveness of Ligament Influenced Fascial Technique (LIFT) on Hamstring Flexibility*. Seattle Pacific University.

Dahmane, R., Valenčič, V., Knez, N., & Eržen, I. (2000). *Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response*. Medical and Biological Engineering and Computing, 38, 51–55.

Dahmane, R. G., Djordjević, S., Šimunič, B., & Valenčič, V. (2005). *Spatial fiber type distribution in normal human muscle histochemical and tensiomyographical evaluation*. Journal of Biomechanics 38 (12), 2451–2459.

Dahmane, R., Djordjević, S., & Smerdu, V. (2006) *Adaptive potential of human biceps femoris muscle demonstrated by histochemical, immunohistochemical and mechanomyographical methods*. Med. biol. eng. comput vol. 44, iss. 11, str. 999–1006.

Earls, J. & Myers, T. (2010). *Fascial Release Structural Balance*. Published by Lotus Publishing.

Etnyre, B. R. & Abraham, L. D. (1986). *Gains in range of ankle dorsiflexion using three popular stretching techniques*. Am J Phys Med 65(4): 189–196.

Fuller, B. (1979). *SYNERGETICS-Explorations in the Geometry of Thinking*. Published by Macmillan Publishing Co. Inc. 1975, 1979.

Đorđeski B. *Vpliv raztezanja zadnje fascialne linije na gibljivost in kontraktilne lastnosti mišic.* Univerza na Primorskem, Fakulteta za matematiko, naravoslovje in informacijske tehnologije

Funk, D. C., Swank, A. M., Mikla, B. M., Fagen T. A., & Farr B. K. (2003). *Impact of Prior Exercise on Hamstring Flexibility: A Comparison of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation and Static Stretching.* Natl Str Cond Assoc 17(3): 489–492.

Grieve, R., Goodwin, F., Alfaki, M., Bourton, A.-J., Jeffries, C., & Scott, H. (2015). *The immediate effect of bilateral self-myofascial release on the plantar surface of the feet on hamstring and lumbar spine flexibility: A pilot randomized controlled trial.* Journal of bodywork & Movement Therapies, 19, 544–552.

Herman, S. & Smith, D. (2008). *Four-Week Dynamic Stretching Warm-up Intervention Elicits Longer-Term Performance Benefits.* Journal of Strength & Conditioning Research: Volume 2- Issue 4 – pp. 1286–1297.

Hyouk, H. & Kang, H. (2013). *The immediate effects of passive hamstring stretching exercises on the cervical spine range of motion and balance.* Journal of Physical Therapy Science, 25, 113–116.

Ingber, D. E. (1998). *The Architecture of Life.* Copyright Scientific American.

Jordan, J. B., Korgaokar, A. D., Farley, R. S., & Caputo, J. L. (2012). *Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Agility Performance in Elite Youth Soccer Players.* Department of Health and Human Performance 5(2): 97–105.

Konrad, A. & Tilp, M. (2014). *Increased range of motion after static stretching is not due to changes in muscle and tendon structures.* Clin Biomech (bristol, Avon) 29(6): 636–642.

Kumka, M. & Bonar, J. (2012). *Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review.* J Can chiropr Assoc. 56: 179–191.

Little, T. & Williams, A. G. (2006). *Effects of differential stretching protocols during warm-ups on high-speed motor capacities in professional soccer players.* J Strength Cond Res. 20(1): 203–207

Lucas, R. C., Koslow, R. (1984). *Comparative study of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques on flexibility.* Percept Motor Skill. 58(2): 615–618.

Magnusson, S. P., Aagard, P., Simonsen, E., & Bojsen-Moller, F. (1998). *A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle.* Int J Sports Med 19(5): 310–316.

Đorđeski B. *Vpliv raztezanja zadnje fascialne linije na gibljivost in kontraktilne lastnosti mišic.* Univerza na Primorskem, Fakulteta za matematiko, naravoslovje in informacijske tehnologije

Marshall, P., Cashman, A., & Cheema, B. (2011). *A randomized controler trial fort he effect of passive stretching on measures of hamstring extensibility, passive stiffness, strenght, and stretch tolerance.* J Sci Med Sport. 14(6): 535–540.

Musulino, J. (2011, poleti). *Reversing Anatomy: from Muscles to Myofascial Meridians.* E-revir. Najdeno 21. maj 2016 na spletnem naslovu http://www.learnmuscles.com/MTJ_SU11_BodyMechanics_Reversing%20Anatomy.pdf

Myers, T. (2009). *Anatomy Trains – Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists.* Published by Churchill Livingstone.

Myers, T. (2016, 31. maj). *A Research Review of Jan Wilke's 'What is Evidence-Based about Myofascial chains?' by Holly Clemens.* E-revir. Najdeno 21. junij 2016 na spletnem naslovu <https://www.anatomytrains.com/news/2016/05/31/review-jan-wilkes-evidence-based-myofascial-chains-holly-clemens/>

O'Sullivan, K., Murray, E., & Sainsbury, D. (2009). *The effect of warm-up, static stretching and dynamic stretching on hamstring flexibility in previously injured subjects.* BMC Musculoskelet Disord. 10: 37.

Pihlman, M., Luomala, T., Heiskanen, J., & Stecco, C. (2015). *Anatomical Findings and Co-Operative Function of m. Deltoid and m. Brachialis.* Metropolia University of applied sciences.

Pišot, R., Narici, M. V., Šimunič, B., De Boer, M., Seynnes, O., Jurdana, M., Biolo, G., & Mekjavič, I. B. (2008) *Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed rest.* European Journal of Applied Physiology, 104(2), 409–414

Praprotnik, U., Valenčič, V., Čoh, M., & Šimunič, B. (2002). *Povezanost maksimalne hitrosti teka s kontraktilnimi lastnostmi mišic.* Slovenska sekcija IEEE, zv. B, str. 329–332.

Puenterdura, E. J., Huijbregts, P. A., Celeste, S., Edwards, D., Landers, M. R., & Fernandez-de-las-Penas, C. (2011). *Immediate effects of quantified hamstring stretching: Hold-relax proprioceptive neuromuscular facilitation versus static stretching.* Physical Therapy in Sport; 12: 122–126

Sands, W., McNeal, J., Stone, M., Russell, E., & Jemni, M. (2006). *Flexibility enhancement eith vibration: Acute and long-term.* Med Sci Sports Exerc. 38(4): 720–725.

Đorđeski B. *Vpliv raztezanja zadnje fascialne linije na gibljivost in kontraktilne lastnosti mišic.* Univerza na Primorskem, Fakulteta za matematiko, naravoslovje in informacijske tehnologije

Schleip, R. & Muller, D. G. (2012). *Training principles for fascial connective tissues: Scientific foundation and suggested practical applications.* Journal of Bodywork & Movement therapies 1–13.

Schleip, R., Jager, H., & Klingler, W. (2012). *What is 'fascia'? A review of different nomenclatures.* Journal of Bodywork & Movement therapies 16, 496–502.

Sharman, M. J., Cresswell, A. G., & Riek, S. (2006). *Proprioceptive neuromuscular facilitation stretching mechanisms and clinical implications.* Sports Medicine, 36(11), 929–939.

Stecco, L. (2004). *Fascial Manipulation for Musculoskeletal Pain.* Published by Piccin Nuova Libreria S.p.A, Padova.

Stephens, R. R. (2005). *Therapeutic Chair Massage.* Published by Lippincott Williams and Wilkins.

Stopka, C., Morley, K., Siders, R., Schuette, J., Houck, A., & Gilmet, Y. (2002). *Stretching techniques to improve flexibility in Special Olympics athletes and their coaches.* J Sport Rehabil 11: 22–34.

Stromberg, D. & Wiederhielm, C. (1969). *Viscoelastic description of a collagenous tissue in simple elongation.* J Appl. Physiol 26: 857–862.

Šimunič, B. (2003). *Modeliranje vzdolžnih skrčkov in prečnih deformacij skeletnih mišic.* Doktorska disertacija. Ljubljana: Univerza v Ljubljani, fakulteta za elektrotehniko.

Šimunič, B. & Pišot, R. (2008). *Atrophy dynamics in twelve skeletal muscles during 35 days of bed rest.* In R. Pišot, B. Šimunič, & I. B. Mekjavić (Eds.), *Vpliv simulirane breztežnosti na človeka* (pp. 21–34). Koper: Annales.

Šimunič, B., Degens, H., Rittweger, J., Narici, M., Mekjavić, I. B., & Pišot, R. (2011). *Noninvasive estimation of myosin heavy chain composition in human skeletal muscle.* Medicine & Science in Sports & Exercise, 43(9), 1619–1625

Šimunič, B. (2012). *Between-day reliability of a method for non-invasive estimation of muscle composition.* Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 22(4), 527–530.

Šimunič, B. (2013, 1. april). Merjenje parametrov mišične kontrakcije. *E-revir*. Najdeno 3. maj 2016 na spletnem naslovu <http://www.cenim.se/wellness/merjenje-parametrov-misicne-kontraksije/>

Đorđeski B. *Vpliv raztezanja zadnje fascialne linije na gibljivost in kontraktilne lastnosti mišic.* Univerza na Primorskem, Fakulteta za matematiko, naravoslovje in informacijske tehnologije

Thacker, B. S., Gilchrist, J., Stroup, D. F., & Kimsey, C. D. (2004). *The Impact of Stretching on Sports Injury Risk: A systematic Review of the Literature.* Med. Sci. Sports Exerc., Vol. 36, No. 3, pp. 371–378.

Valenčič, V. & Knez, N. (1997). *Measuring of skeletal muscles dynamic properties.* Artificial Organs, 21 (3), 240–242

Wallin, D., Ekblom, B., Grahn, R., & Nordenborg, T. (1985). *Improvement of muscle flexibility: a comparison between two techniques.* Am J Sport Med. 13(4): 263–268.

Weisman, M. H., Haddad, M., Lavi, N., & Vulfsons, S. (2014). *Surface electromyographic recordings after passive and active motion along the posterior myofascial kinematic chain in healthy male subjects.* Journal of Bodywork and Movement Therapies, 18(3): 452–461.

Wilke, H., Krause, F., Vogt, L., & Banzer, W. (2016). *What is evidence-based about myofascial chains: A systematic review.* Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 97, 454–461.