Utjecaj primjene kinesiotaping metode na opseg pokreta natkoljenice u zglobu kuka i međumišićnu koordinaciju u području zdjelice

Kiseljak, Dalibor

Doctoral thesis / Disertacija

2021

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Kinesiology / Sveučilište u Zagrebu, Kineziološki fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:117:205291

Rights / Prava: Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International/Imenovanje-Nekomercijalno-Bez prerada 4.0 međunarodna

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-26**

Repository / Repozitorij:

Repository of Faculty of Kinesiology, University of Zagreb - KIFoREP

DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

Sveučilište u Zagrebu

KINEZIOLOŠKI FAKULTET

Dalibor Kiseljak

UTJECAJ PRIMJENE KINESIO TAPING METODE NA OPSEG POKRETA NATKOLJENICE U ZGLOBU KUKA I MEĐUMIŠIĆNU KOORDINACIJU U PODRUČJU ZDJELICE

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2021.

University of Zagreb

FACULTY OF KINESIOLOGY

Dalibor Kiseljak

EFFECT OF THE KINESIO TAPING METHOD APPLICATION ON THE HIP RANGE OF MOTION AND MUSCLE INTERPLAY WITHIN THE LUMBO-PELVIC-HIP COMPLEX

DOCTORAL THESIS

Zagreb, 2021

Sveučilište u Zagrebu

KINEZIOLOŠKI FAKULTET

DALIBOR KISELJAK

UTJECAJ PRIMJENE KINESIO TAPING METODE NA OPSEG POKRETA NATKOLJENICE U ZGLOBU KUKA I MEĐUMIŠIĆNU KOORDINACIJU U PODRUČJU ZDJELICE

DOKTORSKI RAD

Mentor: prof. dr. sc. Vladimir Medved

Zagreb, 2021.

University of Zagreb

FACULTY OF KINESIOLOGY

Dalibor Kiseljak

EFFECT OF THE KINESIO TAPING METHOD APPLICATION ON THE HIP RANGE OF MOTION AND MUSCLE INTERPLAY WITHIN THE LUMBO-PELVIC-HIP COMPLEX

DOCTORAL THESIS

Supervisor:
Full Professor Vladimir Medved, PhD

Zagreb, 2021

INFORMACIJE O MENTORU

Vladimir Medved je umirovljeni redoviti profesor Biomehanike u trajnom zvanju Kineziološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Područja njegova stručnog, znanstvenog i nastavnog djelovanja su: biomedicinsko inženjerstvo, biomehanika, analiza i obrada biomedicinskih signala, kineziološka elektromiografija i studij ljudske lokomocije.

Pohađao je V Gimnaziju u Zagrebu, a diplomirao je 1974. godine na Elektrotehničkom fakultetu (ETF) (danas Fakultet elektrotehnike i računarstva (FER)) Sveučilišta u Zagrebu, gdje je stekao i magisterij (1977.) i doktorat (1988.). Godine 1977. zaposlio se je u Institutu za Elektroniku, Telekomunikacije i Automatizaciju (IETA) Radioindustrije Zagreb (RIZ). Radio je na tehnološkoj razradi elektroničkih sklopova i primjeni mikroprocesora u pripremi serijske proizvodnje radiokomunikacijskih sustava. Godine 1982. prelazi na Fakultet za fizičku kulturu (danas Kineziološki fakultet (KIF)), gdje je utemeljio Laboratorij za biomehaniku ljudskog kretanja, znanstveno istraživao, te sudjelovao u nastavi. Nekoliko se je puta usavršavao u inozemstvu, a najvažniji su boravci u SAD-u (1979./80.: Harvard i Massachusetts Institute of Technology (MIT), s pomoću Balokovićeve stipendije i 1990./91.: ponovno Harvard, s pomoću Fulbrightove stipendije) i Švedskoj (kraći boravci 1984. i 1993. na Sveučilištu Uppsala). Obnašao je dužnosti predstojnika Katedre i Zavoda za opću i primijenjenu kineziologiju Fakulteta, te prodekana za znanost Fakulteta (2011.-2013.).

Vodeći nekolicinu domaćih znanstvenoistraživačkih projekata, razvio je i suvremeno opremio Laboratorij za biomehaniku u okviru svoje ustanove. Osim nastavne aktivnosti na Kineziološkom fakultetu uveo je nove dodiplomske izborne predmete na FERu (od 2000.) i na Medicinskom fakultetu, studij na engleskom jeziku (od 2005.), koji se izvode od strane multidisciplinarnih timova nastavnika s više ustanova Sveučilišta u Zagrebu. Predaje i na Zdravstvenom veleučilištu u Zagrebu. Međunarodno je surađivao s Institutom za sportsku znanost, Zavodom za biomehaniku, znanost o ljudskom pokretu i sportsku informatiku Sveučilišta u Beču (2007. – 2009.) i Odjelom za humanističke znanosti, filozofiju i obrazovanje Sveučilišta u Salernu, gdje je dijelom školske godine 2009./2010. bio gostujućim profesorom te savjetovao pri razvoju novog Laboratorija za analizu i procjenu kretanja namijenjenog mjerenju i testiranju zdravih i patoloških lokomocija. Publicirao je u indeksiranoj međunarodnoj periodici i zbornicima simpozija, te sudjelovao u organizaciji nekolicine simpozija u područjima biomedicinskog inženjerstva, kineziologije i računalnih znanosti u

sportu. U časopisu „*Clinical Biomechanics"* bio je gostujućim urednikom serije radova na temu površinske elektromiografije (2009.). Izdvajamo autorstvo knjige „*Measurement of human locomotion",* CRC Press (2001.), dva poglavlja u knjizi „*Principi biomehanike"* (V. Nikolić i sur.), Naklada Ljevak (2011.), suautorstvo poglavlja na temu kineziološke elektromiografije u knjizi *„Biomechanics in applications"* (V. Klika, ed.), InTech (2011), te uredništvo znanstvene knjige/udžbenika „*Measurement and analysis of human locomotion*", Springer (2021). (Ko)mentorirao je sedam disertacija na Sveučilištu u Zagrebu, na Kineziološkom fakultetu, FERu i Medicinskom fakultetu.

Član je Hrvatskog društva za biomedicinsko inženjerstvo i medicinsku fiziku (HDBIMF) (i preko njega International Federation for Medical and Biological Engineering (IFMBE)), gdje od 2005. godine vodi sekciju za biomehaniku. Redoviti je član Akademije tehničkih znanosti Hrvatske (HATZ) u Odjelu sustava i kibernetike, u kojoj je obnašao/obnaša brojne dužnosti, te i onu dopredsjednika (2013.-2017.). Od 2019. godine predsjedava Hrvatskim društvom za sustave (Croatian Systems Society – CROSS). Na Sveučilištu u Zagrebu član je Centra izvrsnosti za računalni vid (CRV) i Koordinacijskog odbora za razvoj biomedicinskog inženjerstva oformljenog 2012. godine. Član je osnivač Hrvatskog društva za teorijsku i eksperimentalnu kineziologiju, Harvard kluba Hrvatske i Udruženja hrvatskih fulbrajtovaca. Član je uredničkih odbora časopisa „*Clinical Biomechanics"* i „*Isokinetics and Exercise Science".*

Popis kratica korištenih u tekstu

ACSM – *The American College of Sports Medicine*

ASLR – aktivno prednoženje iz supiniranog položaja (eng. *Active Straight Leg Raise*)

BF – *m. biceps femoris*

BI – bez intervencije

CKTI – *Certified Kinesio Taping Instructor*

CKTP – *Certified Kinesio Taping Practitioner*

DH – distalno hvatište

DPI – tehnika inhibicije mišićne funkcije s postavljanjem sidra na distalno hvatište

EDF – *Epidermis-Dermis-Fascia* Kinesio Taping tehnika

EPP – efekt povratnog povlačenja

ES – *m. erector spinae*

ESI – ipsilateralni *m. erector spinae*

ESK – kontralateralni *m. erector spinae*

FK – funkcionalna korekcija

GI – gravitacijsko istezanje

KNZ – kut nagiba zdjelice

KT – Kinesio Taping

MMK – međumišićna koordinacija

MMT – manualni mišićni test

MTT – Modificirani Thomasov test

NVAMESI – normalizirano vrijeme aktivacije ipsilateralnog *m. erector spinae* u odnosu na ipsilateralni *m. semitendinosus*

NVAMESK – normalizirano vrijeme aktivacije kontralateralnog *m. erector spinae* u odnosu na ipsilateralni *m. semitendinosus*

OP – opseg pokreta

OPE – opseg pokreta ekstenzije

OPEI – opseg pokreta ekstenzije ipsilateralno

OPF – opseg pokreta fleksije

OPFK – opseg pokreta fleksije kontralateralno

PDF – tehnika facilitacije mišićne funkcije s postavljanjem sidra na proksimalno hvatište

PH – proksimalno hvatište

PHE – ekstenzija natkoljenice u kuku iz proniranog položaja (eng. *Prone Hip Extension*)

PKT – placebo Kinesio Taping

PNF – proprioceptivna neuromuskularna facilitacija

RAM – redoslijed aktivacije mišića

ST – *m. semitendinosus*

VAM – vrijeme aktivacije mišića

VR – vremenski raspon

SAŽETAK

Međumišićna koordinacija predstavlja mehanizam određen redoslijedom aktivacije mišića agonista i sinergista koji proizlazi iz njihovih vremena aktivacije. Cilj istraživanja bio je ispitati akutne i prolongirane učinke primjene tri različite tehnike Kinesio Taping metode, uz usporedbu sa kontrolnim procedurama te pronaći koja tehnika je najučinkovitija u optimizaciji međumišićne koordinacije kompleksa lumbalne kralježnice, zdjelice i kuka, za primarnu prevenciju patoloških promjena toga područja.

U istraživanju je sudjelovalo 70 zdravih sudionika oba spola, nasumično podijeljenih u 5 jednakih skupina. Provedena su elektromiografska i goniometrijska mjerenja primjenom 4 testa za 6 zavisnih varijabli. Za određivanje vremena aktivacije ipsilateralnog/kontralateralnog *m. erector spinae* u odnosu na *m. semitendinosus* testirane noge, kao prve varijable te za određivanje vremenskog raspona aktivacije tih mišića kao druge, korišten je *Prone Hip Extension* test. Vrijednosti opsega pokreta ekstenzije/fleksije natkoljenice u kuku dobivene su primjenom Modificiranog Thomasovog/*Active Straight Leg Raise* testa. Izmjeren je i kut nagiba zdjelice. Sva mjerenja su provedena u tri vremenske točke: predintervencijski, 60 min nakon intervencije i 48 h postintervencijski.

Miješanim modelom analize varijance za varijablu vrijeme aktivacije *m. erector spinae* te za varijable opsega pokreta pronađena je statistički značajna interakcija između skupine i točke mjerenja. Za kontrolne skupine nije pronađena statistički značajna razlika između točaka mjerenja, dok su za eksperimentalne utvrđeni značajni akutni učinci. Zabilježeni su i prolongirani učinci, međutim nisu se pokazali značajno različitima od akutnih. Dvije mišićne Kinesio Taping tehnike iskazale su različitu tendenciju promjene mišićne aktivnosti, pri čemu se tehnika facilitacije pokazala učinkovitijom. Kinesio Taping tehnika funkcionalne korekcije iskazala je najveće akutno poboljšanje međumišićne koordinacije, koje se zadržalo i prolongirano.

Kinesio Taping metoda može optimizirati međumišićnu koordinaciju, u čemu je najučinkovitija Kinesio Taping tehnika funkcionalne korekcije. S obzirom na neznačajnost grupnih razlika učinaka, za postizanje korekcije posture u funkciji optimizacije međumišićne koordinacije odmah po intervenciji sugeriramo tehniku funkcionalne korekcije, dok za ostvarenje istog cilja prolongirano svrsishodna može biti i tehnika facilitacije mišićne funkcije, koja je svojim djelovanjem na miofasciju suptilnija, a ujedno je i jednostavnija za primjenu.

Ključne riječi: kinesiotaping, površinska elektromiografija, facilitacija, inhibicija, živčano-mišićno-koštani sustav

ABSTRACT

Introduction. Muscle interplay is a mechanism determined by the recruitment order of agonists and synergists that results from their onset times. The aim of this study was to examine the acute and prolonged effects of three different techniques of Kinesio Taping method, compared to the control procedures, and furthermore to find which technique is most effective in optimizing the muscle interplay within the lumbo-pelvic-hip complex, with the potential for primary prevention of pathological manifestations in the mentioned area.

Methods. The sample consisted of 70 healthy subjects of both genders, randomly divided into 5 equal groups. The study included 6 dependent variables assessed through electromyographic, goniometric and trigonometric evaluation based on 4 different tests. These variables were: onsets of the ipsilateral/contralateral erector spinae muscles in relation to semitendinosus muscle of the tested leg, recruitment order of these muscles (Prone Hip Extension test), hip extension/flexion range of motion (Modified Thomas/Active Straight Leg Raise test) and the pelvic tilt angle. All measurements were performed at three timepoints: pre-intervention, 60 min after the intervention, and 48 h post-intervention.

Results. A statistically significant interaction between the group and the timepoint was found by a mixed ANOVA for the variable onset of the contralateral erector spinae and for the range of motion variables. No statistically significant difference was found between the timepoints for the control groups, while significant acute effects were found for the experimental ones. Prolonged effects have also been found but have not been shown to be significantly different than acute effects. Two Kinesio Taping muscle techniques showed a different tendency towards the change of muscle activity, with the facilitation technique being more effective. The Kinesio Taping functional correction technique showed the greatest acute muscle interplay improvement, which was maintained at an approximately equal level for a prolonged time.

Conclusion. The Kinesio Taping method could optimize muscle interplay, in which the most effective Kinesio Taping technique is the functional correction. Given the insignificance of the differences in the effects of Kinesio Taping techniques, we suggest the functional correction technique to achieve postural correction, which could optimize the muscle interplay immediately after the intervention. The muscle facilitation technique can also be useful to achieve the same goal in a prolonged time, while being, by its myofascial repercussions, more subtle and easier to apply.

Keywords: kinesiotaping, surface electromyography, facilitation, inhibition, neuro-musculo-skeletal system

SADRŽAJ

1. UVOD U PROBLEM 1

1.1. Pokret ekstenzije natkoljenice u zglobu kuka 2

1.2. Deficiti motoričkog aktiviranja 3

1.3. Kinesio Taping metoda 4

1.4. Kinesio Taping mišićne tehnike 5

1.5. Kinesio Taping tehnika funkcionalne korekcije 7

1.6. Učinci Kinesio Taping tehnika za inhibiciju i facilitaciju mišićne funkcije kod asimptomatskih ispitanika 8

2. CILJ I HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA 16

3. METODE RADA 17

3.1. Uzorak ispitanika 17

3.2. Uzorak varijabli i mjerni instrumenti 19

3.2.1. Procjena posture zdjelice 21

3.2.2. Procjena međumišićne koordinacije 21

3.2.3. Procjena opsega pokreta 22

3.3. Postupak 23

3.3.1. Protokol mjerenja 25

3.3.2. Protokol intervencije 33

3.3.3. Kinesio Taping materijal 38

3.3.4. Dodatni test nakon intervencije (a prije POST60min mjerenja) 38

3.3.5. Upute sudionicima za period između POST60min i POST48h 39

3.4. Obrada i izračun EMG podataka 40

3.4.1. Obrada EMG signala u cilju proračuna međumišićne koordinacije 40

3.4.2. Izračun EMG podataka za varijablu VAM (određivanje VAM i normalizacija) 42

3.4.3. Izračun EMG podataka za varijablu RAM 43

3.4.4. Izračun EMG podataka za varijablu VR 43
3.5. Obrada i izračun kinematičkih podataka 43
3.6. Statistička analiza 44
4. REZULTATI 45
4.1. Osnovni deskriptivni pokazatelji 45
4.1.1. Tjelesna visina, tjelesna masa i indeks tjelesne mase 47
4.1.2. Jakost stiska šake (dinamometrija) 50
4.2. Pokazatelji međumišićne koordinacije 51
4.2.1. Normalizirano vrijeme aktivacije ipsilateralnog *m. erector spinae* u odnosu na ipsilateralni *m. semitendinosus* (NVAMESI) 51
4.2.2. Normalizirano vrijeme aktivacije kontralateralnog *m. erector spinae* u odnosu na ipsilateralni *m. semitendinosus* (NVAMESK) 55
4.2.3. Međumišićna koordinacija tri skupine mišića s obzirom na redoslijed aktivacije mišića (RAM) po skupinama 58
4.2.4. Vremenski raspon od aktivacije prvog do posljednjeg mišića (VR) 71
4.3. Posturalni pokazatelj - kut nagiba zdjelice (KNZ) 72
4.4. Pokazatelji opsega pokreta natkoljenice u kuku 77
4.4.1. Opseg pokreta ekstenzije ipsilateralne natkoljenice u zglobu kuka (OPEI) 77
4.4.2. Opseg pokreta fleksije kontralateralne natkoljenice u zglobu kuka (OPFK) 80
4.4.3. Bilateralni međuodnos OPEI (MTT) i OPFK (ASLR) po skupinama 82
5. RASPRAVA 86
6. ZAKLJUČAK 112
7. LITERATURA 115
8. ŽIVOTOPIS AUTORA 130
9. POPIS OBJAVLJENIH DJELA 131

1. UVOD U PROBLEM

Kompleks lumbalne kralježnice, zdjelice i kuka je središnji segment ljudske posture važan za kompleksne pokrete otvorenog i zatvorenog kinetičkog lanca te za bipedalnu lokomociju kao jednu od glavnih biomehaničkih i neuromuskularnih diferencijalnih karakteristika ljudske vrste. Bol u donjem dijelu leđa i različite ozljede ovog područja, kao i zdjelice i kuka, povezani su s neadekvatnom posturom i patološkom posturalnom adaptacijom te, kako navode Lazennec, Brusson i Rousseau (2013), narušenim integritetom i funkcionalnim kontinuitetom kralježnice. Učinkovita posturalna organizacija i kretanje temelje se na koordiniranoj aktivnosti mišića agonista, sinergista i antagonista. Mišićne aktivacije, kako naglašavaju Comerford i Mottram (2001), moraju biti precizno usklađene da bi se odvijale u određenom vremenu, sa primjerenim trajanjem te uz podršku optimalne kombinacije sila. Kompleks lumbalne kralježnice, zdjelice i kuka Husson i sur. (2010) ističu paradigmatskim entitetom u analizi ljudske posture, sa strukturalnim i funkcionalnim vezama kralježnice i donjih ekstremiteta. Kao okosnicu procjene kompenzacijskih mehanizama posturalne prilagodbe Page, Frank i Lardner (2010) ističu donji ukriženi sindrom. McGill, Grenier, Kavcic i Cholewicki, (2003) teorijski su artikulirali pojmove „motorički obrasci" i „obrasci pokreta". Obrasci pokreta vezani su za kinematiku tjelesnih segmenata, dok se motorički obrasci odnose na način aktiviranja mišića za izvršavanje kontroliranog zadatka, kroz određene karakteristične sekvence agonističko-sinergističkog aktiviranja, u različitom vremenskom okviru i sa različitim amplitudama. McGill i sur. (2003) ističu da se sličan obrazac pokreta može postići kroz različite motoričke obrasce, ali sa različitim posljedicama u smislu opterećenja i stabilnosti zglobova.

Uslijed svakodnevnog izvođenja pokreta kroz izmijenjene posturalne obrasce, vremenom se može razviti specifična posturalna adaptacija koja obuhvaća zglobne, mišićne i vezivnotkivne strukture sustava za kretanje te središnji živčani sustav. Može doći do promjena u obrascima motoričkog aktiviranja. Navedeno se manifestira produljivanjem ili skraćivanjem vremena aktiviranja mišića (VAM). Promjene VAM mogu rezultirati izmjenama redoslijeda aktiviranja mišića (RAM) za izvršenje određenog motoričkog zadatka. Tako primjerice ekstenziju natkoljenice u kuku kompenzatorno mogu inicirati te dominantno izvoditi ekstenzori trupa, premda su prema relevantnim izvorima iz područja funkcijske anatomije i kliničke kineziologije (Houglum i Bertoti, 2012; Lippert, 2011; Oatis, 2009) agonisti navedenog pokreta ekstenzori kuka (uz flektirano koljeno to je *m. gluteus maximus,* odnosno stražnja skupina bedrenih mišića (*m. semitendinosus, m. semimembranosus* i *m. biceps femoris*) kada je koljeno

ekstendirano). Prema Comerford i Mottram (2001) svaka kompenzacija usmjerena održavanju funkcije može se sagledati u kontekstu povezanosti s patologijom. S obzirom na varijabilnost koju Stergiou i Decker (2011) ističu jednom od temeljnih karakteristika voljnog kretanja, a ne njegovom pogreškom, normalni pokret u širem smislu, a tako i segmentalni normalni pokret poput ekstenzije natkoljenice u kuku nije jednostavno, ali je radi mogućnosti diferenciranja deficitarnog, patološkog, svakako potrebno definirati. Arab, Haghighat, Amiri i Khosravi (2017) sugeriraju da normalno funkcioniranje trupa, zdjelice i kuka ne ovisi samo o pasivnoj pokretljivosti zglobova, već i o optimalnoj neuromuskularnoj aktivnosti. Guimarães, Sakamoto, Laurentino i Teixeira-Salmela (2010) naglašavaju da čak i ako mišići imaju odgovarajuću jakost, a živčani sustav ih ne aktivira u pravom trenutku i odgovarajućim intenzitetom, mogu se javiti nepravilnosti pokreta i voditi ka disfunkciji.

Cilj ovog istraživanja jest utvrđivanje utjecaja primjene različitih eksperimentalnih (Kinesio Taping metoda sa svoje tri različite tehnike) i kontrolnih metoda intervencije sa svrhom primarne prevencije patoloških promjena kroz smanjivanje deficita motoričkog aktiviranja putem optimizacije međumišićne koordinacije pri izvođenju ekstenzije natkoljenice u kuku, uz popratnu optimizaciju opsega istog pokreta. Teži se doprinijeti povećanju spoznaja o neurofiziologiji upravljanja posturom i pokretom te biomehanici njihove realizacije. Istraživanje je stoga potencijalno relevantno za oblasti fizioterapije i kineziterapije.

1.1. Pokret ekstenzije natkoljenice u zglobu kuka

Tijekom izvođenja PHE (eng. *Prone Hip Extension*) kao specifičnog segmentalnog pokreta ekstenzije natkoljenice u kuku, kinematika pokreta tjelesnih segmenata, u smislu postizanja određenog obrasca pokreta, može biti ostvarena kroz različite motoričke obrasce kontrolirane i koordinirane iz središnjeg živčanog sustava, kako navode Bruno, Bagust, Cook i Osborne (2008), nadovezujući se na teorije McGill i sur. (2003) koji kao kritično pitanje ističu aktiviranje skupina sinergističkih mišića na optimalan način. Sahrmann (2002) bilježi mnoge klinički značajne disbalanse između sinergističkih i antagonističkih mišića, koji se očituju kao neprimjerena dominacija jednog mišića u odnosu na drugi pri određenim pokretima. Pokret ekstenzije natkoljenice u kuku (PHE kao pokret, ali i kao test) može biti ostvaren s većim ili manjim doprinosom ekstenzora kuka i s ranijim ili kasnijim uključivanjem (VAM) agonističkih (ekstenzori kuka) ili sinergističkih (ipsilateralni i kontralateralni ekstenzori trupa) mišića te sa

različitim RAM agonističkih i sinergističkih mišića. Prema Sakamoto, Teixeira-Salmela, de Paula-Goulart, de Morais Faria i Guimarães (2009) više istraživanja je dokazalo da su motoričke promjene mišića lumbalne kralježnice i zdjelice povezani s pojavom boli u donjem dijelu leđa. Stoga Sakamoto i sur. (2009) za prevenciju i rehabilitaciju sugeriraju stavljanje naglaska na postizanje koordinirane aktivnosti svih mišića u uravnoteženom koštano-zglobno-miofascijalnom sustavu lumbalne kralježnice, zdjelice i kuka.

Uzimajući u obzir tvrdnju Vigotsky i sur. (2016) da je ekstenzija kukova odgovarajućeg opsega (uvjetno nazvano kinematički aspekt) i kvalitete (uvjetno nazvano neuromuskularni aspekt), važna karika sportske izvedbe te brojnih aktivnosti svakodnevnog života, moguće je zaključiti da svaki deficit navedenog pokreta, kinematički i/ili neuromuskularni, mijenja biomehaniku hoda i trčanja te u širem smislu dinamičku posturu, dovodeći do povećanog opterećenja pojedinih segmenata sustava za kretanje. Nekoliko studija (Buckeridge, Hislop, Bull, i McGregor, 2012; Holt, Bull, Cashman i McGregor, 2003; McGregor, Anderton i Gedroyc, 2002) navodi da je za smanjenje opterećenja na kralježnicu važna strukturalna sloboda, ali i neuromuskularna kontrola izvedbe punog opsega pokreta u zglobu kuka.

1.2. Deficiti motoričkog aktiviranja

Deficite motoričkog aktiviranja Comerford i Mottram (2001) definiraju kroz dvije kategorije: izmijenjene uzorke (pri čemu se misli na redoslijed mišića agonista i sinergista) aktiviranja i izmijenjeno vrijeme aktiviranja (kašnjenje aktivacije mišića). Više autora (Arab i sur., 2017; Horment-Lara, Cruz-Montecinos, Núñez-Cortés, Letelier-Horta i Henriquez-Fuentes, 2016; Lehman, Lennon, Tresidder, Rayfield i Poschar, 2004; Murphy i sur., 2006; Sakamoto i sur., 2009; Vogt i Banzer, 1997) deficite motoričkog aktiviranja tumači pozivajući se na izvorne teorije V. Jande (Janda, 1983; Page i sur., 2010) koji je iznio pretpostavku da nedostaci odnosno kompenzacije u obrascima pokreta i motoričkoj regulaciji imaju dominantnu ulogu u razvoju mišićno-koštane disfunkcije, naročito u perifernom dijelu lokomotornog sustava, a također su povezani s istovremenim promjenama u živčanom sustavu. Janda je bio jedan od prvih kliničkih istraživača koji je kvantificirao disfunkciju u aktiviranju mišića agonista i sinergista i povezao tu disfunkciju s patologijom. Identificirao je i zabilježio razlike u vremenu i redoslijedu aktiviranja sinergističkih mišićnih skupina pri funkcionalnim pokretima. Utvrdio je i konzistentan slijed aktiviranja mišića (Comerford i Mottram (2001) taj

slijed opisuju pojmom „idealan“) kod asimptomatskih subjekata te je uz takve „normalne“ obrasce naveo i karakteristične abnormalne obrasce aktiviranja kod simptomatskih.

Nepravilna postura koja vodi u patološku posturalnu adaptaciju uz razvijanje nepravilnih navika kretanja može promijeniti funkcionalnost pojedinih mišića, što može rezultirati promjenama u jakosti, fleksibilnosti ili obrascima aktivacije. Optimalne obrasce mišićne aktivacije u kojima se sinergistički mišići aktiviraju odgovarajućim vremenskim redoslijedom McGill i sur. (2003) prepoznaju kao važnu kariku za učinkovito funkcioniranje lumbalne kralježnice.

1.3. Kinesio Taping metoda

Kinesio Taping (KT) je suvremena terapijska metoda razvijena početkom posljednjeg kvartala dvadesetog stoljeća u Japanu. Metoda obuhvaća tehnike intervencije kod kojih se samoljepljiva elastična traka koristi na različite načine u smislu količine rastegnutosti i smjera primjene u odnosu na anatomske karakteristike tretiranih tkiva i funkcionalnih specifičnosti tjelesnih segmenata, na način da kroz imitiranje elastičnih svojstava kože, kako opisuju Kase, Wallis i Kase (2013), replicira taktilni stimulus koji proizlazi iz postavljanja terapeutovih ruku na kožu koja je tenzijski integrirana sa pripadajućim tkivima (Myers, 2014), uz djelovanje na receptore u dermalnom, fascijalnom i mišićnom tkivu. Samoljepljiva, longitudinalno elastična, pamučna Kinesio traka poroznija je i vodootpornija od standardnih bandažnih traka, što omogućava nošenje 3 do 5 dana nakon postavljanja (Kase i sur., 2013). Na Kinesio traci nema ljekovitih supstanci. Princip njezinog djelovanja temelji se na mehaničkim svojstvima, prvenstveno na elastičnosti (Kahanov, 2007) koja iznosi otprilike 50% od početne duljine, što je ekvivalent elasticiteta kože (Kase i sur., 2013).

KT se koristi u prevenciji i rehabilitaciji čitavog niza mišićno-koštanih, živčano-mišićnih te drugih poteškoća i ozljeda vezanih za sport te rekreativne i profesionalne aktivnosti u općoj populaciji. KT je aktivna, a ne pasivna metoda; kako navode Aktas i Baltaci (2011), Kinesio traka ne djeluje imobilizacijski, stoga se značajno razlikuje od bandažiranja (eng. *Athlet Taping*) ili primjene ortoza. KT može dovesti do smanjenja boli, najčešćeg simptoma ozljeda koji proizlazi iz disfunkcije mišića i vezivnih tkiva s reperkusijama na zglobove, a da pritom ne onemogućava ili ograničava pokret; naprotiv, KT pruža aktivnu potporu mišićno-koštano-zglobnom sustavu, kroz unaprjeđenje narušene propriocepcije (de Oliveira, de Fontenay,

Bouyer i Roy, 2019) te putem optimizacije krvne i limfne cirkulacije (Tsai, Hung, Yang, Huang i Tsauo, 2009) u cilju bržeg oporavka tkiva (Lee, Bae, Hwang i Kim, 2015; Pamuk i Yucesoy, 2015) i normaliziranja funkcije (de Oliveira i sur., 2019; Halseth, McChesney, DeBeliso, Vaughn i Lien, 2004; Thelen, Dauber i Stoneman, 2008). Tendencija ka aktivnome, mobiliziranju, kretanju, sadržana je i u samom nazivu metode koji je izveden iz pojma „kineziologija“, s obzirom na to da se primjenom Kinesio trake nastoji omogućiti normalno kretanje tijela i tjelesnih segmenata (Kase i sur., 2013). Biomehanički te proprioceptivni mehanizmi djelovanja, posebice mobilizacijski učinci, potkrijepljeni su analizama provedenim pomoću magnetske rezonance (Pamuk i Yucesoy, 2015) te dijagnostičkog ultrazvuka (Tu, Woledge i Morrissey, 2016), za koje kao strukturalnu poveznicu Vithoulk i sur. (2010) ističu miofascijalna tkiva. Temeljni princip KT metode jest u mogućnosti simptomatskog, ali i kauzalnog terapijskog djelovanja. Stoga, uz analgetsko djelovanje na tkiva te dekongestiju kroz poticanje cirkulacije limfe i krvi, Kase i sur. (2013) kao fiziološku i biomehaničku osnovu KT metode ističu normalizaciju mišićne funkcije te ispravljanje zglobne nepravilnosti, aspekte koji mogu biti vrlo korisni u svrhu optimizacije posture i kretanja i među asimptomatskim pojedincima. Neuromuskularna podloga primjene KT leži u mogućnosti poboljšanja propriocepcije (Kase i sur., 2013; Kurt, Büyükturan, Erdem, Tuncay i Sezgin, 2016), mehanizmom koji Aarseth, Suprak, Chalmers, Lyon i Dahlquist (2015) opisuju kao povećanje pritiska na mišić uslijed povećane stimulacije mehanoreceptora u koži, što utječe na zglobnu mehaniku.

Prema Kase i sur. (2013), KT metodu je moguće primijeniti u bilo kojem stadiju procesa rehabilitacije, ali i u primarnoj i/ili sekundarnoj prevenciji gdje, kako tumače Lemos, Pereira, Protássio, Lucas i Matheus (2015), KT može biti ulaz za rješavanje zatvorenog kruga patoloških i kompenzacijskih obrazaca držanja i kretanja.

1.4. Kinesio Taping mišićne tehnike

KT metoda obuhvaća 9 tehnika, od čega 2 mišićne (tehnika za facilitiranje mišićne funkcije i tehnika za inhibiranje mišićne funkcije) i 7 korektivnih (epidermalna/dermalna korekcija, korekcija limfe, prostorna korekcija, korekcija fascije, tetivna/ligamentarna, mehanička te funkcionalna korekcija) (Kase i sur., 2013). S obzirom na tkiva koja primarno zahvaćaju te prema terapijskim ciljevima, KT tehnike razlikuju se u intenzitetu primijenjenog

natega trake te principima postavljanja iste na kožu. Početak Kinesio trake koja se koristi kod mišićnih tehnika definira se kao sidro i ima neutralnu ulogu *punctum fixum* te je u potpunosti oslobođeno natega. Ostatak Kinesio trake postavlja se preko maksimalno istegnutog tkiva tretiranog područja, a obuhvaća terapijsku zonu s intenzitetom natega koji je prilagođen karakteristikama tkiva i ciljevima intervencije te kraj koji se postavlja bez natega.

Kod mišićnih tehnika, gdje koristimo natege manje od 50% u odnosu na maksimalno moguć, vraćanjem segmenta u neutralan položaj dolazi do efekta povratnog povlačenja (EPP), pri kojem elasticitet trake izaziva dekompresiju tkiva (Kahanov, 2007; Tu i sur., 2016) te se ta vertikalna komponenta koja se manifestira nabiranjem materijala (Kase i sur., 2013) udružuje sa longitudinalnom mobilizacijom u smjeru sidra, prema principu EPP. Navedena mobilizacija generirana je u manjoj mjeri mehanički, a primarno neuromuskularno, putem proprioceptivnog ulaza (dos Santos Glória i sur., 2017). Prema tome, uz intenzitet natega, živčano-mišićne učinke određuje i način postavljanja Kinesio trake: princip PDF (proksimalno-distalno: facilitacija) podrazumijeva postavljanje početka trake bez natega - sidra na proksimalno hvatište (koje djeluje kao *punctum fixum*) te preostalog dijela trake na maksimalno istegnuto tkivo terapijskog područja u smjeru distalnog hvatišta mišića koje uslijed EPP biva povučeno u smjeru *punctum fixum*, što može dovesti do facilitacije mišićne funkcije. Princip DPI (distalno-proksimalno: inhibicija) uključuje postavljanje sidra u području distalnog hvatišta mišića, s preostalim dijelom Kinesio trake usmjerenim ka proksimalnom hvatištu, čime dolazi do suprotstavljanja EPP uobičajenoj kontrakciji, stvarajući glavni proprioceptivni preduvjet za inhibiranje mišićne aktivnosti. Fiziološka pozadina principa DPI leži u stimulaciji Golgijevog tetivnog organa (Cai, Au, An i Cheung, 2016; Gusella, Bettuolo, Contiero i Volpe, 2014; Kase i sur., 2013). Primjena KT postavljanjem prema principu PDF može facilitirati mišićnu aktivnost, što potvrđuju istraživanja koja bilježe povećanu elektromiografsku aktivnost u pojedinim mišićnim skupinama (Gómez-Soriano i sur., 2014; Huang, Hsieh, Lu i Su, 2011; Konishi, 2013). KT djeluje na ekscitabilnost motoneurona djelovanjem na mehanoreceptore u koži i mišićima (Konishi, 2013), osobito na mišićno vreteno (Kase i sur., 2013).

Pretpostavlja se da je pomoću KT mišićnih tehnika, a na osnovi kvalitetne posturalne i funkcionalne procjene, moguće djelovati na posturalnu korekciju i reedukaciju kroz uspostavu povoljnijih odnosa duljine i napetosti mišića i mišićnih skupina, poboljšanu segmentalnu artrokinematiku odnosno posturu u cjelini, a naročito kroz poboljšanje živčano-mišićne integracije kroz ostvarenje optimalne propriocepcije (Kiseljak, 2015). Uslijed neadekvatnog odnosa duljine i napetosti (zbog slabe kontraktilne sile mišića kada su njegova hvatišta izrazitije

udaljena ili približena, mišić se nalazi na najnižoj točki krivulje duljine i napetosti, a samim time se smanjuje i sposobnost stvaranja sile), mišić se u slijedu pokreta s međumišićnom koordinacijom aktivira kasnije ili ranije nego što je uobičajeno, što prema Sahrmann (2002) rezultira promjenom normalnog obrasca kretanja kao posljedicom slabosti mišića ili pak njegove povećane tenzije. Lippert (2011) ističe da višezglobni mišići, u odnosu na jednozglobne imaju mogućnost održavanja veće kontraktilne sile kroz veći opseg pokreta, održavanjem optimalnog odnosa duljine i napetosti kroz puni opseg pokreta na način da se aktiviraju preko jednog zgloba dok su preko drugoga izduljeni. Primjer takvog mišića upravo je, u ovom istraživanju analizirani *m. semitendinosus*.

KT metoda za cilj ima unaprjeđenje neuromuskularne funkcije, kroz prevenciju i rehabilitaciju, no dosadašnji rezultati analiza učinkovitosti KT metode su djelomice kontradiktorni: pojedine studije podržavaju upotrebu KT u funkciji poboljšanja živčano-mišićne izvedbe (Aktas i Baltaci, 2011; Csapo, Herceg, Alegre, Crevenna i Pieber, 2012; Donec, Varžaitytė i Kriščiūnas, 2012; Fratocchi i sur., 2012; Gusella i sur., 2014; Hsu, Chen, Lin, Wang i Shih, 2009; Huang i sur., 2011; Kuo i Huang, 2013; Lee, Yoo i Lee, 2010; Lemos i sur., 2015; Mohammadi i sur., 2014; Słupik, Dwornik, Białoszewski i Zych, 2007; Vithoulk i sur., 2010; Yoshida i Kahanov, 2007), dok druge djelovanje KT osporavaju (Bravi, Cohen, Quarta, Martinelli i Minciacchi, 2016; Briem i sur., 2011; Cai i sur., 2016; Chang, Chou, Lin, Lin i Wang, 2010; dos Santos Glória i sur., 2017; Fu i sur., 2008; Gómez -Soriano i sur., 2014; Halski i sur., 2015; Korman i sur., 2015; Lins, Neto, de Amorim, de Brito Macedo i Brasileiro, 2013; Lins, Borges, Macedo, Costa i Brasileiro, 2016; Merino-Marban, Mayorga-Vega i Fernandez-Rodriguez, 2012; Morris, Jones, Ryan i Ryan, 2013; Serrão i sur., 2016; Vercelli i sur., 2012; Voglar i Sarabon, 2014; Wong, Cheung i Li, 2012; Yoosefinejad, Motealleh, Abbasalipur, Shahroei i Sobhani, 2017).

1.5. Kinesio Taping tehnika funkcionalne korekcije

Mehanizam djelovanja tehnike funkcionalne korekcije (FK) proizlazi iz specifičnog načina postavljanja Kinesio trake, koji Kase i sur. (2013) za razliku od mišićnih tehnika definiraju kroz utjecaj na funkcionalni obrazac pokreta, a ne na tkiva, uz primjenu više od tri četvrtine maksimalnog natega (75+%) čime se preostalim elasticitetom kroz efekt opruge asistira nekom pokretu (primjerice pokretu fleksije natkoljenice u kuku), istovremeno

principom prednaprezanja limitirajući antagonistički pokret (primjerice pokret ekstenzije natkoljenice u kuku), gdje proprioceptori i prije biomehanički krajnjeg mogućeg OP šalju informaciju repozicioniranog kraja OP kao normalnog. Ova tehnika se koristi za povećanje stimulacije mehanoreceptora kako bi se potpomoglo ili ograničilo kretanje u određenom zglobu ili kinetičkom lancu zglobova.

Kase i sur. (2013) ističu da praktičari koji započinju s korištenjem ove tehnike imaju priličnih poteškoća s određivanjem primjerenog natega Kinesio trake, često odlazeći u područje premalog ili prevelikog postotka natega. Pored navedenog faktora i sama procedura postavljanja Kinesio trake tehnikom FK je kompleksnija u odnosu na sve ostale KT tehnike, naročito u segmentu pravilnog pozicioniranja pacijenta te kontrole početka i kraja trake, spomenutog intenziteta natega, ali i u anticipiranju promjene koja će se dogoditi u pojedinom zglobu od početnog položaja za postavljanje krajeva do završne segmentalne posture koju prati lijepljenje terapijske zone Kinesio trake pri izvođenju pokreta kojem se želi asistirati ili je namjera limitirati ga. Svi navedeni faktori mogli bi biti razlogom da je FK uvjerljivo najmanje znanstveno istražena KT tehnika; naime, pretragom relevantnih bibliografskih baza utvrdili smo da su jedino Donec i sur. (2012) koristili FK, i to samo u jednom istraživanju gdje je FK bila popratna tehnika primjene KT za facilitiranje mišićne funkcije, bez diferenciranja djelovanja dviju tehnika.

1.6. Učinci Kinesio Taping tehnika za inhibiciju i facilitaciju mišićne funkcije kod asimptomatskih ispitanika

KT može dovesti do facilitiranja odnosno inhibiranja mišićne funkcije (Csapo i sur., 2012; Gusella i sur., 2014; Huang i sur., 2011; Hsu i sur., 2009; Kase i sur., 2013; Kuo i Huang, 2013, Słupik i sur., 2007).

Provedene su brojne studije sa ciljem procjene učinkovitosti korištenja KT kao metode intervencije kod različitih ozljeda i poremećaja živčano-mišićno-koštanog sustava. Znatno je manji broj istraživanja koja procjenjuju ishode primjene KT u zdravih osoba. Lumbroso, Ziv, Vered i Kalichman (2014) smatraju da ako primjena KT može utjecati na jakost ili fleksibilnost zdravog mišića, može se koristiti u slučajevima mišićne neravnoteže, što je važno u liječenju i prevenciji mišićno-koštane patologije. U Tablici 1 prikazani su osnovni podaci dosadašnjih istraživanja o učincima KT tehnika za facilitaciju i/ili inhibiciju mišićne funkcije kod

asimptomatskih ispitanika, uz kritički osvrt. Potaknuti spoznajom da ne postoji objavljen rad koji je analizirao mogućnosti djelovanja KT tehnike FK, dok su s druge strane KT mišićne tehnike opsežno analizirane, premda u manjoj mjeri na uzorcima zdravih ispitanika, odlučili smo napraviti pregled istraživanja o primjeni KT mišićnih tehnika kod zdravih osoba, uz kritički pristup pronalaženjem pogrešaka ljudskog faktora u postupku pripreme i primjene KT. Pregled je potpomognut zaključkom Lumbroso i sur. (2014) da je za kvalitetnu intervenciju kod patoloških stanja neophodno definirati i razumjeti učinke KT na mišićno-koštani sustav u asimptomatskim uvjetima. Vodeći se idejom da istraživanja o KT trebaju biti fokusirana na utjecaj primjene KT metode, a ne na testiranje djelovanja Kinesio trake postavljene na kožu ispitanika, uz akcent na pitanja tko, na koji način i s kojim ciljem aplicira traku, u potpunosti se slažemo sa komentarom Stockheimer, Baltaci, Forrester, Frassine i Wolkenberg (2016) da „Istraživanje zahtijeva duboko poznavanje metode koja se testira“, uz univerzalne reperkusije isticanjem potrebe adekvatne teorijske i praktične educiranosti (uz poželjne certifikate, licence) istraživača koji, u ovom slučaju, aplicira Kinesio traku, bolje rečeno primjenjuje KT metodu.

Tablica 1. Pregled dosadašnjih istraživanja o učincima KT tehnika za inhibiciju i facilitaciju mišićne funkcije kod asimptomatskih ispitanika

AUTORI I GODINA	ISPITANICI	INSTRUMENT	RAN-DOM-IZAC-IJA	PLACEBO SKUPINA	REZULTATI AKUTNO	REZULTATI PROLONGIRANO	GREŠKA U APLICIRANJU KT
Aktas i Baltaci, 2011	N=20 (9 M i 11 Ž) prosječna dob: 23,8	izokinetički dinamometar	+	-	značajno povećanje vršnog momenta izokinetičke ekstenzije koljena	-	-
Bravi i sur., 2016	N=10 (6 M i 4 Ž) prosječna dob: 26,2	akcelerometar	-	-	nema utjecaja usmjerenja Kinesio trake pri nategu 25%	nema utjecaja usmjerenja Kinesio trake pri nategu 50%	kardinalna - neutraliziran EPP (istraživači su postotak nategа za FAC i INH određivali tako što su najprije rastegnuli Kinesio traku do 100% i zatim smanjivali na 50% i 25%)
Briem i sur., 2011	N=30 M prosječna dob: 24,5	EMG	+	-	KT ne utječe značajno na aktivaciju *m. fibularis longus*	-	na Kinesio traci napravljeni su otvori za elektrode – narušen EPP

AUTORI I GODINA	ISPITANICI	INSTRUMENT	RAN-DOM-IZAC-IJA	PLACEBO SKUPINA	REZULTATI AKUTNO	REZULTATI PROLONGIRANO	GREŠKA U APLICIRANJU KT
Cai i sur., 2016	N=33 prosječna dob: n/a	EMG izokinetički dinamometar	+	-	nema značajnih razlika FAC i INH	-	na Kinesio traci napravljeni su otvori za elektrode – narušen EPP
Chang i sur., 2010	N=21 M prosječna dob: 20,8	hidraulički ručni dinamometar	+	Kinesio traka duljine 10 cm zalijepljena je bez natega poprečno na proksimalni dio podlaktice	nema značajnih razlika u jakosti stiska šake	-	u pripremi PKT nije neutraliziran EPP
Csapo i sur., 2012	N=12 M prosječna dob: 24	EMG	-	-	-	KT značajno pozitivno utječe na aktivaciju *m. gastrocnemius*	-
Donec i sur., 2012	N=54 (20 M i 34 Ž) prosječna dob: 27,9	hidraulički ručni dinamometar	+	neelastična medicinska traka	KT značajno pozitivno utječe na jakost stiska šake	-	KT je apliciralo dvoje istraživača sa različitim znanjem i iskustvom (nekad CKTP, a nekad student uz superviziju CKTP)
dos Santos Glória i sur., 2017	N=30 prosječna dob: 17	EMG	+	Kinesio traka zalijepljena je bez natega poprečno na proksimalni anteriorni dio natkoljenice	KT za facilitaciju *m. rectus femoris* nije doveo do značajnog unaprjeđenja mišićne aktivnosti, niti se značajno razlikovao od PKT intervencije	KT za facilitaciju *m. rectus femoris* nije doveo do značajnog unaprjeđenja mišićne aktivnosti, niti se značajno razlikovao od PKT intervencije	na Kinesio traci napravljeni su otvori za elektrode – narušen EPP sidro je postavljeno u istegnutom položaju, a za tehniku facilitacije mišićne aktivnosti trebalo je biti postavljeno pri neutralnom položaju segmenta u pripremi PKT nije neutraliziran EPP
Fratocchi i sur., 2012	N=20 (17 M i 3 Ž) prosječna dob: 23,6	izokinetički dinamometar	+	dvije Kinesio trake duljine 10 cm zalijepljene su bez natega poprečno na proksimalni i distalni dio trbuha *m. biceps brachii*	KT značajno povećava vršni moment - postoji facilitacija mišićne funkcije	-	u pripremi PKT nije neutraliziran EPP

AUTORI I GODINA	ISPITANICI	INSTRUMENT	RAN-DOM-IZAC-IJA	PLACEBO SKUPINA	REZULTATI AKUTNO	REZULTATI PROLONGIRANO	GREŠKA U APLICIRANJU KT
Fu i sur., 2008	N=14 (7 M i 7 Ž) prosječna dob: 19,7	izokinetički dinamometar	+	-	KT nije doveo ni do inhibicije, niti do facilitacije mišićne funkcije	-	KT nije postavljen u istegnutom položaju, već u neutralnom sidro je postavljeno 10 cm distalnije od PH
Gómez-Soriano i sur., 2014	N=19 (8 M i 11 Ž) prosječna dob: 23,8	EMG	+	tri kratke Kinesio trake postavljene su na tri hvatišta *m. gastrocnemius* kao neaktivne zone i bez kontinuiteta	rezultati ukazuju na izostanak značajnog utjecaja primjene KT na *m. gastrocnemius* nakon 10 min nošenja	rezultati ukazuju na izostanak značajnog utjecaja primjene KT na *m. gastrocnemius* nakon 24 h nošenja	-
Gusella i sur., 2014	N=24 (17 M i 7 Ž) prosječna dob: 27	univerzalni manualni goniometar	-	-	FAC tehnika pokazala je statistički značajno smanjenje antagonističkog OP, dok INH tehnika nije dovela do značajnih promjena OP	-	obje tehnike aplicirane su po principu DPI, sa jedinom razlikom u intenzitetu natega, što znači da tehnika FAC nije provedena prema Kinesio postulatima
Halski i sur., 2015	N=22 (8 M i 14 Ž) prosječna dob: 22	EMG	+	neelastična medicinska traka	-	nije bilo značajnih razlika PRE i POST, niti između KT i PKT skupine	sidro je postavljeno 10 cm distalnije od PH
Huang i sur., 2011	N=31 (19 M i 12 Ž) prosječna dob: 25,3	EMG	+	neelastična medicinska traka	KT je doveo do facilitacije mišićne funkcije *m. gastrocnemius*	-	KT sa ciljem (i rezultatom) facilitacije, postavljen je prema principu DPI koji bi trebao dovesti do inhibicije mišićne funkcije
Korman i sur., 2015	N=17 M prosječna dob: n/a	izokinetički dinamometar	+	neelastična medicinska traka	KT nije doveo do značajnih promjena u mjerama jakosti i snage	-	-
Kuo i Huang, 2013	N=19 (8 M i 11 Ž) prosječna dob: 18,9	hidraulički ručni dinamometar	-	-	jakost stiska šake pokazala je trend rasta pri FAC, odnosno trend pada pri INH	jakost stiska šake pokazala je dodatni trend rasta pri FAC, odnosno pojačani trend pada pri INH	-

AUTORI I GODINA	ISPITANICI	INSTRUMENT	RAN-DOM-IZAC-IJA	PLACEBO SKUPINA	REZULTATI AKUTNO	REZULTATI PROLONGIRANO	GREŠKA U APLICIRANJU KT
Lee, Yoo i Lee, 2010	N=40 (20 M i 20 Ž) prosječna dob: 23,4	hidraulički ručni dinamometar	+	-	KT značajno povećava jakost stiska šake	-	-
Lemos i sur., 2015	N=75 Ž prosječna dob: 21,5	hidraulički ručni dinamometar	+	-	KT postavljen prema principu PDF doveo je do povećanja jakosti stiska šake, premda ne statistički značajnog	KT postavljen prema principu PDF doveo je do statistički značajnog povećanja jakosti stiska šake	-
Lins i sur., 2013	N=60 Ž prosječna dob: 23,3	EMG	+	neelastična medicinska traka	KT nije doveo do značajnih promjena u EMG aktivnosti mišića kvadricepsa	-	KT je postavljen sa 50% natega što je riskantno s obzirom na to da se EPP može izgubiti (preporuka Kase i sur. (2013) je do 35% natega za mišićne tehnike)
Lins i sur., 2016	N=36 Ž prosječna dob: 22,2	EMG	+	KT sa 0% natega	Odmah nakon apliciranja KT nije doveo do značajnih promjena u EMG aktivnosti mišića kvadricepsa	KT nije doveo do značajnih promjena u EMG aktivnosti mišića kvadricepsa ni nakon 24 odnosno 48 h nošenja	sidro je postavljeno 5 cm distalnije od PH *m. rectus femoris* KT prema principu PDF je postavljen sa 50% natega u pripremi PKT nije neutraliziran EPP
Lumbroso i sur., 2014	N=36 (15 M i 21 Ž) prosječna dob: 25,7	pasivni SLR test	-	-	15 min nakon postavljanja DPI KT na *m. gastrocnemius* značajno se povećao OP fleksije natkoljenice u kuku	48 h nakon apliciranja KT pozitivan i značajan efekt koji je postignut postintervencijski nakon 2 dana je postao neznačajan	KT je aplicirao student završne godine studija
Merino-Marban, Mayorga-Vega i Fernandez-Rodriguez, 2012	N=31 (23 M i 8 Ž) prosječna dob: 23,7	digitalni ručni dinamometar	-	-	15 min nakon postavljanja DPI KT na anteriornu podlakticu, nisu pronađene značajne promjene u jakosti stiska šake	48 h nakon apliciranja KT također nisu zabilježene značajne promjene u jakosti stiska šake	-
Mohammadi i sur., 2014	N=40 (20 M i 20 Ž) prosječna dob: 22,3	digitalni ručni dinamometar	-	-	KT za ekstenzornu muskulaturu podlaktice i šake	-	-

AUTORI I GODINA	ISPITANICI	INSTRUMENT	RAN-DOM-IZAC-IJA	PLACEBO SKUPINA	REZULTATI AKUTNO	REZULTATI PROLONGIRANO	GREŠKA U APLICIRANJU KT
					doveo je do značajnog povećanja jakosti stiska šake		
Serrão i sur., 2016	N=18 M prosječna dob: 28	EMG	+	Kinesio traka zalijepljena je bez natega uzdužno na središnji anteriorni dio natkoljenice	KT nije doveo do značajnih promjena u EMG aktivnosti mišića kvadricepsa	-	sidro je postavljeno 10 cm distalnije od PH u pripremi PKT nije neutraliziran EPP
Słupik i sur., 2007	N=27 (15 M i 12 Ž) prosječna dob: 23	EMG	-	-	10 min nakon apliciranja KT nije došlo do značajnih promjena u EMG aktivnosti *m. vastus medialis*	24 i 72 h nakon apliciranja KT došlo je do značajnih promjena u EMG aktivnosti *m. vastus medialis*	-
Vercelli i sur., 2012	N=36 (17 M i 19 Ž) prosječna dob: 23	izokinetički dinamometar	+	Kinesio traka duljine 15 cm zalijepljena je bez natega poprečno na proksimalni anteriorni dio natkoljenice	nije pronađena nikakva značajna promjena u jakosti *m. rectus femoris* nakon apliciranja KT prema principu PDF	-	sidro je postavljeno 5 cm distalnije od PH *m. rectus femoris*
Vithoulk i sur., 2010	N=20 Ž prosječna dob: 27	izokinetički dinamometar	+	Dvije Kinesio trake duljine 20 cm zalijepljene su bez natega poprečno na proksimalni i distalni anteriorni dio natkoljenice	nakon apliciranja KT došlo je do značajnog povećanja jakosti mišića kvadricepsa	-	-
Voglar i Sarabon, 2014	N=12 (8 M i 4 Ž) prosječna dob: 23,4	EMG	+	Kinesio traka zalijepljena je bez natega poprečno na lumbalni dio trupa	60 min nakon apliciranja KT nije došlo do značajnih promjena u EMG aktivnosti leđnih i trbušnih mišića	-	u pripremi PKT nije neutraliziran EPP
Wong, Cheung i Li (2012)	N=30 (14 M i 16 Ž) prosječna dob: 28,4	izokinetički dinamometar	+	-	nakon apliciranja KT nije došlo do značajnih promjena u generiranoj vršnoj sili pri izometričkoj kontrakciji *m. vastus medialis*	-	KT je postavljen sa 75% natega što je neadekvatno za postizanje promjene mišićne funkcije s obzirom da bez EPP nema mobilizacije miofascije

AUTORI I GODINA	ISPITANICI	INSTRUMENT	RAN-DOM-IZAC-IJA	PLACEBO SKUPINA	REZULTATI AKUTNO	REZULTATI PROLONGIRANO	GREŠKA U APLICIRANJU KT
Yoosefinejad i sur., 2017	N=20 (11 M i 9 Ž) prosječna dob: 22,9	EMG	+	-	postintervencijski nisu zamijećene promjene ni u smjeru INH pri postavljanju principom DPI, niti u smjeru FAC pri postavljanju principom PDF	-	KT je postavljen po sredini trbuha mišića, daleko i od PH i od DH KT je postavljen sa 50% natega što je riskantno s obzirom na to da se EPP može izgubiti (preporuka Kase i sur. (2013) je do 35% natega za mišićne tehnike)
Yoshida i Kahanov, 2007	N=30 (15 M i 15 Ž) prosječna dob: 23,9	Thomayerov test	+	-	nakon apliciranja KT došlo je do značajnog povećanja OP fleksije trupa	-	-

LEGENDA: M - muškarci, Ž - žene; DH - distalno hvatište; EPP - efekt povratnog povlačenja; FAC - facilitacija; INH - inhibicija; OP - opseg pokreta; PH - proksimalno hvatište; CKTP - certificirani Kinesio Taping praktičar; n/a - nije poznato

Provedena istraživanja o učinkovitosti KT metode primjenom KT mišićnih tehnika kod zdravih osoba metodološki znatno variraju, od razlika u odabiru i veličini uzorka, do korištenja raznih vrsta materijala te različitih principa primjene. Zajedničko svim istraživanjima je da su provedena na uzorcima mladih ispitanika, s prosječnom dobi oko 25 godina. Istraživanja pretežno ispituju isključivo akutne učinke KT (Aktas i Baltaci, 2011; Briem i sur., 2011; Cai i sur., 2016; Chang i sur., 2010; Donec i sur., 2012; Fratocchi i sur., 2012; Fu i sur., 2008; Gusella i sur., 2014; Huang i sur., 2011; Korman i sur., 2015; Lee i sur., 2010; Lins i sur., 2013; Mohammadi i sur., 2014; Serrão i sur., 2016; Vercelli i sur., 2012; Vithoulk i sur., 2010; Voglar i Sarabon; 2014; Wong i sur., 2012; Yoosefinejad i sur., 2017; Yoshida i Kahanov, 2007), dok manji broj studija uključuje i procjenu prolongiranih učinaka (Bravi i sur., 2016; dos Santos Glória i sur., 2017; Gómez-Soriano i sur., 2014; Kuo i Huang, 2013; Lemos i sur., 2015; Lins i sur., 2016; Lumbroso i sur., 2014; Merino-Marban i sur., 2012; Słupik i sur., 2007). Nekoliko istraživanja (Bravi i sur., 2016; Csapo i sur., 2012; Gusella i sur., 2014; Kuo i Huang, 2013; Lumbroso i sur., 2014; Merino-Marban i sur., 2012; Mohammadi i sur., 2014; Słupik i sur., 2007) nije bilo randomizirano, a neka nisu bila provedena uz placebo kontrolnu skupinu (Aktas i Baltaci, 2011; Bravi i sur., 2016; Briem i sur., 2011; Cai i sur., 2016; Csapo i sur., 2012; Gusella i sur., 2014; Kuo i Huang, 2013; Lumbroso i sur., 2014; Merino-Marban i sur., 2012;

Mohammadi i sur., 2014; Słupik i sur., 2007), već je djelovanje KT uspoređivano samo sa predintervencijskim statusom. Kod odabira placebo intervencije primjećujemo velike varijacije u odabiru materijala (trake različitih proizvođača demonstriraju određene razlike u svojstvima materijala, kao što Boonkerd i Limroongreungrat (2016) te Lemos, Albino, Matheus i Barbosa (2014) dokazuju) i načina primjene. Temeljem provedene meta-analize o učincima KT na mišićnu jakost, Csapo i Alegre (2015) zaključuju da su studije koje afirmiraju KT kao učinkovitu metodu, metodološki inferiorne onima koje je osporavaju. S druge strane, prema izvornim postulatima KT metode opisanim u Kase i sur. (2013), KT ne povećava mišićnu jakost, već je normalizira odnosno optimizira; stoga ne čudi da je više istraživanja koja su proučavala (najčešće izokinetičkim testiranjima) utjecaj KT na jakost i snagu, donijelo zaključke o njihovoj maloj ili nikakvoj promjeni postintervencijski (Chang i sur., 2010; Fu i sur., 2008; Korman i sur., 2015; Merino-Marban i sur., 2012; Vercelli i sur., 2012; Wong i sur., 2012).

Premda je lumbalna regija opsežno istražena u kontekstu KT (Castro-Sánchez i sur, 2012; Kalinowski i Krawulska, 2017; Kaplan i sur., 2016; Pires i sur., 2020; Voglar i Sarabon, 2014; Yoshida i Kahanov, 2007), sa područjem kuka to nije slučaj, premda se radi o tjelesnoj regiji s funkcionalno važnim zglobovima čija optimalna mobilnost je neophodna za kvalitetu pokreta cjelokupnog lumbo-zdjelično-bedrenog kompleksa te za uspravnu posturu čovjeka, kao i za njegovu bipedalnu lokomociju. U dostupnoj literaturi nismo pronašli nijedno istraživanje o utjecaju KT na MMK kompleksa lumbalne kralježnice, zdjelice i kuka. S obzirom na navedeno kao i na činjenicu da tehnika FK do sada nije znanstveno ispitana, a dvije mišićne tehnike jesu, premda sa pojedinim proturječnim zaključcima, odlučili smo istražiti učinke navedene tri tehnike, uz akceptiranje metodoloških prednosti i nedostataka do sada provedenih studija.

2. CILJ I HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA

Cilj ovog istraživanja bio je mjerenjem posturalnih, kinematičkih i elektromiografskih pokazatelja utvrditi akutne i prolongirane učinke na opseg pokreta natkoljenice u zglobu kuka i međumišićnu koordinaciju kompleksa lumbalne kralježnice, zdjelice i kuka, uslijed primjene tri različite Kinesio Taping tehnike na mišiće pregibače kuka zdravih osoba, u usporedbi sa kontrolnim procedurama.

Cilj istraživanja sadržavao je tri komponente:

1. Ispitati odnos između skupina te provjeriti postoje li statistički značajni posturalni, kinematički i/ili elektromiografski pokazatelji efekta vrste intervencije;
2. Ispitati odnos među zavisnim varijablama te utvrditi postoje li statistički značajni akutni i/ili prolongirani učinci različitih intervencija s obzirom na točku mjerenja;
3. Provjeriti interakcije nezavisnog i zavisnog faktora te utvrditi postoje li statistički značajne interakcije između skupine i točke mjerenja.

Sukladno definiranom cilju i njegovim komponentama, postavljene su sljedeće istraživačke hipoteze:

H1: Postojat će statistički značajne razlike u prosječnim vrijednostima posturalnih, kinematičkih i elektromiografskih pokazatelja između pojedinih skupina u istraživanju u smjeru boljih rezultata eksperimentalnih procedura u odnosu na kontrolne;

H2: Postojat će statistički značajne razlike u prosječnim vrijednostima posturalnih, kinematičkih i elektromiografskih pokazatelja između pojedinih točaka mjerenja u smjeru boljih rezultata postintervencijski, naročito nakon 48 sati;

H3: interakcije između skupine i točke mjerenja će biti statistički značajne kod eksperimentalnih skupina, dok kod kontrolnih neće.

3. METODE RADA

Provedeno je jednostruko slijepo prospektivno randomizirano kontrolirano istraživanje sa zdravim ispitanicima.

3.1. Uzorak ispitanika

U istraživanju je dobrovoljno sudjelovalo 70 zdravih sudionika oba spola, studentica i studenata (45 žena i 25 muškaraca) preddiplomskog i diplomskog stručnog studija fizioterapije na Zdravstvenom veleučilištu u Zagrebu, dobi 23 ± 3,6 godine s rasponom od 19 do 40 godina, tjelesne visine 172,3 ± 9,1 cm, tjelesne mase 71,9 ± 16,1 kg te prosječnog indeksa tjelesne mase (BMI) 24 ± 4,2 kg/m^2.

Ispitanici su bili nasumično podijeljeni u 5 skupina, svaka po 14, metodom blok randomizacije. Randomizacija je provedena pomoću statističkog, računalnog programa *R*, verzija 3.6.2, pomoću *blockrand* paketa za *R*.

Prvu skupinu (G1) činilo je 10 ispitanica i 4 ispitanika, kod kojih je primijenjena placebo KT intervencija (PKT). Drugu skupinu (G2) formiralo je 8 ispitanica i 6 ispitanika, a kod njih je primijenjena standardna intervencija za povećanje fleksibilnosti i mobilnosti – (gravitacijsko) istezanje (GI). Treću skupinu (G3) činilo je 10 ispitanica i 4 ispitanika, a kod njih je primijenjena KT tehnika funkcionalne korekcije (FK). Četvrtu skupinu (G4) sačinjavalo je 9 ispitanica i 5 ispitanika, kod kojih je primijenjena KT tehnika za korekciju mišićne funkcije sa postavljanjem sidra proksimalno (PDF), dok je za petu skupinu (G5) sa 8 ispitanica i 6 ispitanika također primijenjena KT tehnika za korekciju mišićne funkcije, no uz postavljanje sidra distalno (DPI). Skupine G3, G4 i G5 bile su eksperimentalne skupine, dok su skupine G1 i G2 bile kontrolne (placebo i uobičajena intervencija („zlatni standard“)). Iz skupine G1 formirana je i dodatna „prava“ kontrolna skupina G0, koja je ostavljena bez intervencije. Navedena skupina formirana je na način da je odabrana skupina G1 (PKT) te joj je u sve 3 točke mjerenja testirana nedominantna noga na kojoj nije bila izvršena intervencija. Za formiranje ovakve specifične dodatne kontrolne skupine odabrana je upravo G1 jer smo pretpostavili da će PKT imati najmanje djelovanja od svih intervencija te će na taj način i utjecaj na drugu nogu

istih ispitanika biti najmanji. Randomizacijom je u svim skupinama ostvarena ravnomjerna zastupljenost prema spolu. Osnovne karakteristike ispitanika prikazane su u Tablici 2.

Tablica 2. Osnovni deskriptivni parametri sudionika (n = 70)

VARIJABLA	$\bar{x}$	SD	Minimum	Maksimum
DOB (godine)	23	3,6	19	40
TV (cm)	172,3	9,1	152,2	192,5
TM (kg)	71,9	16,1	46,5	124,5
BMI (kg/m²)	24	4,2	17,8	39,4
JSŠ (N)	321	114,5	51,8	647

Legenda: TV – tjelesna visina; TM – tjelesna masa; BMI – indeks tjelesne mase; JSŠ – jakost stiska šake

Potrebna veličina uzorka izračunata je pomoću računalnog programa *G*Power 3.1*. Pokazalo se da minimalan broj ispitanika potreban za postizanje statističke snage 0,9 i razine alfa pogreške 0,05 iznosi 55, što je 11 ispitanika po skupini. Temeljem navedenog prospektivnog izračuna, za potrebe istraživanja odabrali smo za oko 25% veći uzorak (n = 14, n_{TOTAL} = 70).

Kriteriji uključivanja u istraživanje bili su: dob između 18 i 40 godina, odsustvo ozljede u području trupa, zdjelice i donjih ekstremiteta u posljednjih 6 mjeseci, voljnost za sudjelovanje u eksperimentu. Kriteriji isključivanja bili su: dob ispod 18 i iznad 40 godina, prisutnost ozljeda u području trupa, zdjelice i donjih ekstremiteta u posljednjih 6 mjeseci, neuromuskularni poremećaji, strukturalna skolioza, bol pri izvođenju testa, preosjetljivost kože koju su sudionici sami prijavili (uključujući kožne bolesti), alergijska reakcija na KT materijal, trudnoća te porod u posljednje dvije godine. Ispitanici koji su se prijavili za sudjelovanje u istraživanju zadovoljili su sve kriterije za uključivanje.

Povjerenstvo za znanstveni rad i etiku Kineziološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu dalo je odobrenje za izvođenje istraživanja (broj: 19/2017). Istraživanje je provedeno u skladu s Helsinškom deklaracijom. Prije pristupanja mjerenjima i intervenciji ispitanici su dobili na uvid obrazac informiranog pristanka koji su morali potpisati kao preduvjet za sudjelovanje u istraživanju. Sudionici su bili upoznati s postupkom i korištenjem rezultata u istraživačke svrhe, uključujući njihovu prezentaciju isključivo na razini grupnih, a ne individualnih rezultata. Sudionici su imali mogućnost u bilo kojem trenutku odustati od sudjelovanja u istraživanju.

Mjerenja i intervencije je provodio jedan ispitivač, autor ovog rada. Randomizaciju i statističku obradu provela su druga dva stručnjaka (jedan randomizaciju, drugi statističku obradu) koji su bili zaslijepljeni po pitanju protokola mjerenja i intervencije.

3.2. Uzorak varijabli i mjerni instrumenti

Zabilježeni su podaci o dobi, spolu, tjelesnoj visini, tjelesnoj masi, indeksu tjelesne mase te jakosti stiska šake. Tjelesna masa i tjelesna visina izmjerene su pomoću mehaničke vage sa visinomjerom Seca GmbH & Co. KG., Njemačka. Jakost stiska šake procijenjena je pomoću elektroničkog ručnog dinamometra BIOPAC SS25LA. Akvizicija podataka napravljena je pomoću mjernog uređaja BIOPAC MP35 (Biopac Systems, Inc., Goleta, CA, USA) te su sirovi podaci obrađeni računalnim programom BIOPAC Student Lab Software (BSL version 4.1.3 *PRO*). Glavne zavisne varijable istraživanja, specifični testovi pri kojima su podaci prikupljeni te mjerni instrumenti uz pomoć kojih su kvantificirani, prikazani su u Tablici 3.

Tablica 3. Zavisne varijable, testovi i mjerni instrumenti

	VARIJABLA	KRATICA	MJERNA JEDINICA	TEST	INSTRUMENT
POSTURALNA VARIJABLA	kut nagiba zdjelice	KNZ	stupnjevi (°)	Test kuta zdjelice (TKZ): trigonometrijsko određivanje pri opuštenoj uspravnoj posturi	antropometar i pelvimetar

	VARIJABLA	KRATICA	MJERNA JEDINICA	TEST	INSTRUMENT
VARIJABLE MEĐUMIŠIĆNE KOORDINACIJE (MMK)	vrijeme aktivacije ipsilateralnog *m.erector spinae*	VAMESI	milisekunde (ms)	*Prone Hip Extension* test (PHE)	Površinska elektromiografija (sEMG)
	vrijeme aktivacije kontralateralnog *m.erector spinae*	VAMESK	milisekunde (ms)	PHE	sEMG
	vrijeme aktivacije ipsilateralnog *m.semitendinosus*	VAMST	milisekunde (ms)	PHE	sEMG
	vremenski raspon od aktivacije prvog do posljednjeg mišića	VR	milisekunde (ms)	PHE	sEMG
VARIJABLE OPSEGA POKRETA (OP)	opseg pokreta ekstenzije ipsilateralne natkoljenice u zglobu kuka	OPEI	stupnjevi (°)	Modificirani Thomasov test (MTT)	HD kamera i goniometar računalnog programa Kinovea
	opseg pokreta fleksije kontralateralne natkoljenice u zglobu kuka	OPFK	stupnjevi (°)	*Active Straight Leg Raise* test (ASLR)	HD kamera i goniometar računalnog programa Kinovea

3.2.1. Procjena posture zdjelice

Postura zdjelice definirana je kutom kojeg formiraju linija između *spinae iliacae anterior superior* (SIAS) i *spinae iliacae posterior superior* (SIPS) te horizontalna ravnina u razini SIAS (Magee, 2006). Navedeni kut opisan je u literaturi (Crowell, Cummings, Walker i Tillman, 1994; Gajdosik, Simpson, Smith i DonTigny, 1985; Levine i Whittle, 1996; Magee, 2006; Sanders i Stavrakas, 1981; Thiruvarangan, Dassanayake i Samaranayake, 2017) pod nazivom kut nagiba zdjelice (KNZ), a procjenjuje se u opuštenom stojećem položaju.

Za procjenu KNZ koristili smo neinvazivnu antropometrijsku metodu prema protokolu koji su ustanovile Sanders i Stavrakas (1981), a čiju pouzdanost i valjanost su provjerili i potvrdili Gajdosik i sur. (1985) te Thiruvarangan i sur. (2017). Instrumentarij potreban za mjerenja KNZ obuhvaćao je pelvimetar i antropometar s libelom.

3.2.2. Procjena međumišićne koordinacije

Elektromiografske značajke međumišićne koordinacije lumbalne kralježnice, zdjelice i kuka mjerene su pri aktivnom izvođenju ekstenzije natkoljenice u kuku uz ekstendiranu potkoljenicu (*Prone Hip Extension* (PHE) test) prema protokolu navedenom u Page i sur. (2010), pomoću 4-kanalnog sEMG mjernog uređaja (BIOPAC MP35, Biopac Systems, Inc., Goleta, CA, USA) sa pripadajućim računalnim programom BIOPAC Student Lab Software v. 4.1.3 *PRO*. Akvizicija signala rađena je na frekvenciji 1000 Hz.

PHE test je široko prihvaćen (Cheatham i Kolber, 2016; Ko, Jeon, Kim i Park, 2019) klinički test koji se uobičajeno koristi za procjenu lumbopelvične disfunkcije (Takasaki, Iizawa, Hall, Nakamura i Kaneko, 2009) kroz procjenu međumišićne koordinacije odnosno motoričkog obrasca kompleksa lumbalne kralježnice, zdjelice i kuka u pozadini segmentalnog pokreta ekstenzije natkoljenice u kuku uz ekstendiranu potkoljenicu (Arab i sur., 2017). Test se provodi na terapijskom stolu na način opisan u radu Guimarães i sur. (2014): ispitanik leži u proniranom položaju i izvodi antigravitacijsku ekstenziju natkoljenice u kuku s ekstendiranom potkoljenicom u koljenu, pri čemu se elektromiografski (u kliničkim uvjetima se to provodi, prema zaključcima Lehman i sur. (2004) te Vogt i Banzer (1997), nedovoljno objektivnim metodama - opservacijom i/ili palpacijom od strane ispitivača) utvrđuje vrijeme (VAM), vremenski raspon (VR) i redoslijed (RAM) aktivacije tri skupine mišića: (1) ekstenzora kuka

(ovdje je reprezentant ipsilateralni *m. semitendinosus* (ST)), zatim (2) ipsilateralnih ekstenzora trupa (reprezentant je ipsilateralni *m. erector spinae* (ESI)) i (3) kontralateralnih ekstenzora trupa (reprezentant je kontralateralni *m. erector spinae* (ESK)). U literaturi (Bruno, Millar i Goertzen, 2014; Murphy i sur., 2006; Salvioli, Pozzi i Testa, 2019) su navedene metrijske karakteristike PHE testa te ga se u kombinaciji s elektromiografijom (Bruno i sur. 2008; Lehman, 2006; Lehman i sur., 2004; Vogt i Banzer, 1997) može smatrati relevantnim ne samo za kliničke, već i za istraživačke svrhe.

3.2.3. Procjena opsega pokreta

Opsezi pokreta (OP) natkoljenice u zglobu kuka (OP ekstenzije dominantne natkoljenice u zglobu kuka; OP fleksije nedominantne natkoljenice u zglobu kuka), prikupljeni su temeljem dva testa: Modificiranog Thomasovog testa (MTT) i *Active Straight Leg Raise* testa (ASLR). S obzirom na metrijske karakteristike navedenih testova objavljene u više radova (Bruno i sur., 2014; Mens, Vleeming, Snijders, Koes i Stam, 2001; Neto, Jacobsohn, Carita i Oliveira, 2015; Vigotsky i sur., 2016) može ih se također smatrati relevantnim kliničkim i istraživačkim testovima.

Za prikupljanje kinematičkih podataka korištena je kamera Canon EOS 550D s objektivom Canon EF-S 15-85mm. Kinematičke značajke MTT i ASLR evaluirane su *on-site* 2D metodom pomoću kamere, frekvencije uzorkovanja 50 Hz, u HD modu, a potom *off-site* pomoću računalnog programa Kinovea (*Kinovea 0.8.27, computer software 2018*).

3.2.3.1. Procjena opsega pokreta ekstenzije natkoljenice u kuku ipsilateralno (OPEI)

Mjerenja opsega pokreta ekstenzije ipsilateralne natkoljenice u zglobu kuka (OPEI) provedena su radi procjene fleksibilnosti fleksorne muskulature kuka dominantne strane. Za navedenu procjenu koristili smo MTT, standardiziran opservacijski klinički test posture, posturalne adaptacije te kinematike donjih ekstremiteta, koji posredno daje informaciju o fleksibilnosti muskulature kuka i koljena, ponajviše *m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae* te *m. sartorius*. U kliničkoj praksi MTT se često koristi za procjenu pasivnog OP ekstenzije kuka i fleksije koljena. Test je u praksi najčešće subjektivnog karaktera, budući da

se na temelju opservacije ocjenjuje dihotomno kao pozitivan ili negativan, u odnosu na usuglašene norme (Cheatham i Kolber, 2016; Magee, 2006; Peterson-Kendall, McCreary, Provance, Rodgers i Romani, 2005). Kvantifikacija testa najčešće uključuje goniometrijske (Clapis, Davis i Davis, 2008; Corkery i sur., 2006; Ferber, Kendall i McElroy, 2010; Harvey, 1998; Wakefield, Halls, Difilippo i Cottrell, 2015; Wang, Whitney, Burdett i Janosky, 1993) i trigonometrijske (Peeler i Anderson, 2007; Wakefield i sur., 2015) metode te metodu digitalne fotografije (Kim i Ha, 2015; Peeler i Leiter, 2013; Vigotsky i sur., 2015). Ovdje navodimo i naš pokušaj (Kiseljak i sur., 2017) kinematičke analize MTT s pomoću 3D automatiziranog optoelektroničkog sustava. 2D goniometrija se smatra zlatnim standardom, a provodi se pomoću goniometra ili inklinometra (Davis, Quinn, Whiteman, Williams i Young, 2008). U ovom istraživanju korišten je goniometar kao digitalni alat računalnog programa Kinovea.

3.2.3.2. Procjena opsega pokreta fleksije natkoljenice u kuku kontralateralno (OPFK)

Mjerenje opsega pokreta fleksije kontralateralne natkoljenice u zglobu kuka nedominantne noge (OPFK) provedeno je u cilju indirektne procjene fleksibilnosti fleksorne muskulature dominantnog kuka. Za navedenu procjenu koristili smo *Active Straight Leg Raise* test (ASLR) izvođenje kojeg podrazumijeva aktivnu polaganu antigravitacijsku fleksiju natkoljenice u zglobu kuka koja se izvodi iz supiniranog položaja s početno ekstendiranim kukom i koljenom, prirodnom brzinom i do punog opsega aktivnog pokreta, uz kontinuirano održavanje ekstendiranog koljena i relaksiranog gležnja (neutralan položaj stopala) kroz cjelokupan OP, kako sugeriraju Cook (2010) te Ylinen, Kautiainen i Häkkinen (2010). ASLR daje informaciju o fleksibilnosti stražnje skupine bedrenih mišića ipsilateralno (Neto i sur., 2015; Ylinen i sur., 2010) te mišića pregibača kuka kontralateralno (Davis i sur., 2008; Neto i sur., 2015) kroz informaciju o dostupnom preostalom OP ekstenzije kuka netestirane noge (Cook, 2010), što nam je bilo od primarnog istraživačkog interesa.

3.3. Postupak

Ispitanici su randomizacijom bili podijeljeni u 5 skupina po 14 sudionika sa različitim intervencijama (Tablica 4), međutim svi ispitanici su inicijalno bili testirani bez intervencije.

Tablica 4. Nezavisne varijable (vrsta intervencije)

REDNI BROJ	NAZIV VARIJABLE	KRATICA
1	placebo Kinesio Taping	PKT
2	gravitacijsko istezanje	GI
3	funkcionalna korekcija	FK
4	proksimalno sidro - facilitacija	PDF
5	distalno sidro – inhibicija	DPI
6 (0)	bez intervencije	BI

Postupak randomizacije je uključivao ceduljice s podacima o skupini koje je računalno napravila treća osoba i autor nije imao uvid u redoslijed randomizacije dok nisu alocirani svi ispitanici. Skupine su bile navedene šiframa G1 – G5, gdje G1 = PKT, G2 = GI, G3 = FK, G4 = PDF, G5 = DPI. Ceduljice sa šiframa stručnjak je zapečatio u neprozirne omotnice koje su sukladno redoslijedu randomizacije otvarane nakon što je određeni ispitanik prihvatio sudjelovanje u istraživanju i zadovoljio faktore uključivanja. Randomiziran je bio i redoslijed skupina koji je bio otisnut na ceduljicama, da ne bude identičan onom (G1 = DPI, G2 = PDF, G3 = FK, G4 = GI, G5 = PKT) koji je bio naveden (i javno objavljen na mrežnim stranicama Kineziološkog fakulteta) u dokumentu teme za obranu projekta doktorskog rada, odnosno željeli smo da sudionici budu zaslijepljeni i za taj aspekt.

Kod svakog ispitanika testirana je (i tretirana) dominantna noga (kao što su odlučili raditi i Arab i sur., 2017; Emami, Arab i Ghamkhar, 2014; Guimarães i sur., 2010; Kalantari, Karimi, Arab i Jaberzadeh, 2014; Oh, Cynn, Won, Kwon i Yi, 2007; Wong i sur., 2012; Yeung i sur., 2015), određena eksperimentalno kao noga kojom je ispitanik spontano zakoračio na vagu sa visinomjerom. Testiranje nedominantne noge rađeno je za varijablu OPFK provođenjem ASLR testa. Za pridodanu šestu (odnosno nultu) skupinu G0 (BI) svi testovi su provedeni na nedominantnoj nozi, uz izuzetak ASLR testa koji je napravljen na dominantnoj.

Istraživanje je provedeno u Laboratoriju za fiziologiju Zdravstvenog veleučilišta u Zagrebu u periodu od veljače do svibnja 2019. godine. Uvjeti u laboratoriju uključivali su konstantno održavanu temperaturu 21°C.

Mjerenja su kod svih ispitanika provedena u tri točke: PRE, POST60min, POST48h. Sudionici su laboratorij posjetili dvaput, s razmakom od 48 sati između dolazaka. Od ispitanika se zahtijevalo da za mjerenja budu potpuno odmorni što je značilo minimalno 12 sati bez ikakvih intenzivnijih tjelesnih aktivnosti prije inicijalnih testiranja, ali i narednih 48 sati do završetka finalnih mjerenja, kako bi se minimizirali utjecaji vanjskih faktora. U tom cilju sudionici su dodatno zamoljeni da u periodu između mjerenja ne prakticiraju neke neuobičajene aktivnosti ili vježbe.

Sva mjerenja i intervencije provodio je jedan istraživač, autor ovog rada (diplomirani fizioterapeut sa 14 godina iskustva, ujedno i licencirani KT praktičar i instruktor (CKTI) sa 11 godina iskustva rada sa KT metodom), uvijek kroz isti, standardizirani postupak. Ovakav pristup jednog stručnjaka u cilju minimiziranja pogrešaka u primjeni i procjeni učinaka KT metode sugeriraju Kuo i Huang (2013). Dodatno naglašavamo važnost iskustva praktičara koji postavlja KT, o čemu govore i Drouin, McAlpine, Primak i Kissel, (2013) te Lemos i sur. (2014).

3.3.1. Protokol mjerenja

Ispitanicima su izmjereni KNZ, MMK i OP u 3 vremenske točke: PRE (bez intervencije), POST60min (sat vremena nakon intervencije (u eksperimentalnim skupinama i kontrolnoj skupini PKT nakon apliciranja KT, sa KT; u kontrolnoj skupini GI odmah nakon intervencije)) te na kraju POST48h (2 dana nakon intervencije (u eksperimentalnim skupinama i kontrolnoj skupini PKT nakon apliciranja KT, sa KT – bez skidanja KT). Mjerenja su provedena u 2 sesije – 2 dana, ukupnog trajanja 2 h po ispitaniku.

Po dolasku u laboratorij, ispitanici su najprije ispitani odgovaraju li svim kriterijima za uključivanje u istraživanje. Uz usmena pitanja, svakome je napravljen Adamov test pretklona, prema protokolu opisanom u Côté, Kreitz, Cassidy, Dzus i Martel (1998), kako bi se potvrdilo odsustvo strukturalne skolioze. Premda su u pozivu ispitanici bili informirani o kriterijima uključivanja/isključivanja, smatrali smo korisnim primijeniti i navedenu objektivnu metodu procjene. Sudionici su zatim pročitali, ispunili i potpisali dokument informiranog pristanka. Slijedilo je izuvanje obuće i presvlačenje sudionika u kratke hlače te su najprije svakome izmjerene tjelesna masa i tjelesna visina, uz istovremeno detektiranje dominantne noge (određena kao noga kojom je ispitanik zakoračio na vagu sa visinomjerom) na strani koje se

pristupilo mjerenju kuta nagiba zdjelice. Izmjerene su udaljenosti između prominentnih točaka na osnovu kojih je kasnije izračunat kut nagiba zdjelice. Za G0 (BI) udaljenosti su izmjerene na nedominantnoj strani.

Nakon antropometrijskih mjerenja, svaki sudionik je odabrao i otvorio jednu od pripremljenih omotnica. To je učinjeno prije, a ne nakon glavnih metoda inicijalne kinematičke i elektromiografske procjene i intervencije kako bi istraživaču bila poznata skupina u koju ispitanik pripada, radi specifičnosti skupine G2 kod koje je gravitacijsko istezanje kao metoda intervencije nastupilo odmah nakon inicijalne procjene.

Slijedilo je postavljanje pasivnih oznaka na tijelo. Na lijevi i desni epikondil tibije kao pasivne markere koristili smo samoljepljive bijele naljepnice s crnom točkom u središtu, dok smo za lijevi i desni akromion te za lijevi i desni lateralni maleol u istu svrhu koristili monopolarne *snap* elektrode koje su imale primarnu funkciju u elektromiografskom mjerenju, a sekundarnu u postupcima kinematičke procjene.

Niz mjerenja bio je identičan za sve sudionike u oba posjeta, kao u istraživanju Voglar i Sarabon (2014). Redoslijed testova PRE, POST60min i POST48h je uvijek bio: 1. PHE, 2. ASLR, 3. MTT. Takav odabir bio je uvjetovan specifičnostima G2 gdje se na MTT odmah nadovezala intervencija, stoga je i kod G2 iznimka bila kod POST60min na način da je POST60min postalo POST3min, te je redoslijed POST3min bio: 1. MTT (bilježenje stanja nakon 3 min gravitacijskog istezanja), 2. ASLR, 3. PHE.

U nastojanju da osiguramo realistične uvjete nije bilo provedeno zagrijavanje (Aalto, Airaksinen, Härkönen i Arokoski, 2005; Cejudo, Ayala, De Baranda i Santonja, 2015), odnosno namjera je bila pokušati utvrditi realne pokazatelje aktivnosti svakodnevnog života.

Prije početka bilježenja podataka ispitanicima su detaljno objašnjeni i demonstrirani svi testovi te su ispitanici za svaki test napravili i nekoliko probnih pokušaja. Uzeli smo u obzir preporuku koju su iznijeli Nakajima i Baldridge (2013) o važnosti upoznavanja ispitanika sa testnim pokretom prije početka mjerenja.

3.3.1.1. Određivanje kuta nagiba zdjelice (KNZ)

Za procjenu posture i posturalne adaptacije zdjelice svaki ispitanik je zauzeo opušten uspravan (vlastiti prirodan/neutralan) stav sa stopalima postavljenim u širini ramena, bez obuće, sa rukama opuštenim uz tijelo te s pogledom usmjerenim prema naprijed. Ispitivač je opservacijom i palpacijom odredio položaj SIAS i SIPS na strani dominantne noge te je navedene prominentne točke označio dermatografom. Udaljenost između SIAS i SIPS izmjerena je pomoću pelvimetra kojeg se pozicioniralo krakovima na označene točke, uz blagi pritisak krajevima krakova u meko tkivo iznad prominentnih točaka (SIAS i SIPS) do pojave otpora tkiva, kako sugeriraju Gajdosik i sur. (1985). Udaljenosti od poda do SIAS i SIPS izmjerene su pomoću antropometra s libelom.

KNZ (Θ) je računan pomoću sljedeće trigonometrijske formule:

$$sin\ \Theta = \frac{nasuprotna\ kateta\ (A\text{-}B)}{hipotenuza\ (C)}$$

pri čemu je hipotenuza udaljenost između SIAS i SIPS (C) mjerena pomoću pelvimetra, a nasuprotna kateta je razlika između vertikalnih udaljenosti SIPS i poda (A) te SIAS i poda (B) mjerenih pomoću antropometra s libelom.

Za određivanje svake od navedenih udaljenosti napravljena su po tri mjerenja (kao što su radili Herrington (2011) i Oh i sur. (2007)) te su za daljnju analizu uzete njihove prosječne vrijednosti.

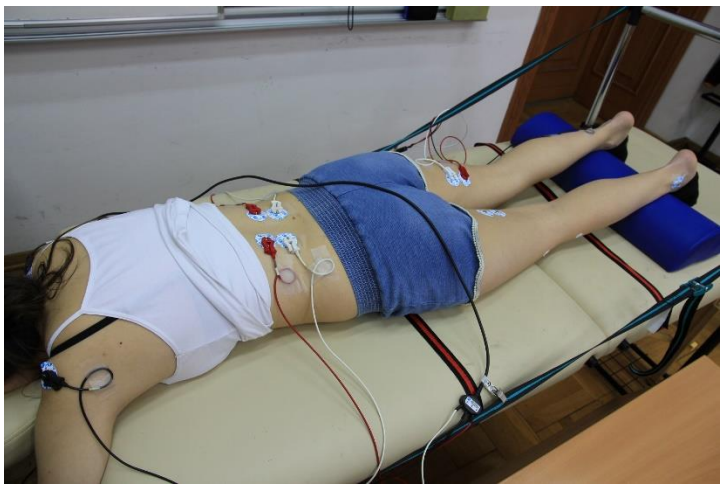
3.3.1.2. Prikupljanje EMG podataka

Akvizicija EMG signala je nužan preduvjet da se kasnije na osnovu njihove obrade i analize napravi procjena MMK, a što će biti opisano u poglavlju 3.4.

Ispitanici su bili pozicionirani u proniranom položaju na terapijskom stolu presvučenom skajem s nastavcima za glavu (s otvorom – centrirani položaj) i ruke čime je osigurana relaksacija svih netestiranih segmenata. Ispod gležnjeva i stopala postavljen je poluvaljkasti jastuk ispunjen spužvom i presvučen skajem, u cilju posturalnog rasterećenja lumbalne kralježnice i potpune relaksacije lumbo-zdjelično-bedrene muskulature u početnom položaju i između testnih pokreta (bez takve potpore moguća je kontrahiranost mišića i u fazi mirovanja).

Priprema kože za postavljanje samoljepljivih elektroda uključivala je brijanje dlačica (ukoliko je to bilo potrebno) te kod svih ispitanika abraziju površine kože u cilju odstranjenja mrtvih stanica epidermisa (za bolju vodljivost), pomoću abrazivnih spužvica (ELPAD 2,5 cm x 5 cm).

Električna aktivnost tri mišića (ST, ESI i ESK) mjerena je metodom površinske elektromiografije. Jednokratne, samoljepljive Ag/AgCl ovalne *snap* elektrode (BIOPAC EL503) s vodljivom kontaktnom površinom od 95 mm^2 ispunjenom kontaktnim sredstvom u obliku tekućeg gel elektrolita (7% kloridne soli) i okruženom vinilnom podlogom promjera 35 mm na kojoj se nalazi ljepilo, postavljane su bipolarno (u paru) uzdužno na trbuhe mišića s međurazmakom 2 cm (mjereno od središta do središta elektroda) na definirane točke ST (na pola puta između *tuber ossis ischii* i *pes anserinus*, što je precizno provjereno i potvrđeno kod svakog ispitanika pomoću MMT *make* testa za ocjenu 4 (Klaić i Jakuš, 2017)), ESI i ESK (za ES nije bilo potrebe za MMT provjerom, dovoljno precizna je bila palpacija i orijentacija prema *christae iliacae* između kojih horizontalna linija centralno zahvaća treći lumbalni kralježak), na razini prvog lumbalnog kralješka, otprilike 2 cm lijevo i desno od središnje linije trnastih nastavaka kralježnice (Slika 1).



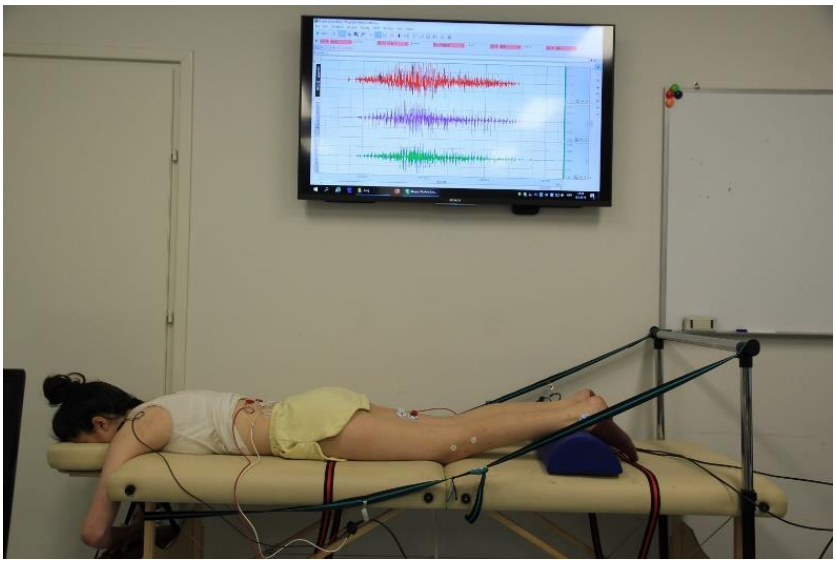
Slika 1. Prikaz postavljenih EMG elektroda i kablova

Referentne elektrode (samoljepljive, monopolarne) postavljene su na lateralni maleol testirane noge te na akromione, područja koja su dovoljno udaljena od ispitivanih mišića te se ispod kože nalazi nekontraktibilno koštano tkivo. Postavljanje elektroda izvedeno je prema SENIAM preporukama (http://www.seniam.org). Kablovi (BIOPAC SS2LB) su dodatno pričvršćeni

ljepljivom trakom (*Das gesunde plus*, Njemačka) u cilju preveniranja nastanka artefakata pokreta. Posebno se pazilo da pri POST48h mjerenjima elektrode budu postavljene na identična mjesta – u tu svrhu fotodokumentirane su pozicije elektroda kod svakog ispitanika nakon POST 60min. Povoljna slučajnost je bila da je u većini slučajeva ostalo malo traga ljepila na koži, s obzirom na jako ljepilo na samoljepljivim elektrodama. Odabrane zone postavljanja elektroda nisu kolidirale sa primjenom terapijske intervencije (KT) ili sa izvedbom testnih pokreta. Važnost ovakvog izbjegavanja kolizija kod postavljanja elektroda u svojem radu ističu Martínez-Gramage, Merino-Ramirez, Amer-Cuenca i Lisón (2014).

Prije testiranja svaki sudionik je napravio nekoliko probnih PHE da dobije osjećaj za ritam i opseg pokreta te kako bi osvijestio eventualne kompenzatorne pokrete (fleksija koljena, rotacije kuka, fleksija/ekstenzija gležnja) koje je u kasnijem testiranju bila intencija izbjeći. Probni pokušaji su ujedno poslužili za provjeru kvalitete EMG signala za sva tri kanala. Slijedila je pauza u početnom položaju od oko 30 sekundi za vrijeme koje je napravljena kalibracija (prema uputama proizvođača), potom je krenulo snimanje po 20 ponavljanja (kao kod Voglar i Sarabon, 2014) PHE za dominantnu nogu (kod placebo skupine (G1) testirana je i druga noga (najprije dominantna, zatim druga nedominantna) koja je bila bez intervencije). Prema Hug (2011) 6-10 ponavljanja pokazala su se dovoljnima za dobivanje motoričkog obrasca male varijabilnosti, a sve preko 20 smatra se njegovim odličnim reprezentantom.

Svako ponavljanje uključivalo je koncentričnu i ekscentričnu kontrakciju agonističkih i sinergističkih mišića, bez zadržavanja u krajnjem opsegu ekstenzije (individualno varijabilnom u rasponu 10-30°) uz verbalnu uputu: „Izvodite kontinuirani pokret kao da sporo hodate.“, s pauzom (osigurana EMG tišina) između ponavljanja od oko 5 sekundi (da se izbjegne utjecaj umora na izvedbu, uslijed prebrzog izvođenja ponavljanja). Kako bi se osiguralo PHE kretanje prirodnom brzinom (Ko i sur., 2019; Sakamoto i sur., 2009) uz pravilan ritam izvođenja, ispitivač je verbalno vodio (uz brojanje ponavljanja i kontrolu elektromiograma u realnom vremenu putem zaslona u pozadini ispitanika na testnom stolu – Slika 2) svakog ispitanika kako bi kod svakog pokušaja faze aktivacije i relaksacije bile približno jednakog trajanja.

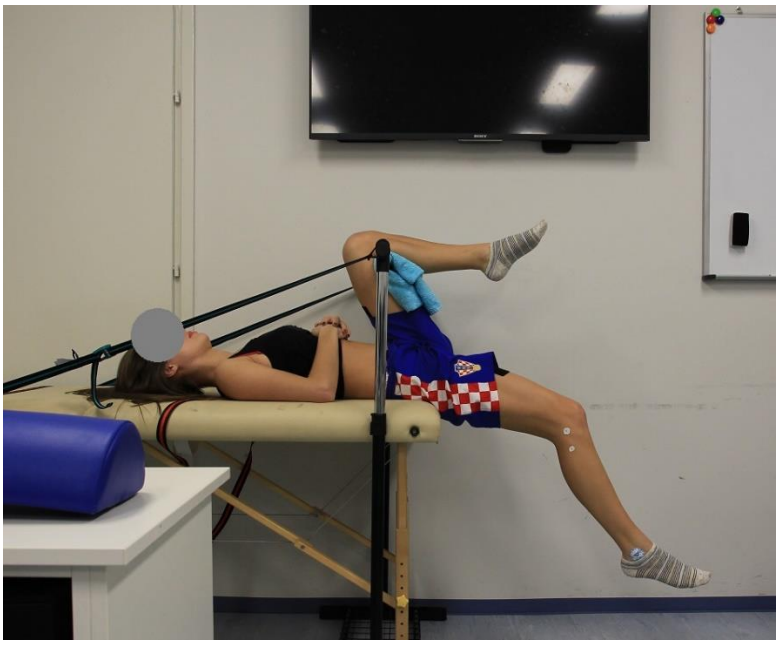


Slika 2. Početni položaj ispitanice za PHE test

Takav vizualni *feedback* bio je dostupan samo ispitivaču, omogućujući mu održavanje kontroliranih uvjeta (ritam, broj ponavljanja) i vođenje svakog ispitanika na približno isti način. EMG signali podlijegali su analogno-digitalnoj pretvorbi te je u realnom vremenu vizualnom kontrolom na ekranu provjeravana kvaliteta snimke, odnosno postojanje većih šumova. Podaci su pohranjeni u stolno računalo te su prikazani u obliku grafova pogodnih za daljnju obradu (kvantifikacija i normalizacija elektromiograma) pomoću računalnog programa BIOPAC Student Lab Software v. 4.1.3 *PRO*.

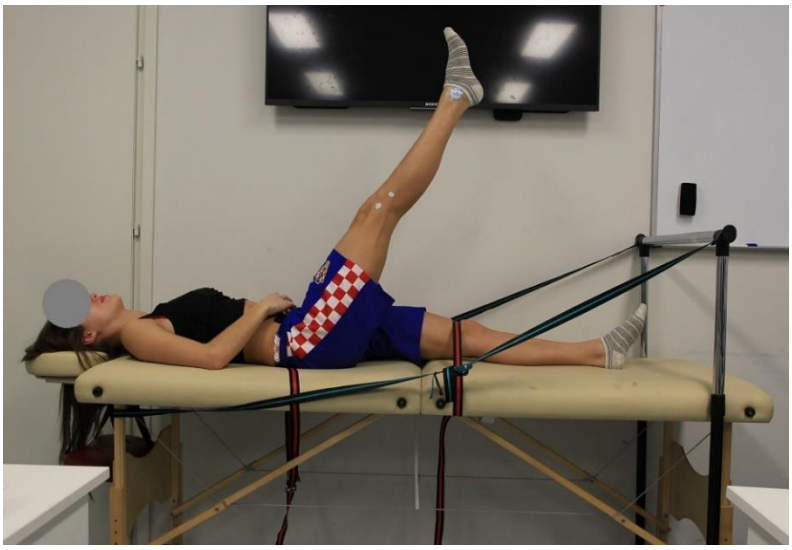
3.3.1.3. Procjena opsega pokreta natkoljenice u zglobu kuka

Kinematički podaci (izvedba MTT ipsilateralno te ASLR kontralateralno) prikupljeni su (snimljeni) pomoću kamere Canon EOS 550D u HD rezoluciji, frekvencije uzorkovanja od 50 Hz (tj. brzine snimanja 50 slika u sekundi), s objektivom Canon EF-S 15-85mm podešenim na žarišnu duljinu f = 50 mm kako bi se izbjegao *fish-eye* efekt. Kamera je bila usmjerena okomito u odnosu na testni stol, sa središnjim fokusom na točku kroz koju prolazi frontotransverzalna os oko koje se odvijaju pokreti kuka u sagitalnoj ravnini.



Slika 3. Krajnji položaj ispitanice pri izvedbi MTT

Stol je bio opremljen sa posebnom konstrukcijom za osiguravanje relaksacije netestirane noge pri provedbi MTT (Slika 3) te remenom za stabilizaciju netestirane noge pri izvođenju ASLR (Slika 4).



Slika 4. Krajnji položaj ispitanice pri izvedbi ASLR testa

Prije testiranja ispitanicima su na prominentne točke (lateralni epikondil femura, glavica fibule) bile postavljene pasivne oznake/markeri (na lateralnom maleolu i akromionu kao markeri poslužile su referentne EMG elektrode), ukupno 4 pasivne oznake.

Kao i kod provođenja PHE testa, brzina se pri ASLR testu nije kontrolirala apsolutno, već su sudionici i ispitivač nastojali uspostaviti kontinuirano polagano gibanje koje Ylinen i sur. (2010) opisuju kao „ugodnu brzinu“.

3.3.1.3.1. Modificirani Thomasov test (MTT)

Ispitanici su pozicionirani za MTT te su dobili upute za izvođenje testa prema protokolu zasnovanom na informacijama iz relevantne literature (Bolčević, Pažin, Kiseljak, Gruić i Medved, 2018; Cheatham i Kolber, 2016; Harvey, 1998; Kiseljak i sur., 2017; Kiseljak, Pažin i Bolčević, 2017; Magee, 2006; Peterson-Kendall i sur., 2005): ispitanik leži u supiniranom položaju na stolu, sa zdjelicom na donjem rubu stola te drži obje natkoljenice flektiranima u kukovima. Navedeno osigurava da je lumbalna kralježnica priljubljena uz podlogu, odnosno da je lumbalna lordoza izravnata, uz zdjelicu u položaju posteriornog tilta (reklinacija). Natkoljenica netestirane noge stabilizirana je pasivno, pomoću posebne konstrukcije podesive na različite visine prema različitim duljinama natkoljenica ispitanika, s prečkom obavijenom ručnikom. Na taj način osigurali smo stabilizaciju netestirane noge u položaju 120° fleksije kuka s posljedičnom relaksacijom i izbjegavanjem efekta ko-kontrakcije mišića trupa za aktivnu stabilizaciju zdjelice, o čemu govore Vigotsky i sur. (2016), kao i stabilizacijom zdjelice kroz čitavu izvedbu MTT, uz prevenciju njezine inklinacije koja bi se mogla pogrešno protumačiti kao dodatni opseg pokreta ekstenzije natkoljenice u kuku. Nakon zauzimanja početnog položaja, uputa ispitaniku bila je da duboko udahne i uz izdah kontrolirano dozvoli da gravitacija izvede postepen pokret ekstenzije natkoljenice u kuku ispitivanog ekstremiteta. Jedina sila koja dovodi do navedenih pokreta je težina testiranog ekstremiteta.

3.3.1.3.2. *Active Straight Leg Raise* test (ASLR)

Ispitanici su zauzeli supinirani položaj na terapijskom stolu, sa nogama u neutralnom (između fleksije i ekstenzije te unutarnje i vanjske rotacije) početnom položaju. Stopala odnosno gležnjevi su također bili u neutralnom, opuštenom položaju između dorzalne i plantarne fleksije, kako bi se izbjegao mogući utjecaj skraćenja mišića lista ili napetosti neuralnih struktura na rezultate OPF. Stabilizacijskim remenom koji je bio postavljen preko distalne natkoljenice, proksimalno u odnosu na patelu i oko testnog stola (Davis, 2008), osigurano je da pri izvođenju ASLR ne dođe do kompenzatornih pokreta netestirane noge.

Po uzoru na eksperiment Ylinen i sur. (2010) te na *Functional Movement Screen* (Cook, 2010) sustav testiranja koji kao jedan od subtestova koristi upravo ASLR, zahtijevali smo od ispitanika da test izvedu tri puta u intervalima od 10 sekundi, kroz najveći mogući OP. Sva tri pokušaja ASLR su snimljena te je za analizu (određivanje kuta pomoću programa Kinovea) odabran najbolji pokušaj - s najvećim OP i bez posturalnih kompenzacija poput fleksije koljena.

ASLR test je poslužio za indirektnu procjenu fleksibilnosti fleksora kuka, na način da su rezultati ASLR testa kontralateralno indikator fleksibilnosti mišića fleksora kuka ipsilateralno.

3.3.2. Protokol intervencije

Nakon PRE testova pristupilo se intervenciji (apliciranje Kinesio trake prema protokolu Kase i sur. (2013) za 3 KT intervencije), dok smo za PKT primijenili metodu neutralizacije elasticiteta Kinesio trake iz vlastitog iskustva, a prema postulatima (Kase i sur., 2013) KT metode da materijal rastezanjem preko 50%, naročito do maksimalne elongacije, gubi mehanička svojstva te posljedično i EPP. Skupina GI je u vremenskom smislu kontrolirana prema specifičnom protokolu koji je ranije naveden. Apliciranju Kinesio trake prethodili su čišćenje kože alkoholom, brijanje dlačica ako se to pokazalo potrebnim te postavljanje ispitanika u položaj specifičan za pojedinu intervenciju.

3.3.2.1. Intervencija PKT skupina

Kinesio traka I oblika te duljine 30 cm i širine 5 cm rezana je kao *web cut* prema principu KT tehnike EDF (Kase i sur., 2013), ali je u terapijskoj zoni neutraliziran elasticitet (rastezanjem do 100% te povratkom na 0% natega) te je cjelokupna traka (terapijska zona, početak i kraj) postavljena na prednji dio kuka (područje mišića fleksora) bez ikakvog natega, pri neutralnoj posturi (bez istezanja mišića) ispitanika koji čitavo vrijeme leži na leđima.

Cilj ovakvog postavljanja bio je dobiti iz aspekta materijala uistinu neaktivnu intervenciju. Placebo intervencija temeljila se na principu neutralizacije efekta povratnog povlačenja Kinesio trake (EPP) koji djeluje na način da elasticitet trake koja je rastegnuta do 50% strukturama na koje se traka postavlja pruža dekompresijski i mobilizacijski stimulus, dok se nakon rastezanja materijala, osobito maksimalnog, pri povratku u niže postotke natega gubi spomenuti EPP. Dekompresijski i mobilizacijski stimulus KT također se gubi uslijed postavljanja cjelokupnog materijala u neutralnom položaju gdje koža i potkožna tkiva nisu istegnuta.

Slika 5. Apliciranje PKT u neutralnom položaju

3.3.2.2. Intervencija GI skupina

Ispitanici su zauzeli ležeći položaju na leđima, sa zdjelicom na donjem rubu terapijskog stola te s oba kuka u flektiranom položaju. Principi pozicioniranja ispitanika i provođenja MTT opisani su ranije u poglavlju 3.3.1.3.1., jedino što je u ovom slučaju završetak inicijalne MTT procjene značio početak MTT intervencije (gravitacijskog istezanja u trajanju 3 minute, kroz relaksaciju sudionika u MTT položaju gdje ispitanik leži potpuno opušteno i dozvoljava gravitaciji da djeluje na istezanje fleksijske muskulature ispitivanog ekstremiteta; principi intervencije GI opisani su detaljno u Bolčević i sur., 2018), a završetak MTT intervencije ujedno je postao prvim postintervencijskim mjerenjem (druga točka mjerenja, specifično za skupinu GI to je POST3min) gdje su nakon provedene intervencije zabilježeni POST3min rezultati. Trajanje gravitacijskog istezanja postavili smo prema smjernicama ACSM (Lobel, 2016; Taylor, Dalton, Seaber i Garrett, 1990).

Cilj je bio akutno povećati fleksibilnost mišića fleksora kuka, što bi trebalo dovesti do smanjenja inklinacije zdjelice, s posljedičnim povećanjem ekstenzije natkoljenice u kuku u otvorenom kinetičkom lancu (bolji rezultat MTT).

3.3.2.3. Intervencija FK skupina

Ispitanici FK skupine zauzeli su početni položaj za MTT, ležeći na leđima, uz flektirane kukove i koljena. Kinesio traka I oblika, duljine 40 cm postavljena je na proksimalni dio (zdjelica) krajem sa prvih 5 cm bez natega, zatim je terapijska zona najbližom linijom (po zraku) rastegnuta na 50%, a kraj bez natega postavljen na anteriorni proksimalni dio natkoljenice. Slijedila je procedura (prema Kase i sur., 2013) za postavljanje terapijske zone na kožu, gdje je kroz izvođenje MTT natkoljenica spuštena na podlogu (ekstendirana) (Slika 6), a traka koja je bila rastegnuta po zraku sada je prilijepljena na istegnutu muskulaturu, uz konačan nateg trake u terapijskoj zoni 75+% (međutim, u cilju ugodnijeg nošenja naredna 2 dana, izbjegli smo ići do maksimalnog 100% konačnog natega, tako da je konačan nateg bio između 80 i 90%).

Cilj je bio postići snažan senzorni/proprioceptivni stimulus koji bi trebao dovesti do povećanja inklinacije zdjelice u kuku u zatvorenom kinetičkom lancu, s posljedičnim smanjenjem ekstenzije natkoljenice u kuku u otvorenom kinetičkom lancu.

Slika 6. Apliciranje FK

3.3.2.4. Intervencija PDF skupina

Ispitanici su bili na leđima u početnom neutralnom položaju te je sidro (prvih 5 cm trake bez natega ima funkciju sidra) Kinesio trake široke 5 cm, a duge 50 cm, postavljeno bez natega u područje proksimalnih hvatišta mišića fleksora kuka. Zatim je terapijska zona trake sa 25% natega postavljena na istegnute mišiće fleksore kuka (Slika 7a) te je u istom položaju zalijepljen i kraj na anteriorni distalni dio natkoljenice, bez natega (oslobođen i natega na papiru).

Cilj je bio postići facilitaciju mišićne funkcije, prema principu povratnog povlačenja trake prema sidru (EPP), koji uključuje dekompresiju miofascije i njezinu mobilizaciju od distalno ka proksimalnome.

a b

Slika 7. Apliciranje PDF (a) i DPI (b)

3.3.2.5. Intervencija DPI skupina

Ispitanici su ponovno inicijalno zauzeli neutralan položaj ležeći na leđima. Kinesio traka identičnog oblika i duljine kao kod PDF skupine aplicirana je prema obrnutom principu - sidro je najprije u neutralnom položaju segmenta postavljeno na anteriorni distalni dio natkoljenice (Slika 7b), bez natega, a zatim se terapijska zona sa 25% natega (premda prema Kase i sur. (2013) tehnika DPI dozvoljava 15-25%, a PDF 15-35% natega, kako bi izbjegli utjecaj postotka natega i provjerili isključivo potencijalne razlike u pozicioniranju sidra, korišten je isti (25%) nateg) postavljala na istegnute fleksore kuka te je u istom položaju zalijepljen i kraj u područje proksimalnih hvatišta mišića fleksora kuka.

Cilj je bio postići inhibiciju mišićne funkcije, prema principu povratnog povlačenja trake prema sidru (EPP), koji uključuje dekompresiju miofascije i njezinu mobilizaciju od proksimalnog ka distalnome.

3.3.2.6. Dodatna skupina G0 bez intervencije (BI)

Terapijska intervencija koja je uključivala primjenu KT primijenjena je za 4 skupine, od čega tri eksperimentalne i jednu kontrolnu (G1=PKT), kod koje je dodatno napravljena

procjena nedominantne noge (G0) bez KT (N=14), u sve tri točke mjerenja. Stoga kontrolna skupina G2 (=GI) nije bila jedina bez primjene KT, no skupina G0 bila je jedina bez ikakve intervencije (=BI).

3.3.3. Kinesio Taping materijal

U svakoj od aplikacija korištena je ista originalna Kinesio Tex traka (Kinesio Tex Gold FingerPrint Tape, Kinesio Holding Company, Albuquerque NM, širine 5 cm, crne boje), kako vrsta i boja materijala ne bi utjecali na rezultate, o čemu pišu Boonkerd i Limroongreungrat (2016) te Lemos i sur. (2014). Prvih i posljednjih 5 cm trake postavljeno je bez natega (traka oslobođena i natega na papiru), dok je u središnjem dijelu trake (terapijska zona) nateg varirao (PKT 0%, FK 75+%, PDF i DPI 25%), a varijacije su bile i u principima postavljanja (pozicioniranje ispitanika i sl.) karakterističnim za svaku od Kinesio tehnika, a prema protokolu KT metode (Kase i sur., 2013).

3.3.4. Dodatni test nakon intervencije (a prije POST60min mjerenja)

Nakon intervencije ispitanici su pristupili manualnoj dinamometriji, u cilju prikupljanja dodatnih podataka o njihovoj jakosti stiska šake, ali i sa svrhom njihovog zadržavanja u relaksiranom položaju bez kretanja, tj. aktivnosti koje bi mogle potaknuti znojenje i na taj način negativno utjecati na apliciranje Kinesio trake. Prema uputama Kase i sur. (2013) potrebno je minimalno 30 minuta bez aktivnosti kako bi se ljepilo u potpunosti aktiviralo. Taj minimalni vremenski okvir bio je zadovoljen ovim dodatnim zadatkom kojim smo ujedno namjeravali potvrditi normalitet/reprezentativnost uzorka. Stoga je razmak između intervencije i prvog postintervencijskog testiranja bio 60 minuta (kao kod Donec i sur., 2012 te Voglar i Sarabon, 2014), čime smo povećali mogućnost da će materijal biti uspješno apliciran (Aktas i Baltaci, 2011; Ruggiero, Frost, Vallis i Brown, 2016) i da će se u potpunosti zadržati na koži i narednih 48 sati.

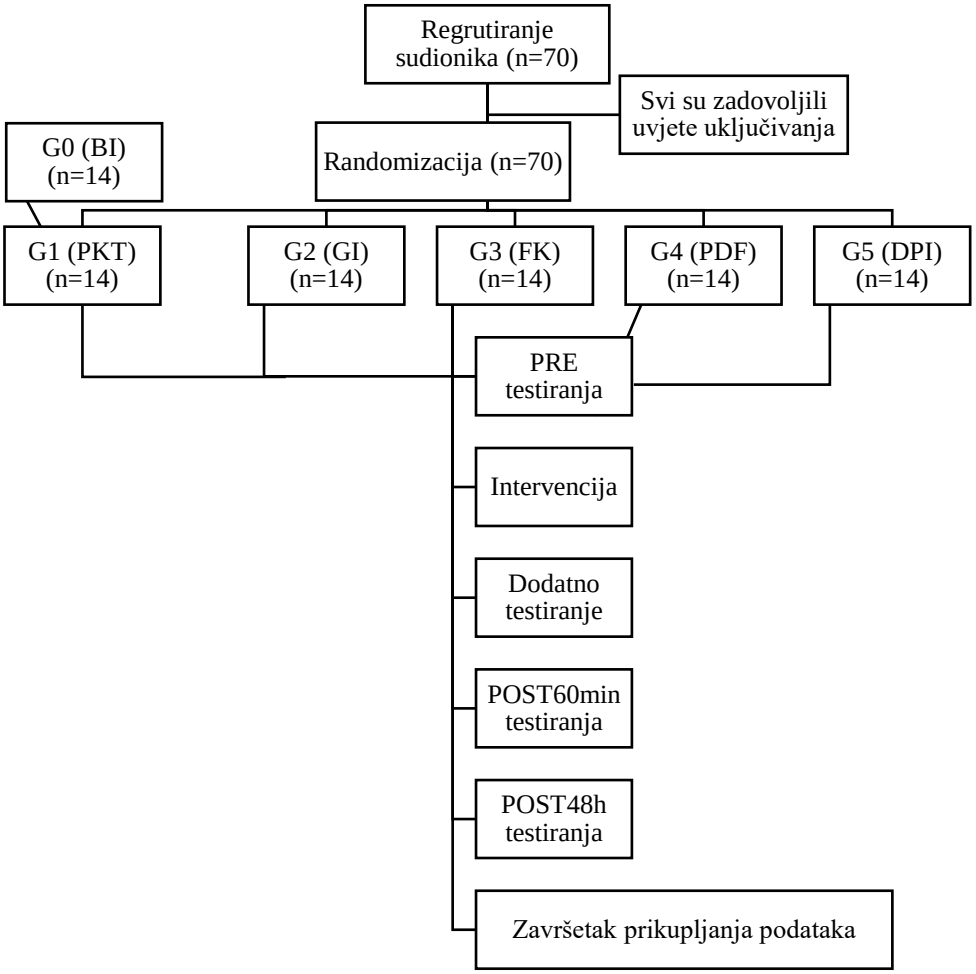
Postupak dinamometrije kod svakog je sudionika uključivao testiranje jednog pokušaja izvedbe maksimalnog stiska šake u trajanju 3 sekunde, dominantnom rukom, cilindričnim

hvatom. Položaj tijela i tjelesnih segmenata pri testiranju bio je standardiziran prema preporukama *American Society of Hand Therapists* za pozicioniranje ispitanika (Fess, 1992 navedeno u Massy-Westropp, Rankin, Ahern, Krishnan i Hearn, 2004 i Mathiowetz, 2002). Prije svakog testiranja uređaj je bio kalibriran.

3.3.5. Upute sudionicima za period između POST60min i POST48h

S obzirom na to da je KT istaknut kao modalitet koji se lako adaptira s obzirom na dnevne potrebe i aktivnosti (Fayson, Needle i Kaminski, 2013, Kase i sur., 2013) sudionicima je, po uzoru na istraživački protokol de Jesus i sur. (2016), naglašeno da sljedeća dva dana normalno nastave sa aktivnostima svakodnevnog života, uz uputu da izbjegavaju intenzivnije tjelesne napore te aktivnosti koje znatno odudaraju od njihove dnevne rutine. Stoga su sudionici zamoljeni da do finalnog ispitivanja koje je uslijedilo 48 sati kasnije prema identičnom protokolu, ne rade trening ili neku drugu intenzivnu tjelesnu aktivnost koja uključuje donji dio leđa, zdjelicu i donje ekstremitete. Sudionici su također dobili informaciju da se sa apliciranim KT mogu normalno tuširati, budući da je materijal otporan na vodu (Kase i sur., 2013), uz uputu da izbjegavaju toplinske modalitete koji bi mogli imati neželjen utjecaj na materijal (vrući tuš, sauna, sušenje trake pomoću sušila za kosu).

Cjelokupni eksperimentalni postupak shematski je prikazan na Slici 8.

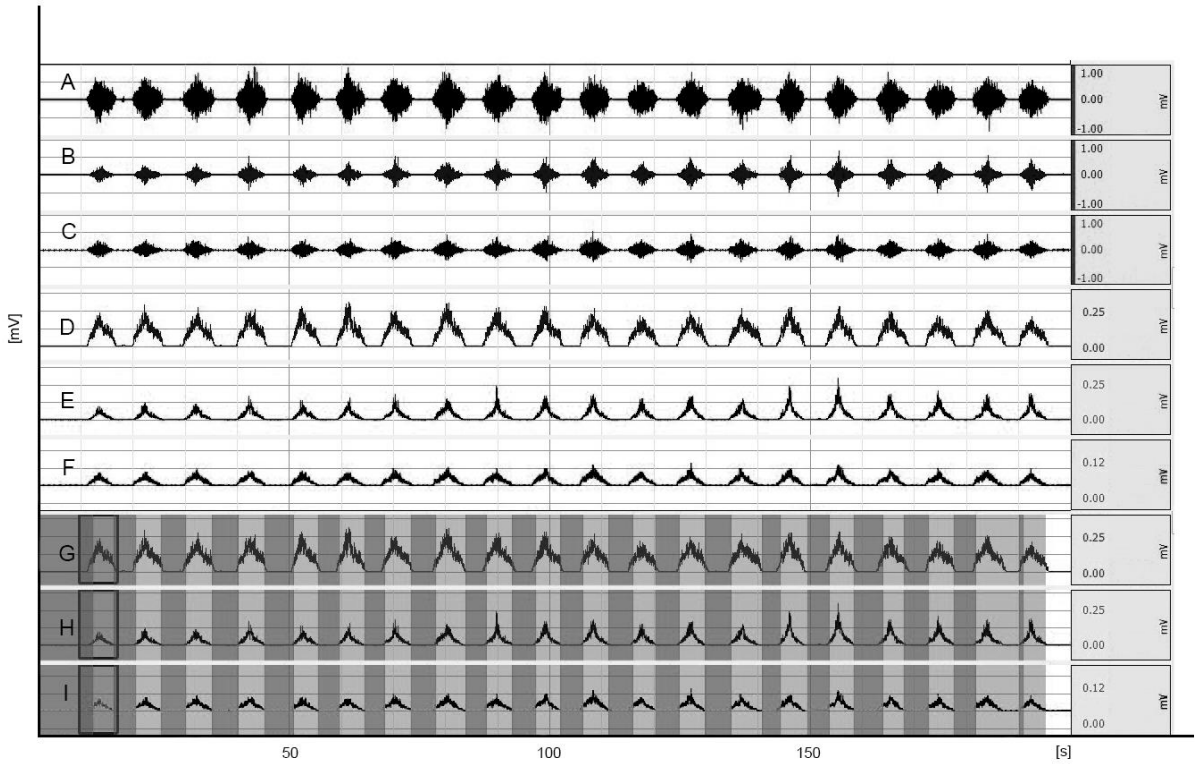


Slika 8. Eksperimentalni postupak

3.4. Obrada i izračun EMG podataka

3.4.1. Obrada EMG signala u cilju proračuna međumišićne koordinacije

Obrada prikupljenih EMG signala provedena je računalnim programom BIOPAC Student Lab Software v. 4.1.3 *PRO*. U obradi je korišteno filtriranje izvornih EMG signala *band-pass* filterom (28 Hz - 500 Hz) te punovalno ispravljanje prosječno (AVG metoda) na 100 uzoraka.



Slika 9. Postupak obrade EMG signala (A - neobrađeni signal ST; B - neobrađeni signal ESI; C - neobrađeni signal ESK; D - filtrirani i punovalno ispravljeni signal ST; E - filtrirani i punovalno ispravljeni signal ESI; F - filtrirani i punovalno ispravljeni signal ESK; G - određivanje VAM ST; H - određivanje VAM ESI; I - određivanje VAM ESK); apscisa je vrijeme, ordinata je napon

Svi ispravljeni signali podlijegali su vizualnoj inspekciji artefakata i korekciji - otklanjanju u slučaju pronalaska istih. Kod većeg broja ispitanika primijećeni su artefakti kod prvoga pokušaja PHE. Tumačimo ih adhezijom kože ispitanika i skaj presvlake testnoga stola. Artefakti su se javljali, premda u znatno manjoj mjeri, i kod posljednjeg pokušaja, gdje često nije bilo EMG tišine između pretposljednjeg i posljednjeg pokušaja. Navedeno tumačimo kao nestrpljivost ispitanika da završe testnu seriju u kojoj su, uslijed verbalnog vođenja ispitivača uz brojanje ponavljanja, bili svjesni dolaska do posljednjeg PHE. Odlučili smo ne analizirati prve i posljednje pokušaje, već isključivo središnjih 18, za sve ispitanike.

3.4.2. Izračun EMG podataka za varijablu VAM (određivanje VAM i normalizacija)

3.4.2.1. Određivanje varijable VAM (vrijeme aktivacije mišića)

Glavna kvantitativna metoda analize EMG zapisa bila je određivanje VAM za svako ponavljanje svakog mišića. Metoda određivanja VAM za svaki mišić, preciznije - za svaki od 18 pokušaja za taj mišić, bila je računalno determinirana (Slika 9: (G), (H) i (I)) na temelju detektirane vršne vrijednosti mišićne aktivnosti na sljedeći način: mišić se smatra aktiviranim kada ispravljeni mioelektrični signal premaši 10% ispravljene vršne amplitude EMG-a za taj mišić tijekom izvođenja PHE. Takvu metodu određivanja VAM koristili su Bullock-Saxton, Janda i Bullock (1994), Chakeri, Salavati, Talebian i Ghaderi (2015), Lehman i sur. (2004), Lehman (2006), Tateuchi, Taniguchi, Mori i Ichihashi (2012), Vogt i Banzer (1997), a na temelju svojeg preglednog rada preporuča Hug (2011). Računalno determinirane VAM provjerili smo i vizualno na EMG grafu svakog mišića te ih potvrdili. Važnost vizualne metode opisuje i zagovara više autora (Basmajian i DeLuca, 1985; Merletti i Farina, 2016; Winter, 2009) te se čak i u slučaju automatiziranog određivanja VAM vizualna inspekcija smatra važnim preliminarnim i popratnim postupkom uz automatiziranu redukciju podataka, s obzirom na činjenicu da ljudsko oko može uočiti mnoge anomalije koje bi inače bile propuštene kvantitativnom kompjuteriziranom analizom. Vrijednosti VAM su iskazane u milisekundama (ms).

3.4.2.2. Nomalizacija VAM

Podaci su prebačeni u program Microsoft Excel radi daljnje analize – usporedbe VAM između ST, ESK i ESI. Za navedenu usporedbu vrijednosti 18 VAM su normalizirane metodom koju su koristili Lehman i sur. (2004) i Takasaki i sur. (2009): prema VAM *m. semitendinosus* (VAM_{ST} = 0 ms), što je značilo da je svaka vrijednost VAM_{ST} za svaki pokušaj podešena na nultu vrijednost, uz proporcionalan izračun VAM_{ESI} i VAM_{ESK} za iste te pokušaje. Na taj način formirana je varijabla NVAM (normalizirano vrijeme aktivacije mišića) za ESI i ESK ($NVAM_{ESI}$ i $NVAM_{ESK}$) za svaki pokušaj svakog ispitanika. Predaktivacija ESI/ESK u odnosu na tu nultu vrijednost dobila je negativni predznak (-). Vrijednosti NVAM uprosječene su

(izračunata je prosječna vrijednost (+SD) 18 pokušaja) čime je formirana glavna varijabla za kvantitativnu analizu – prosječno normalizirano vrijeme aktivacije mišića (PNVAM).

3.4.3. Izračun EMG podataka za varijablu RAM

Na temelju podataka o PNVAM definiran je i prosječni redoslijed aktivacije mišića (PRAM). Na temelju podataka o VAM za svaki od 18 pokušaja svakog mišića definiran je i RAM te su za statističku analizu uzete dominantne vrijednosti svakog seta od 18 pokušaja, kako su u svojem istraživanju napravili Lehman i sur. (2004). Napravljena je analiza frekvencija RAM, na dva načina: temeljem broja ispitanika koji su imali određeni RAM te temeljem učestalosti s kojom je svaki od 3 mišića postao aktivan kao prvi, drugi ili treći u nizu. S obzirom na to da smo promatrali RAM za 3 skupine mišića, postojalo je 6 mogućnosti RAM: ST-ESK-ESI; ST-ESI-ESK; ESK-ST-ESI; ESK-ESI-ST; ESI-ST-ESK; ESI-ESK-ST.

3.4.4. Izračun EMG podataka za varijablu VR

Temeljem apsolutnih vrijednosti VAM određeni su i vremenski rasponi (VR), između prvog (bilo kojeg) i posljednjeg (bilo kojeg) aktiviranog mišića za svako od 18 ponavljanja; kasnije je izračunat prosjek za svakog ispitanika, za svaku točku mjerenja, čime je formirana varijabla PVR (prosječan vremenski raspon).

3.5. Obrada i izračun kinematičkih podataka

Kinematički podaci o opsezima pokreta u kuku pri MTT i ASLR određeni su dvodimenzionalnom kvantitativnom kinematičkom analizom video snimki, koja je provedena pomoću računalnog programa Kinovea.

MTT je proveden jednokratno te je video snimka podignuta u računalnom programu Kinovea gdje je puštena te zaustavljena u krajnjoj točki opsega pokreta ekstenzije natkoljenice u kuku, zatim je kut izmjeren pomoću programskog alata Kinovea goniometra.

ASLR test je bio izveden 3 puta te je za identičnu Kinovea analizu kao kod MTT odabrana snimka najboljeg pokušaja (najkvalitetnije izvedenoga, bez kompenzatornih pokreta te najvećeg opsega), kao u Cook (2010) pri FMS testiranju te prema protokolu ASLR koji su u svojem istraživanju koristili Ylinen i sur. (2010).

3.6. Statistička analiza

Podaci su analizirani pomoću programskog paketa SPSS, verzija 18 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Izračunati su osnovni pokazatelji deskriptivne statistike, te su skupine u istraživanju uspoređene prema svojim različitim karakteristikama korištenjem hi-kvadrat testa i jednosmjerne analize varijance. Glavna analiza je provedena korištenjem miješanog modela analize varijance (3x6 *Mixed Model* ANOVA), s nezavisnim faktorom vrste intervencije i zavisnim faktorom točke mjerenja. Za nezavisnu komponentu analize Leveneovim testom je provedeno testiranje pretpostavke o homogenosti varijanci između skupina. Za zavisnu komponentu analize Mauchlyjevim testom sfericiteta testirana je pretpostavka sferičnosti. U slučaju narušenosti pretpostavke sferičnosti u analizi varijance korištena je Greenhouse-Geisserova korekcija.

Uz pretpostavku sferičnosti te homogenosti varijanci provedena je glavna analiza – testiranje efekata (glavni efekt skupine, glavni efekt točke mjerenja, interakcija između skupine i točke mjerenja). Kriteriji za klasifikaciju efekata (veličina η^2 (parcijalna kvadrirana eta) kao veličina efekta) kao malih (0,01 - 0,05), srednjih (0,06 - 0,13) i velikih (> 0,14) korišteni su prema Cohen (1988) te Kolesarić i Tomašić Humer (2016). U slučajevima utvrđivanja značajnih glavnih efekata provedene su pojedinačne usporedbe među varijablama *post-hoc* Fischerovim *Least Significant Difference (LSD)* testom. U slučaju postojanja značajne interakcije provedena je i analiza jednostavnih efekata, također koristeći Fischerov *LSD* test, kako bi se mogle otkriti eventualne dodatne promjene po pojedinim skupinama kroz vremenske točke. Za razliku od glavnih efekata, kod jednostavnih efekata međusobno se uspoređuju pojedine skupine ispitanika u jednoj nezavisnoj varijabli, no razdvojene posebno za svaku razinu druge nezavisne varijable.

Razina statističke značajnosti postavljena je na $p \leq 0,05$.

4. REZULTATI

4.1. Osnovni deskriptivni pokazatelji

Deskriptivni parametri s antropometrijskim karakteristikama svih ispitanika prikazani su u Tablici 2. u poglavlju Metode rada, potpoglavlje uzorak ispitanika. U Tablicama 5. i 6. prikazani su isti parametri zasebno za ispitanice, odnosno za ispitanike.

Tablica 5. Osnovni deskriptivni parametri ispitanice (n = 45)

VARIJABLA	$\bar{x}$	SD	Minimum	Maksimum
DOB (godine)	22,9	4,1	19	40
TV (cm)	167,4	6,5	152,2	182,1
TM (kg)	66	15	46,5	119,9
BMI (kg/m²)	23,4	4,5	17,8	39,4
JSŠ (N)	251,5	53,3	51,8	339,5

Legenda: TV – tjelesna visina; TM – tjelesna masa; BMI – indeks tjelesne mase; JSŠ – jakost stiska šake

Tablica 6. Osnovni deskriptivni parametri ispitanici (n = 25)

VARIJABLA	$\bar{x}$	SD	Minimum	Maksimum
DOB (godine)	23	2,6	19	29
TV (cm)	181,1	6	168,3	192,5
TM (kg)	82,5	12,1	68,3	124,5
BMI (kg/m²)	25,1	3,4	19,4	35,3
JSŠ (N)	446,1	84,4	292,3	647

Legenda: TV – tjelesna visina; TM – tjelesna masa; BMI – indeks tjelesne mase; JSŠ – jakost stiska šake

Ispitanice i ispitanici su bili prosječne dobi 23 ± 3,6 godina. Prosječan indeks tjelesne mase svih sudionika iznosio je 24 ± 4,2 kg/m², stoga oni pripadaju populaciji s normalnom tjelesnom masom (TM), premda je prema klasifikaciji Svjetske zdravstvene organizacije (Weir i Jan, 2021) taj rezultat na gornjoj granici, s tendencijom ka prekomjernoj TM. Gledano prema spolu,

samo ispitanice pripadaju populaciji s normalnom TM (Tablica 5), dok su ispitanici prešli u zonu prekomjerne TM (Tablica 6).

Randomizacijom je dobiveno 5 skupina koje su se pokazale homogenima prema dobnoj i spolnoj raspodjeli, kao i prema osnovnim antropometrijskim karakteristikama te s obzirom na jakost stiska šake. Osnovna obilježja ispitanika bila su slična među skupinama (ni u jednoj varijabli nije bilo značajne razlike u osnovnim pokazateljima), što znači da je randomizacija bila uspješna te je mogućnost pristranosti bila minimizirana.

Tablica 7. Spolna raspodjela prema skupinama

			Spol		Ukupno
			M	Ž	
Skupina	1	f	4	10	14
		% od *Skupina*	28,6%	71,4%	100%
	2	f	6	8	14
		% od *Skupina*	42,9%	57,1%	100%
	3	f	4	10	14
		% od *Skupina*	28,6%	71,4%	100%
	4	f	5	9	14
		% od *Skupina*	35,7%	64,3%	100%
	5	f	6	8	14
		% od *Skupina*	42,9%	57,1%	100%
Ukupno		f	25	45	70
		% od *Skupina*	35,7%	64,3%	100%

Rezultati χ^2 testa ($\chi^2 = 1{,}244$; $df = 4$; $p > 0{,}05$) pokazuju kako u spolnoj raspodjeli nema statistički značajne razlike između skupina u istraživanju. Možemo vidjeti kako se udio sudionica kreće između otprilike 60% i 70% po pojedinim skupinama, a ukupno je u istraživanju bilo 65% sudionica i 35% sudionika.

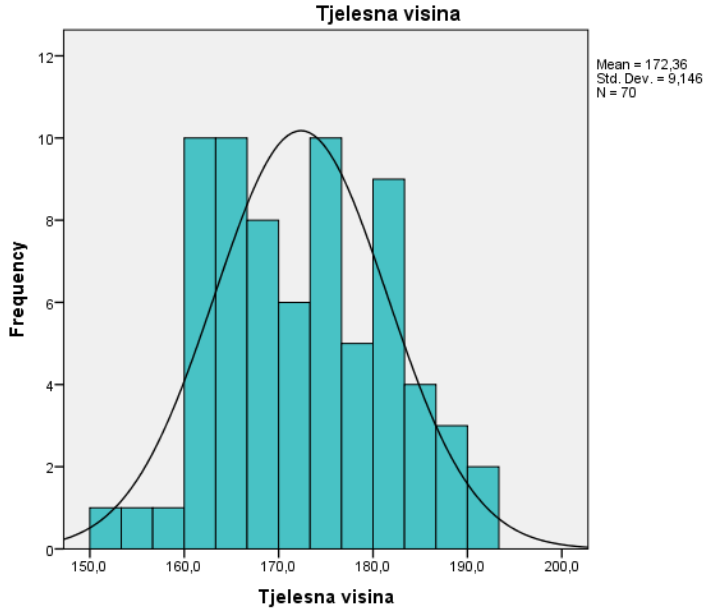
Tablica 8. Usporedba dobi po skupinama

	N	$\bar{x}$	SD	Standardna pogreška	95% interval pouzdanosti za AS		Minimum / Maksimum
					Donji	Gornji	
1	14	23,7	2,9	0,7	22	25,4	20 / 29
2	14	22,3	1,8	0,4	21,3	23,4	20 / 26
3	14	21,5	2,1	0,5	20,2	22,7	19 / 26
4	14	23,6	2,7	0,7	22	25,2	20 / 29
5	14	23,7	6,5	1,7	19,9	27,5	19 / 40
Ukupno	70	23	3,6	0,4	22,1	23,8	19 / 40

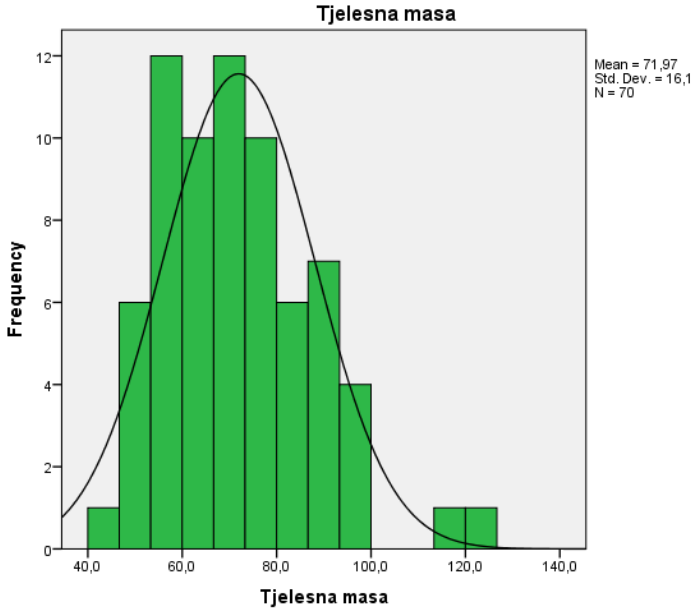
Analiza varijance za nezavisne uzorke je pokazala kako ne postoji statistički značajna razlika u dobi između skupina u istraživanju ($F = 1,09$; $p > 0,05$).

4.1.1. Tjelesna visina, tjelesna masa i indeks tjelesne mase

Provjerili smo i homogenost skupina s obzirom na osnovne antropometrijske karakteristike.

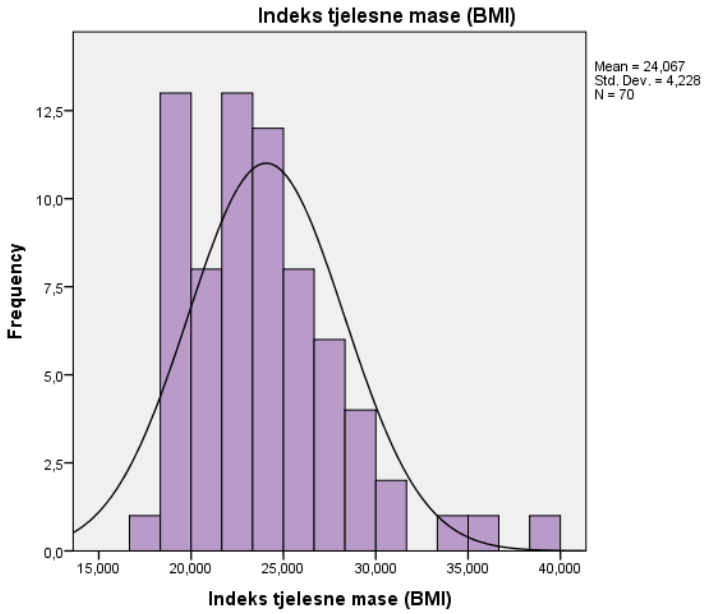


Slika 10. Distribucija frekvencija za varijablu Tjelesna visina



Slika 11. Distribucija frekvencija za varijablu Tjelesna masa

Distribucija ovih mjera na promatranom uzorku ne odstupa značajno od normalne distribucije. Iz Slike 12 možemo primijetiti da je od ukupnog broja ispitanika njih 5 (4 ž i 1 m) bilo u skupini pretilih (BMI ≥ 30), dok je jedna sudionica bila u skupini pothranjenih (BMI ≤ 18,5).



Slika 12. Distribucija frekvencija za varijablu Indeks tjelesne mase

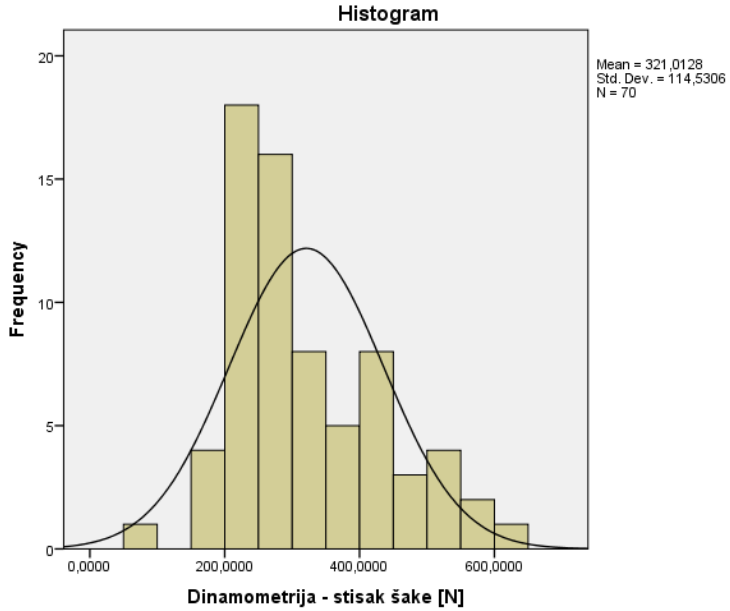
Tablica 9. Usporedba tjelesne visine, mase i indeksa tjelesne mase po skupinama

		N	$\bar{x}$	SD	Standardna pogreška	95% interval pouzdanosti za AS		Minimum	Maksimum
						Donja granica	Gornja granica		
TV	1	14	172,6	9,7	2,6	167	178,3	155,8	190,1
	2	14	170,1	10	2,6	164,3	175,9	152,2	187,8
	3	14	171,5	8,3	2,2	166,7	176,3	160,0	183,3
	4	14	175,8	9,6	2,5	170,2	181,3	161,8	192,5
	5	14	171,6	8	2,1	166,9	176,2	161,1	187,5
	Ukupno	70	172,3	9,1	1,1	170,1	174,5	152,2	192,5
TM	1	14	69,9	13,2	3,5	62,3	77,6	53,7	95,8
	2	14	74,8	20	5,3	63,2	86,4	49,0	124,5
	3	14	69,4	16,2	4,3	60	78,7	50,3	93,9
	4	14	75	17,4	4,6	65	85,1	54,3	119,9
	5	14	70,5	14	3,7	62,4	78,6	46,5	90,7
	Ukupno	70	71,9	16,1	1,9	68,1	75,8	46,5	124,5
BMI	1	14	23,3	2,9	0,7	21,6	25	19,7	30,9
	2	14	25,4	4,3	1,1	22,9	27,9	19,3	35,3
	3	14	23,3	3,7	1	21,1	25,4	19	29,2
	4	14	24,3	5,8	1,5	20,9	27,7	18,9	39,4
	5	14	23,8	3,8	1	21,5	26	17,8	31,5
	Ukupno	70	24	4,2	0,5	23	25	17,8	39,4

Legenda: TV – tjelesna visina; TM – tjelesna masa; BMI – indeks tjelesne mase

Analiza varijance za nezavisne uzorke je pokazala kako ne postoji statistički značajna razlika u tjelesnoj visini ($F = 0,746$; $p > 0,05$), tjelesnoj masi ($F = 0,399$; $p > 0,05$) ili indeksu tjelesne mase ($F = 0,623$; $p > 0,05$) između skupina u istraživanju.

4.1.2. Jakost stiska šake (dinamometrija)



Slika 13. Distribucija frekvencija za varijablu Dinamometrija

Jakost stiska šake ispitanika odgovara normalnim vrijednostima za odrasle osobe dobnog ranga 20-39 godina (normativima) za oba spola, navedenim u Massy-Westropp, Gill, Taylor, Bohannon i Hill (2011) te normativima specifično za elektrodinamometriju za odrasle osobe dobnog ranga 18-44 godine, navedenim u Massy-Westropp i sur. (2004). Stoga dobiveni rezultati potvrđuju reprezentativnost uzorka.

Tablica 10. Usporedba jakosti stiska šake po skupinama

	N	$\bar{x}$	SD	Standardna pogreška	95% interval pouzdanosti za AS		Minimum	Maksimum
					Donja granica	Gornja granica		
1	14	320	138,5	37	240	400,1	51,8	571,5
2	14	312,3	122,1	32,6	241,8	382,9	160,4	592,9
3	14	317	87,2	23,3	266,6	367,3	220,5	484,9
4	14	332,3	126,3	33,7	259,3	405,3	197,2	646,9
5	14	323,2	108	28,8	260,9	385,6	158,9	511,3
Ukupno	70	321	114,5	13,6	293,7	348,3	51,8	646,9

Analiza varijance za nezavisne uzorke je pokazala kako ne postoji statistički značajna razlika u jakosti stiska šake između skupina u istraživanju ($F = 0,057$; $p > 0,05$).

4.2. Pokazatelji međumišićne koordinacije

4.2.1. Normalizirano vrijeme aktivacije ipsilateralnog *m. erector spinae* u odnosu na ipsilateralni *m. semitendinosus* (NVAMESI)

Glavni deskriptivni rezultati elektromiografije za normalizirano vrijeme aktivacije *m. erector spinae* ipsilateralno (NVAMESI) u odnosu na normalizirano vrijeme aktivacije *m. semitendinosus* ipsilateralno (NVAMST = 0 ms) pri izvođenju PHE za 70 ispitanika (gdje su ukupno 84 testirana donja ekstremiteta) prezentirani su u Tablici 11.

Tablica 11. Deskriptivni parametri NVAMESI u odnosu na NVAMST

VARIJABLA	SKUPINA	N	$\bar{x}$	SD	Minimum	Maksimum
NVAMESI PRE	BI	14	-68,7	179,5	-372,7	169,8
	PKT	14	-168,5	262,2	-701,5	296
	GI	14	-16,3	260,8	-595,4	388,1
	FK	14	-115,5	215,1	-457	272,8
	PDF	14	-72	208,2	-437,3	234,4
	DPI	14	-13,3	254	-388,1	320,3
NVAMESI POST60MIN	BI	14	-32,9	189,2	-401	237,5
	PKT	14	-81,7	253,5	-711,8	255,6
	GI	14	47,6	246,4	-307,2	479,6
	FK	14	37,3	141,5	-195,8	291
	PDF	14	42,4	184,2	-235,6	298
	DPI	14	116,9	226,5	-222,6	540,3
NVAMESI POST48H	BI	14	-59,6	255,3	-488,9	366,1
	PKT	14	-87,4	264,7	-821,5	243,3
	GI	14	44,1	160,5	-216,8	307,6
	FK	14	108,8	144,2	-107,6	345,5
	PDF	14	107,4	158,5	-199	403,2
	DPI	14	48,6	179,1	-337,1	272,6

Podaci su analizirani koristeći miješani model analize varijance (odn. zavisno-nezavisnu analizu varijance), pri čemu je nezavisnu komponentu činila skupina u istraživanju (bez intervencije (BI), placebo KT (PKT), gravitacijsko istezanje (GI), funkcionalna korekcija (FK), proksimalno sidro - facilitacija (PDF) te distalno sidro - inhibicija (DPI) skupina), dok je zavisnu komponentu činila vremenska točka mjerenja (prije intervencije (PRE), 60 minuta nakon intervencije (POST60min) te 48 sati nakon intervencije (POST48h)).

Za početak su provedeni testovi pretpostavki za provođenje analize varijance. Za zavisnu komponentu analize (točka mjerenja) testirana je pretpostavka sferičnosti Mauchlyjevim testom sfericiteta, koji je pokazao kako pretpostavka sferičnosti nije narušena ($\chi^2(2) = 3,699$; $p = 0,157$). Za nezavisnu komponentu analize (skupine) testirana je pretpostavka o homogenosti varijanci između skupina koristeći Leveneov test, koji je također pokazao kako ova pretpostavka nije narušena ni u jednoj točki mjerenja ($F_1 = 0,547$; $p = 0,740$; $F_2 = 1,067$; $p = 0,385$; $F_3 = 1,014$; $p = 0,416$).

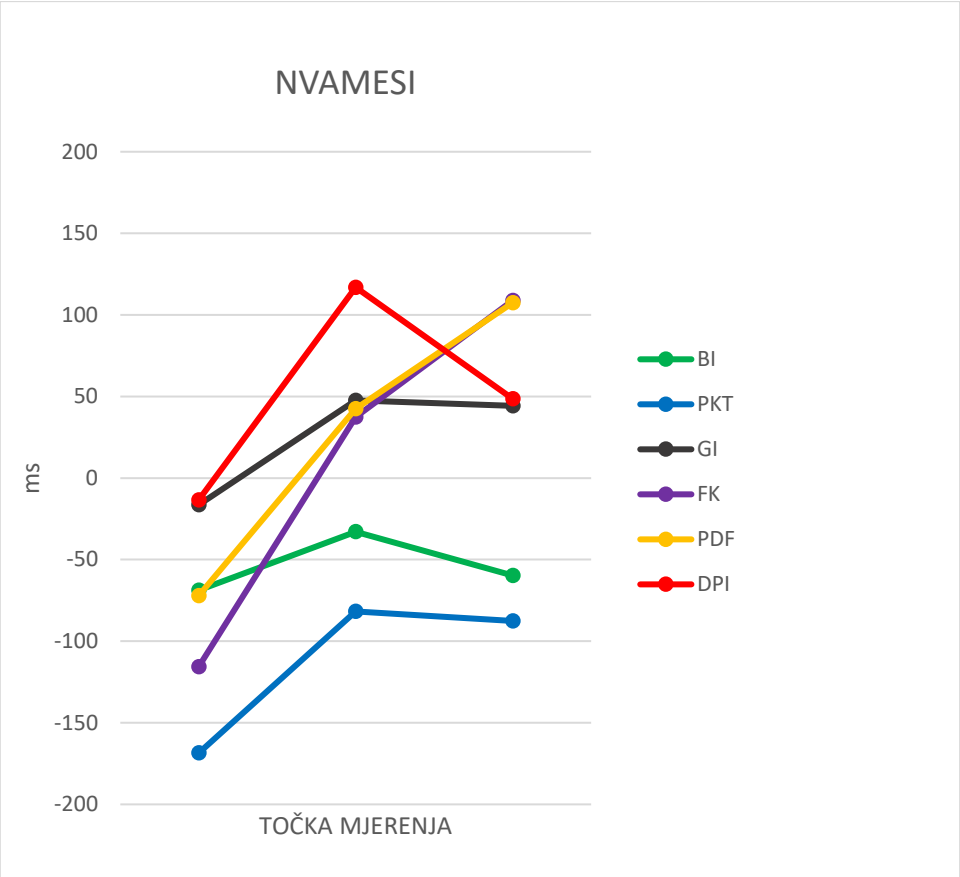
Zatim je provedena glavna analiza – testiranje efekata, uz pretpostavku sferičnosti te homogenosti varijanci. Analiza je pokazala statistički značajan glavni efekt točke mjerenja ($F = 17,712$; $p < 0,001$), dok glavni efekt skupine nije bio statistički značajan ($F = 0,194$; $p = 0,198$), kao ni interakcija ($F = 1,689$; $p = 0,088$). Veličina efekta za točku mjerenja iznosila je $\eta^2 = 0,185$, što nam prema okvirnim pravilima interpretacije koje navodi Cohen (1988) govori kako se radi o velikom efektu.

Budući da je efekt točke mjerenja bio značajan, provedeno je *post-hoc* testiranje, koristeći Fischerov *Least Significant Difference (LSD)* test. Utvrđeno je kako postoji statistički značajna razlika između 1. i 2. točke mjerenja (prije intervencije – nakon intervencije; $p < 0,001$) te između 1. i 3. točke mjerenja (prije intervencije – nakon 48h; $p < 0,001$), dok razlika između 2. i 3. točke mjerenja (nakon intervencije – nakon 48h) nije statistički značajna ($p = 0,77$).

Tablica 12. Vremenske usporedbe aritmetičkih sredina NVAMESI svih ispitanika

Vremenska točka	$\bar{x}$	Standardna pogreška	95% interval pouzdanosti za AS	
			Donja granica	Gornja granica
1	-75,7	25,3	-126,1	-25,3
2	21,6	22,9	-24,1	67,3
3	27	21,7	-16,3	70,3

Iz međusobne usporedbe svaka-sa-svakom proizlazi da se NVAMESI PRE značajno razlikuje od POST60min i od POST48h, u smjeru povoljnijih rezultata u drugoj i trećoj točki mjerenja gdje je, gledajući aritmetičke sredine NVAMESI svih ispitanika (Tablica 12), došlo do gubitka negativnog predznaka koji označava predaktivaciju ESI u odnosu na ST. Iz podataka u Tablici 11 možemo vidjeti da nakon intervencije, uz izuzetak skupina PKT i BI, akutno i prolongirano predaktivacije više nije bilo. POST60min i POST48h se međusobno ne razlikuju značajno, što sugerira da se nakon intervencije dogodila promjena, no zatim se nije nešto dodatno promijenilo nakon 2 dana, iako je moguće zamijetiti da se vrijednosti NVAMESI nisu vratile na razinu inicijalnog stanja, već su nastavile u pozitivnom smjeru, premda bez statističke značajnosti u odnosu na drugu točku mjerenja.



Slika 14. Interakcijski grafikon NVAMESI za 6 skupina

Interakcija između točke mjerenja i skupine nije značajna. To znači da se različite skupine nisu statistički značajno drugačije ponašale kroz vrijeme. U ovom slučaju nam je test ukazao da interakcija nije značajna, iako to na grafičkom prikazu (Slika 14) možda tako ne izgleda. Statistički, sve skupine kroz tri točke mjerenja ne idu nekim bitno različitim trendom. Možemo primijetiti i da je s obzirom na p = 0,088 interakcija blizu značajnosti te da se taj aspekt poklapa sa onim što je donekle primjetno na grafikonu – da su se skupine FK i PDF te donekle DPI različito „ponašale“ u drugoj i trećoj točki mjerenja u odnosu na inicijalno stanje te u odnosu na ostale skupine, no, budući da se dobiveni F-omjer nije pokazao statistički značajnim, uz razinu rizika pogreške od 5%, možemo ovaj rezultat jedino uzeti u razmatranje u kontekstu cjelokupne analize međumišićne koordinacije kroz usporedbu s rezultatima za varijablu NVAMESK, a koja slijedi u poglavlju 4.2.3.

4.2.2. Normalizirano vrijeme aktivacije kontralateralnog *m. erector spinae* u odnosu na ipsilateralni *m. semitendinosus* (NVAMESK)

Glavni deskriptivni rezultati elektromiografije za normalizirano vrijeme aktivacije *m. erector spinae* kontralateralno (NVAMESK) u odnosu na normalizirano vrijeme aktivacije *m. semitendinosus* ipsilateralno (NVAMST = 0) pri izvođenju PHE za 70 ispitanika (što uključuje 84 testirana donja ekstremiteta) prezentirani su u Tablici 13.

Tablica 13. Deskriptivni parametri NVAMESK u odnosu na NVAMST

VARIJABLA	SKUPINA	N	$\bar{x}$	SD	Minimum	Maksimum
NVAMESK PRE	BI	14	97,9	140,2	-185,2	335,1
	PKT	14	-10,2	267,8	-456,2	360,6
	GI	14	39	234,4	-303,3	472,4
	FK	14	-12,5	199,1	-325,2	358
	PDF	14	1,3	140,7	-208,1	239,9
	DPI	14	-16,6	197,5	-257,1	313,1
NVAMESK POST60MIN	BI	14	113,8	195,4	-339	430,4
	PKT	14	52,7	231,2	-377,6	351,8
	GI	14	63,8	283,1	-467,5	577,1
	FK	14	103,4	194,7	-73,1	584,3
	PDF	14	141,4	133,1	-32,6	348,3
	DPI	14	140,8	193,6	-146	532,5
NVAMESK POST48H	BI	14	103,3	176,7	-294,8	370
	PKT	14	65,9	243,7	-562,7	388,7
	GI	14	88	173,9	-200,3	395,1
	FK	14	192,7	264,1	-52,8	839,7
	PDF	14	183,7	114,8	-34,7	393,1
	DPI	14	147,4	156,8	-193,8	500

Podaci su na isti način analizirani i za normalizirano vrijeme aktivacije *m. erector spinae* kontralateralno u odnosu na *m. semitendinosus* ipsilateralno. Mauchlyjev test sfericiteta je ukazao na narušenost pretpostavke sferičnosti ($\chi^2(2) = 16,624$; $p < 0,001$), stoga je u analizi varijance korištena Greenhouse-Geisserova korekcija. Za nezavisnu komponentu analize (skupine) je Leveneov test pokazao kako pretpostavka o homogenosti varijanci nije bila

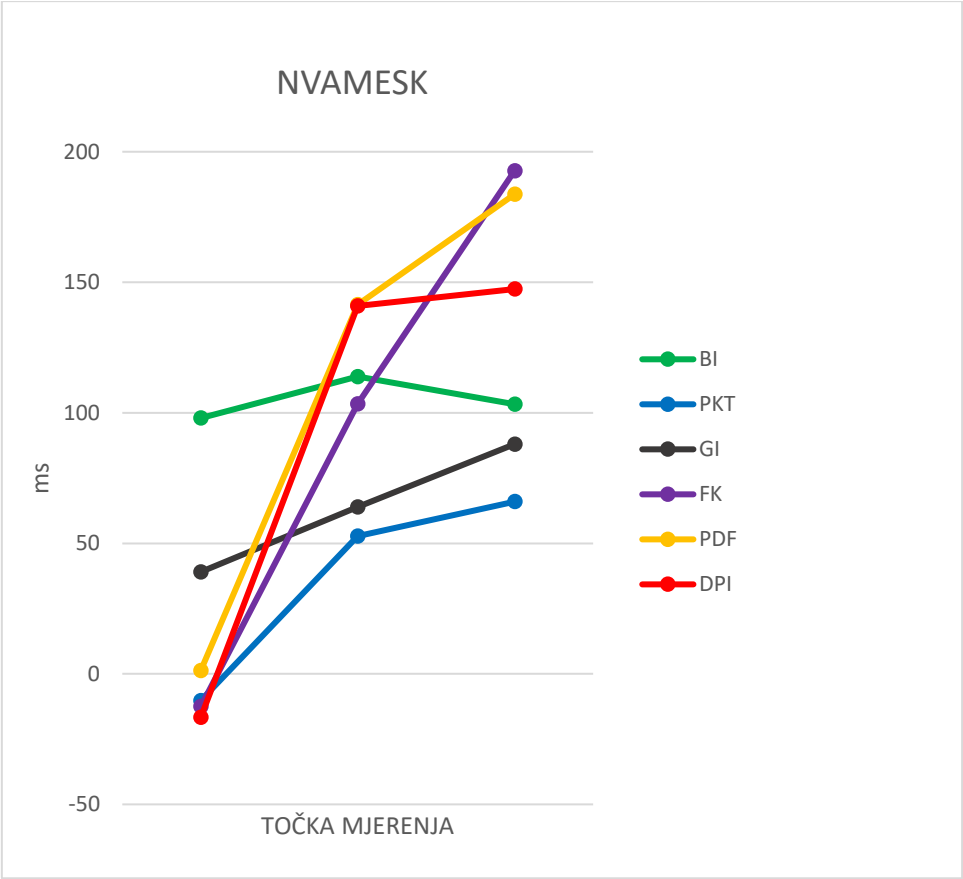
narušena ni u jednoj točki mjerenja ($F_1 = 2,272$; $p = 0,055$; $F_2 = 1,39$; $p = 0,237$; $F_3 = 1,821$; $p = 0,188$).

Glavna analiza je pokazala statistički značajan glavni efekt točke mjerenja ($F = 22,152$; $p < 0,001$), te značajnu interakciju ($F = 2,002$; $p = 0,048$), dok glavni efekt skupine nije bio statistički značajan ($F = 0,341$; $p = 0,887$). Veličina efekta za točku mjerenja iznosila je $\eta^2 = 0,221$ – što nam govori o velikom efektu, a za interakciju $\eta^2 = 0,114$ – što nam govori o srednjem efektu. Budući da je efekt točke mjerenja bio značajan, za njega je provedeno *post-hoc* testiranje, kao i u prethodnom slučaju (NVAMESI), koristeći *LSD* test. Utvrđeno je kako postoji statistički značajna razlika između 1. i 2. točke mjerenja ($p < 0,001$) te između 1. i 3. točke mjerenja ($p < 0,001$), dok razlika između 2. i 3. točke mjerenja nije statistički značajna ($p = 0,118$).

Tablica 14. Vremenske usporedbe aritmetičkih sredina NVAMESK svih ispitanika

Vremenska točka	$\bar{x}$	Standardna pogreška	95% interval pouzdanosti za AS	
			Donja granica	Gornja granica
1	16,4	22	-27,3	60,3
2	102,7	22,9	57	148,3
3	130,1	21,2	87,8	172,5

Budući da se za varijablu NVAMESK interakcija pokazala statistički značajnom, pri interpretaciji glavnog efekta valja uzeti u obzir i interakciju.



Slika 15. Interakcijski grafikon NVAMESK

Vizualna analiza sugerira da je u eksperimentalnim skupinama došlo do većeg porasta NVAMESK nego što je slučaj kod kontrolnih skupina (Slika 15). Ovaj put dobiveni F-omjer pokazao se statistički značajnim, što implicira da je interakcija bila značajna, a prema čemu možemo suditi da su se različite skupine različito „ponašale“ prije i poslije intervencije. Budući da je zbog postojanja interakcije moguće da nas interpretacija glavnih efekata dovodi u zabludu, provedena je i analiza jednostavnih efekata, također koristeći Fischerov LSD test. U ovom slučaju smo usporedili međusobno 6 skupina u istraživanju, ali posebno za svaku točku mjerenja, te smo međusobno usporedili tri točke mjerenja posebno za svaku od 6 nezavisnih skupina.

Ovom je dodatnom analizom potvrđeno kako nisu pronađene statistički značajne razlike između skupina ni u jednoj točki mjerenja, stoga općeniti zaključak dobiven analizom glavnog efekta skupine ostaje.

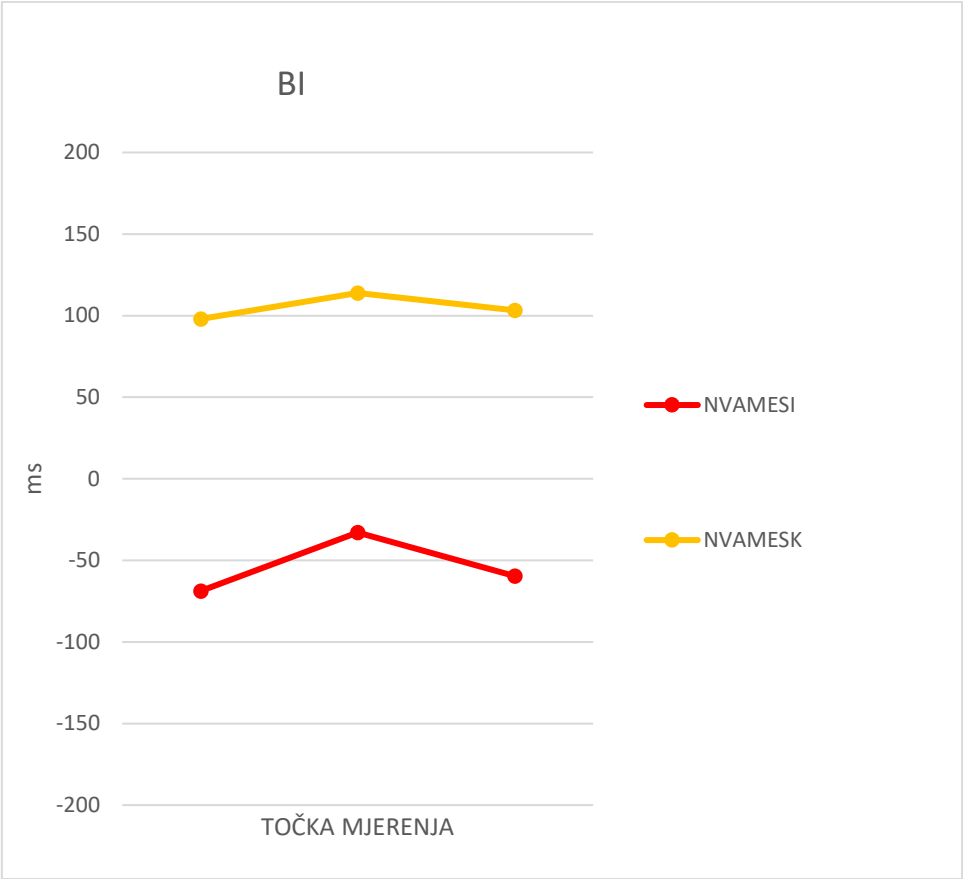
S druge strane, kod analize točke mjerenja pokazalo se kako kod kontrolnih skupina (bez intervencije, placebo i gravitacijsko istezanje) ne postoji statistički značajna razlika između pojedinih vremenskih točaka, dok su kod skupine FK razlike između svih vremenskih točaka statistički značajne u smjeru boljih rezultata (većeg NVAMESK), a kod skupina PDF i DPI su značajne razlike između prve i druge te prve i treće vremenske točke, također u smjeru boljih rezultata, dok razlika između druge i treće vremenske točke, gdje također dolazi do određenog povećanja NVAMESK, nije statistički značajna.

4.2.3. Međumišićna koordinacija tri skupine mišića s obzirom na redoslijed aktivacije mišića (RAM) po skupinama

Kako smo ranije najavili, odlučili smo, u kontekstu međumišićne koordinacije zajednički interpretirati rezultate NVAMESI i NVAMESK. Poveznica u takvoj interpretaciji je varijabla RAM, odnosno prosječni redoslijed aktivacije mišića (PRAM).

Usporedbom aritmetičkih sredina NVAMESI i NVAMESK svih ispitanika između različitih točaka mjerenja (Tablice 12 i 14), možemo iščitati da je prosječni redoslijed aktivacije mišića (PRAM) pri inicijalnoj procjeni svih ispitanika bio ESI-ST-ESK, dok je u drugoj i trećoj točki mjerenja bio drugačiji: ST-ESI-ESK što je pravilan (Guimarães i sur., 2010) obrazac međumišićne koordinacije. Uprosječeno gledano, čini se da je intervencija pozitivno djelovala na RAM, odnosno dovela je do poboljšanja međumišićne koordinacije. Nameće se pitanje u kojim skupinama je to ostvareno, a u kojima ne.

4.2.3.1. RAM kod skupine BI



Slika 16. NVAM i PRAM kod skupine BI

Kod kontrolne skupine BI, prosječno se ESI predaktivirao u odnosu na ST i ESK (ESI-ST-ESK) u sve 3 točke mjerenja. Iz slike 16. vidljivo je da trend ne pokazuje promjene POST60min i POST48h, ni za VAM, niti za RAM.

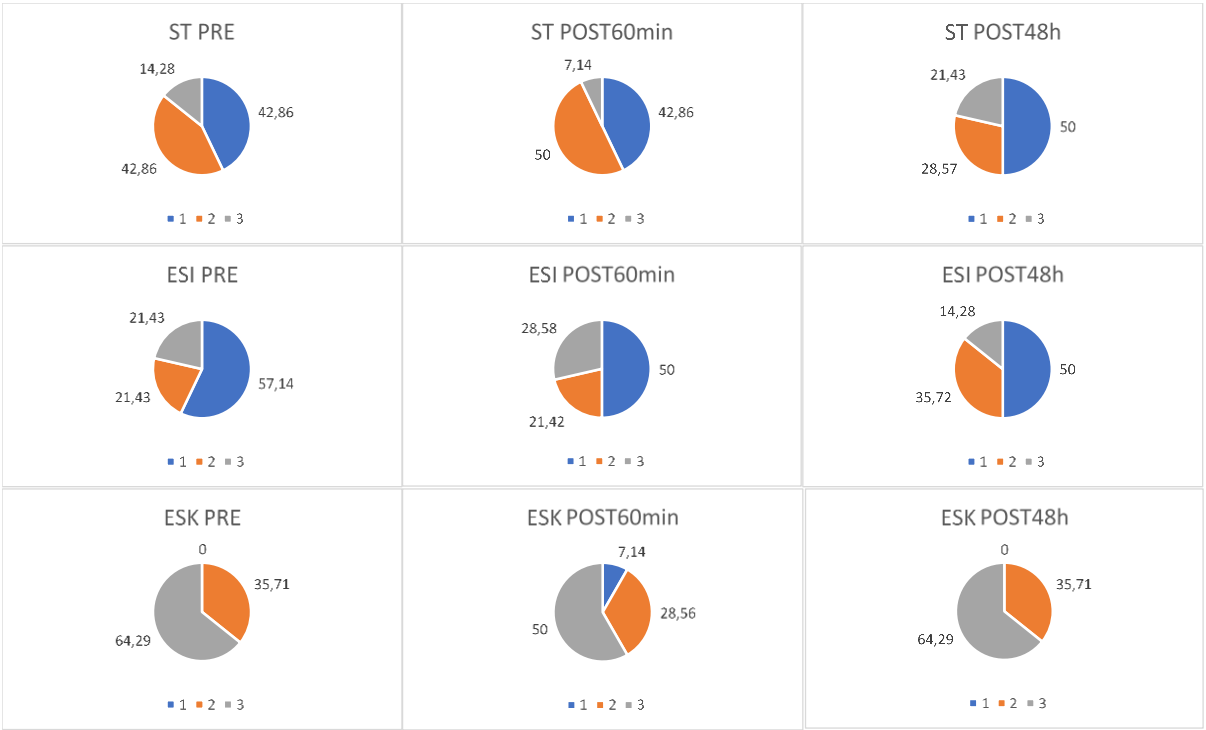
Glavni deskriptivni rezultati elektromiografije za frekvencije redoslijeda aktivacije 3 skupine mišića pri izvođenju PHE za 14 ispitanika iz skupine BI prezentirani su u Tablici 15.

Tablica 15. Frekvencije redoslijeda aktivacije 3 mišića u 3 točke mjerenja temeljene na dominantnim rangovima PHE ispitanika iz skupine BI (n = 14)

	PRE		POST60min		POST48h	
	N	%	N	%	N	%
1-2-3	3	21,42	3	21,42	5	35,71
1-3-2	3	21,42	3	21,42	2	14,28
2-1-3	0	0	1	7,14	0	0
2-3-1	2	14,28	1	7,14	3	21,42
3-1-2	6	42,85	6	42,85	4	28,57
3-2-1	0	0	0	0	0	0
Σ	14	100	14	100	14	100

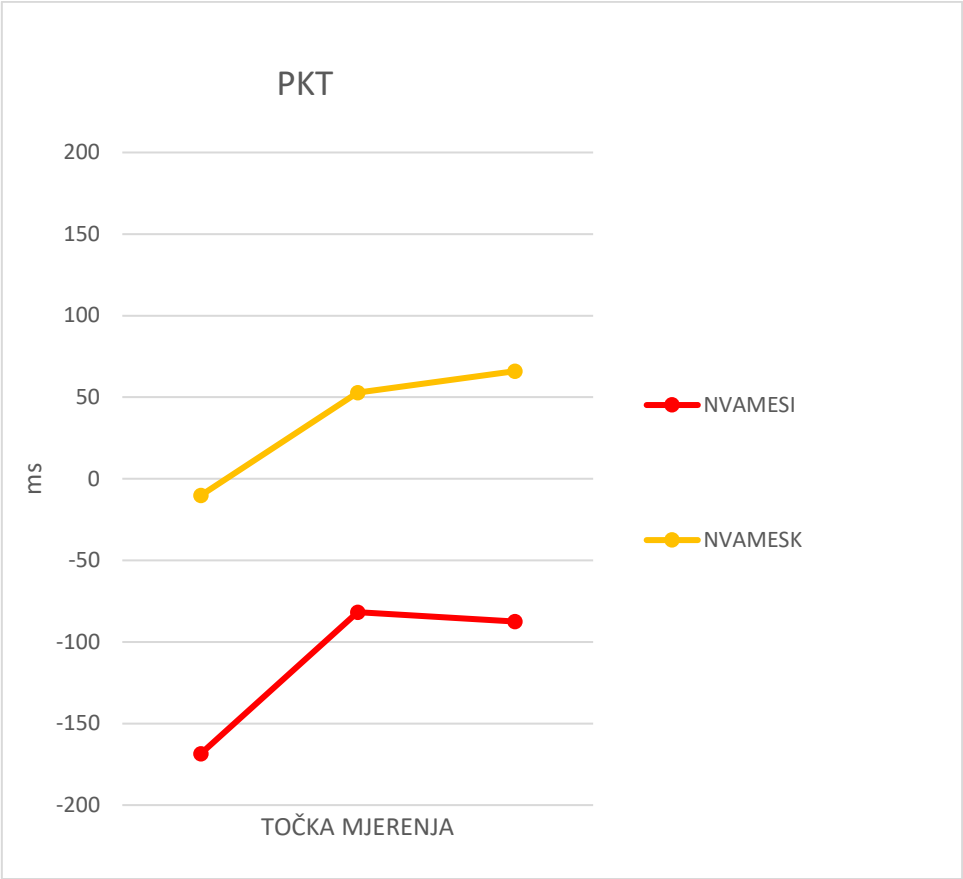
Legenda: 1-2-3=ST-ESI-ESK; 1-3-2=ST-ESK-ESI; 2-1-3=ESI-ST-ESK; 2-3-1=ESI-ESK-ST; 3-1-2=ESK-ST-ESI; 3-2-1=ESK-ESI-ST

Frekvencije RAM u 3 točke mjerenja gdje se svaki od 3 mišića aktivirao kao prvi, drugi ili treći u nizu prikazane su na slici 17.



Slika 17. Frekvencije (%) redoslijeda aktiviranja u kojoj se pojedini od 3 mišića aktivirao kao prvi (1), drugi (2) ili treći (3) u nizu, temeljene na dominantnim rangovima donjih ekstremiteta ispitanika iz skupine BI (n = 14)

4.2.3.2. RAM kod skupine PKT



Slika 18. NVAM i PRAM kod skupine PKT

U kontrolnoj skupini PKT prosječno su se ESI i ESK u prvoj točki mjerenja predaktivirali (ESI-ESK-ST) u odnosu na ST (ESI se prosječno predaktivirao u odnosu na ST u sve 3 točke mjerenja), no u 2. i 3. točki redoslijed je bio ESI-ST-ESK. U odnosu na skupinu BI ovdje je vidljiva akutna promjena obrasca (ST sa posljednje pozicije RAM prelazi na drugu) koja je zadržana i u posljednjoj točki mjerenja, odnosno primjetan je određen pozitivan (premda s obzirom na VAM ne statistički značajan) utjecaj KT placebo intervencije. Iz slike 18. vidljivo je da je primjena PKT unijela određenu promjenu koja se nije nastavila razvijati kroz 48 sati. Ipak, RAM uspostavljen POST60min održao se i POST48h.

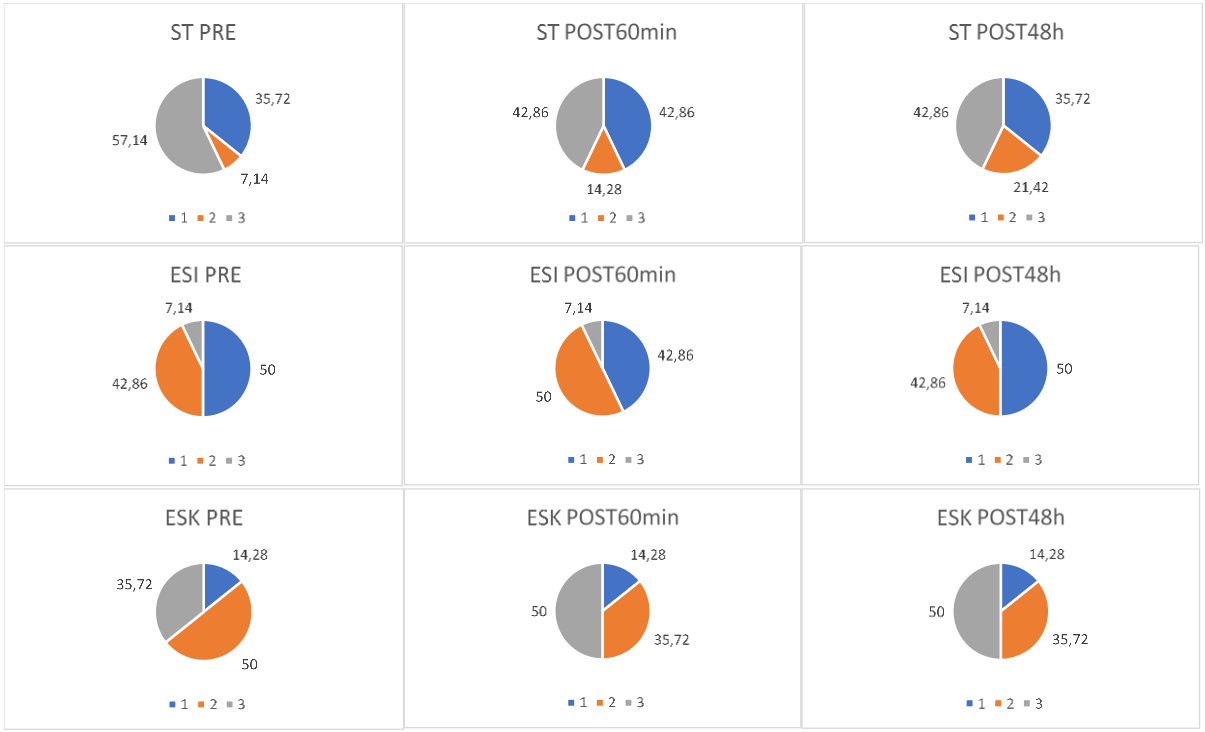
Glavni deskriptivni rezultati elektromiografije za frekvencije redoslijeda aktivacije 3 skupine mišića pri izvođenju PHE za 14 ispitanika iz skupine PKT prezentirani su u Tablici 16.

Tablica 16. Frekvencije redoslijeda aktivacije 3 mišića u 3 točke mjerenja temeljene na dominantnim rangovima PHE ispitanika iz skupine PKT (n = 14)

	PRE		POST60min		POST48h	
	N	%	N	%	N	%
1-2-3	4	28,57	5	35,71	4	28,57
1-3-2	1	7,14	1	7,14	1	7,14
2-1-3	1	7,14	2	14,28	3	21,42
2-3-1	6	42,85	4	28,57	4	28,57
3-1-2	0	0	0	0	0	0
3-2-1	2	14,28	2	14,28	2	14,28
Σ	14	100	14	100	14	100

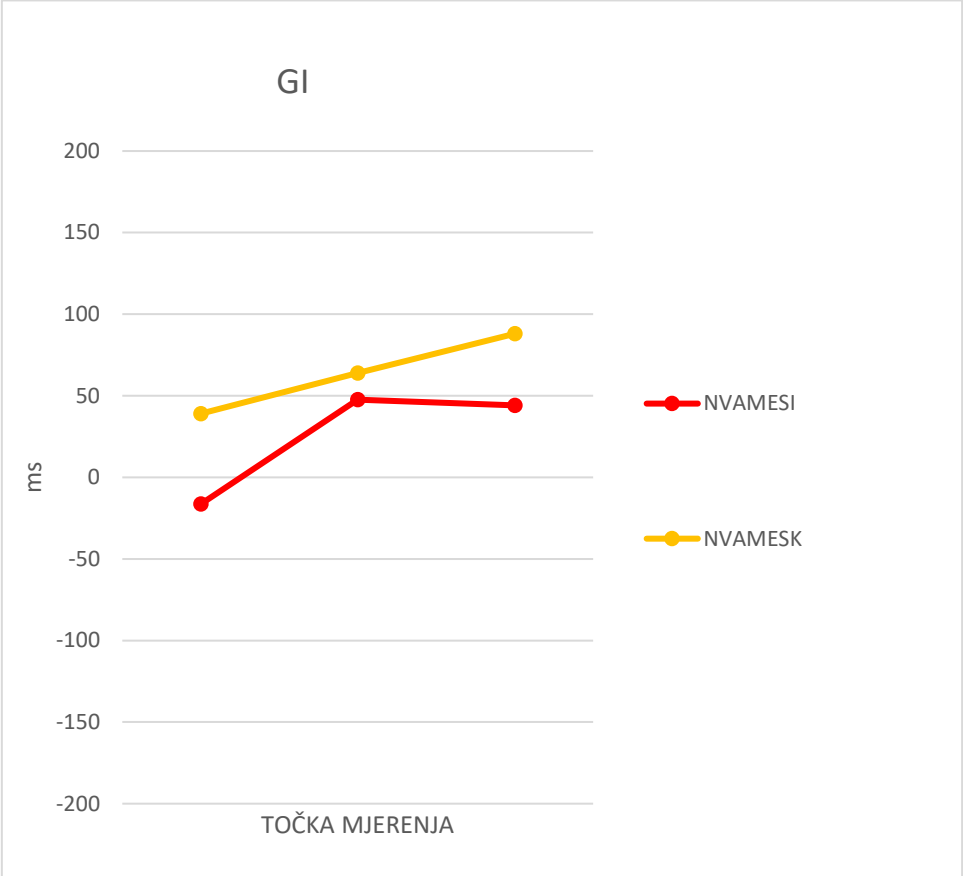
Legenda: 1-2-3=ST-ESI-ESK; 1-3-2=ST-ESK-ESI; 2-1-3=ESI-ST-ESK; 2-3-1=ESI-ESK-ST; 3-1-2=ESK-ST-ESI; 3-2-1=ESK-ESI-ST

Frekvencije RAM u 3 točke mjerenja gdje se svaki od 3 mišića aktivirao kao prvi, drugi ili treći u nizu prikazane su na slici 19.



Slika 19. Frekvencije (%) redoslijeda aktiviranja u kojoj se pojedini od 3 mišića aktivirao kao prvi (1), drugi (2) ili treći (3) u nizu, temeljene na dominantnim rangovima donjih ekstremiteta ispitanika iz skupine PKT (n = 14)

4.2.3.3. RAM kod skupine GI



Slika 20. NVAM i PRAM kod skupine GI

Kod kontrolne skupine GI prosječno se ESI u prvoj točki mjerenja predaktivirao u odnosu na ST (ESI-ST-ESK), no u 2. i 3. točki redoslijed je bio ST-ESI-ESK. U odnosu na skupine BI i PKT ovdje je nakon intervencije vidljiva promjena na način da je uspostavljen i prolongirano održan pravilan obrazac – onaj kod kojeg ekstenziju natkoljenice u kuku inicira ekstenzor kuka (koji sa druge pozicije RAM prelazi na prvu), a ne trupa, premda navedena promjena s obzirom na VAM nije statistički značajna. Iz slike 20 vidljiv je akutni i prolongirani trend poboljšanja VAM i RAM.

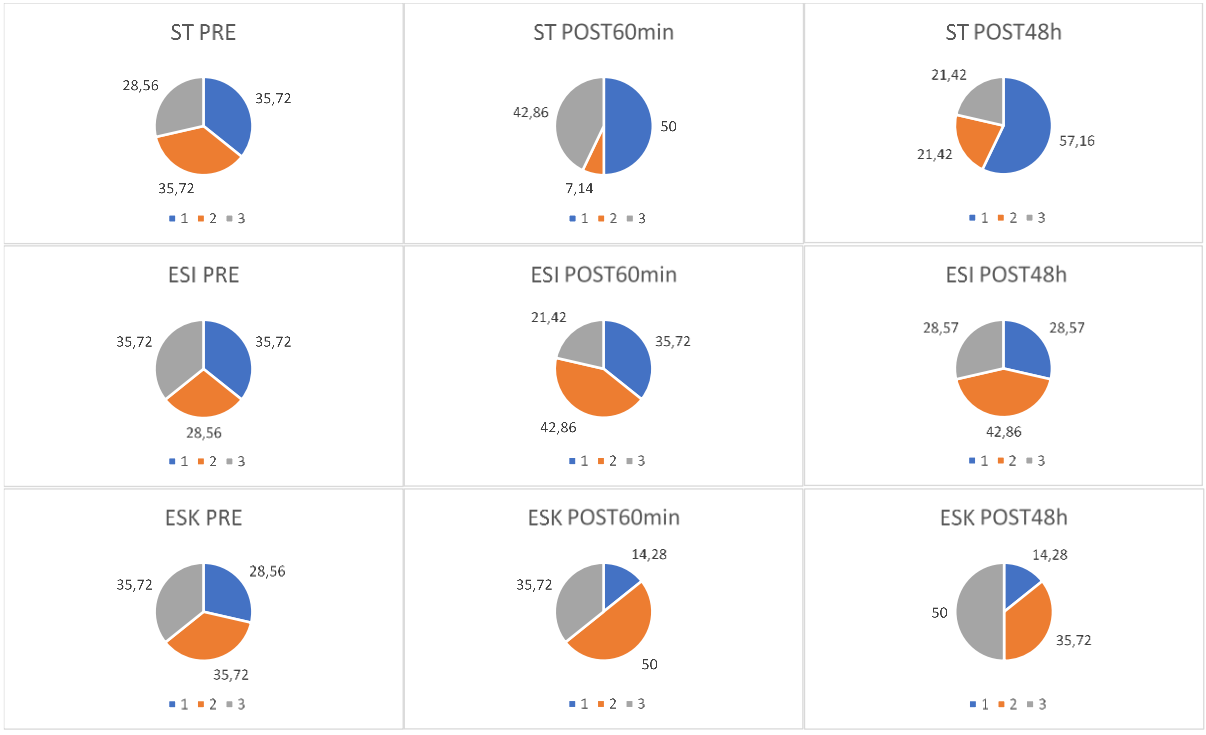
Glavni deskriptivni rezultati elektromiografije za frekvencije redoslijeda aktivacije 3 skupine mišića pri izvođenju PHE za 14 ispitanika iz skupine GI prezentirani su u Tablici 17.

Tablica 17. Frekvencije redoslijeda aktivacije 3 mišića u 3 točke mjerenja temeljene na dominantnim rangovima PHE ispitanika iz skupine GI (n = 14)

	PRE		POST60min		POST48h	
	N	%	N	%	N	%
1-2-3	3	21,42	4	28,57	6	42,85
1-3-2	2	14,28	3	21,42	2	14,28
2-1-3	2	14,28	1	7,14	1	7,14
2-3-1	1	7,14	2	14,28	0	0
3-1-2	3	21,42	0	0	2	14,28
3-2-1	3	21,42	4	28,57	3	21,42
Σ	14	100	14	100	14	100

Legenda: 1-2-3=ST-ESI-ESK; 1-3-2=ST-ESK-ESI; 2-1-3=ESI-ST-ESK; 2-3-1=ESI-ESK-ST; 3-1-2=ESK-ST-ESI; 3-2-1=ESK-ESI-ST

Frekvencije RAM u 3 točke mjerenja gdje se svaki od 3 mišića aktivirao kao prvi, drugi ili treći u nizu prikazane su na slici 21.



Slika 21. Frekvencije (%) redoslijeda aktiviranja u kojoj se pojedini od 3 mišića aktivirao kao prvi (1), drugi (2) ili treći (3) u nizu, temeljene na dominantnim rangovima donjih ekstremiteta ispitanika iz skupine GI (n = 14)

4.2.3.4. RAM kod skupine FK

Slika 22. NVAM i PRAM kod skupine FK

U eksperimentalnoj skupini FK prosječno su se ESI i ESK u prvoj točki mjerenja predaktivirali (PRAM: ESI-ESK-ST) u odnosu na ST, no u 2. i 3. točki redoslijed je bio ST-ESI-ESK. Pozitivna promjena između vremenskih točaka je vidljiva, a za ESK je ona i statistički značajna i to između svih vremenskih točaka, u smjeru boljih rezultata VAM POST60min i POST48h. Rezultati potvrđuju postojanje značajnih akutnih i prolongiranih učinaka uslijed primjene tehnike FK (statistička značajnost je potvrđena za ESK, a s obzirom na dvostruku interakciju prikazanu na slici 22, s vidljivim trendom bilateralno pozitivnih akutnih i prolongiranih učinaka te s obzirom na rezultate VAM koji su blizu statističke značajnosti, uvelike i ESI možemo staviti u taj kontekst). Kao kod skupine GI i ovdje je nakon intervencije vidljiva promjena u međumišićnoj koordinaciji, kroz uspostavu pravilnog obrasca kod kojeg ekstenziju natkoljenice u kuku inicira ekstenzor kuka (koji u ovom slučaju sa posljednje pozicije RAM prelazi na prvu), a ne trupa.

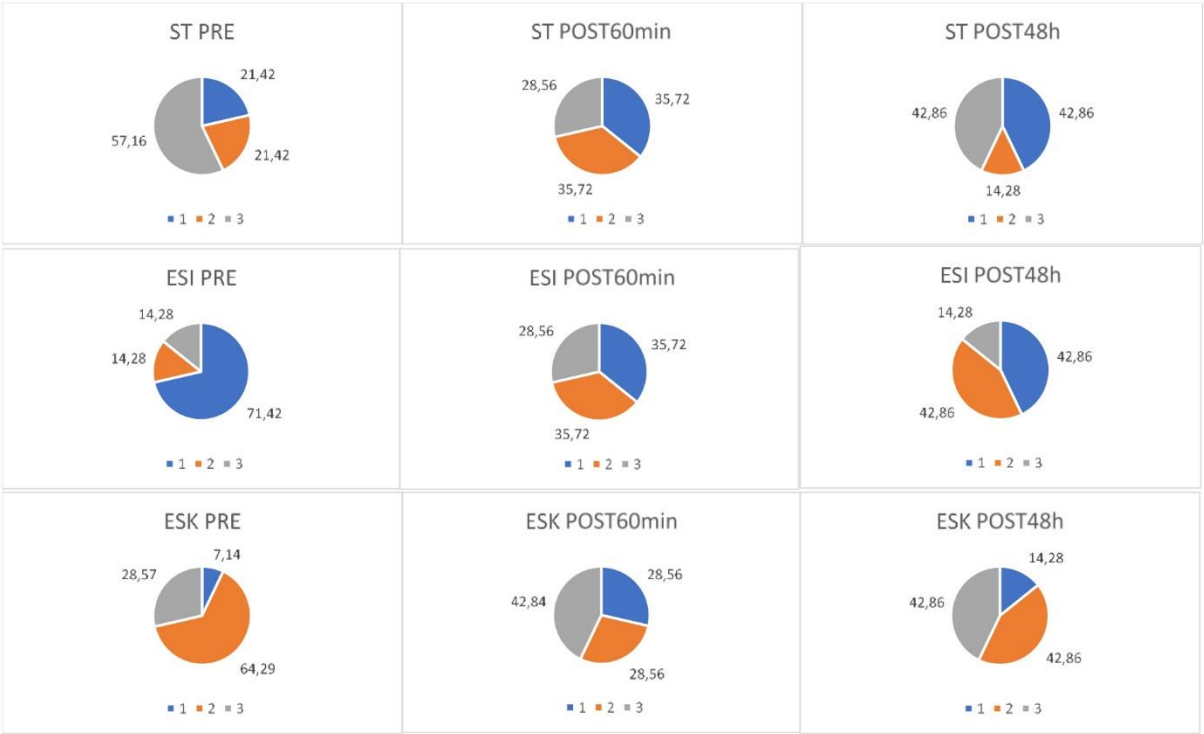
Glavni deskriptivni rezultati elektromiografije za frekvencije redoslijeda aktivacije 3 skupine mišića pri izvođenju PHE za 14 ispitanika iz skupine FK prezentirani su u Tablici 18.

Tablica 18. Frekvencije redoslijeda aktivacije 3 mišića u 3 točke mjerenja temeljene na dominantnim rangovima PHE ispitanika iz skupine FK (n = 14)

	PRE		POST60min		POST48h	
	N	%	N	%	N	%
1-2-3	1	7,14	3	21,42	5	35,71
1-3-2	2	14,28	2	14,28	1	7,14
2-1-3	3	21,42	3	21,42	1	7,14
2-3-1	7	50	2	14,28	5	35,71
3-1-2	0	0	2	14,28	1	7,14
3-2-1	1	7,14	2	14,28	1	7,14
Σ	14	100	14	100	14	100

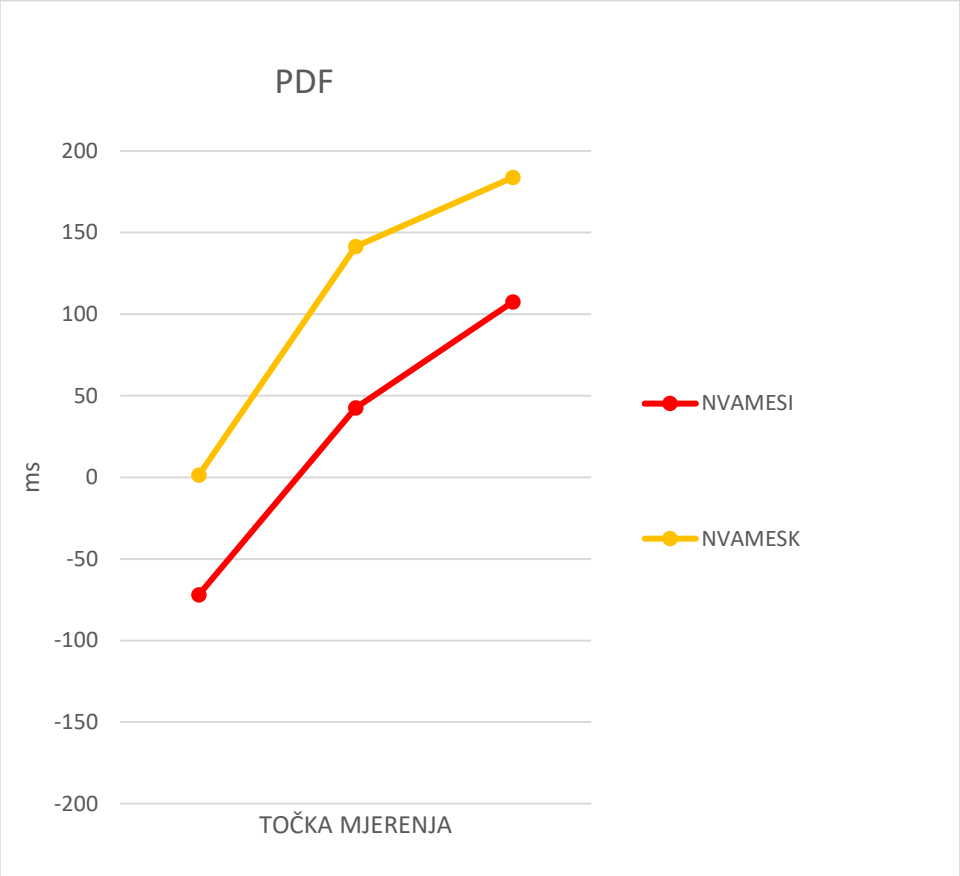
Legenda: 1-2-3=ST-ESI-ESK; 1-3-2=ST-ESK-ESI; 2-1-3=ESI-ST-ESK; 2-3-1=ESI-ESK-ST; 3-1-2=ESK-ST-ESI; 3-2-1=ESK-ESI-ST

Frekvencije RAM u 3 točke mjerenja gdje se svaki od 3 mišića aktivirao kao prvi, drugi ili treći u nizu prikazane su na slici 23.



Slika 23. Frekvencije (%) redoslijeda aktiviranja u kojoj se pojedini od 3 mišića aktivirao kao prvi (1), drugi (2) ili treći (3) u nizu, temeljene na dominantnim rangovima donjih ekstremiteta ispitanika iz skupine FK (n = 14)

4.2.3.5. RAM kod skupine PDF



Slika 24. NVAM i PRAM kod skupine PDF

Eksperimentalna skupina PDF u prosjeku je u prvoj točki mjerenja iskazivala predaktivaciju ESI (PRAM: ESI-ST-ESK) u odnosu na ST i ESK, no u 2. točki redoslijed je bio ST-ESI-ESK, a taj novi PRAM zadržao se i u i 3. točki mjerenja, nakon 48 h. Promjena između vremenskih točaka je vidljiva, a za ESK je ona i statistički značajna, i to između prve i druge te prve i treće vremenske točke, (dok razlika između 2. i 3. vremenske točke nije statistički značajna), u smjeru boljih rezultata POST60min i POST48h. Rezultati potvrđuju postojanje značajnih akutnih i prolongiranih učinaka uslijed primjene tehnike PDF. Poput skupina GI i FK i ovdje je nakon intervencije vidljiva promjena u međumišićnoj koordinaciji na način da je uspostavljen pravilan obrazac kod kojeg ekstenziju natkoljenice u kuku ne inicira ekstenzor trupa, već ekstenzor kuka koji od sekundarne uloge u izvođenju PHE preuzima primarnu, agonističku. Navedena promjena je statistički značajna te se održala i prolongirano. Iz slike 24 možemo iščitati trend bilateralnih pozitivnih akutnih i prolongiranih učinaka, vizualno vrlo sličan onome u skupini FK.

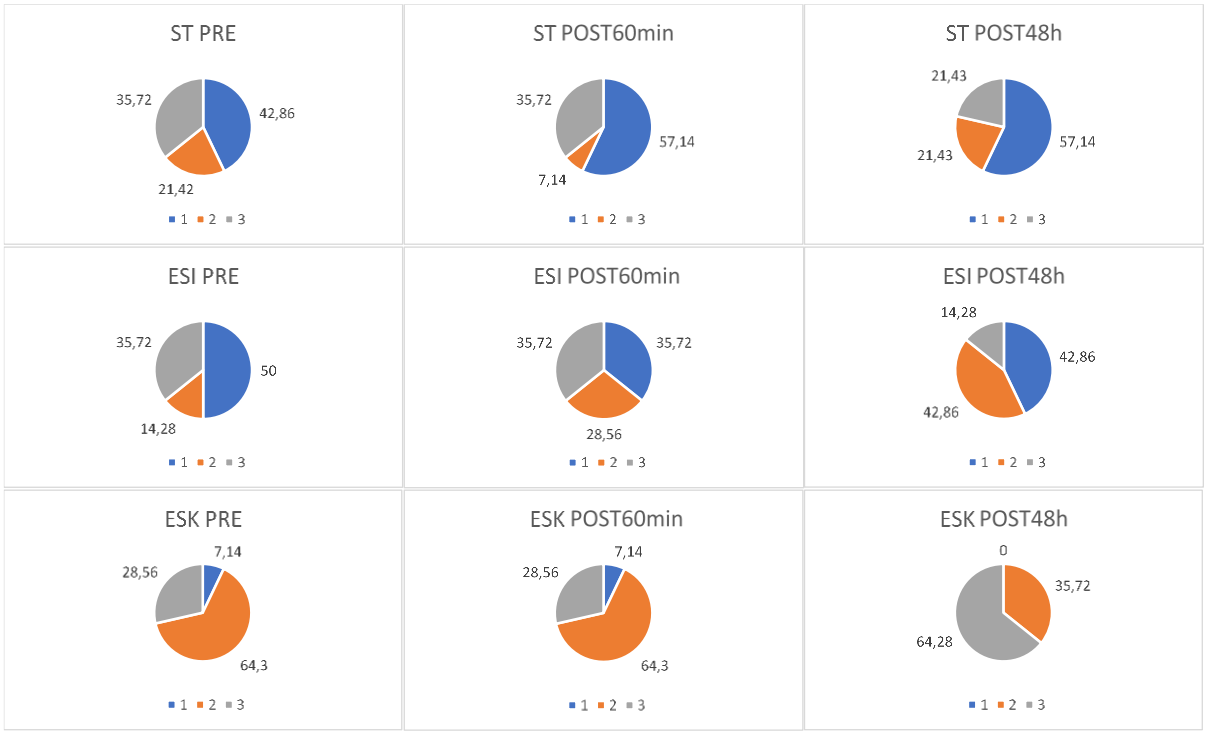
Glavni deskriptivni rezultati elektromiografije za frekvencije redoslijeda aktivacije 3 skupine mišića pri izvođenju PHE za 14 ispitanika iz skupine DPI prezentirani su u Tablici 19.

Tablica 19. Frekvencije redoslijeda aktivacije 3 mišića u 3 točke mjerenja temeljene na dominantnim rangovima PHE ispitanika iz skupine PDF (n = 14)

	PRE		POST60min		POST48h	
	N	%	N	%	N	%
1-2-3	2	14,28	3	21,42	6	42,85
1-3-2	4	28,57	5	35,71	2	14,28
2-1-3	2	14,28	1	7,14	3	21,42
2-3-1	5	35,71	4	28,57	3	21,42
3-1-2	1	7,14	0	0	0	0
3-2-1	0	0	1	7,14	0	0
Σ	14	100	14	100	14	100

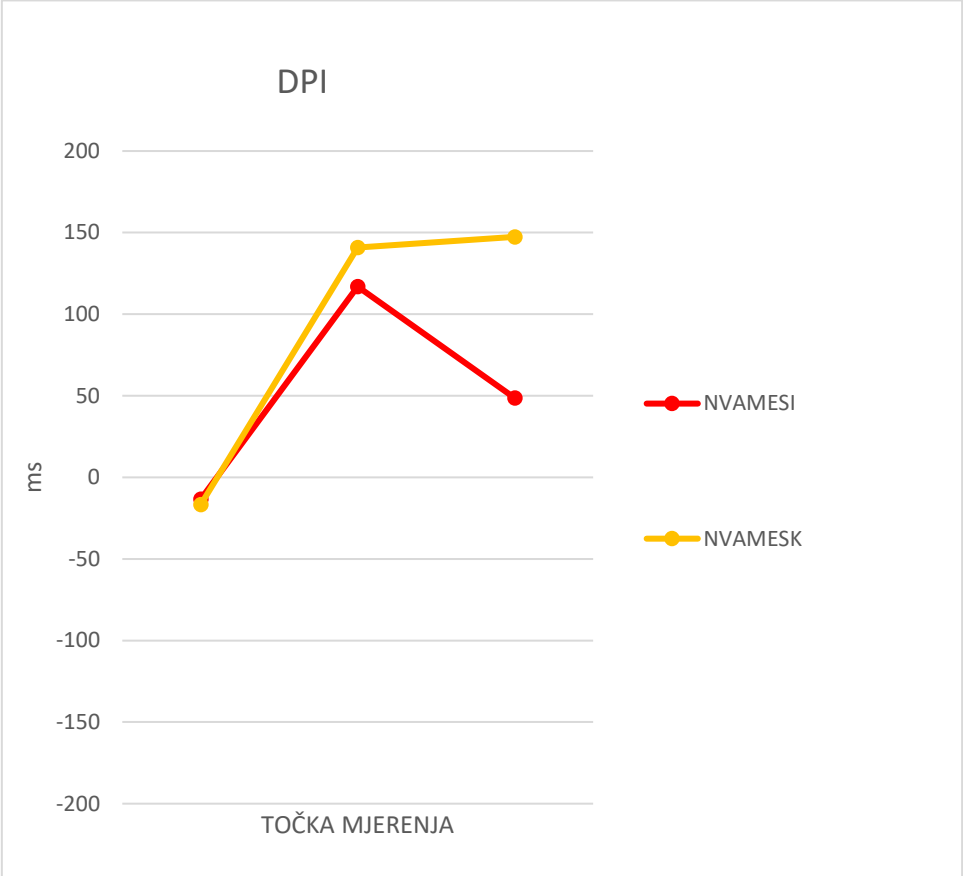
Legenda: 1-2-3=ST-ESI-ESK; 1-3-2=ST-ESK-ESI; 2-1-3=ESI-ST-ESK; 2-3-1=ESI-ESK-ST; 3-1-2=ESK-ST-ESI; 3-2-1=ESK-ESI-ST

Frekvencije RAM u 3 točke mjerenja gdje se svaki od 3 mišića aktivirao kao prvi, drugi ili treći u nizu prikazane su na slici 25.



Slika 25. Frekvencije (%) redoslijeda aktiviranja u kojoj se pojedini od 3 mišića aktivirao kao prvi (1), drugi (2) ili treći (3) u nizu, temeljene na dominantnim rangovima donjih ekstremiteta ispitanika iz skupine PDF (n = 14)

4.2.3.6. RAM kod skupine DPI



Slika 26. NVAM i PRAM kod skupine DPI

Za eksperimentalnu skupinu DPI u prvoj točki mjerenja ekstenzori trupa prosječno su se predaktivirali (PRAM: ESK-ESI-ST) u odnosu na ekstenzor kuka, no u 2. i 3. točki redoslijed je bio promijenjen u smjeru pravilnog (Guimarães i sur., 2010) obrasca (PRAM: ST-ESI-ESK). Promjena između vremenskih točaka je vidljiva, a za ESK je ona i statistički značajna i to između svih vremenskih točaka, u smjeru boljih rezultata POST60min i POST48h. Rezultati potvrđuju postojanje značajnih akutnih i prolongiranih učinaka uslijed primjene tehnike DPI. I ovdje je nakon intervencije došlo do uspostavljanja i prolongiranog održavanja pravilnog obrasca gdje ekstenziju natkoljenice u kuku inicira ekstenzor kuka, prelazeći pritom sa posljednje pozicije RAM na prvu, identično kao što smo zabilježili kod skupine FK. Navedena promjena je potkrijepljena statistički značajno većim NVAMESK. Iz slike 26 vidljivo je da je POST60min uspostavljen novi obrazac koji se međutim nije nastavio unaprjeđivati u varijabli VAM – za ESK se POST48h održao približno na razini POST60min, dok je za ESI krenuo prema inicijalnom stanju. Novi obrazac se, što se tiče PRAM, održao i prolongirano.

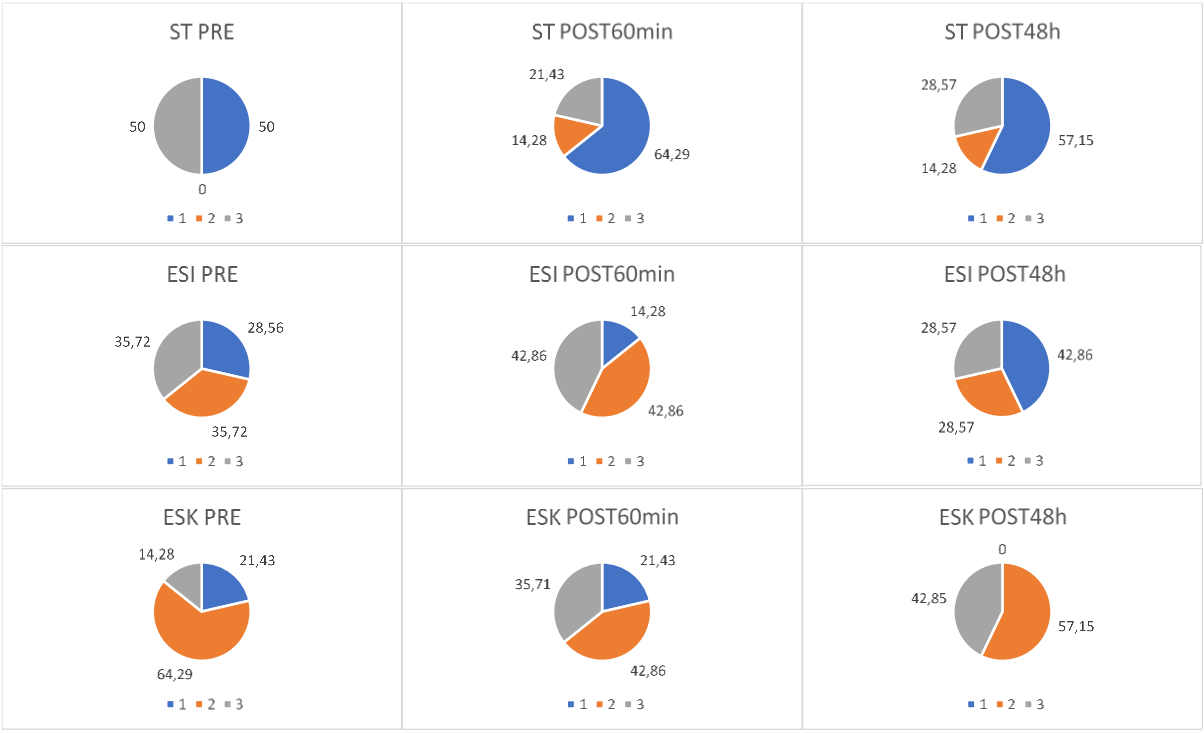
Glavni deskriptivni rezultati elektromiografije za frekvencije redoslijeda aktivacije 3 skupine mišića pri izvođenju PHE za 14 ispitanika iz skupine DPI prezentirani su u Tablici 20.

Tablica 20. Frekvencije redoslijeda aktivacije 3 mišića u 3 točke mjerenja temeljene na dominantnim rangovima PHE ispitanika iz skupine DPI (n = 14)

	PRE		POST60min		POST48h	
	N	%	N	%	N	%
1-2-3	2	14,28	4	28,57	4	28,57
1-3-2	5	35,72	5	35,71	4	28,57
2-1-3	0	0	1	7,14	2	14,28
2-3-1	4	28,57	1	7,14	4	28,57
3-1-2	0	0	1	7,14	0	0
3-2-1	3	21,43	2	14,28	0	0
Σ	14	100	14	100	14	100

Legenda: 1-2-3=ST-ESI-ESK; 1-3-2=ST-ESK-ESI; 2-1-3=ESI-ST-ESK; 2-3-1=ESI-ESK-ST; 3-1-2=ESK-ST-ESI; 3-2-1=ESK-ESI-ST

Frekvencije RAM u 3 točke mjerenja gdje se svaki od 3 mišića aktivirao kao prvi, drugi ili treći u nizu prikazane su na slici 27.



Slika 27. Frekvencije (%) redoslijeda aktiviranja u kojoj se pojedini od 3 mišića aktivirao kao prvi (1), drugi (2) ili treći (3) u nizu, temeljene na dominantnim rangovima donjih ekstremiteta ispitanika iz skupine DPI (n = 14)

4.2.4. Vremenski raspon od aktivacije prvog do posljednjeg mišića (VR)

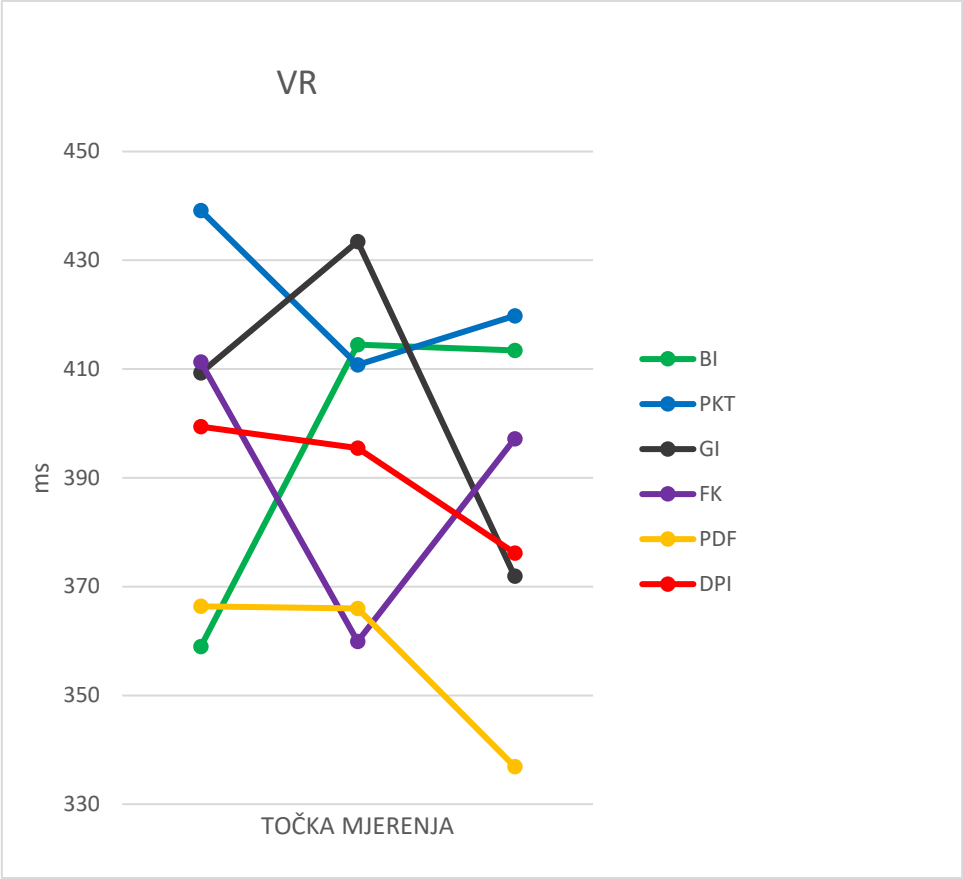
Glavni deskriptivni rezultati elektromiografije za VR pri izvođenju PHE za 70 ispitanika prezentirani su u Tablici 21.

Tablica 21. Deskriptivni parametri VR

VARIJABLA	SKUPINA	N	$\bar{x}$	SD	Minimum	Maksimum
VR PRE	BI	14	358,9	97,6	221,9	603,6
	PKT	14	439,1	123,7	284,6	782,3
	GI	14	409,3	118,7	214,3	653,2
	FK	14	411,2	136,6	231,1	746,4
	PDF	14	366,3	111,3	217,3	541,5
	DPI	14	399,4	65,8	284,8	492
VR POST60MIN	BI	14	414,4	102,6	292	674,9
	PKT	14	410,7	116,6	312,9	760,6
	GI	14	433,4	143,2	265,7	720,9
	FK	14	359,9	140,6	209	703,5
	PDF	14	365,9	96,3	239,2	603,4
	DPI	14	395,4	115,5	161,3	640,5
VR POST48H	BI	14	413,4	103,8	234,4	583,8
	PKT	14	419,7	160,7	212,7	858,2
	GI	14	371,9	95,9	208,2	525,9
	FK	14	397,1	219,2	99,2	942,2
	PDF	14	336,9	82,7	242,9	537,8
	DPI	14	376,1	117,3	273,6	628,2

Podaci su ponovo na isti način analizirani i za vremenski raspon od aktivacije prvog do posljednjeg mišića. Mauchlyjev test sfericiteta je ovdje ukazao na narušenost pretpostavke o sferičnosti ($\chi^2(2) = 11,249$; $p = 0,004$), stoga je u analizi varijance korištena Greenhouse-Geisserova korekcija. Leveneov test je pokazao kako pretpostavka o homogenosti varijanci nije narušena u prvoj ($F_1 = 0,79$; $p = 0,56$) ni drugoj ($F_2 = 1,215$; $p = 0,31$) točki mjerenja, dok je u trećoj točki mjerenja bila narušena ($F_3 = 3,235$; $p = 0,01$).

Glavna analiza je pokazala kako nijedan promatrani efekt nije bio statistički značajan – ni točka mjerenja (F = 0,638; p = 0,51) ni skupina (F = 0,58; p = 0,715) ni interakcija (F = 1,571; p = 0,131).



Slika 28. Interakcijski grafikon VR

Zanimljivo je, međutim, pogledati interakcijski grafikon (Slika 28) – stječe se dojam da su se skupine s obzirom na točku mjerenja vrlo kaotično (varijabilno) ponašale s rezultatima.

4.3. Posturalni pokazatelj - kut nagiba zdjelice (KNZ)

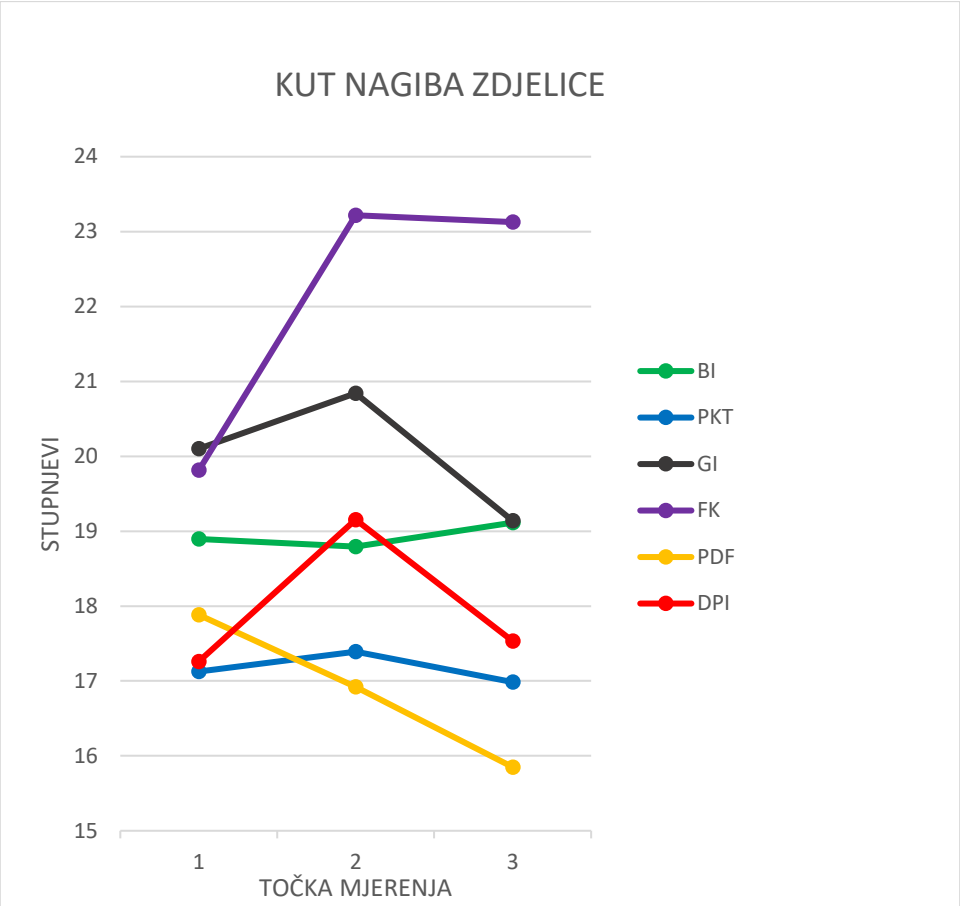
Glavni deskriptivni rezultati procjene kuta nagiba zdjelice prema skupinama i točkama mjerenja prikazani su u Tablici 22. Među rezultatima ističe se povećanje KNZ poslije intervencije u skupini FK.

Tablica 22. Deskriptivni parametri kuta nagiba zdjelice (KNZ)

VARIJABLA	SKUPINA	N	$\bar{x}$	SD	Minimum	Maksimum
KNZ PRE	BI	14	18,8	5,8	4,9	31,7
	PKT	14	17,1	3,9	10,7	24,4
	GI	14	20,1	6,3	13,3	31,6
	FK	14	19,8	8,1	4,6	33,2
	PDF	14	17,8	5	10,8	25,4
	DPI	14	17,2	5,6	6,1	28,6
KNZ POST60MIN	BI	14	18,7	5,2	7,4	30,2
	PKT	14	17,3	5,9	10	31,1
	GI	14	20,8	6,5	10,1	32,1
	FK	14	23,2	7,6	4,3	31,5
	PDF	14	16,9	5,3	10,8	28,4
	DPI	14	19,1	5,3	7,9	26,8
KNZ POST48H	BI	14	19,1	6,2	8,8	30,5
	PKT	14	16,9	3,8	11,5	23,5
	GI	14	19,1	6,7	7,4	29,5
	FK	14	23,1	7,1	10,7	37,9
	PDF	14	15,8	4,7	9,7	25,3
	DPI	14	17,5	5	7,4	24,3

Podaci su na identičan način bili analizirani i za kut nagiba zdjelice. Mauchlyjev test sfericiteta je ovdje ukazao na narušenost pretpostavke o sferičnosti ($\chi^2(2) = 10,964$; $p = 0,004$), stoga je u analizi varijance korištena Greenhouse-Geisserova korekcija. Leveneov test je pokazao kako pretpostavka o homogenosti varijanci nije bila narušena ni u jednoj točki mjerenja ($F_1 = 2,088$; $p = 0,076$; $F_2 = 0,876$; $p = 0502$; $F_3 = 1,518$; $p = 0,194$).

Glavna analiza je pokazala kako nijedan promatrani efekt nije bio statistički značajan – ni točka mjerenja ($F = 2,048$; $p = 0,139$), ni skupina ($F = 1,845$; $p = 0,114$) ni interakcija ($F = 1,598$; $p = 0,123$).



Slika 29. Interakcijski grafikon KNZ

U ovom slučaju nam je test ukazao da interakcija nije značajna, već da sve skupine kroz tri točke mjerenja ne idu nekim bitno različitim trendom, iako interakcijski grafikon tako ne sugerira, naročito za skupinu FK. Iz grafikona (Slika 29) je vidljivo da su sve intervencije primijenjene na anteriorni dio kuka i zdjelice osim PDF akutno rezultirali povećanjem KNZ. Možemo primijetiti i da se kod skupine FK zdjelica kojoj je povećan kut nagiba zadržava u toj novoj posturi, odnosno da postoji određen prolongirani učinak, dok u skupini DPI takvog učinka nema, već se postura zdjelice vraća u gotovo inicijalno stanje. Skupina PDF pak pokazuje trend akutnog i prolongiranog smanjenja KNZ. Kako je ranije navedeno, sve ove promjene nisu statistički značajne, no postoji očita tendencija. Stoga smo napravili usporedbe po pojedinim skupinama na način da se *post-hoc* uspoređuje svaka-sa-svakom. Rezultati *post-hoc* usporedbe među skupinama, odnosno među prosjecima rezultata kroz tri eksperimentalne situacije za svaku skupinu, prikazani su u Tablici 23., a ukazuju da je KNZ kod skupine FK statistički značajno veći u odnosu na KNZ kod skupina PDF, PKT i DPI.

Tablica 23. Post-hoc usporedba među skupinama za varijablu KNZ za nezavisni faktor

(I) Skupina	(J) Skupina	Srednja razlika (I-J)	Standardna pogreška	Statistička značajnost	95% interval pouzdanosti	
					Donja granica	Gornja granica
BI	PKT	1,7	2	0,388	-2,2	5,8
	GI	-1	2	0,592	-5,1	2,9
	FK	-3,1	2	0,129	-7,1	0,9
	PDF	2	2	0,317	-2	6,1
	DPI	0,9	2	0,641	-3,1	5
PKT	BI	-1,7	2	0,388	-5,8	2,2
	GI	-2,8	2	0,164	-6,9	1,1
	FK	-4,8	2	**0,019**	-8,9	-0,8
	PDF	0,2	2	0,891	-3,7	4,3
	DPI	-0,8	2	0,69	-4,8	3,2
GI	BI	1	2	0,592	-2,9	5,1
	PKT	2,8	2	0,164	-1,1	6,9
	FK	-2	2	0,323	-6	2
	PDF	3,1	2	0,127	-0,9	7,1
	DPI	2	2	0,318	-2	6
FK	BI	3,1	2	0,129	-0,9	7,1
	PKT	4,8	2	**0,019**	0,8	8,9
	GI	2	2	0,323	-2	6
	PDF	5,1	2	**0,013**	1,1	9,2
	DPI	4	2	**0,049**	0,01	8,1
PDF	BI	-2	2	0,317	-6,1	2
	PKT	-0,2	2	0,891	-4,3	3,7
	GI	-3,1	2	0,127	-7,1	0,9
	FK	-5,1	2	**0,013**	-9,2	-1,1
	DPI	-1	2	0,591	-5,1	2,9
DPI	BI	-4	2	**0,049**	-8,1	-0,01
	PKT	0,8	2	0,69	-3,2	4,8
	GI	-2	2	0,318	-6	2
	FK	1	2	0,591	-2,9	5,1
	PDF	-0,9	2	0,641	-5	3,1

Premda bi metodološka dosljednost sugerirala da ako je glavni F-omjer neznačajan, *post-hoc* testiranja dalje ni ne trebamo gledati, budući da se može po slučaju dogoditi da nešto ispadne značajno, poprilično indikativnim se čini da skupina FK u odnosu na čak 3 od 5 preostalih skupina pokazuje značajnost razlika. Nekad se može dogoditi da analiza glavnog efekta nije značajna, a da kasnije neka pojedinačna usporedba jest. Činjenica je da pojedinačne usporedbe svaka-sa-svakom sa sobom uvijek nose inflaciju α pogreške, pa baš zato prvo provjeravamo sve skupine zajedno da vidimo ima li negdje razlika, a tek potom idemo dalje na pojedinačne slučajeve. Ipak, u prilog uvažavanja navedenih razlika koje su istaknute i na interakcijskom grafikonu (Slika 29) mogla bi ići potreba za cjelovitom kontekstualizacijom kada govorimo o posturi i posturalnoj adaptaciji sa zdjelicom kao centralnim segmentom koji očito vrlo teško mijenja položaj (za to su, čini se, potrebne visoke razine stimulusa (Kase i sur., 2013), kao kod FK), u ovom slučaju nagib i kut nagiba, što je vidljivo i iz prosjeka KNZ svih ispitanika kroz tri točke mjerenja (Tablica 24), koji su uprosječeni zbirno za svih 6 skupina.

Tablica 24. Vremenske usporedbe aritmetičkih sredina KNZ svih ispitanika

Vremenska točka	$\bar{x}$	Standardna pogreška	95% interval pouzdanosti za AS	
			Donja granica	Gornja granica
1	18,5	0,6	17,2	19,8
2	19,3	0,6	18	20,7
3	18,6	0,6	17,3	19,8

Za vremenske usporedbe aritmetičkih sredina KNZ svih ispitanika glavni F-omjer nije bio značajan, međutim odlučili smo pogledati pojedinačne razlike.

Tablica 25. Post-hoc usporedba među skupinama za varijablu KNZ za zavisni faktor

(I) vrijeme	(J) vrijeme	Srednja razlika (I-J)	Standardna pogreška	Statistička značajnost	95% interval pouzdanosti	
					Donja granica	Gornja granica
1	**2**	-0,8	0,3	**0,024**	-1,6	-0,1
	3	-0,1	0,4	0,820	-1	0,8
2	**1**	0,8	0,3	**0,024**	0,1	1,6
	3	0,7	0,5	0,153	-0,2	1,8
3	1	0,1	0,4	0,820	-0,8	1
	2	0,7	0,5	0,153	-1,8	0,2

Iz međusobne usporedbe svaka-sa-svakom proizlazi da se PRE razlikuje od POST60min. Međutim PRE i POST48h te POST60min i POST48h se međusobno ne razlikuju. Drugim riječima, nakon intervencije se dogodila promjena u smislu povećanja KNZ, ali potom se nije nešto dodatno promijenilo nakon 2 dana. Interesantno je primijetiti da navedeno vrijedi i za varijablu FK gdje se akutno povećan KNZ zadržao u približnom stupnju i u trećoj točki mjerenja.

4.4. Pokazatelji opsega pokreta natkoljenice u kuku

4.4.1. Opseg pokreta ekstenzije ipsilateralne natkoljenice u zglobu kuka (OPEI)

Glavni deskriptivni rezultati goniometrije za MTT za 70 ispitanika (odn. 84 testirana donja ekstremiteta) prikazani su u Tablici 26. Među rezultatima ističe se akutno povećanje OPEI poslije intervencije u skupini GI.

Tablica 26. Deskriptivni parametri MTT

VARIJABLA	SKUPINA	N	$\bar{x}$	SD	Minimum	Maksimum
MTT PRE	BI	14	16,7	7,8	2	27
	PKT	14	16,7	8,3	3	31
	GI	14	14,8	9,1	-4	30
	FK	14	16,2	5	7	24
	PDF	14	16	7,6	-3	25
	DPI	14	17	7	3	29
MTT POST60MIN	BI	14	16,9	8,8	2	29
	PKT	14	17,3	8,5	4	34
	GI	14	21	9,6	-1	34
	FK	14	14,2	6,8	0	24
	PDF	14	16,2	8,2	-3	28
	DPI	14	19,6	5,6	8	29
MTT POST48H	BI	14	18,7	8,3	5	32
	PKT	14	17	8,2	4	31
	GI	14	15,2	9,6	1	33
	FK	14	14,2	7,3	0	25
	PDF	14	18,2	8,5	-3	31
	DPI	14	18,6	3,5	12	24

Podaci su još jednom na isti način analizirani i za Modificirani Thomasov test kuk – ipsilateralno. Mauchlyjev test sfericiteta je ukazao na narušenost pretpostavke sferičnosti ($\chi^2(2) = 8,306$; $p = 0,016$), stoga je u analizi varijance korištena Greenhouse-Geisserova korekcija. Za nezavisnu komponentu analize (skupine) je Leveneov test pokazao kako pretpostavka o homogenosti varijanci nije bila narušena ni u jednoj točki mjerenja ($F_1 = 0,906$; $p = 0,482$; $F_2 = 0,844$; $p = 0,523$; $F_3 = 2,031$; $p = 0,083$).

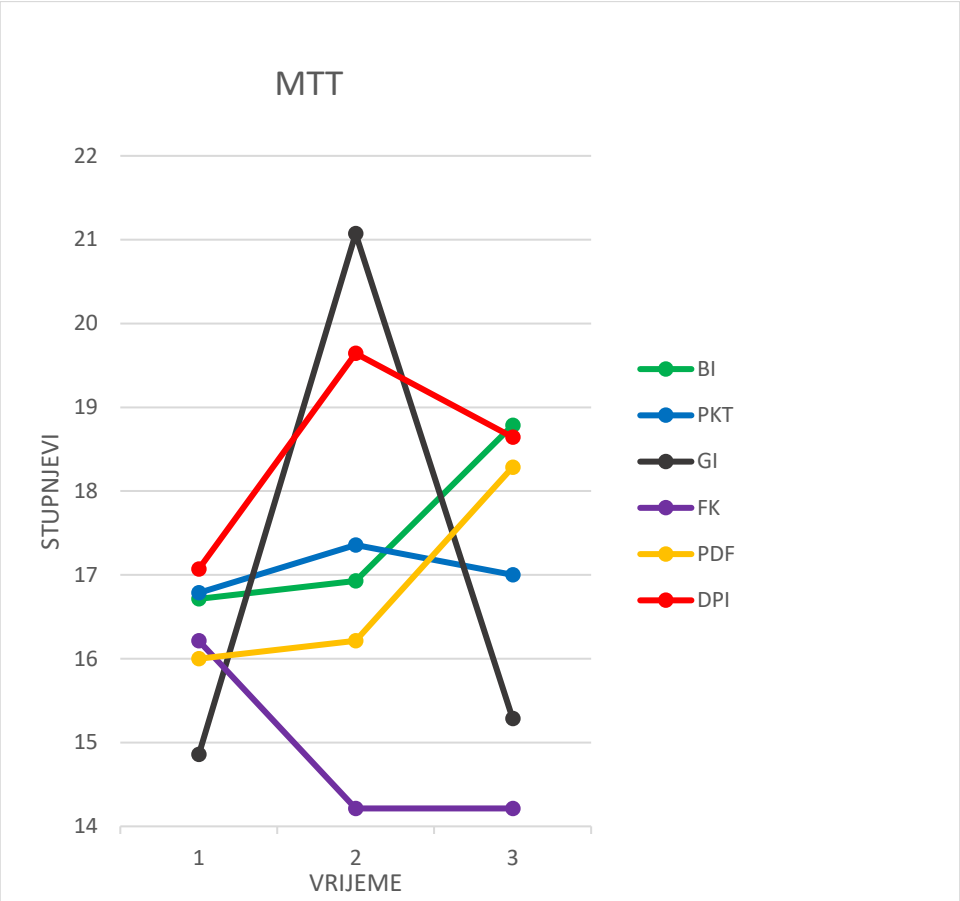
Glavna analiza je pokazala statistički značajan glavni efekt točke mjerenja ($F = 5,116$; $p = 0,009$), te značajnu interakciju ($F = 6,21$; $p < 0,001$), dok glavni efekt skupine nije bio statistički značajan ($F = 0,335$; $p = 0,89$). Veličina efekta za točku mjerenja iznosila je $\eta^2 = 0,062$ – što nam govori o srednjem efektu, a za interakciju $\eta^2 = 0,285$ – što nam govori o velikom efektu.

Za statistički značajan efekt točke mjerenja proveden je *post-hoc LSD* test. Pokazalo se kako postoji statistički značajna razlika između 1. i 2. točke mjerenja ($p < 0,001$), dok razlika između 2. i 3. točke mjerenja te razlika između 1. i 3. točke mjerenja nije statistički značajna ($p_{2,3} = 0,199$; $p_{1,3} = 0,1$).

Tablica 27. Vremenske usporedbe aritmetičkih sredina za varijablu MTT

Vremenska točka	$\bar{x}$	Standardna pogreška	95% interval pouzdanosti za AS	
			Donja granica	Gornja granica
1	16,2	0,8	14,6	17,9
2	17,5	0,8	15,8	19,3
3	17	0,8	15,3	18,7

I ovdje zbog statistički značajne interakcije valja biti oprezan prilikom interpretacije glavnih efekata, odnosno, treba uzeti u obzir i interakciju. U ovom slučaju test je pokazao da je interakcija bila značajna, što ukazuje da sve skupine kroz tri točke mjerenja idu nekim različitim trendom.



Slika 30. Interakcijski grafikon MTT

Iz interakcijskog grafikona (Slika 30) možemo vidjeti očitu razliku u trendovima kroz vremenske točke između pojedinih skupina – u nekima je rezultat između vremenskih točaka stagnirao, u nekima je rastao, u nekima je padao, a kod nekih je najprije porastao, a zatim pao. Naročito je vidljivo da skupina GI nekako najviše odstupa od ostalih, odnosno, da pokazuje najveće razlike između točaka mjerenja i to tako da se neposredno nakon intervencije događa promjena u smjeru povećanja OP, a zatim se nakon 48 sati vraća približno na inicijalni OP.

I u ovom slučaju, budući da je dobivena značajna interakcija, pristupili smo provjeri zaključaka dobivenih analizom glavnih efekata pomoću analize jednostavnih efekata, tako što smo sve razine jedne nezavisne varijable usporedili posebno za svaku razinu druge nezavisne varijable.

Za skupinu je jedina statistički značajna razlika bila između skupine GI i skupine FK i to u 2. točki mjerenja. Ako pogledamo interakcijski grafikon, možemo vidjeti da su to upravo dvije točke koje su od svih ostalih međusobno najviše udaljene.

Za točku mjerenja nisu dobivene statistički značajne razlike između pojedinih vremenskih točaka u skupinama BI i PKT, dok su u skupini GI značajne bile razlike između 1. i 2. te 2. i 3. vremenske točke (možemo vidjeti da je u toj skupini rezultat između 1. i 2. vremenske točke znatno narastao, da bi se onda u 3. točki vratio na prvotnu razinu koja se ne razlikuje značajno od inicijalne). U skupinama FK i DPI značajna je bila razlika između 1. i 2. točke mjerenja (za FK značajno manji OPEI, a za DPI značajno veći), a u skupini PDF su bile značajne razlike između 1. i 3. te 2. i 3. vremenske točke, odnosno došlo je do značajnog prolongiranog povećanja OPEI.

4.4.2. Opseg pokreta fleksije kontralateralne natkoljenice u zglobu kuka (OPFK)

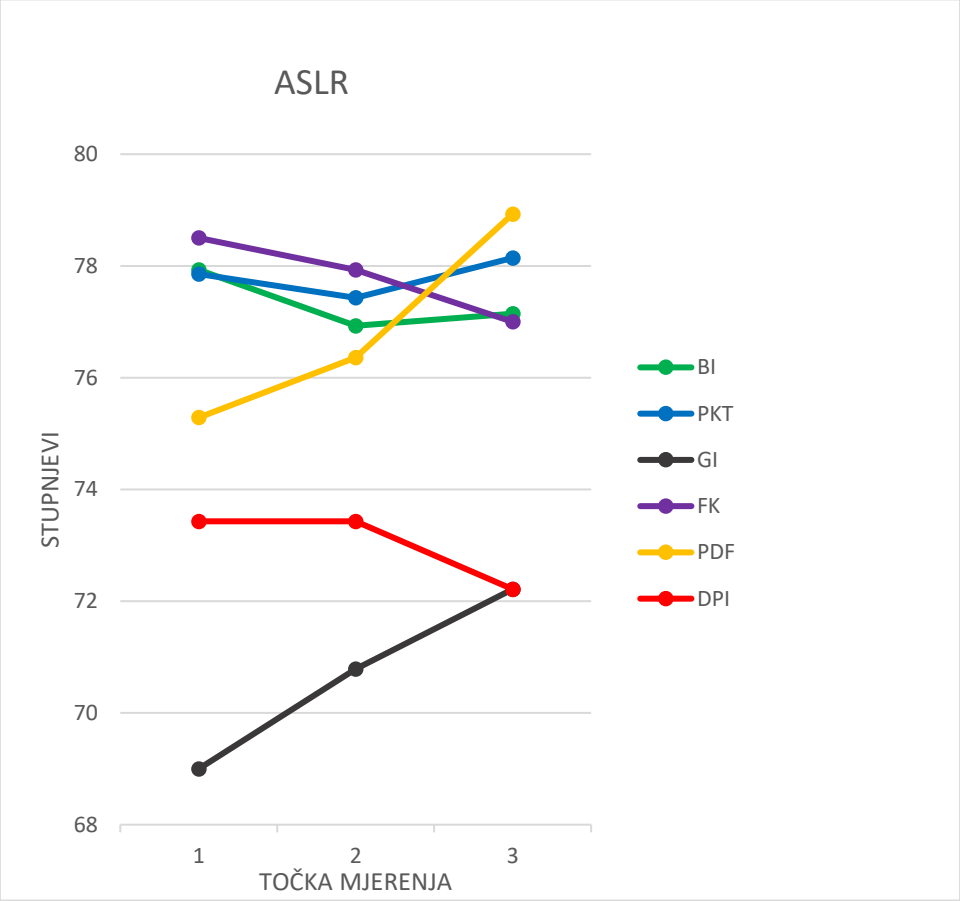
Glavni deskriptivni rezultati goniometrije za ASLR pri izvođenju PHE za 70 ispitanika (odn. 84 testirana donja ekstremiteta) prikazani su u Tablici 28.

Tablica 28. Deskriptivni parametri ASLR

VARIJABLA	SKUPINA	N	$\bar{x}$	SD	Minimum	Maksimum
ASLR PRE	BI	14	77,9	14,1	59	113
	PKT	14	77,8	12,1	55	98
	GI	14	69	12,9	48	101
	FK	14	78,5	13,1	60	108
	PDF	14	75,2	11,1	62	96
	DPI	14	73,4	14,8	47	99
ASLR POST60MIN	BI	14	76,9	12,9	55	106
	PKT	14	77,4	11,3	51	94
	GI	14	70,7	10,8	57	100
	FK	14	77,9	12	60	101
	PDF	14	76,3	9,5	61	90
	DPI	14	73,4	14,1	47	100
ASLR POST48H	BI	14	77,1	13,5	56	108
	PKT	14	78,1	12,1	50	95
	GI	14	72,2	12,8	54	102
	FK	14	77	13,1	61	107
	PDF	14	78,9	12,3	57	102
	DPI	14	72,2	13,5	49	97

Podaci su na identičan način bili analizirani i za *Active Straight Leg Raise* test – kontralateralno. Mauchlyjev test sfericiteta nam pokazuje narušenost pretpostavke o sferičnosti ($\chi^2(2) = 8{,}438$; $p = 0{,}015$), stoga je u analizi ponovno korištena Greenhouse-Geisserova korekcija. S druge strane, Leveneov test je pokazao kako pretpostavka o homogenosti varijanci nije bila narušena ni u jednoj točki mjerenja ($F_1 = 0{,}182$; $p = 0{,}969$; $F_2 = 0{,}425$; $p = 0{,}83$; $F_3 = 0{,}037$; $p = 0{,}999$).

Glavna analiza je pokazala statistički neznačajne glavne efekte točke mjerenja ($F = 0{,}896$; $p = 0{,}402$) i skupine ($F = 0{,}815$; $p = 0{,}543$), no zato značajnu interakciju ($F = 2{,}064$; $p = 0{,}036$). Veličina efekta je za interakciju iznosila je $\eta^2 = 0{,}117$ – što nam govori o srednjem efektu. Budući da se glavni efekti nisu pokazali statistički značajnima, nije provedena *post-hoc* analiza, no, s obzirom na statistički značajnu interakciju, vrijedi pažljivo promotriti kako su se kretali prosjeci pojedinih skupina kroz pojedine točke mjerenja (Slika 31). Skupine FK i DPI imale su trend smanjenja OPF, dok su skupine PDF i GI iskazale nešto naglašeniji trend, ujedno sa suprotnim usmjerenjem – ka povećanju OP.

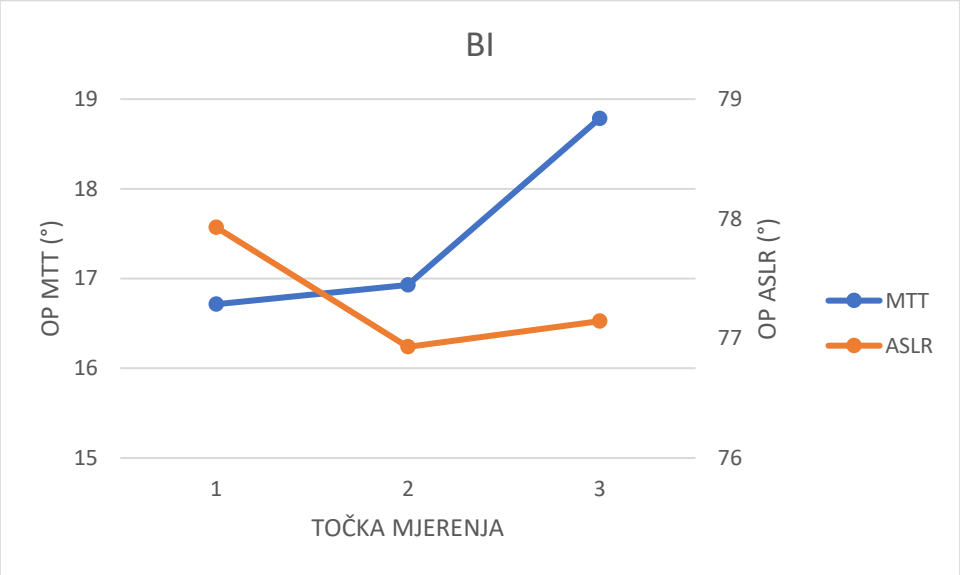


Slika 31. Interakcijski grafikon ASLR

Stoga je i ovdje proveden analiza jednostavnih efekata kako bismo utvrdili je li nam možda interakcija između varijabli „maskirala“ neki značajan efekt.

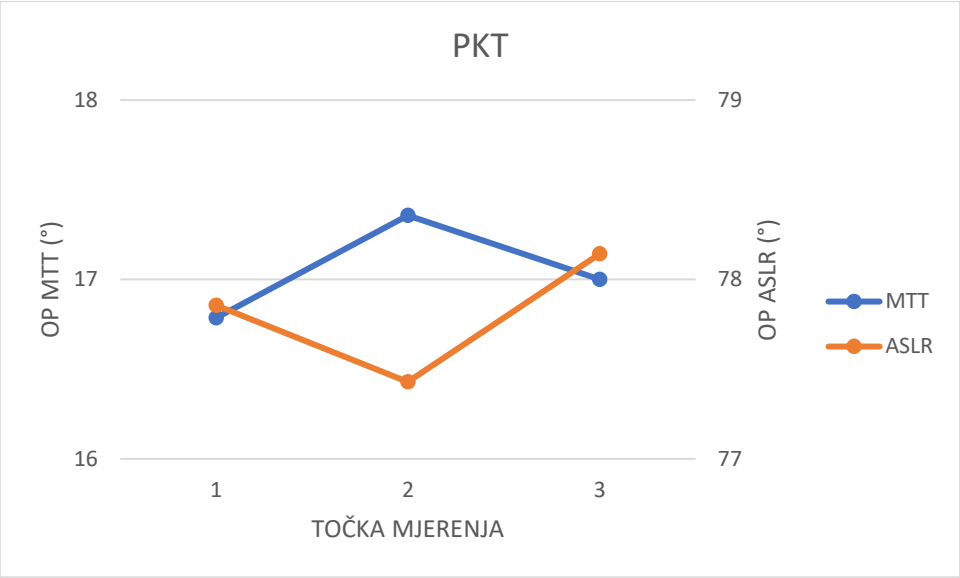
Kod usporedbe skupina nismo dobili statistički značajne razlike ni u jednoj vremenskoj točki. Kod usporedbe točaka mjerenja u skupinama BI, PKT, FK i DPI nisu pronađene statistički značajne razlike između vremenskih točaka, dok je u skupini GI značajna bila razlika između 1. i 3. točke, a u skupini PDF su značajne bile razlike između 1. i 3. te 2. i 3. točke mjerenja što sugerira postojanje prolongiranog učinka u vidu povećanja OPFK.

4.4.3. Bilateralni međuodnos OPEI (MTT) i OPFK (ASLR) po skupinama



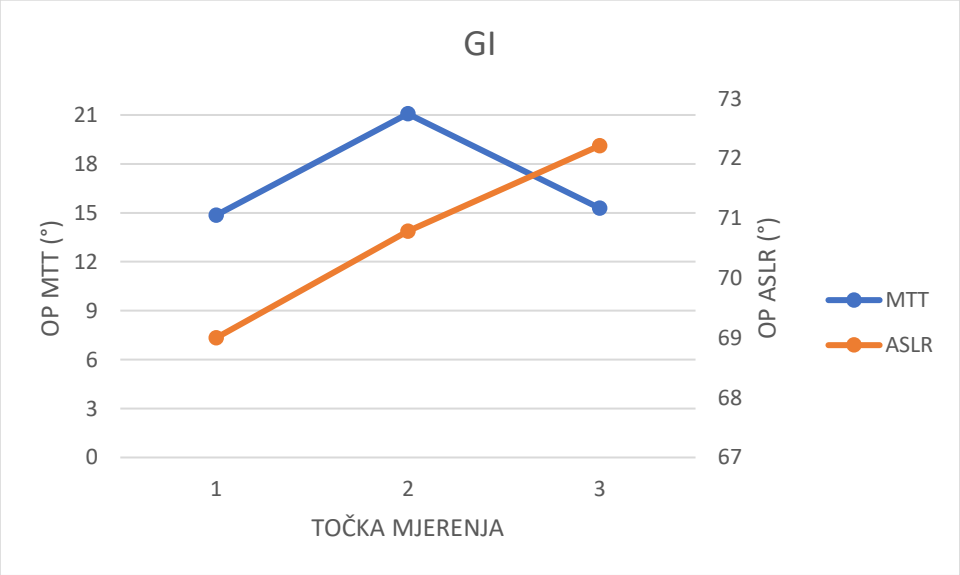
Slika 32. Grafikon dvostruke interakcije za skupinu BI

BI: Trend ne pokazuje promjene POST60min i POST48h.



Slika 33. Grafikon dvostruke interakcije za skupinu PKT

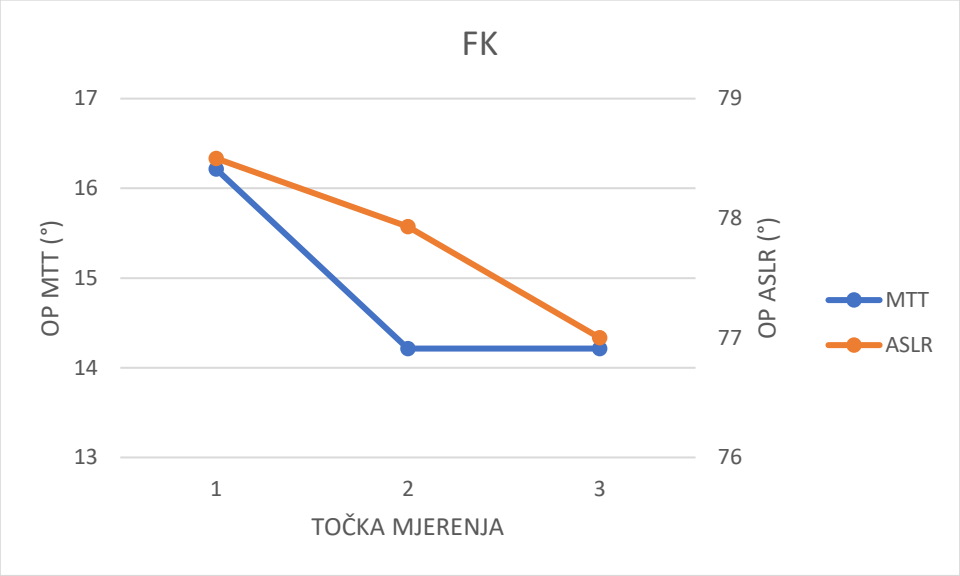
PKT: Primjena PKT također nije dovela do značajnih promjena POST60min i POST48h.



Slika 34. Grafikon dvostruke interakcije za skupinu GI

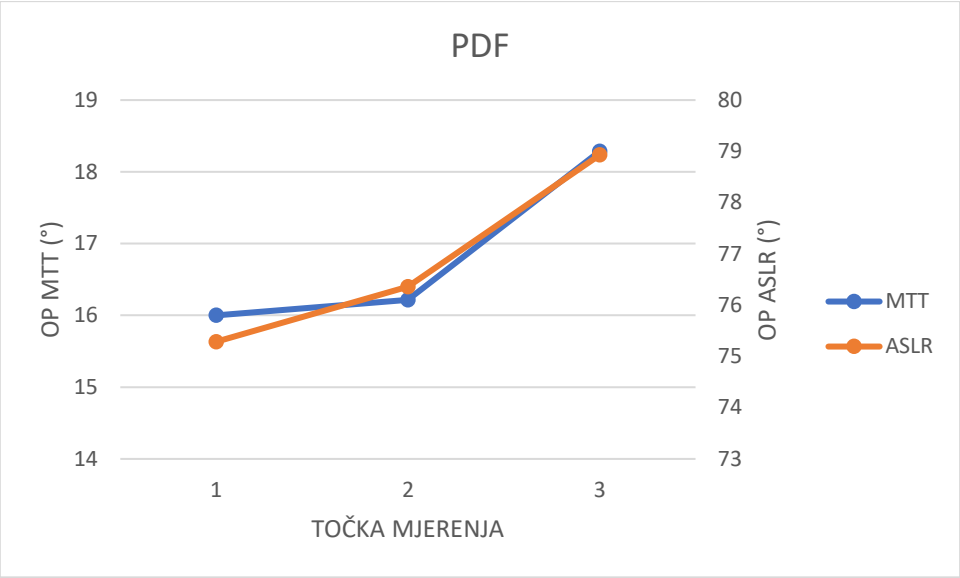
GI: Kod MTT kratkoročni trend je vidljiv (pozitivni akutni (POST60min) učinci), no ne i prolongirani; čak se POST48h OP vratio u približno početno stanje. S druge strane za varijablu

ASLR (OPFK) značajne promjene nastupile su tek prolongirano, premda je i u drugoj točki mjerenja iskazan jasan smjer ka povećanju OPFK, proporcionalno povećanju OPEI, izmjerenom pomoću MTT.



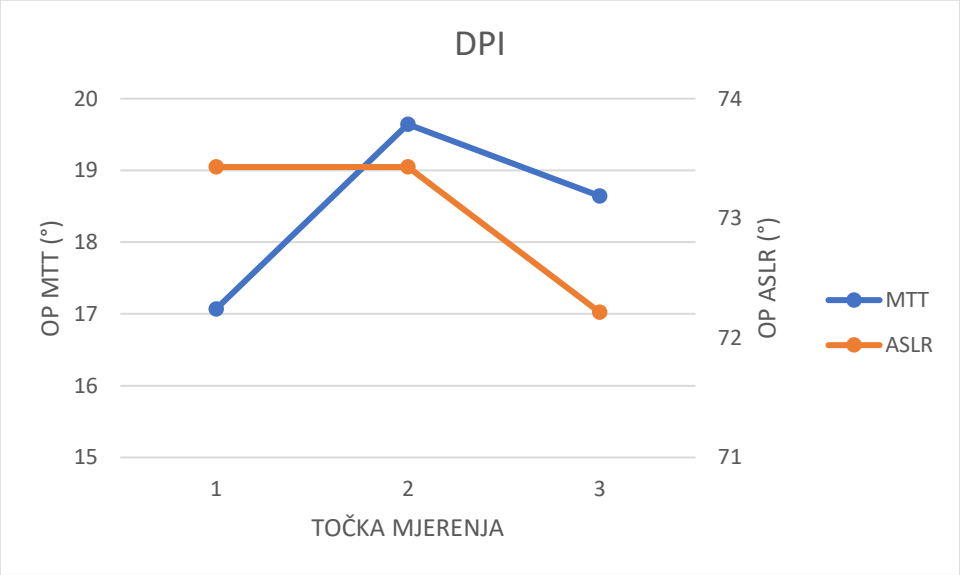
Slika 35. Grafikon dvostruke interakcije za skupinu FK

FK: U skupini FK akutno je došlo do značajnog smanjenja OPEI, a istovremeno i do smanjenja OPFK, premda bez statističke značajnosti. Prolongirano nije bilo značajnih promjena u opsezima pokreta, niti je bilo neke promjene trenda.



Slika 36. Grafikon dvostruke interakcije za skupinu PDF

PDF: U skupini PDF došlo je do značajnog prolongiranog povećanja OPEI i OPFK. Osim jasnog trenda, na grafikonu je vidljiva i sukladnost u navedenom povećanju OP kod oba mjerena ekstremiteta.



Slika 37. Grafikon dvostruke interakcije za skupinu DPI

DPI: U skupini DPI došlo je do značajnog akutnog povećanja OPEI, dok je nakon 48 sati trend okrenut, premda smanjenja OPEI i OPFK nisu statistički značajna.

5. RASPRAVA

Glavni nalaz ovog istraživanja je da primjena KT na područje skupine mišića fleksora kuka kod zdravih osoba može dovesti do poboljšanja međumišićne koordinacije lumbo-zdjelično-bedrenog kompleksa, što sugeriraju značajne akutne i prolongirane postintervencijske promjene mioelektrične aktivnosti agonista i sinergista pokreta ekstenzije kuka koje smo zabilježili. KT metoda je dovela do značajnog smanjenja VAM sinergističkih ESI i ESK te do posljedičnog poboljšanja RAM na način da je ST zauzeo agonističku poziciju u motoričkom obrascu PHE. Između tehnika KT intervencije u tome se najučinkovitijom pokazala FK te tek neznatno manje PDF, obje 60 minuta nakon intervencije, ali i nakon 48 sati nošenja.

Naši rezultati kinematičkih varijabli pokazali su da kod mišićnih tehnika faktor smjera postavljanja sidra, uz isti postotak natega Kinesio trake, generira različite učinke (suprotno usmjerena djelovanja), te da su učinci veći prolongirano nego akutno.

Ovim randomiziranim kontroliranim istraživanjem nastojali smo na reprezentativnom uzorku zdravih ispitanika, kroz tri točke mjerenja provjeriti kako KT metoda kroz primjenu tri različite tehnike (FK, PDF i DPI) akutno i prolongirano utječe na međumišićnu koordinaciju (vrijeme i redoslijed aktivacije mišića agonista i sinergista) lumbalne kralježnice, zdjelice i kuka te na opseg pokreta natkoljenice u zglobu kuka (ekstenzije ipsilateralno i fleksije kontralateralno), u usporedbi sa primjenom placebo intervencije, gravitacijskog istezanja kao standardnog postupka te stanjem bez intervencije. Primarni fokus bio je stavljen na ispitivanje direktnog utjecaja različitih intervencija na mišićnu funkciju (na MMK – promjene u mioelektričnoj aktivnosti pri izvođenju PHE), a sekundarno smo ispitivali indirektan utjecaj različitih intervencija na mišićnu funkciju, koji je kvantificiran na osnovu promjena u KNZ i OPEI/OPFK, mjereno pomoću posturalnog testa KNZ te kinematičkom procjenom pomoću testova MTT i ASLR. Cilj istraživanja bio je ispitati dva glavna efekta (efekt vremena i efekt skupine) i njihovu interakciju, odnosno zanimalo nas je postoje li statistički značajni učinci različitih intervencija s obzirom na točku mjerenja, s obzirom na tehniku intervencije te kakva je interakcija zavisnog i nezavisnog faktora, uz provjeru značajnosti razlika. Pretpostavka istraživanja bila je da će se utvrditi statistička značajnost za efekt vremena i skupine kao i za njihovu interakciju, u smjeru boljih rezultata postintervencijski, kao i eksperimentalnih procedura u odnosu na kontrolne. Provjeru istraživačke hipoteze predstavljalo je testiranje

značajnosti zavisnog i nezavisnog faktora te njihove interakcije. Glavni nalazi ovog istraživanja s obzirom na postavljene hipoteze navedeni su u Tablici 29.

Tablica 29. Glavni nalazi s obzirom na postavljene hipoteze

VARIJABLA	GLAVNI EFEKT SKUPINE	GLAVNI EFEKT TOČKE MJERENJA	INTERAKCIJSKI EFEKT
NVAMESI	F = 0,194 p = 0,198	ZNAČAJAN (F = 17,712; p < 0,001) VELIKI (η^2 = 0,185)	F = 1,689 p = 0,088
NVAMESK	F = 0,341 p = 0,887	ZNAČAJAN (F = 22,152; p < 0,001) VELIKI (η^2 = 0,221)	ZNAČAJAN (F = 2,002; p = 0,048) SREDNJI (η^2 = 0,114)
VR	F = 0,580 p = 0,715	F = 0,638 p = 0,510	F = 1,571 p = 0,131
KNZ	F = 1,845 p = 0,114	F = 2,048 p = 0,139	F = 1,598 p = 0,123
OPEI	F = 0,335 p = 0,890	ZNAČAJAN (F = 5,116; p = 0,009) SREDNJI (η^2 = 0,062)	ZNAČAJAN (F = 6,210; p < 0,001) VELIKI (η^2 = 0,285)
OPFK	F = 0,815 p = 0,543	F = 0,896 p = 0,402	ZNAČAJAN (F = 2,064; p = 0,036) SREDNJI (η^2 = 0,117)

Ovo istraživanje pokazalo je da u prosječnim vrijednostima posturalnih, kinematičkih i elektromiografskih pokazatelja između pojedinih skupina ni u jednoj varijabli nema statistički značajnih razlika, dok s obzirom na točku mjerenja postoje značajne razlike u varijablama NVAMESI, NVAMESK i OPEI. Stoga na temelju dobivenih rezultata odbacujemo postavljenu hipotezu H1, da postoje značajne razlike između skupina, dok H2 prihvaćamo za spomenute varijable. Pomoću miješanog modela analize varijance otkriven je značajan učinak interakcije zavisnog i nezavisnog faktora u tri varijable: NVAMESK, OPEI i OPFK, uz NVAMESI blizu statističke značajnosti, stoga se i H3 prihvaća.

Primarni rezultati vezani su za mioelektričnu aktivnost i međumišićnu koordinaciju, a interpretirali smo ih kroz varijable NVAMESI, NVAMESK, RAM i VR.

Za NVAMESI razlika između skupina nije statistički značajna. Navedeno znači da kad prosječan rezultat kroz tri vremenske točke usporedimo po skupinama, ta razlika nije značajna. Efekt točke mjerenja (vremena) je značajan. To znači da se, ukupno uzevši, dogodila promjena između tri točke mjerenja (PRE - POST60min - POST48h). Interakcija zavisnog i nezavisnog faktora u testiranju NVAMESI nije statistički značajna uz rizik manji od 5%. S obzirom na rezultate, za varijablu NVAMESI prihvaća se H2, dok se H1 i H3 odbacuju. Možemo uočiti da su se u odnosu na inicijalno EMG mjerenje gdje je u svim skupinama postojala evidentna predaktivacija ESI u odnosu na ST, postintervencijski rezultati NVAMESI svih skupina poboljšali. Pritom je VAM ESI u odnosu na ST kod svih eksperimentalnih skupina i skupine GI u drugoj i trećoj točki mjerenja dobio pozitivan predznak, odnosno nestala je predaktivacija ESI, no ona se kod skupina BI i PKT postintervencijski akutno i prolongirano zadržala. Premda su u drugom mjerenju sve skupine postigle bolje rezultate NVAMESI, kod eksperimentalnih skupina taj je napredak veći u odnosu na sve kontrolne skupine, no bez statističke značajnosti. U trećoj točki mjerenja dodatno poboljšanje rezultata iskazale su jedino skupine FK i PDF, dok je kod ostalih vidljivo blago (sve kontrolne skupine) ili naglašenije (skupina DPI) smanjenje VAM u odnosu na POST60min. Premda postoji izražena tendencija ka statističkoj značajnosti ($p = 0,088$) razlika u aritmetičkim sredinama ispitanika iz eksperimentalnih i kontrolnih skupina, s obzirom na to da se dobiveni F-omjer za interakciju nije pokazao statistički značajnim, možemo zaključiti da se naše očekivanje povoljnijeg NVAMESI kod eksperimentalnih skupina u odnosu na kontrolne u postintervencijskim mjerenjima nije potvrdilo.

S obzirom na rezultate, za varijablu NVAMESK potvrđene su H2 i H3, dok H1, bez obzira na pozitivni trend nije. U drugoj i trećoj točki mjerenja kod svih skupina došlo je do porasta vrijednosti NVAMESK, pri čemu je isti veći kod eksperimentalnih u odnosu na kontrolne skupine, premda kad izračunamo aritmetičku srednju vrijednost rezultata kroz tri vremenske točke i zatim usporedimo po skupinama, ta razlika nije značajna. Efekt vremena pokazao se značajnim, što znači da se, ukupno uzevši, dogodila promjena između tri točke mjerenja. Iz međusobne usporedbe svaka-sa-svakom proizlazi da se PRE razlikuje od POST60min i od POST48h. Ali POST60min i POST48h se međusobno ne razlikuju. Možemo zaključiti da su akutni učinci dominantni u odnosu na prolongirane, s obzirom na to da se nakon intervencije dogodila značajna promjena u pozitivnom smjeru, koja se postintervencijski

dodatno blago unaprijedila nakon 48 sati, uz značajno bolje rezultate u odnosu na inicijalno stanje, no bez značajnosti razlika u odnosu na drugu točku mjerenja. Za interakciju je dobiven statistički značajan F-omjer, stoga možemo zaključiti da su se različite skupine različito ponašale prije i poslije intervencije. Nadalje, testiranjem razlike po principu svaka-sa-svakom, došli smo do zaključka da među kontrolnim skupinama nema statistički značajne promjene kroz vrijeme, dok je ta promjena značajna i pozitivno usmjerena (veći porast NVAMESK – postaktivacija u odnosu na ST) kod eksperimentalnih skupina, čime se potvrđuje naša pretpostavka o povoljnijem NVAMESK kod eksperimentalnih skupina u odnosu na kontrolne u postintervencijskim mjerenjima. Najučinkovitijom tehnikom intervencije pokazala se FK, budući da je u skupini kojoj je na taj način apliciran KT i akutno i prolongirano došlo do značajnog porasta NVAMESK. U usporedbi sa vremenom aktivacije ST, ESK je uz primjenu KT tehnike FK nakon 60 min postao aktivan 103,4 ms kasnije, a nakon 48 sati nošenja takvog KT 192,7 ms kasnije – od svih intervencija to je najveća zabilježena postaktivacija ESK, a ima i najveću promjenu u odnosu na inicijalno mjerenje (promjena od 205,2 ms, slijedi skupina PDF sa 182,4 ms, zatim DPI sa 164 ms, a znatno manja promjena dogodila se u kontrolnim skupinama: 76,1 ms kod PKT, 48,9 ms kod GI i 5,3 ms kod BI skupine), vrijednost kojeg je imala predznak (-) budući da se javila predaktivacija ESK. Uz skupinu FK i kod skupine PDF i kod DPI utvrđena je značajnost razlika, također u smjeru bolje međumišićne koordinacije, i to između 1. i 2. te 1. i 3. točke mjerenja. Ovi nalazi u skladu su sa rezultatima Słupik i sur. (2007) koji su dokazali povećanje elektromiografske aktivnosti *m. vastus medialis* 24 sata nakon postavljanja KT kod 27 zdravih ispitanika, uz održavanje tog učinka još 48 sati (ukupno 3 dana). Poveznicu pronalazimo i u studiji Gómez-Soriano i sur. (2014) koji su nakon KT intervencije pronašli kratkotrajno povećanje EMG aktivnosti posteriornih mišića donjih ekstremiteta (*m. gastrocnemius*) te zaključili da to ukazuje na aktivaciju mehanizama središnjeg živčanog sustava. Također kroz primjenu na *m. gastrocnemius* 24 zdrava ispitanika, Csapo i sur. (2012) pronalaze povezanost KT intervencije s povećanjem elektromiografske aktivnosti, dok za medijalni dio istog mišića Huang i sur. (2011) pronalaze akutno povećanje mioelektrične aktivnosti tijekom maksimalnog vertikalnog skoka uslijed primjene PDF kod zdravih sudionika (n = 31) oba spola. Najbliže našem eksperimentu je istraživanje Martínez-Gramage i sur. (2016) koje je pokazalo da KT, primijenjen kod 18 zdravih ispitanika prema principu DPI, ima značajan prolongiran učinak (72 sata po intervenciji) u vidu kašnjenja u VAM lateralnog *m. gastrocnemius* tijekom hoda, što ide u prilog teoriji o KT kao metodi koja dovodi do promjene mišićne funkcije, u ovom slučaju promjeni u smjeru inhibiranja mišićne aktivnosti. S druge strane, naši rezultati u suprotnosti su sa rezultatima Fu i sur. (2008) koji su zaključili da

primjena KT na *m. rectus femoris* kod zdravih osoba nema utjecaja na promjenu mišićne aktivnosti mjerene elektromiografijom, što zaključuju i Lins i sur. (2013, 2016) nakon provedenog istraživanja sa 60 odnosno 36 zdravih sudionica, ukazujući da primjena KT na *m. rectus femoris, m. vastus lateralis* i *m. vastus medialis* ne mijenja živčano-mišićnu funkciju donjih udova, proširujući u drugoj publikaciji zaključak konstatacijom da primjena KT na navedene mišiće ne dovodi do značajnih promjena u živčano-mišićnoj izvedbi niti prolongirano. Zaključak na istom tragu donijeli su Briem i sur. (2011) na osnovu pronalaska izostanka značajnih razlika za prosječnu i za maksimalnu EMG aktivnost *m. fibularis longus* tijekom inverzijskih perturbacija za gležanj kod 30 zdravih sportaša, čime su osporili primjenu KT u funkciji primarne prevencije inverzijskog uganuća gležnja. Mogući razlog za izostanak efekta vidimo u činjenici da su spomenuti autori radi EMG metode procjene na Kinesio traci napravili otvore za elektrode, što je neminovno narušilo djelovanje materijala te je moguće da je ključan mehanizam za promjenu mišićne funkcije – efekt povratnog povlačenja (EPP) u potpunosti izostao. Kod istraživanja Fu i sur. (2008) velik nedostatak nalazimo u metodi kojom su postavljali Kinesio traku - počevši od trbuha mišića 10 cm distalno u odnosu na ASIS, što znači da je izostalo djelovanje na cjelokupan mišić, naročito na njegovo proksimalno hvatište, a poznato je (Kase i sur., 2013) da je pokrivanje hvatišta bitna karika cjelokupnog proprioceptivnog i neuromuskularnog djelovanja KT, stoga izvorna metoda sugerira princip postavljanja početka i kraja Kinesio trake nekoliko cm proksimalnije od PH i nekoliko cm distalnije u odnosu na DH. U protokolu postavljanja KT pazili smo i na taj aspekt, da zbog njega ne budu potencijalno osporeni rezultati, što imamo potrebu učiniti za još neke studije: uz spomenutu Fu i sur. (2008), Serrão i sur. (2016) napravili su identičnu pogrešku ne stavivši za PDF sidro na PH, već 10-ak cm distalnije na početak trbuha mišića. Njihov rezultat je da nisu pronašli značajne razlike za tri skupine s različitim KT aplikacijama (facilitacija, inhibicija i placebo) na elektromiografsku aktivnost mišića kvadricepsa i stražnje skupine bedrenih mišića zdravih ispitanika. Identičan način postavljanja KT primijenili su i Halski i sur. (2015) koji kao i Lins i sur. u radu objavljenom godinu kasnije nisu našli značajne promjene u EMG aktivnosti *m. rectus femoris, m. vastus lateralis* i *m. vastus medialis*. Naglašavamo da faktor nedovoljno preciznog postavljanja KT može biti sasvim dovoljan uzrok izostanka značajnih razlika. Najdrastičniji primjer postavljanja Kinesio trake izvan anatomskih okvira mišića koji smo pronašli da je publiciran u indeksiranom časopisu je rad Yoosefinejad i sur. (2017) koji su kod 20 zdravih ispitanika pokušali istražiti neposredne učinke facilitacijskog i inhibitornog KT na EMG aktivnost *m. gastrocnemius*. Vjerodostojnost njihovog nalaza da ove dvije tehnike nemaju nikakve značajne učinke prilično je sporna s obzirom da su i za PDF i za DPI tehniku KT

postavljali daleko od PH i DH mišića te je u oba slučaja otprilike 50% anatomske duljine mišića ostalo nepokriveno Kinesio trakom. Potencijalni problem nalazimo i u činjenici da su istraživači koristili 50% natega trake što je vrlo izgledno umjesto EPP moglo stvoriti efekt zadržavanja u mjestu (eng. *positional hold*) koji se nikad ne primjenjuje na mišiće (Kase i sur., 2013) jer ne pruža dekompresiju i mobilizaciju (nužne i za facilitaciju i za inhibiciju), već djeluje upravo suprotno. Da bi se otklonila takva potencijalna greška, Kase i sur. (2013) daju preporuku o nategu za inhibiciju 15-25%, a za facilitaciju 15-35%. Iz praktičnog ugla Kiseljak (2015) navodi da se o primjerenom postotku natega načelno može razmišljati na način da bi na postavljenoj Kinesio traci količina preostalog elasticiteta trebala odgovarati ekstenzibilnosti tkiva koje se tretira.

Postintervencijski su u svim skupinama u kojima je primijenjena intervencija nastupile određene promjene u RAM kao posljedica značajnog povećanja normaliziranog vremena aktivacije kod oba mišića ES. U eksperimentalnim skupinama i u kontrolnoj skupini GI te promjene su bile u potpunosti pozitivne, gdje su agonisti (ST) sa inicijalno posljednjeg (skupine FK i DPI), odnosno drugog (skupine PDF i GI) mjesta u RAM, po intervenciji došli na željeno mjesto primarnih pokretača. Navedena promjena nastupila je akutno, te se u svim ovim skupinama zadržala i prolongirano. Interesantno je da je pozitivan pomak RAM, premda ne potpun kao u ranije navedenim skupinama, zabilježen i za skupinu PKT gdje su agonisti (ST) nakon intervencije od inicijalno posljednjeg zauzeli drugo mjesto u RAM, te se taj povoljniji (premda ne i u potpunosti pravilan budući da agonisti nisu na prvom mjestu) obrazac i prolongirano održao. Kod kontrolne skupine BI prosječno se ESI predaktivirao u odnosu na ST i ESK (ESI-ST-ESK) u sve tri točke mjerenja, stoga nije zabilježena promjena RAM kroz vrijeme. Zaključujemo da PKT, za razliku od „prave“ kontrolne metode BI, pokazuje tendenciju pozitivnog utjecaja na MMK, premda manje u odnosu na primjenu standardne procedure (GI) i tri eksperimentalne tehnike KT kod kojih je uz prisutnost tendencije boljih rezultata MMK, za razliku od kontrolnih procedura zabilježena i statistička značajnost promjena MMK. Poznato je da placebo može potaknuti motoričku izvedbu (Benedetti, Mayberg, Wager, Stohler i Zubieta, 2005), a u ovom slučaju djelovanje PKT tumačimo prema Konishi (2013) te Sugawara, Shimose, Tadano, Ushigome i Muro (2013) koji sugeriraju da se modulacija mišićne aktivacije u površinskim i dubljim regijama može izazvati taktilnom stimulacijom. Taktilna stimulacija je izostala jedino u skupini BI. Takvo nepostojanje akutnih i prolongiranih učinaka u skladu je sa istraživačkom pretpostavkom za „BI“.

Naš nalaz inicijalnih mjerenja, gdje smo usporedbom aritmetičkih sredina NVAMESI i NVAMESK svih ispitanika utvrdili da je prosječni redoslijed aktivacije mišića (PRAM) bio ESI-ST-ESK, u potpunosti se poklapa sa rezultatom do kojeg su ispitivanjem 15 zdravih muškaraca prosječne dobi 25 godina došli Vogt i Banzer (1997), a temeljem kojeg su zaključili da kod PHE postoji stabilan motorički obrazac. Potvrda postojanja takvog dosljednog (normalnog odnosno optimalnog) redoslijeda aktivacije mišića kao motoričkog obrasca MMK u pozadini obrasca pokreta (PHE) važan nam je kao ishodište za uspoređivanje sa rezultatima nakon intervencije. Također, naš nalaz komplementaran je rezultatima presječnog istraživanja Lehman i sur. (2004) koji su kao najzastupljeniji obrazac MMK pri PHE 14 zdravih ispitanika oba spola prosječne dobi 26 godina naveli ESK-BF-ESI. Sukladnost u rezultatima pronalazimo u činjenici da „normalan" obrazac PHE uključuje inicijalnu aktivaciju mišića sinergista – ekstenzora trupa, koje prethodi aktivaciji agonista tog pokreta – ekstenzora kuka. Razlika u rezultatima navedenog istraživanja s jedne strane te s druge strane onog Vogt i Banzer (1997) i našeg je, osim odabira reprezentanta stražnje skupine bedrenih mišića (referirajući se na izvještaj Schuermans, Van Tiggelen, Danneels i Witvrouw (2014) da ST ima najveću mišićnu aktivnost i da je angažiran više od BF i *m. semimembranosus* u vježbama snage i u kretanju, smatramo da je ST bolji izbor od BF), i različito mjesto ESI i ESK u RAM. O tom pitanju „normalnog" ili „optimalnog" motoričkog obrasca pri PHE diskutiralo je više autora čiji su glavni nalazi kao i metodologija prikazani u Tablici 30.

Tablica 30. Pregled EMG istraživanja o RAM i VAM pri aktivnom PHE testu

AUTORI I GODINA	**ISPITANICI (N, SPOL, DOB)**	**BROJ POKUŠAJA *PHE* KOJI JE ANALIZIRAN**	**MIŠIĆI KOJI SU TESTIRANI**	**REZULTATI *RAM***	**KRITERIJ ZA ODREĐIVANJE *VAM***	**REZULTATI *VAM***
Pierce i Lee, 1990	N=20 M i Ž Raspon 21 – 35 godina	30 UPHE (3 seta po 10 ponavljanja) Između svakog seta odmor u trajanju 1 min	ESI ESK BF GM	Zabilježeno je 13 vrsta RAM Najčešći RAM bio je 231, međutim on se manifestirao samo u 8,2% svih analiziranih pokušaja (43/523)	Prvo dosljedno povećanje elektromiografske aktivnosti u odnosu na baznu tišinu mioelektričnih signala bilo je vizualno određeno promatranjem ispravljenog signala	BF = -0,132 ± 0,036 s GM = -0,100 ± 0,134 s ESI = -0,085 ± 0,183 s ESK = -0,074 ± 0,197 s Jedino je BF bio dosljedno aktiviran prije pokreta testirane noge Velike standardne devijacije za ostala tri mišića sugeriraju varijabilnost VAM

AUTORI I GODINA	**ISPITANICI (N, SPOL, DOB)**	**BROJ POKUŠAJA *PHE* KOJI JE ANALIZIRAN**	**MIŠIĆI KOJI SU TESTIRANI**	**REZULTATI *RAM***	**KRITERIJ ZA ODREĐIVANJE *VAM***	**REZULTATI *VAM***
Bullock-Saxton, Janda i Bullock, 1994	N=31 M (11 zdravih i 20* ozlijeđenih (distorzija gležnja) Raspon 18 – 35 godina	6 BPHE Između svakog ponavljanja odmor u trajanju 30 s	ESI ESK BF GM	U kontrolnoj skupini (zdravi ispitanici) motorički uzorci bili su konzistentni pri PHE obje noge, a RAM za sve promatrane mišiće bio je gotovo istovremen (najčešći RAM 132) uz najčešće iniciranje pokreta aktivacijom stražnje skupine bedrenih mišića U svim pokušajima GM je bio posljednji aktivirani mišić Za skupinu ozlijeđenih, obrasci aktivacije bili su vrlo različiti od onih u kontrolnoj skupini, varijabilni i unutar i između sudionika	5% maksimalne amplitude (računalni program locirao je maksimalnu amplitudu EMG signala i zatim identificirao početak mišićne aktivacije kao 5% maksimalne amplitude)	Gotovo simultano VAM za sva 4 mišića
Vogt i Banzer, 1997	N=15 M Raspon 23-27 godina (prosječna dob: 25,3)	12 UPHE (podaci 8 ponavljanja po ispitaniku obrađeni su i analizirani) Između svakog ponavljanja odmor u trajanju 1 min	ESI ESK ST GM TFL	Redoslijed ESI-ST-ESK-TFL-GM (213) artikulira karakterističan PHE obrazac	Kada ispravljeni EMG premaši 10% ispravljene vršne amplitude EMG-a za taj mišić tijekom izvođenja PHE	Nisu pronađene značajne razlike u VAM između ESI i ESK te ST, što sugerira njihovu gotovo istodobnu aktivaciju GM se aktivirao značajno kasnije u odnosu na ESI, ESK i ST
Lehman i sur., 2004	N=14 (10 M prosječna dob: 27,1 i 4 Ž prosječna dob: 25)	5 UPHE	ESI ESK BF GM LATK	Evidentirano je 6 različitih vrsta dominantnih RAM kod ispitanika, uz najčešći ESK-BF-ESI-GM (312) Uzimajući u obzir sve RAM za sve pokušaje svih sudionika, prosječni RAM je BF-ESK-ESI-GM (132) Pronađena je konzistentna sekvenca GM kao posljednja u RAM, no za BF i ESK/ESI to nije slučaj	Kada ispravljeni EMG premaši 10% ispravljene vršne amplitude EMG-a za taj mišić tijekom izvođenja PHE	Prosječno VAM je određeno prema BF = 0 ms kao relativnoj polaznoj točki, ESK se aktivirao 5,01 ms, ESI 33,14 ms, a GM 346,8 ms nakon BF

AUTORI I GODINA	**ISPITANICI (N, SPOL, DOB)**	**BROJ POKUŠAJA *PHE* KOJI JE ANALIZIRAN**	**MIŠIĆI KOJI SU TESTIRANI**	**REZULTATI *RAM***	**KRITERIJ ZA ODREĐIVANJE *VAM***	**REZULTATI *VAM***
Bruno i Bagust, 2006	N=30 (20 M prosječna dob: 26,2 i 10 Ž prosječna dob: 24,3)	10 UPHE (2 seta po 5 ponavljanja)	ESI ESK HAM (koji točno mišići n/a) GM	Obrazac izvorno postavljen kao „normalan“ (GM-HAM-ESK-ESI) zabilježen je samo u jednom od ukupno 300 ponavljanja PHE Kod 6 najčešćih RAM posljednja sekvenca uključivala je GM (kao posljednji aktiviran mišić bio je prisutan u 81,3% slučajeva); navedeni rezultat čini upitnom teoriju o povezanosti kašnjenja aktivacije ovog mišića i LBP Nije pronađen jasan motorički obrazac za ostale mišiće (HAM, ESK, ESI)	VAM je identificirano korištenjem matematičkog algoritma koji je izračunao podatkovnu točku u kojoj je signal odstupio za više od tri standardne devijacije za najmanje 25 ms iznad srednje razine bazne aktivnosti Računalno identificirana VAM potvrđena su vizualnim pregledom	n/a
Lehman, 2006	N=1(*) Studija slučaja: 27-godišnja atletičarka s distorzijom gležnja	5 UPHE	ESI ESK BF GM	RAM prije ozljede: BF-ESK-ESI-GM (132); 2 tjedna nakon ozljede: ESK-BF-ESI-GM (312); 8 tjedana nakon ozljede: ESK-ESI-BF-GM (321)	Kada ispravljeni EMG premaši 10% ispravljene vršne amplitude EMG-a za taj mišić tijekom izvođenja PHE	Prosječno VAM je određeno prema BF =0 ms kao relativnoj polaznoj točki, te je raspon VAM između prvog aktiviranog mišića (BF) i posljednjeg aktiviranog mišića (GM) iznosio 306,2 ms prije ozljede, a 462,2 ms 2 tjedna nakon ozljede
Bruno i Bagust, 2007	N=51 (spol n/a) 31 zdravih (prosječna dob: 27,5) i 20* ozlijeđenih (unilateralni LBP, prosječna dob: 35,7)	10 UPHE (2 seta po 5 ponavljanja) UPHE (BPHE*)	ESI ESK HAM (koji točno mišići n/a) GM	Zdravi: HAM-ESK-ESI-GM (132) Ispitanici sa LBP: HAM-ESI-ESK-GM (123) Dok GM ima predominantnu ulogu među sekvencama kao posljednji mišić koji se aktivira, relativni RAM ostalih mišića vrlo je varijabilan	VAM je određeno kroz matematički algoritam koji je izračunao podatkovnu točku u kojoj je signal odstupio za više od tri standardne devijacije, najmanje 25 ms iznad srednje razine bazne aktivnosti Računalno identificirana VAM potvrđena vizualnim pregledom	HAM, ESK i ESI su imali prosječno VAM prije početka pokreta testirane noge, dok je GM imao srednju vrijednost VAM nakon početka pokreta noge GM se aktivirao značajno kasnije u odnosu na ostale mišiće

AUTORI I GODINA	**ISPITANICI (N, SPOL, DOB)**	**BROJ POKUŠAJA *PHE* KOJI JE ANALIZIRAN**	**MIŠIĆI KOJI SU TESTIRANI**	**REZULTATI *RAM***	**KRITERIJ ZA ODREĐIVANJE *VAM***	**REZULTATI *VAM***
Bruno i sur., 2008	N=27 (spol n/a) (prosječna dob: 25,5)	4 BPHE	ESI ESK HAM (koji točno mišići n/a) GM	Od 24 mogućih RAM, 6 je bilo najčešćih Iako postoje neke razlike u relativnim postotcima i rangovima ovih 6 RAM, nijedan se nije pokazao predominantnim Nije pronađen jasan „normalni“ RAM HAM, ESK, i ESI aktivirali su se gotovo simultano nasumice, uz GM uvijek u posljednjoj sekvenci sa značajnim kašnjenjem	VAM je identificirano korištenjem matematičkog algoritma koji je izračunao podatkovnu točku u kojoj je signal odstupio za više od tri standardne devijacije za najmanje 25 ms iznad srednje razine bazne aktivnosti Računalno identificirana VAM potvrđena su vizualnim pregledom	HAM, ESK i ESI pokazali su dosljednost u aktiviranju prije pokreta testirane noge GM se aktivirao značajno kasnije u odnosu na ostale mišiće
Lewis i Sahrmann, 2009	N=11 Ž (prosječna dob: 27,7)	4 UPHE Između svakog ponavljanja pauza u trajanju 2 s	MH (ST i SM) LH (BF) GM	MH-LH-GM sudionici su koristili konzistentni i razlučivi RAM medijalnih mišića stražnje strane natkoljenice, praćeno lateralnim mišićima stražnje strane natkoljenice, zatim GM neposredno prije početka pokreta	Vrijeme u kojem je EMG aktivnost mišića premašila njegovu srednju vrijednost u mirovanju za tri standardne devijacije i održavala tu aktivnost najmanje 75 ms	MH = -195,5 ± 74,9 ms LH = -100,2 ± 70,3 ms GM = -11,5 ± 81,9 ms VAM MH bilo je značajno ranije u odnosu na LH i GM Između GM i LH pronađena je razlika blizu statističke značajnosti (p = 0,057)
Sakamoto i sur., 2009	N=31; 16 M i 15 Ž (prosječna dob: 24,5)	3 BPHE Između svakog od po 3 ponavljanja pauza u trajanju 2 min	ESI ESK ST GM	RAM je bio: ST-ESK-ESI-GM (132)	Kada vrijednost premaši dvije standardne devijacije iznad srednje razine bazne aktivnosti tijekom razdoblja od 50 ms	ST = -473,5 ± 257,6 ms ESK = -393,4 ± 291 ms ESI = -362,8 ± 278,8 ms GM = -22 ± 374,7 ms Tijekom PHE pokret je u 68% slučajeva inicirao ST, sa značajnim razlikama u VAM u odnosu na ostale mišiće

AUTORI I GODINA	**ISPITANICI (N, SPOL, DOB)**	**BROJ POKUŠAJA *PHE* KOJI JE ANALIZIRAN**	**MIŠIĆI KOJI SU TESTIRANI**	**REZULTATI *RAM***	**KRITERIJ ZA ODREĐIVANJE *VAM***	**REZULTATI *VAM***
Takasaki i sur., 2009	N=20 M (prosječna dob: 22)	5 UPHE	ESI ESK ST GM	Nije pronađen konzistentan RAM	Kada vrijednost premaši dvije standardne devijacije iznad srednje razine bazne aktivnosti tijekom razdoblja od 50 ms	Prosječno VAM je određeno prema ST = 0 ms kao relativnoj polaznoj točki, ESK se aktivirao 17,7 ± 35,7 ms prije ST, ESI 0,1 ± 39,6 ms prije ST, a GM 263,3 ± 99,5 ms nakon ST GM se aktivirao značajno kasnije u odnosu na ST, dok u VAM ostalih mišića nisu zabilježene statistički značajne razlike
Guimarães i sur., 2010	N=46 (27 zdravih i 19* sa LBP) M i Ž (N n/a) (prosječna dob: 24,8)	3 UPHE Između svakog od po 3 ponavljanja pauza u trajanju 2 min	ESI ESK ST GM	Za skupinu zdravih ispitanika RAM je bio: ST-ESI-ESK-GM (123) Za LBP skupinu, RAM je bio: ST-ESK-ESI-GM (132)	Kada vrijednost premaši dvije standardne devijacije iznad srednje razine bazne aktivnosti tijekom razdoblja od 50 ms	ST je imao značajno ranije VAM u odnosu na ESK i GM GM je imao značajno kasnije VAM u odnosu na sve promatrane mišiće
Tateuchi i sur., 2012	N=16 10 M i 6 Ž (prosječna dob: 24,3)	5 UPHE	ESI ESK MFI MFK ST GM RF TFL	Nije pronađen konzistentan RAM	Kada ispravljeni EMG premaši 5% ispravljene vršne amplitude EMG-a za taj mišić tijekom izvođenja PHE	VAM svih mišića s izuzetkom GM je bilo prije početka pokreta GM se aktivirao značajno kasnije u odnosu na ostale mišiće MFI se aktivirao značajno ranije u odnosu na ESK
Emami, Arab i Ghamkhar, 2014	N=20 M (10 zdravih nogometaša (prosječna dob: 22,45) i 10* sa ozljedom mišića stražnje bedrene skupine (prosječna dob: 22,6))	3 UPHE	ESI ESK BF ST/SM (n/a) GM	Za skupinu zdravih ispitanika RAM je bio: BF-ST/SM-ESK-ESI-GM (132) Za simptomatsku skupinu, RAM je bio: ST/SM-BF-ESK-ESI-GM (132)	Prema maksimalnoj voljnoj konrakciji (MVC) mišića	n/m

AUTORI I GODINA	**ISPITANICI (N, SPOL, DOB)**	**BROJ POKUŠAJA *PHE* KOJI JE ANALIZIRAN**	**MIŠIĆI KOJI SU TESTIRANI**	**REZULTATI *RAM***	**KRITERIJ ZA ODREĐIVANJE *VAM***	**REZULTATI *VAM***
Kalantari i sur., 2014	N=30* (12 M i 8 Ž) sa LBP Raspon 20 – 40 godina, prosječna dob: 30,9	10 UPHE Između svakog ponavljanja pauza u trajanju 30 s	ESI ESK ST/SM (n/a) GM	RAM je bio: ESK-ESI-ST/SM-GM (321)	Prema maksimalnoj voljnoj konrakciji (MVC) mišića	n/m
Suehiro i sur., 2015	N=40 (20 zdravih 14 M i 6 Ž i 20* sa LBP 13 M i 7 Ž) prosječna dob: 24,5	3 UPHE Između svakog ponavljanja pauza u trajanju 1 min	ESI ESK MFI MFK ST GM	RAM je bio: MFI-ST-MFK-ESK-ESI-GM (132)	Kada vrijednost premaši dvije standardne devijacije iznad srednje razine bazne aktivnosti tijekom razdoblja od 50 ms	GM se aktivirao značajno kasnije u odnosu na MFI, MFK, ESI i ESK MFI se aktivirao značajno ranije u odnosu na ESI
Horment-Lara i sur., 2016	N=12* (4 M i 8 Ž) LBP pacijenti prosječna dob: 44,5 M i 51,1 Ž	6 UPHE	ESI ESK ST GM	RAM je bio: ST-ESK-ESI-GM (132)	Kada vrijednost premaši dvije standardne devijacije iznad srednje razine bazne aktivnosti	ESI = -9 ± 360 ms ESK = -230 ± 960 ms ST = -282 ± 110 ms GM = -395 ± 570 ms
Schuermans, Van Tiggelen i Witvrouw, 2017	N=60(*) nogometaša	3 BPHE	ESK BF MHAM GM	Kod zdravih ispitanika najčešći RAM je bio: HAM-ESK-GM (12) Kod ozlijeđenih najčešći RAM je bio: HAM-ESK-ESI-GM (21)	Kada vrijednost premaši tri standardne devijacije iznad srednje razine bazne aktivnosti tijekom razdoblja od 0,1 s	n/a

*LEGENDA: * - simptomatski sudionici, LBP - low back pain; M - muškarci, Ž - žene; UPHE - unilateralno proveden test, BPHE - bilateralno proveden test; ESI - m.erector spinae ipsilateralno, ESK - m.erector spinae kontralateralno, BF - m.biceps femoris, ST - m.semitendinosus, SM - m.semimembranosus, HAM - hamstrings (mišići stražnje strane natkoljenice), MH - hamstrings medijalno; LH - hamstrings lateralno; GM - m.gluteus maximus, LATK - m.latissimus dorsi kontralateralno; MFI - mm.multifidi ipsilateralno; MFK - mm.multifidi kontralateralno; RF m.rectus femoris; TFL - m.tensor fasciae latae; RAM - redoslijed aktiviranja mišića; 123 - ST-ESI-ESK, 132 - ST-ESK-ESI, 213 - ESI-ST-ESK, 231 - ESI-ESK-ST, 312 - ESK-ST-ESI, 321 - ESK-ESI-ST; VAM - vrijeme aktiviranja mišića; n/m - nije mjereno; n/a - nije poznato*

Temeljem pregleda dosadašnjih istraživanja motoričkih obrazaca pri PHE, premda pojedine studije (Bullock-Saxton i sur., 1994; Guimarães i sur., 2010; Vogt i Banzer, 1997) zaključuju da postoji normalan motorički obrazac, vidljivo je da veći broj istraživanja (Bruno i Bagust, 2006; Bruno i sur., 2008; Lehman i sur., 2004; Pierce i Lee, 1990; Sakamoto i sur., 2009; Takasaki i sur., 2009; Tateuchi i sur., 2012) donosi rezultate koji sugeriraju da ne postoje jasni pokazatelji o konzistentnim obrascima mišićne aktivacije. Također, Bullock-Saxton i sur., 1994

(ST-ESK-ESI), Guimarães i sur., 2010 (ST-ESI-ESK) i Vogt i Banzer, 1997 (ESI-ST-ESK) donose sasvim različite zaključke o konzistentnom optimalnom (normalnom) motoričkom obrascu PHE. Sveukupno najčešći nalaz (Bruno i Bagust, 2007; Emami i sur., 2014; Guimarães i sur., 2010; Lehman, 2006; Sakamoto i sur., 2009; Schuermans, Van Tiggelen i Witvrouw, 2017) primarne motoričke aktivacije u obrascu pokreta PHE je da je to stražnja skupina bedrenih mišića. Navedeno je u potpunosti u skladu s teorijama iz područja funkcijske anatomije, biomehanike i kliničke kineziologije (Houglum i Bertoti, 2012; Lippert, 2011; Oatis, 2009) te je stoga naš cilj intervencije (odnosno različitih tehnika intervencije) bio na indirektan način, moduliranjem aktivnosti anteriorne muskulature trupa, zdjelice i kuka, dovesti do MMK u kojoj ekstenziju kuka u pokretu otvorenog kinetičkog lanca (PHE) iniciraju ekstenzori kuka, a ne ekstenzori trupa. Premda je PHE pokret otvorenog kinetičkog lanca, izvorno (Janda, 1983) je zamišljen kao prediktor funkcionalnih aktivnosti zatvorenog kinetičkog lanca. Prema Bruno i sur. (2008) PHE pruža smjernicu za analizu uloge pripadajućih mišića u stabilizaciji lumbalne kralježnice tijekom čovjekovih svakodnevnih aktivnosti, među kojima se ističe hod. Budući da hod bilateralno kombinira pokrete otvorenog i zatvorenog kinetičkog lanca donjih ekstremiteta uz izmjenu uloga mobilnosti i stabilnosti, sa (hiper)ekstenzijom kuka i preko 10° opsega pokreta u fazi završnog upora, kinematičke i neuromuskularne podudarnosti sa PHE testom su evidentne.

Smatramo da, bez obzira na određene kontradikcije po pitanju „normalnog“ ili „optimalnog“ motoričkog obrasca pri PHE, u našem istraživanju jasno možemo istaknuti da je u odnosu na kvantitativne parametre motoričkih obrazaca kod inicijalnih mjerenja, uslijed terapijskih intervencija došlo do značajnih promjena u naredne dvije vremenske točke. Ovdje nalazimo razliku u odnosu na Takasaki i sur. (2009) koji su kod 20 asimptomatskih ispitanika istraživali utjecaj intervencije koja je uključivala primjenu manualnog pritiska na zdjelicu, na VAM koje je, kao i kod nas, bilo normalizirano u odnosu na početak aktivnosti *m. semitendinosus*. Navedeni istraživači nisu utvrdili značajne postintervencijske promjene VAM ni za ESI, niti za ESK. Kalantari i sur. (2014) navode mišiće trupa – *m. transversus abdominis* i *mm. multifidi* kao ključne za segmentalnu stabilizaciju, uz konstataciju da *m. erector spinae* ima mobilizacijsku ulogu, kao agonist za ekstenziju trupa te kao sinergist za ekstenziju natkoljenice u kuku.

Za varijablu VR razlike između skupina, razlike između točaka mjerenja te njihova interakcija nisu bile statistički značajne. Stoga nijedna od tri glavne hipoteze istraživanja nije potvrđena. Prema faktoru vremena, osim što nije pronađena nijedna statistički značajna razlika,

nema ni nekog vidljivog trenda. Navedeno tumačimo kao pokazatelj motoričke varijabilnosti normalnog pokreta koju Latash, Scholz i Schöner (2002) opisuju u kontekstu teorije motoričke redundancije sustava s više elemenata i konstantnom vrijednosti varijable; tako u pozadini obrasca pokreta (u ovom slučaju PHE) kojem okvir daje upravo VR, mogu postojati različiti motorički obrasci koji se ogledaju kroz različit RAM, a na temelju različitih VAM, gdje su i RAM i VAM podložni promjenama uslijed intervencije (odnosno različitih tehnika intervencije u ovom slučaju). Zaključujemo da varijabilnost postoji za pokret PHE gdje se obrazac pokreta može izvesti kroz 6 različitih RAM koji su podložni utjecaju intervencije, međutim, bez obzira na promjene RAM (naravno i VAM), vremenski raspon od aktivacije prvog do posljednjeg mišića ne pokazuje značajnost razlika za nijednu varijablu. MMK koja se odvija u okvirima VR pokazala je varijabilnost u VAM i RAM uslijed različitih intervencija, međutim VR kao okvir zadržao je konstantu s prosječnim vrijednostima 0,397 s u prvoj točki mjerenja, 0,396 s u drugoj i 0,385 s u trećoj, djelujući kao vrlo stabilna varijabla, kod koje nema statistički značajne razlike ni za faktor skupine ni za faktor vremena, kao niti za interakciju ta dva faktora. Naši rezultati za prosječni VR između aktivacije prvog i posljednjeg mišića poklapaju se sa rezultatima Lehman i sur. (2004) koji su u transverzalnom istraživanju o aktiviranju ekstenzorne muskulature kuka i trupa kod 10 zdravih ispitanika za varijablu VR dobili prosječnu vrijednost 0,37 s. Ranije su Bullock-Saxton i sur. (1994) proveli slično transverzalno istraživanje, no uz kontrolnu skupinu zdravih ispitanika (n = 11), analizirali su MMK pri PHE i kod 20 ispitanika sa distorzijom gležnja. Rezultat prosječnog VR za kontrolnu skupinu asimptomatskih ispitanika bio je 0,306 s, dok je u eksperimentalnoj skupini simptomatskih sudionika sa 0,527 on bio značajno veći ($p < 0.001$) te ga autori sugeriraju kao indikator odstupanja od normalnog motoričkog obrasca.

Sekundarni rezultati ovog istraživanja vezani su za posturalni status zdjelice i opsege pokreta kuka u sagitalnoj ravnini u otvorenom kinetičkom lancu, a interpretirali smo ih kroz varijable KNZ, OPEI i OPFK.

Uz izuzetak tehnike PDF, sve intervencije primijenjene na anteriorni dio kuka i zdjelice u drugoj vremenskoj točki dovele su do povećanja KNZ. U skupinama DPI i FK navedeno povećanje je najveće te u skladu s istraživačkim pretpostavkama. U eksperimentalnoj skupini FK nakon intervencije došlo je do značajnog povećanja KNZ (s inicijalnih 19,8° na 23,2°), a ta nova postura zadržana je i nakon 2 dana (23,1°). Ovakav rezultat ima smisla, budući da tehnika FK ima učinak na funkcionalni obrazac pokreta, a ne na tkiva, stoga ovdje, kao što Kase i sur. (2013) tumače, svojim elasticitetom stvara efekt opruge kojim koncentrično asistira pokretu

inklinacije istovremeno ekscentrično limitirajući pokret reklinacije s obzirom na to da Kinesio traka prelazi tri četvrtine svojeg maksimalnog natega (75+%) te stvara proprioceptivni stimulus koji djeluje principom prednaprezanja istovremeno potičući smanjenje prednjeg kuta zdjelice kojeg mehanoreceptori akceptiraju kao normalan položaj zgloba.

Drugu najveću promjenu zabilježili smo u skupini DPI gdje je KNZ akutno povećan za gotovo 2°. Navedeni rezultat poklapa se s teorijskim postavkama KT (Kase i sur., 2013) gdje DPI način postavljanja producira EPP u smjeru asistiranja inklinaciji zdjelice. Nalaz možemo povezati s tvrdnjom Aktas i Baltaci (2011) da Kinesio traka primijenjena s adekvatnim nategom u smjeru mišićnih vlakana potiče pokret za koji su ti mišići zaduženi. Objašnjenje povećanja KNZ kod DPI leži u činjenici da EPP vuče miofasciju prema *punctum fixum* – sidru te time potiče kretanje zdjelice u smjeru inklinacije. Međutim, nakon 48 h otprilike tri četvrtine tog povećanja KNZ bilo je anulirano. Razlog tome mogao bi biti, kao što Fu i sur. (2008) iznose, taktilni stimulus generiran Kinesio trakom koji nije dovoljno jak da modulira mišićnu aktivnost zdravih osoba. Moguće je da neuromuskularne promjene imaju akutnu i prolongiranu dimenziju, dok posturalne i kinematičke prolongirano gube svoje djelovanje, odnosno bivaju nadvladane od ranijeg, izvornog posturalnog i biomehaničkog stereotipa osobe. Ovdje se kao izuzetak ističe tehnika FK kod koje su primijenjeni veći nateg i posljedično intenzivniji pozicijski stimulus koji za razliku od mišićnih tehnika ne djeluje putem tkiva, već utječe prvenstveno na promjenu zglobne mehanike, posture i segmentalne posturalne prilagodbe. Temeljem značajnosti rezultata postintervencijske procjene posture glave i vrata 20 zdravih ispitanika oba spola, Shih i sur. (2017) donose zaključak da je KT učinkovita metoda za ispravljanje posture, uslijed pružanja kontinuirane vanjske sile za olakšanje aktivacije mišića. Taj facilitacijski učinak u spomenutoj studiji pokazao je isključivo akutni karakter (pri *follow-up* mjerenjima nisu pronađene značajne razlike), kao i naši rezultati za varijablu KNZ gdje konstatiramo da DPI ima akutno djelovanje u očekivanom smjeru, no ne i prolongirano.

Treća najveća promjena dogodila se u skupini PDF gdje je KNZ akutno smanjen za gotovo 1°, a prolongirano za još dodatni 1°, ukupno nešto više od 2° smanjenja. Takav rezultat je logičan i možemo ga interpretirati time da PDF način postavljanja producira EPP u smjeru suprotstavljanja inklinaciji zdjelice. EPP mehanizam prisutan kod mišićne tehnike DPI, na isti način, ali sa suprotnim usmjerenjem, javlja se i kod tehnike PDF gdje dolazi do akutnog, ali i prolongiranog kretanja zdjelice u smjeru reklinacije. PDF skupina ujedno jedina iskazuje isti trend promjene POST48h, dok ostale eksperimentalne i kontrolna GI skupina nakon akutnih

povećanja KNZ, prolongirano iskazuju njegovo smanjenje (DPI i GI), odnosno zadržavanje statusa druge točke mjerenja (FK). Postintervencijski, KNZ kod skupine FK je veći u odnosu na KNZ kod ostalih skupina, a u odnosu na skupine PDF, PKT i DPI ta je razlika i statistički značajna. Gravitacijsko istezanje pokazalo se manje učinkovitim od naših pretpostavki, nakon 48 sati dovelo je do smanjenja KNZ za otprilike 1°, no akutno ne samo da nije generiralo smanjenje, nego čak i blago povećanje KNZ. Zaključujemo da gravitacijsko istezanje nije učinkovita metoda intervencije za promjenu ovakve kompleksne zglobne mehanike. Kod kontrolnih skupina BI i PKT između pojedinih vremenskih točaka nismo zabilježili promjene veće od 0,5°, što je u skladu s očekivanjima.

Efekt točke mjerenja za varijablu OPEI je značajan. To znači da se, ukupno uzevši, dogodila promjena između tri točke mjerenja. Iz međusobne usporedbe svaka-sa-svakom proizlazi da se PRE razlikuje od POST60min i od POST48h. Ali POST60min i POST48h se međusobno ne razlikuju. Takav rezultat ima smisla, a interpretiramo ga na sljedeći način: nakon intervencije se dogodila neka promjena, ali zatim se nije nešto dodatno promijenilo nakon 2 dana (međutim, nije se vratilo na staro stanje - PRE). Najprezentnija takva promjena dogodila se u skupini GI, za koju postoje značajne razlike u OPEI prije i poslije gravitacijskog istezanja, ali nema značajne razlike između OPEI neposredno poslije i OPEI 48 h po intervenciji, premda su vrijednosti POST48h u prosjeku veće od inicijalnih.

Interakcija između točke mjerenja i skupine je značajna, što znači da su se različite skupine statistički značajno drugačije ponašale kroz vrijeme. Time su od tri glavne hipoteze istraživanja za varijablu OPEI potvrđene H2 i H3. Rezultati MTT su pokazali da je u eksperimentalnim skupinama FK i DPI nakon intervencije došlo do značajnih promjena OPEI, no sa suprotnim učincima – FK intervencija je akutno dovela do značajnog smanjenja, a DPI intervencija do značajnog povećanja OPEI. S obzirom da nismo pronašli nijedan rad koji je analizirao utjecaj KT na fleksibilnost i mobilnost područja natkoljenice i kuka, tumačenje za ovaj učinak DPI nalazimo u navodu Lemos i sur. (2014) da KT dovodi do povećanja fleksibilnosti lumbalne regije zahvaljujući mobilizaciji miofascije.

Još veći akutni rast OPEI, također statistički značajan, zabilježili smo kod kontrolne skupine GI, gdje je došlo do očekivanog ishoda – akutno je, na tragu rezultata Bolčević i sur. (2018), došlo do značajnog akutnog povećanja OPEI (6,2° u prosjeku, što je u skladu sa također statistički značajnim rezultatom 6,5° koji su kod 24 sudionice zabilježili Curry, Chengkalath, Crouch, Romance i Manns (2009) metodom statičkog istezanja u trajanju 10 minuta sa 3 x 12

s uz 12 s pauze unutar svake minute), prešavši opseg od 21°, no prolongirano (nakon 48 sati) se OPEI opet značajno promijenio, međutim sada u negativnom smjeru, vrativši se na približno prvotnu razinu s prosječnom vrijednosti koja se ne razlikuje značajno od predintervencijske. Inicijalne vrijednosti OP kuka u našem istraživanju usporedive su sa rezultatima do kojih su u svojim transverzalnim istraživanjima došli Ferber i sur. (2010): 10,6° ± 9,6°, Harvey (1998): 11,9° ± 5,5° i Kiseljak i sur. (2017): 10° ± 10°, koji su koristili slično pozicioniranje ispitanika, no uz drugačiju stabilizaciju netestirane noge, gdje ispitanik pasivno drži natkoljenicu u maksimalno flektiranom položaju (Ferber i sur., 2010; Harvey, 1998), odnosno sa fleksijom 120° uz pasivno zadržavanje netestirane noge pomoću imobilizacijske trake koju su ispitanici pridržavali rukama (Kiseljak i sur., 2017). U ovom istraživanju flektirani položaj natkoljenice u kuku standardiziran je na 120° što osigurava ravna leđa bez lordoze, ali i bez kifoze koja se događa iznad 120° fleksije, te je položaj osiguran posebno kreiranom podesivom konstrukcijom kojom su istovremeno omogućene i stabilizacija i relaksacija netestirane noge, ali i zdjelice, trupa i ruku (za razliku od našeg (Kiseljak i sur., 2017) prethodnog eksperimenta). Kim i Ha (2015) ističu važnost stabilizacije za standardizaciju, kao jednog od uvjeta za precizno mjerenje, koje smanjuje pogreške mjerenja koje mogu dovesti do neadekvatne evaluacije korištenjem MTT.

Trend skupine FK jedini je postintervencijski bio negativno usmjeren (sve ostale intervencije akutno su povećale OPEI, što možemo tumačiti na temelju teorije Sugawara i sur. (2013) o taktilnom stimulusu pri nategu manjem od 50%), stoga ne čudi da smo jedinu statistički značajnu razliku između skupina pronašli u drugoj točki mjerenja između FK i GI, premda u cjelini H1 o značajnosti glavnog efekta skupine nije potvrđena.

Rezultate tumačimo na temelju teorijskih principa Kase i sur. (2013) o mehanizmu FK tijekom ekstenzije natkoljenice u kuku, gdje uslijed specifičnog postupka postavljanja te velikog natega (75+%) Kinesio trake, nastaje povećana napetost kože koja pruža stimulus koji stvara percepciju dosezanja kraja OP i prije krajnjeg fiziološkog OP položaja zgloba. Takva proprioceptivna informacija integrira se kao novi normalan OP te se prema takvoj neuromuskularnoj podlozi i zglob repozicionira, što je promjena koja, pokazalo se u našim rezultatima, nakon akutne manifestacije ostaje čvrsto održana i nakon 48 sati. Kod tehnike DPI djelovanje se temelji na EPP mehanizmu. Posve različitim mehanizmima djelovanja, ove dvije tehnike, u okviru otvorenog kinetičkog lanca u kojem se MTT izvodi, pokazale su se učinkovitima: FK za cilj ima limitirati pokret (u ovom slučaju ekstenziju natkoljenice u kuku) i taj cilj je ostvaren, uz statističku značajnost; s druge strane DPI za cilj ima inhibirati mišićnu

funkciju (u ovom slučaju radi se o inhibiciji mišića fleksora kuka u otvorenom kinetičkom lancu) i taj cilj je također ostvaren, isto uz statističku značajnost. Rezultate GI povezujemo s rezultatima našeg prethodnog istraživanja (Bolčević i sur., 2018) i sličnih rezultata drugih autora (Curry i sur., 2009; Yildirim, Ozyurek, Tosun, Uzer i Gelecek, 2016). Statistički značajni prolongirani učinci zabilježeni su kod skupine PDF, gdje se dogodilo povećanje OPEI, koje je nastupilo i akutno postintervencijski, no bilo je blago i bez statističke značajnosti. Navedeni nalaz možemo protumačiti kao manifestaciju promjene u otvorenom kinetičkom lancu koja proizlazi iz promjene koja se kroz 48 sati odvijala u zatvorenom kinetičkom lancu gdje PDF djeluje kroz smanjenje KNZ (reklinacija zdjelice) i time doprinosi povećanju OPEI u otvorenom kinetičkom lancu, lancu gibanja koji nije funkcionalno toliko zastupljen u aktivnostima svakodnevnog života i posturalnoj adaptaciji kao zatvoreni kinetički lanac. Na sličan način kao kod skupine PDF, blago i bez statističke značajnosti, kod skupine DPI nastupilo je smanjenje OPEI u trećoj točki mjerenja, u odnosu na drugu, međutim još uvijek je taj OP zadržan većim u odnosu na inicijalno stanje. U skupini FK prolongirano je zabilježeno zadržavanje gotovo identičnog OP postignutog akutno postintervencijski, što se u potpunosti poklapa sa stagnacijskim trendom između druge i točke mjerenja koji smo kod iste skupine zabilježili za varijablu KNZ.

Kod varijable OPFK imamo situaciju da su općenito razlike između tri točke mjerenja neznačajne, te razlike među skupinama neznačajne, ali interakcija je značajna. Time je od tri glavne hipoteze istraživanja za ovu varijablu potvrđena jedino H3. Premda bez statističke značajnosti, skupine FK i DPI imale su trend smanjenja OPFK, što je u skladu sa očekivanjima uslijed povećanja KNZ odnosno inklinacije zdjelice kod navedenih skupina. Značajne promjene u rezultatima dobivenim na ASLR testu zabilježili smo jedino kod skupina PDF i GI, u obje u smjeru povećanja OPFK. Pored činjenice da su navedene dvije skupine jedine iskazale statističku značajnost promjene OP, i to za prolongirani učinak, one su i jedine imale pozitivno usmjeren trend kroz sve točke mjerenja. Podlogu za takav rezultat pronalazimo u PDF principu postavljanja KT kroz djelovanje mehanizmom EPP na smanjenje inklinacije zdjelice, što bi mogla biti karika koja indirektno doprinosi povećanju OPFK kontralateralne natkoljenice u kuku (a istovremeno je vidljiv suprotan trend kod skupine DPI, što možemo tumačiti temeljem djelovanja mehanizma EPP na povećanje inklinacije zdjelice, što bi moglo generirati spomenuto smanjenje OPFK). Osim suprotnog usmjerenja, u trendu skupina PDF i DPI možemo vidjeti veće prolongirane učinke u odnosu na akutne, što odgovara nalazu Lemos i sur. (2014) koji su na uzorku zdravih ispitanika potvrdili da su pokazatelji fleksibilnosti donjih

ekstremiteta veći nakon 48 sati nošenja KT, nego nakon 24 sata. Povećanje fleksibilnosti koje je bilo blizu statističke značajnosti (p = 0,059) zabilježili su već nakon 24 h, no značajno je postalo tek nakon 48 h, stoga su autori zaključili da vezivno tkivo na vanjske podražaje ne reagira odmah, već prolongirano. Prema Kase i sur. (2013) krivulja djelovanja KT započinje rasti na POST60min i pada POST72h, a smatra se najvećom POST48h. Navedeno, uz nalaz Lemos i sur. (2014), potvrđuju i rezultati istraživanja Słupik i sur. (2007) koje je provedeno u 5 vremenskih točaka (prije postavljanja Kinesio trake, nakon 10 min, 24 h, 72 h i 96 h korištenja KT), a pronađeno je da su promjene u mišićnoj aktivnosti jedino 10 min i 96 h nakon primjene KT bile zanemarive. Rezultati ASLR testa za skupinu GI pokazuju značajne prolongirane učinke, a ne akutne kao kod MTT (tamo pak nije bilo značajnih prolongiranih), što je pomalo iznenađujuće i u raskoraku s našim pretpostavkama da će dominantno i značajno biti akutno povećanje OPFK. Ako pogledamo trend, u skladu s očekivanjima GI je dovelo do povećanja OPFK. Kod skupina BI i PKT nema pokazatelja trenda promjene između vremenskih točaka, što potvrđuje i odsustvo bilo kakve statistički značajne razlike. Navedeni rezultat je u potpunosti u skladu s našim inicijalnim istraživačkim očekivanjima vezanim za placebo intervenciju i stanje bez intervencije.

Kao što Cook (2010) navodi, pri ASLR smanjenje ekstenzije kod netestirane noge može rezultirati smanjenjem fleksije noge koju testiramo. U pojedinim skupinama zamijetili smo takav proporcionalan bilateralni međuodnos OPEI (MTT) i OPFK (ASLR): tako značajno akutno povećanje OPEI, uz istovremeno povećanje OPFK koje smo pronašli kod skupine GI ima smisla, kao i rezultati eksperimentalnih skupina koje sve pokazuju ovakve proporcionalne trendove promjene. Navedeno sugerira da KT ima određeno djelovanje koje se temelji na principima Kase i sur. (2013), a koje su Aktas i Baltaci (2011) u kontekstu utjecaja na OP strukturirali kroz dvije teorije: jedna je direktna i govori da KT povećava cirkulaciju krvi i limfe u tretiranom području, mijenjajući miofascijalnu funkciju, dok druga uključuje indirektno djelovanje na OP uslijed stimuliranja mehanoreceptora tretiranog područja. Kod eksperimentalne skupine FK veliko akutno smanjenje OPEI popraćeno je smanjenjem OPFK te povećanjem KNZ. Po intervenciji, u skupini PDF nastupilo je blago akutno povećanje OPEI, uz istovremeno blago povećanje OPFK te smanjenje KNZ. Prolongirano se dogodio veći rast OPEI, istovremeno podjednako veći rast OPFK te daljnje smanjenje KNZ. DPI intervencija izazvala je veće akutno povećanje OPEI, dok je istovremeno OPFK stagnirao. Prolongirano se dogodilo umjereno smanjenje OPEI, uz istovremeno podjednako umjereno smanjenje OPFK. Osim što su u suprotnosti sa zaključkom meta-analize Williams, Whatman, Hume i Sheerin

(2012) o nedosljednosti rezultata ishoda procjene OP, s malim ili zanemarivim učincima KT, vjerujemo da naši rezultati procjene utjecaja primjene KT na navedene sagitalne kinematičke parametre kuka (veliki interakcijski učinak u povećanju OPEI te srednji interakcijski učinak u povećanju OPFK) daju doprinos razumijevanju mogućnosti djelovanja KT metodom na promjenu istih. Ovu tezu ponajviše temeljimo na činjenici da za razliku od eksperimentalnih skupina te kontrolne skupine GI, nismo pronašli razlike u KNZ, OPEI, OPFK i MMK između pojedinih vremenskih točaka kod kontrolnih skupina BI i PKT, što je u skladu sa istraživačkim pretpostavkama ovog (placebo) kontroliranog istraživanja. Još specifičnije, možemo uočiti i razlike između skupina BI i PKT gdje BI nigdje ne pokazuje djelovanje, dok PKT također nema utjecaja na promjenu posturalne (KNZ) i kinematičkih varijabli (OPEI, OPFK), međutim tendenciju promjene, premda neznačajnu, možemo vidjeti u MMK. Navedeno tumačimo činjenicom da PKT bez obzira na neutraliziran EPP uslijed kojeg nema efekta dekompresije i mobilizacije tkiva prema proksimalno ili distalno, već i kao materijal postavljen na kožu pruža određenu taktilnu stimulaciju (Aktas i Baltaci, 2011) koja utječe na razinu aktivacije mišića (primjeri toga, prema Konishi (2013) su proprioceptivna neuromuskularna facilitacija (PNF) i KT). Premda nismo pronašli dokaze u prilog utjecaja materijala taktilnim putem na posturalne i kinematičke parametre, na elektromiografske moguće postoji određen utjecaj. Ovu pretpostavku u potencijalu za buduća istraživanja usuđujemo se diskretno artikulirati s obzirom na tendenciju naših rezultata PKT skupine u usporedbi sa skupinom BI (premda bez statističke značajnosti razlika) te uzimanjem u obzir činjenice da se EMG-om mogu detektirati i vrlo suptilne neuromuskularne promjene, poput otkrivanja emocija na temelju EMG mjerenja područja obraza i obrva (Medved, Medved i Kovač, 2020) kao eklatantnog primjera. Prema Chang i sur. (2010) KT ima veći utjecaj na mehanoreceptore smještene u koži i mišićima, a manji na zglobne receptore.

Naši nalazi mogli bi biti klinički relevantni jer KT je danas široko rasprostranjena metoda koju u cilju prevencije i rehabilitacije poremećaja živčano-mišićno-koštanog sustava pravilno i uspješno, ali i pogrešno i samim time neuspješno, uvelike koriste različiti praktičari, od fizioterapeuta i liječnika do sportskih trenera. Koliko nam je poznato, ovo je prva studija koja je istraživala utjecaj primjene KT metode (ali i gravitacijskog istezanja) na mioelektričnu aktivnost muskulature lumbalne regije i kuka pri izvođenju PHE, kod mladih asimptomatskih ispitanika. Nismo pronašli niti jedan rad koji se kroz analizu aktivacijskih obrazaca bavi procjenom učinaka KT metode na međumišićnu koordinaciju kompleksa lumbalne kralježnice, zdjelice i kuka, kod zdravih ili simptomatskih ispitanika. Direktno uspoređivanje naših rezultata

sa nalazima prethodnih istraživanja stoga nije moguće. Uspoređujući MMK pri PHE kod asimptomatskih i simptomatskih ispitanika, Bruno i sur. (2008) otvaraju pitanje i naglašavaju potrebu za budućim istraživanjima o tome hoće li vježbanje ili neki drugi oblik intervencije imati ikakvog učinka na restituciju „normalnih“ obrazaca aktivacije mišića. Također, koliko znamo, ovo je prvi pokušaj istraživanja KT tehnike funkcionalne korekcije. U dostupnoj literaturi pronašli smo samo jedan rad (Donec i sur., 2012) u kojem je korištena KT tehnika FK, no ne zasebno, već u sklopu cjelovite KT intervencije za povećanje jakosti stiska šake. Stoga nema publiciranih rezultata koji bi uspoređivali ovu tehniku u odnosu na druge KT tehnike ili neke druge vrste terapijske intervencije, što je neobično s obzirom na široku primjenu KT metode u kliničkoj i sportskoj praksi koju posljednjih godina prati i priličan broj istraživanja. Među istraživanjima međutim dominiraju studije u kojima se analiziraju Kinesio tehnike za korekciju limfne, mišićne i fascijalne funkcije i to u velikoj većini slučajeva kod simptomatskih ispitanika. Osim FK zanimalo nas je provjeriti i dvije mišićne tehnike (tehnike facilitacije i inhibicije mišićne funkcije, odnosno PDF i DPI), unatoč dobroj zastupljenosti dosadašnjih istraživanja o njima, no upravo s obzirom na neke njihove fundamentalno kontradiktorne rezultate i zaključke.

Slažemo se sa tezom Bruno i sur. (2008) da ako mišić (primjerice ST) ne doprinosi dovoljno tijekom ekstenzije kuka, drugi mišići (osobito ES) moraju nedostatak nadoknaditi i ta kompenzacija može dovesti do povećanog opterećenja lumbalne kralježnice. Kao faktore koji uzrokuju poremećaje u donjem dijelu leđa Sakamoto i sur. (2009) ističu promjene u aktivacijskim obrascima ekstenzora (mobilizatora) kuka i mišića koji stabiliziraju zdjelicu. Kompleks lumbalne kralježnice, zdjelice i kuka obuhvaća više mišića globalnih mobilizatora te globalnih i lokalnih stabilizatora, s funkcionalnim ulogama u posturi i posturalnoj adaptaciji koje su opisane u literaturi (Bullock-Saxton, Murphy, Norris, Richardson i Tunnell 2000; Comeford i Mottram, 2001; Lederman, 2010). Navedene uloge mišića mogu biti izmijenjene isto kao i obrasci aktiviranja mišića. Potonje analiziraju Arab i sur. (2017) pozivajući se na nekoliko studija (Hodges i Moseley, 2003; Hungerford, Gilleard i Hodges, 2003; Leinonen, Kankaanpää, Airaksinen i Hänninen, 2000) koje su pokazale da je bol u donjem dijelu leđa povezana s mišićnom neravnotežom i promijenjenim aktivacijskim obrascima lumbo-zdjeličnih mišića pri izvođenju različitih zadataka. Naši rezultati o MMK komplementarni su s nalazima istraživanja Schuermans i sur. (2017) koji su s namjerom da dobiju bolji uvid u neuromuskularnu koordinaciju i potencijalne deficite u lumbo-zdjeličnoj kontroli odnosno funkciji, analizirali povezanost između obrasca aktivacije mišića posteriornog lanca pri PHE i

pojavnosti ozljeda stražnje skupine bedrenih mišića kod amaterskih nogometaša (n = 60). Utvrđena je 8 puta veća vjerojatnost da će se sportaš ozlijediti ako su mišići stražnje strane natkoljenice aktivirani nakon ekstenzora trupa nego obrnuto. Na temelju tog nalaza autori zaključuju da značajke aktivacije mišića posteriornog lanca, procijenjene tijekom PHE, mogu pružiti informacije o kvaliteti neuromuskularne kontrole i sinergističke ravnoteže mišića u kontinuumu posteriornog miofascijalnog lanca te bi mogle biti važne u prepoznavanju rizika od nastanka ozljede stražnje skupine bedrenih mišića.

Prevencija patoloških manifestacija je moguća ako se osvijesti i testovima objektivizira postojanje kompenzatornih obrazaca, a potom izbjegava izvođenje pokreta sa takvim motoričkim obrascima koji bi se kretanjem dodatno učvrstili, odnosno često je potrebno vanjskim djelovanjem (manualna terapija, proprioceptivna neuromuskularna facilitacija, KT metoda i dr.) na razini tkiva/strukture te na razini funkcije promijeniti neadekvatan obrazac, razbiti zatvoreni krug, jer u slučaju određenog neadekvatnog pokreta, primjerice nepovoljnog PHE testa (ako se utvrdi neadekvatan obrazac), PHE pokret kao vježba (kao i bilo koja vježba kod koje se izvodi pokret ekstenzije kuka) će zadržavati i potencirati nepovoljan motorički obrazac aktiviranja mišića odnosno insuficijentnu međumišićnu koordinaciju.

Između tri različite KT tehnike pronašli smo sličnosti u djelovanju FK i PDF: FK ima isti trend kao PDF, uz veće akutno djelovanje koje se zadržava na približnoj razini i prolongirano. Ipak, budući da nismo pronašli statistički značajne razlike učinaka ove dvije KT tehnike, za široku praktičnu primjenu preporučamo korištenje PDF tehnike jer je manje invazivna, postupak apliciranja je jednostavniji i s manjom mogućnošću za pogrešku praktičara u pripremi, pozicioniranju pacijenta i postavljanju materijala, a pruža sličan efekt promjene neuromuskularnog aspekta posture i pokreta. Kod tehnike FK u pozadini tog efekta leži intenzivniji pozicijski stimulus koji za razliku od mišićnih tehnika ne djeluje kroz mobiliziranje tkiva, već snažnim djelovanjem na proprioceptore koncentrično potpomažući ili ekscentrično ograničavajući određeni pokret utječe prvenstveno na promjenu zglobne mehanike, posture i segmentalne posturalne prilagodbe. Sugeriramo FK kao tehniku izbora u slučajevima potrebe za takvom promjenom kod pacijenata koji imaju značajne neuromuskularne deficite te mehanizmi u pozadini mišićnih KT tehnika nisu dostatni da bi se stvorile značajna posturalna korekcija i reedukacija pokreta, odnosno kod osoba kojima je potreban intenzivniji stimulus poput efekta opruge kako bi se neželjeni pokret usporio i zaustavio prije krajnjeg opsega, odnosno zone u kojoj može doći do pojave boli ili ponovnog ozljeđivanja. U odnosu na efekt opruge, ekscentrični mehanizam u funkciji sekundarne prevencije ozljeđivanja može biti

pokrenut i suptilnijom tehnikom za facilitiranje mišićne funkcije, primijenjenom prema principu PDF na mišiće antagoniste pokreta kojeg se želi limitirati.

Meta-analiza objavljena 2015. godine (Csapo i Alegre, 2015) donosi zaključak da učinkovitost KT metode nije ovisna o području tijela, odnosno mišićima na kojima se primjenjuje. S obzirom na navedeno, naša saznanja dobivena na mišićima pregibačima kuka, mogla bi se primijeniti za sve mišiće odnosno regije tijela. Prema zaključku drugog preglednog rada (Drouin i sur., 2013) dokazi koji bi podržali uporabu KT u funkciji poboljšanja sportske izvedbe (specifično jakosti, propriocepcije ili OP) kod zdravih osoba, nedostatni su. Autori ujedno navode kako nema argumenata da KT generira bilo koji negativan efekt. Ističu i da, bez obzira na heterogenost u istraživačkoj metodologiji, postoje dokazi da KT može poboljšati bioelektričnu aktivnost i aktivaciju motoričkih jedinica prolongirano (24 i 72 sata nakon primjene), no ne i akutno u periodu od 0 do 45 minuta po apliciranju.

Smatramo da smo ovim istraživanjem dali pozitivan doprinos rezultatima ovog pregleda, ponajviše kroz nalaz akutnog (60 minuta nakon apliciranja) utjecaja primjene KT na promjenu mioelektrične aktivnosti i aktivaciju motoričkih jedinica procijenjenu kroz varijable VAM i RAM. Vjerujemo da je doprinos prisutan i kroz implementaciju više metodoloških prednosti prevladavanjem najčešćih metodoloških nedostataka dosadašnjih istraživanja koji su istaknuti u sustavnim pregledima o KT (Csapo i Alegre, 2015; Drouin i sur., 2013; Williams i sur., 2012) i nekih koje smo sami prepoznali u pregledu literature. Većina autora koji su proučavali učinke KT kod zdravih ispitanika, analizirali su isključivo akutne učinke (Aktas i Baltaci, 2011; Briem i sur., 2011; Cai i sur., 2016; Chang i sur., 2010; Donec i sur., 2012; Fratocchi i sur., 2012; Fu i sur., 2008; Gusella i sur., 2014; Huang i sur., 2011; Korman i sur., 2015; Lee i sur., 2010; Lins i sur., 2013; Mohammadi i sur., 2014; Serrão i sur., 2016; Vercelli i sur., 2012; Vithoulk i sur., 2010; Voglar i Sarabon; 2014; Wong i sur., 2012; Yoosefinejad i sur., 2017; Yoshida i Kahanov, 2007), dok smo mi sva mjerenja ponovili i nakon 48 h nošenja KT, što je napravio tek manji broj autora (Bravi i sur., 2016; dos Santos Glória i sur., 2017; Gómez-Soriano i sur., 2014; Kuo i Huang, 2013; Lemos i sur., 2015; Lins i sur., 2016; Lumbroso i sur., 2014; Merino-Marban i sur., 2012; Słupik i sur., 2007). Placebo intervenciju u svoje istraživanje uključio je tek dio autora (Chang i sur., 2010; Donec i sur., 2012; Fratocchi i sur., 2012; Gómez-Soriano i sur., 2014; Halski i sur., 2015; Huang i sur., 2011; Korman i sur., 2015; Lins i sur., 2013; 2016; Serrão i sur., 2016; Vercelli i sur., 2012; Vithoulk i sur., 2010; Voglar i Sarabon, 2014), međutim u mnogima od njih (Chang i sur., 2010; Fratocchi i sur., 2012; Korman i sur., 2015; Lins i sur., 2016; Serrão i sur., 2016; Voglar i Sarabon, 2014) PKT

je uslijed jednostavnog postavljanja komada Kinesio trake bez natega i bez posebnog anatomski determiniranog usmjerenja, nehotice postao aktivan faktor intervencije, koji se u KT metodi u okviru tehnike EDF (*Epidermis-Dermis-Fascia*) koristi kod pacijenata koji su visoko osjetljivi na vanjske stimuluse, stoga takva aplikacija KT, kao što Lemos i sur. (2015) ističu, ne može biti smatrana placebom, već je riječ o aktivnoj intervenciji koja pruža drugačiji stupanj podražaja. U našem nastojanju za provedbu kvalitetnog placebo kontroliranog eksperimenta od iznimne koristi bilo je iskustvo i znanje glavnog istraživača, licenciranog KT praktičara i instruktora (CKTI), u pripremi i primjeni pravog placebo KT.

Svi sudionici (n = 70) kompletirali su studiju, nije bilo osipanja uzorka niti bilo kakvih tehničkih poteškoća s instrumentarijem u oba dana mjerenja, u akviziciji podataka, čemu su doprinos dala pojedina ranije provedena istraživanja u kojima su autori aktivno sudjelovali (Bolčević i sur., 2018; Burić, 2020; Jurak, Kiseljak i Rađenović, 2020; Kiseljak i sur., 2017; Kiseljak, Jurak i Rađenović, 2018). Nikome od sudionika u ta dva dana Kinesio traka nije otpala, niti je bilo alergijske reakcije, čemu je zasigurno doprinijelo korištenje originalnog materijala (Kinesio Tex Gold FingerPrint Tape, Kinesio Holding Company, Albuquerque NM) koji je dodatno hipoalergen. Nije bilo značajnih razlika na početnim mjerenjima. Skupine su bile homogene u svim osnovnim obilježjima. Arab i sur. (2017) kao nedostatak svojeg istraživanja navode da su simptomatski ispitanici u prosjeku bili značajno stariji od asimptomatskih. Stoga nam je bilo važno izbjeći takve nesrazmjere te kroz randomizaciju dobiti homogene skupine. U budućim istraživanjima pri provođenju PHE testa sugeriramo uključivanje našeg specifičnog početnog položaja sa poluvaljkastim jastukom u protokol testiranja, budući da u fazama relaksacije osigurava potpuno opuštenu lumbo-zdjelično-bedrenu muskulaturu svih ispitanika, što može dati doprinos objektivnom provođenju testa.

Naše istraživanje ima određena ograničenja. Uzorak je bio prigodan, a ispitivač nije bio zaslijepljen. Bilo bi poželjno da buduća istraživanja budu dvostruko slijepa, na način da jedan ispitivač provodi mjerenja, a drugi postavlja KT te da nakon postavljanja KT pri testiranjima područje na kojem se nalazi KT bude pokriveno tkaninom kako bi bilo nevidljivo za ispitivača. Također, poželjno bi bilo da treća osoba radi obradu EMG i kinematičkih signala, a četvrta statističku analizu.

Mjerni instrument za procjenu KNZ je robustan te u budućem istraživanju sugeriramo neki sofisticiraniji, poput Zebris trodimenzionalnog ultrazvučnog sustava analize gibanja koji su koristili Oh i sur. (2007). Rezultati testova ASLR i MTT određeni su u dvodimenzionalnom

sustavu goniometrom računalnog programa Kinovea. Premda ne bi bilo naodmet da je mjerenje provedeno automatiziranim trodimenzionalnim optoelektroničkim sustavom, za razliku od procjene KNZ, ovdje mjerni instrument ne smatramo nedostatkom s obzirom na to da je rad Kiseljak i sur. (2017) pokazao visoku korelaciju (Spearmanov koeficijent korelacije $\rho = 0,91$) između 2D metode procjene OP pomoću univerzalnog manualnog goniometra i 3D metode koja je za mjerenje promjene kutova između segmenata koristila automatizirani optoelektronički sustav. Univerzalni manualni goniometar koristili su i Gusella i sur. (2014) za procjenu učinaka KT na OP ramena. Budući da smo u istraživanju koristili računalnu 2D metodu video analize, pretpostavljamo da bi spomenuta korelacija mogla biti i još viša, premda to nije eksperimentalno provjereno. Također, u ovom istraživanju, za razliku od Bolčević i sur. (2018), procjenjivali smo pokrete natkoljenice u kuku isključivo u sagitalnoj ravnini, stoga 3D analiza nije bila ni potrebna.

Kontrolna skupina G0 (BI) nije bila potpuno nezavisna, budući da se radilo o istim ispitanicima koji su primili PKT te je ta intervencija mogla imati utjecaj na drugu nogu. Također, sve intervencije (eksperimentalne i kontrolne) primijenjene su na dominantnu nogu, dok je stanje BI bilo za nedominantnu. Funkcionalne razlike između dominantne i nedominantne noge mogle su utjecati na rezultate, a moguće je da je postojao utjecaj PKT intervencije na drugoj (dominantnoj) nozi istih ispitanika. Ova dodatna kontrolna skupina ipak je odabrana sa jasnim ciljem (istraživanje je moglo biti provedeno i bez te skupine, jednostavnije uz uobičajene kontrolne skupine – placebo i zlatni standard) provjere postojanja razlika između placebo intervencije i potpunog izostanka intervencije, no s obzirom na okolnosti nije bila izvediva opcija randomiziranog formiranja zasebne skupine od 14 ispitanika koji bi (evidentno) ostali bez intervencije (što je nemoguće zaslijepiti), budući da su se sudionici dobrovoljno javili za sudjelovanje u istraživanju motivirani temom KT koji su htjeli na sebi isprobati. Pokazalo se i da je kod dijela sudionika koji su bili alocirani u skupinu G2 (GI) nastupilo razočaranje što im neće biti apliciran KT (intervencija za G2 (GI) nije mogla biti zaslijepljena) što je moglo imati određeni utjecaj u motivacijskom aspektu participiranja u eksperimentu.

Ispitani su prolongirani učinci nakon 48 h, no ne i oni nakon 72 i/ili 96 h. Nije napravljeno *follow-up* testiranje nakon skidanja KT, što bi bilo itekako interesantno analizirati i usporediti sa rezultatima autora (Lemos i sur., 2014; Lins i sur., 2016; Słupik i sur., 2007) koji su i to ispitivali.

PHE je pokret otvorenog kinetičkog lanca, stoga bi u budućem istraživanju bilo poželjno provjeriti i utjecaj KT na OP i MMK pri pokretima zatvorenog kinetičkog lanca te pri kombiniranim aktivnostima poput hoda ili nekim sport-specifičnim pokretima, kao i kod simptomatskih ispitanika.

6. ZAKLJUČAK

Rezultati ovog istraživanja ukazuju na postojanje akutnih i prolongiranih promjena u kinematičkim, posturalnim i elektromiografskim pokazateljima kod zdravih mladih ispitanika uslijed primjene tri različite tehnike KT metode: funkcionalne korekcije (FK), facilitacije mišićne funkcije (PDF) i inhibicije mišićne funkcije (DPI), u usporedbi sa kontrolnim procedurama kod kojih nije utvrđeno postojanje značajnih akutnih ili prolongiranih učinaka (placebo KT te stanje bez intervencije) ili su zabilježeni samo neki akutni učinci (gravitacijsko istezanje mišića pregibača kuka kao uobičajen intervencijski postupak).

Glavni nalaz ove studije je da su primjenom sve tri KT tehnike na područje mišića pregibača kuka, izazvani značajni akutni i prolongirani pozitivni učinci na međumišićnu koordinaciju (MMK) lumbalne kralježnice, zdjelice i kuka, uslijed promjena u vremenima aktivacije mišića (VAM) te u redoslijedu njihovog aktiviranja (RAM). Zaključujemo da primjena KT metode utječe na elektromiografsku aktivnost *m. semitendinosus* (ST), ipsilateralnog *m. erector spinae* (ESI) i kontralateralnog *m. erector spinae* (ESK) mijenjajući njihova vremena aktivacije na način da se VAM_{ESI} i VAM_{ESK} povećalo u odnosu na VAM_{ST}. Posljedično, primjenom KT metode generirana je promjena RAM u smjeru povoljnije MMK gdje pri izvođenju pokreta ekstenzije natkoljenice u kuku agonisti preuzimaju primat u odnosu na sinergiste.

Među eksperimentalnim procedurama najveći učinak, ujedno i jedini sa značajnim poboljšanjem MMK uslijed povećanja VAM_{ESI} i VAM_{ESK} između svih točaka mjerenja zabilježen je kod eksperimentalne skupine u kojoj je bila primijenjena KT tehnika funkcionalne korekcije. Tehnike za facilitiranje (PDF) odnosno inhibiranje (DPI) mišićne funkcije također su dovele do statistički značajnog povećanja VAM_{ESI} i VAM_{ESK} između prve i druge te prve i treće vremenske točke.

Kod kontrolnih skupina (stanje bez intervencije (BI), placebo KT (PKT) i gravitacijsko istezanje (GI)) nismo pronašli statistički značajne razlike u VAM između pojedinih vremenskih točaka. Među kontrolnim skupinama jedino je GI iskazala željenu postintervencijsku promjenu RAM, gdje je agonist za ekstenziju natkoljenice u kuku *m. semitendinosus* sa druge pozicije prešao na prvu. Takva promjena iz sekundarne u primarnu ulogu u međumišićnoj koordinaciji, kroz uspostavu pravilnog obrasca kod kojeg ekstenziju natkoljenice u kuku inicira ekstenzor kuka, zabilježena je i kod skupine PDF. U skupinama FK i DPI *m. semitendinosus* je

postintervencijski također zauzeo agonističku poziciju, ali iz inicijalno posljednje u nizu RAM. Pozitivan pomak RAM, premda ne potpun kao u ranije navedenim skupinama, zabilježen i za skupinu PKT gdje su agonisti (ST) nakon intervencije od inicijalno posljednjeg zauzeli drugo mjesto u RAM, te se taj povoljniji, premda ne i u potpunosti pravilan obrazac održao i nakon 48 sati. U svim skupinama u kojima je primijenjena intervencija zabilježena je pozitivna promjena RAM postintervencijski, uz zadržavanje novog RAM i u trećoj vremenskoj točki, što kod kontrolne skupine BI nije bio slučaj, već se prosječno ESI predaktivirao u odnosu na ST i ESK u sve tri točke mjerenja.

Za varijablu vremenski raspon (VR) efekt skupine i vremena te njihova interakcija nisu bile statistički značajne. VR kao okvir unutar kojeg se odvija MMK koja je bila varijabilna s obzirom na rezultate VAM i RAM uslijed različitih intervencija kroz vremenske točke, održao se iznimno konstantnim između točaka mjerenja. Ovakav rezultat tumačimo kao pokazatelj motoričke varijabilnosti normalnog pokreta.

Kinematički i posturalni pokazatelji dodatno su ukazali na razlike između eksperimentalnih i kontrolnih skupina. Izuzetak u navedenom zaključku vezan je za kontrolnu skupinu GI koja je manifestirala značajne akutne učinke. Za nezavisni faktor skupine jedinu statistički značajnu razliku rezultata pri izvođenju Modificiranog Thomasovog testa (MTT) zabilježili smo između skupina GI i FK, gdje je KT tehnika funkcionalne korekcije akutno dovela do značajnog smanjenja opsega pokreta ekstenzije ipsilateralnog (OPEI) donjeg ekstremiteta, koje je na istoj smanjenoj razini zadržano i prolongirano. GI je generiralo još veću promjenu u drugoj točki mjerenja, ali u smjeru povećanja OPEI. Navedena promjena iskazala je isključivo akutni karakter jer se nakon 48 sati opseg pokreta gotovo u potpunosti vratio u inicijalni status. Mišićne tehnike iskazale su svoje djelovanje, PDF u smjeru povećanja, a DPI u smjeru smanjenja OPEI, u drugoj vremenskoj točki. Međusobno obrnuto proporcionalan trend djelovanja mišićnih tehnika pokazao se i u rezultatima *Active Straight Leg Raise* testa (ASLR): PDF u smjeru povećanja, a DPI u smjeru smanjenja opsega pokreta fleksije kontralateralnog donjeg ekstremiteta (OPFK). Temeljem rezultata testova MTT i ASLR kod svih skupina primjećujemo proporcionalan bilateralni međuodnos OPEI i OPFK. Ističemo i da su prolongirani rezultati (razlike između prve i treće te druge i treće vremenske točke) skupine PDF postignuti na MTT i ASLR testu i statistički značajni, dok su za skupinu DPI značajne razlike zabilježene između prve i druge vremenske točke MTT.

Na temelju ovih rezultata zaključujemo da KT tehnika PDF ima značajan prolongirani utjecaj na promjenu kinematičkih varijabli, dok KT tehnika DPI ima tendenciju toga učinka, u suprotnom smjeru, no on se nije pokazao statistički značajnim.

U odnosu na dosadašnja djelomice kontradiktorna istraživanja o učincima KT mišićnih tehnika, zaključujemo da i PDF i DPI principom postavljanja Kinesio trake na mišiće fleksore kuka može doći do značajnih promjena u EMG aktivnosti mišića ESI i ESK (smanjenje) te ST (povećanje) nakon 60 minuta odnosno 48 sati nošenja. Također, bez obzira na oprečne rezultate i zaključke više ranije provedenih studija, pronašli smo da mišićne tehnike imaju različito djelovanje, odnosno da princip postavljanja sa različitim pozicioniranjem sidra trake, čak i uz identičan intenzitet natega, determinira učinke koji su različito usmjereni. Pritom značajnost rezultata više ide u prilog opravdanosti korištenja KT tehnike PDF.

Naglašavamo da smo ovim istraživanjem prvi ispitali tehniku FK i njezine aplikativne mogućnosti u mijenjanju odnosno korekciji segmentalne posture/zglobnog *alignment*-a koje su se pokazale intenzivnijima nego pomoću KT mišićnih tehnika. Smatramo da smo uvođenjem metode neutraliziranja efekta povratnog povlačenja Kinesio trake unaprijedili koncept pripreme i primjene PKT, što može potencijalno postati standard u budućim placebo kontroliranim istraživanjima o KT metodi. Također smatramo da smo postavljanjem poluvaljkastog jastuka ispod dorzuma stopala ispitanika pri izvedbi PHE te opremanjem stola za provođenje MTT posebnom konstrukcijom za osiguravanje relaksacije netestirane noge, dali bitan doprinos u objektivnijoj primjeni ovih učestalo korištenih kliničkih testova. Zaključujemo i da je PHE test u funkciji procjene MMK neophodno provoditi uz potporu EMG metode.

7. LITERATURA

1. Aalto, T. J., Airaksinen, O., Härkönen, T. M. i Arokoski, J. P. (2005). Effect of passive stretch on reproducibility of hip range of motion measurements. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *86*(3), 549-557.
2. Aarseth, L. M., Suprak, D. N., Chalmers, G. R., Lyon, L. i Dahlquist, D. T. (2015). Kinesio tape and shoulder-joint position sense. *Journal of Athletic Training*, *50*(8), 785-791.
3. Aktas, G. i Baltaci, G. (2011). Does kinesiotaping increase knee muscles strength and functional performance?. *Isokinetics and Exercise Science*, *19*(3), 149-155.
4. Arab, A. M., Haghighat, A., Amiri, Z. i Khosravi, F. (2017). Lumbar lordosis in prone position and prone hip extension test: comparison between subjects with and without low back pain. *Chiropractic & Manual Therapies*, *25*(1), 1-6.
5. Basmajian, J. V. i De Luca, C. J. (1985). *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins.
6. Benedetti, F., Mayberg, H. S., Wager, T. D., Stohler, C. S. i Zubieta, J. K. (2005). Neurobiological mechanisms of the placebo effect. *Journal of Neuroscience*, *25*(45), 10390-10402.
7. Bolčević, F., Pažin, K., Kiseljak, D., Gruić, I. i Medved, V. (2018). Acute Effects of Gravitational Stretching in the Position of Modified Thomas Test on Changes in Range of Motion in Hip and Knee Joints. U: *Proceedings of the 6th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support - Volume 1: K-BioS*, 180-189.
8. Boonkerd, C. i Limroongreungrat, W. (2016). Elastic therapeutic tape: do they have the same material properties?. *Journal of Physical Therapy Science*, *28*(4), 1303-1306.
9. Bravi, R., Cohen, E. J., Quarta, E., Martinelli, A. i Minciacchi, D. (2016). Effect of direction and tension of kinesio taping application on sensorimotor coordination. *International Journal of Sports Medicine*, *37*(11), 909-914.
10. Briem, K., Eythörsdöttir, H., Magnúsdóttir, R. G., Pálmarsson, R., Rúnarsdöttir, T. i Sveinsson, T. (2011). Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. J*ournal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *41*(5), 328-335.

11. Bruno, P. A. Bagust, J. (2007). An investigation into motor pattern differences used during prone hip extension between subjects with and without low back pain. *Clinical Chiropractic*, *10*(2), 68-80.
12. Bruno, P. A., Bagust, J., Cook, J. i Osborne, N. (2008). An investigation into the activation patterns of back and hip muscles during prone hip extension in non-low back pain subjects: Normal vs. abnormal lumbar spine motion patterns. *Clinical Chiropractic*, *11*(1), 4-14.
13. Bruno, P. A., Millar, D. P. i Goertzen, D. A. (2014). Inter-rater agreement, sensitivity, and specificity of the prone hip extension test and active straight leg raise test. *Chiropractic & Manual Therapies*, *22*(1), 1-8.
14. Buckeridge, E., Hislop, S., Bull, A. i McGregor, A. (2012). Kinematic asymmetries of the lower limbs during ergometer rowing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *44*(11), 2147-2153.
15. Bullock-Saxton, J. E., Janda, V. i Bullock, M. I. (1994). The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *International Journal of Sports Medicine*, *15*(06), 330-334.
16. Bullock-Saxton, J., Murphy, D., Norris, C., Richardson, C. i Tunnell, P. (2000). The muscle designation debate: the experts respond. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *4*(4), 225-241.
17. Burić, S. (2020). *Fizioterapijska procjena djelovanja Kinesio Taping metode na posturalnu adaptaciju zdjelice i kuka.* Specijalistički diplomski stručni rad, Zdravstveno veleučilište, Zagreb.
18. Cai, C., Au, I. P. H., An, W. i Cheung, R. T. H. (2016). Facilitatory and inhibitory effects of Kinesio tape: Fact or fad?. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *19*(2), 109-112.
19. Castro-Sánchez, A. M., Lara-Palomo, I. C., Matarán-Peñarrocha, G. A., Fernández-Sánchez, M., Sánchez-Labraca, N. i Arroyo-Morales, M. (2012). Kinesio Taping reduces disability and pain slightly in chronic non-specific low back pain: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy, 58*(2), 89-95.
20. Cejudo, A., Ayala, F., De Baranda, P. S. i Santonja, F. (2015). Reliability of two methods of clinical examination of the flexibility of the hip adductor muscles. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *10*(7), 976-983.

21. Chakeri, Z., Salavati, M., Talebian, S. i Ghaderi, F. (2015). Kinesio taping applied to lumbar muscles in static lumbar flexion. *Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal*, *5*(1), 3-10.
22. Chang, H. Y., Chou, K. Y., Lin, J. J., Lin, C. F. i Wang, C. H. (2010). Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. *Physical Therapy in Sport*, *11*(4), 122-127.
23. Cheatham S. W. i Kolber M. J. (2016). *Orthopedic Management of the Hip and Pelvis*. 1st ed. St. Louis, MO: Elsevier Health Sciences.
24. Clapis, P. A., Davis, S. M. i Davis, R. O. (2008). Reliability of inclinometer and goniometric measurements of hip extension flexibility using the modified Thomas test. *Physiotherapy Theory and Practice*, *24*(2), 135-141.
25. Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences.* 2nd ed. Hillsdale, NJ: Erlbaum.
26. Comerford, M. J. i Mottram, S. L. (2001). Movement and stability dysfunction–contemporary developments. *Manual Therapy*, *6*(1), 15-26.
27. Cook, G. (2010). *Movement: Functional Movement Systems: Screening, Assessment. Corrective Strategies.* 1st ed. Aptos, CA: On Target Publications.
28. Corkery, M., Briscoe, H., Ciccone, N., Foglia, G., Johnson, P., Kinsman, S., ... Canavan, P. K. (2007). Establishing normal values for lower extremity muscle length in college-age students. *Physical Therapy in Sport*, *8*(2), 66-74.
29. Côté, P., Kreitz, B. G., Cassidy, J. D., Dzus, A. K. i Martel, J. (1998). A study of the diagnostic accuracy and reliability of the Scoliometer and Adam's forward bend test. *Spine*, *23*(7), 796-802.
30. Crowell, R. D., Cummings, G. S., Walker, J. R. i Tillman, L. J. (1994). Intratester and intertester reliability and validity of measures of innominate bone inclination. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *20*(2), 88-97.
31. Csapo, R., Herceg, M., Alegre, L. M., Crevenna, R. i Pieber, K. (2012). Do kinaesthetic tapes affect plantarflexor muscle performance?. *Journal of Sports Sciences*, *30*(14), 1513-1519.
32. Csapo, R. i Alegre, L. M. (2015). Effects of Kinesio® taping on skeletal muscle strength—A meta-analysis of current evidence. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *18*(4), 450-456.
33. Curry, B. S., Chengkalath, D., Crouch, G. J., Romance, M. i Manns, P. J. (2009). Acute effects of dynamic stretching, static stretching, and light aerobic activity on muscular

performance in women. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *23*(6), 1811-1819.

34. Davis, D. S., Quinn, R. O., Whiteman, C. T., Williams, J. D. i Young, C. R. (2008). Concurrent validity of four clinical tests used to measure hamstring flexibility. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *22*(2), 583-588.
35. de Jesus, J. F., de Almeida Novello, A., Nakaoka, G. B., Dos Reis, A. C., Fukuda, T. Y. i Bryk, F. F. (2016). Kinesio taping effect on quadriceps strength and lower limb function of healthy individuals: A blinded, controlled, randomized, clinical trial. *Physical Therapy in Sport*, *18*, 27-31.
36. de Oliveira, F. C. L., de Fontenay, B. P., Bouyer, L. J. i Roy, J. S. (2019). Immediate effects of kinesiotaping on acromiohumeral distance and shoulder proprioception in individuals with symptomatic rotator cuff tendinopathy. *Clinical Biomechanics*, *61*, 16-21.
37. Donec, V., Varžaitytė, L. i Kriščiūnas, A. (2012). The effect of Kinesio Taping on maximal grip force and key pinch force. *Polish Annals of Medicine*, *19*(2), 98-105.
38. dos Santos Glória, I. P., Politti, F., Leal Junior, E. C. P., Lucareli, P. R. G., Herpich, C. M., Antonialli, F. C., ... Biasotto-Gonzalez, D. A. (2017). Kinesio taping does not alter muscle torque, muscle activity or jumping performance in professional soccer players: a randomized, placebo-controlled, blind, clinical trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, *30*(4), 869-877.
39. Drouin, J. L., McAlpine, C. T., Primak, K. A. i Kissel, J. (2013). The effects of kinesiotape on athletic-based performance outcomes in healthy, active individuals: a literature synthesis. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, *57*(4), 356.
40. Emami, M., Arab, A. M. i Ghamkhar, L. (2014). The activity pattern of the lumbo-pelvic muscles during prone hip extension in athletes with and without hamstring strain injury. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *9*(3), 312-319.
41. Fayson, S. D., Needle, A. R. i Kaminski, T. W. (2013). The effects of ankle Kinesio® taping on ankle stiffness and dynamic balance. *Research in Sports Medicine*, *21*(3), 204-216.
42. Ferber, R., Kendall, K. D. i McElroy, L. (2010). Normative and critical criteria for iliotibial band and iliopsoas muscle flexibility. *Journal of Athletic Training*, *45*(4), 344-348.
43. Fratocchi, G., Di Mattia, F., Rossi, R., Mangone, M., Santilli, V. i Paoloni, M. (2013). Influence of Kinesio Taping applied over biceps brachii on isokinetic elbow peak

torque. A placebo controlled study in a population of young healthy subjects. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *16*(3), 245-249.

44. Fu, T. C., Wong, A. M., Pei, Y. C., Wu, K. P., Chou, S. W. i Lin, Y. C. (2008). Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes—a pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *11*(2), 198-201.
45. Gajdosik, R., Simpson, R., Smith, R. i DonTigny, R. L. (1985). Pelvic tilt: intratester reliability of measuring the standing position and range of motion. *Physical Therapy*, *65*(2), 169-174.
46. Gómez-Soriano, J., Abián-Vicén, J., Aparicio-García, C., Ruiz-Lázaro, P., Simón-Martínez, C., Bravo-Esteban, E. i Fernández-Rodríguez, J. M. (2014). The effects of Kinesio taping on muscle tone in healthy subjects: a double-blind, placebo-controlled crossover trial. *Manual Therapy*, *19*(2), 131-136.
47. Guimarães, C. Q., Sakamoto, A. C., Laurentino, G. E. i Teixeira-Salmela, L. F. (2010). Electromyographic activity during active prone hip extension did not discriminate individuals with and without low back pain. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, *14*(4), 351-357.
48. Gusella, A., Bettuolo, M., Contiero, F. i Volpe, G. (2014). Kinesiologic taping and muscular activity: a myofascial hypothesis and a randomised, blinded trial on healthy individuals. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *18*(3), 405-411.
49. Halseth, T., McChesney, J. W., DeBeliso, M., Vaughn, R. i Lien, J. (2004). The effects of kinesio™ taping on proprioception at the ankle. *Journal of Sports Science & Medicine*, *3*(1), 1-7.
50. Halski, T., Dymarek, R., Ptaszkowski, K., Słupska, L., Rajfur, K., Rajfur, J., ... Taradaj, J. (2015). Kinesiology taping does not modify electromyographic activity or muscle flexibility of quadriceps femoris muscle: a randomized, placebo-controlled pilot study in healthy volleyball players. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, *21*, 2232-2239.
51. Harvey, D. (1998). Assessment of the flexibility of elite athletes using the modified Thomas test. *British Journal of Sports Medicine*, *32*(1), 68-70.
52. Herrington, L. (2011). Assessment of the degree of pelvic tilt within a normal asymptomatic population. *Manual Therapy*, *16*(6), 646-648.
53. Hodges, P. W. i Moseley, G. L. (2003). Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *13*(4), 361-370.

54. Holt, P. J. E., Bull, A. M. J., Cashman, P. M. M. i McGregor, A. H. (2003). Kinematics of spinal motion during prolonged rowing. *International Journal of Sports Medicine, 24*(8), 597-602.
55. Horment-Lara, G., Cruz-Montecinos, C., Núñez-Cortés, R., Letelier-Horta, P. i Henriquez-Fuentes, L. (2016). Onset and maximum values of electromyographic amplitude during prone hip extension after neurodynamic technique in patients with lumbosciatic pain: A pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *20*(2), 316-323.
56. Houglum, P. A., & Bertoti, D. B. (2012). *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. 6th ed. Philadelphia, PA: FA Davis Company.
57. Hsu, Y. H., Chen, W. Y., Lin, H. C., Wang, W. T. i Shih, Y. F. (2009). The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 19*(6), 1092-1099.
58. Huang, C. Y., Hsieh, T. H., Lu, S. C. i Su, F. C. (2011). Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *BioMedical Engineering OnLine*, *10*(1), 1-11.
59. Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *21*(1), 1-12.
60. Hungerford, B., Gilleard, W. i Hodges, P. (2003). Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain. *Spine*, *28*(14), 1593-1600.
61. Husson, J. L., Mallet, J. F., Parent, H., Cavagna, R., Vital, J. M., Blamoutier, A. i Violas, P. (2010). The lumbar-pelvic-femoral complex: applications in spinal imbalance. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, *96*(4), S1-S9.
62. Janda, V. (1983). On the concept of postural muscles and posture in man. *Australian Journal of Physiotherapy*, *29*(3), 83-84.
63. Jurak, I., Kiseljak, D. i Rađenović, O. (2020). Assessing Young Gymnasts' Dynamic Posture: A Comparison of Methods. *Journal of Applied Health Sciences*, *6*(1), 129-135.
64. Kahanov, L. (2007). Kinesio Taping®, part 1: an overview of its use in athletes. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, *12*(3), 17-18.
65. Kalantari, A. A., Karimi, N., Arab, A. M. i Jaberzadeh, S. (2014). The effects of active therapeutic exercises on the electromyographic activity of lumbopelvic muscles during prone hip extension in patients with chronic non-specific low back pain. *Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal*, *4*(3), 145-152.

66. Kalinowski, P. i Krawulska, A. (2017). Kinesio taping vs. placebo in reducing pregnancy-related low back pain: a cross-over study. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research, 23,* 6114-6120.
67. Kaplan, Ş., Alpayci, M., Karaman, E., Çetin, O., Özkan, Y., İlter, S., ... Şahin, H. G. (2016). Short-term effects of Kinesio taping in women with pregnancy-related low back pain: a randomized controlled clinical trial. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research, 22,* 1297-1301.
68. Kase, K., Wallis, J. i Kase, T. (2013). *Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method*. 3rd ed. Albuquerque, NM: Kinesio Taping Association International.
69. Kim, G. M. i Ha, S. M. (2015). Reliability of the modified Thomas test using a lumbo-plevic stabilization. *Journal of Physical Therapy Science, 27*(2), 447-449.
70. Kiseljak, D. (2015). Kinesio Taping metoda. *Kondicijski trening, 13*(1), 20-26.
71. Kiseljak, D., Bolčević, F., Ćurko, D., Pažin, K., Ujaković, F., Gruić, I. i Medved, V. (2017). The Modified Thomas Test realized by optoelectronic kinematic measurement. *Functional Neurology, Rehabilitation, and Ergonomics, 7*(3), 39-44.
72. Kiseljak, D., Jurak, I. i Rađenović, O. (2018). Objective assessment of gymnasts' dynamic posture using the functional movement screen. U: Baić, M., Starosta, W., Drid, P., Konarski, J., Krstičević, T. & Maksimović, N. (ur.) *Proceedings of the 14th International Scientific Conference of Sport Kinetics 2018* (pp. 127-132). Zagreb, Faculty of Kinesiology, University of Zagreb; Novi Sad, Faculty of Sport and Physical Education, University of Novi Sad.
73. Kiseljak, D., Pažin, K. i Bolčević, F. (2017). Bilateral kinematic indicators of the specific hip and knee postural adaptation of handball players. U: Zvonar, M. i Sajdlova, Z. (ur.) *Proceedings of the 11th International Conference on Kinanthropology: Sport and Quality of Life (ICK 2017)* (pp. 826-836). Brno, Masarykova univerzita.
74. Klaić, I. i Jakuš, L. (2017). *Fizioterapijska procjena*. Zagreb: Zdravstveno veleučilište.
75. Ko, H. I., Jeon, S. Y., Kim, S. H. i Park, K. N. (2019). Comparison of hip extensor muscle activity including the adductor magnus during three prone hip extension exercises. *Physiotherapy Theory and Practice, 35*(5), 451-457.
76. Kolesarić V. i Tomašić Humer J. (2016). *Veličina učinka*. Osijek: Filozofski fakultet Sveučilišta Josipa Jurja Strossmayera u Osijeku.
77. Konishi, Y. (2013). Tactile stimulation with Kinesiology tape alleviates muscle weakness attributable to attenuation of Ia afferents. *Journal of Science and Medicine in Sport, 16*(1), 45-48.

78. Korman, P., Straburzyńska-Lupa, A., Rutkowski, R., Gruszczyński, J., Lewandowski, J., Straburzyński-Lupa, M. i Łochyński, D. (2015). Kinesio taping does not alter quadriceps isokinetic strength and power in healthy nonathletic men: a prospective crossover study. *BioMed Research International*, *2015*, 626257.
79. Kuo, Y. L. i Huang, Y. C. (2013). Effects of the application direction of Kinesio taping on isometric muscle strength of the wrist and fingers of healthy adults—a pilot study. *Journal of Physical Therapy Science*, *25*(3), 287-291.
80. Kurt, E. E., Büyükturan, Ö., Erdem, H. R., Tuncay, F. i Sezgin, H. (2016). Short-term effects of kinesio tape on joint position sense, isokinetic measurements, and clinical parameters in patellofemoral pain syndrome. *Journal of Physical Therapy Science*, *28*(7), 2034-2040.
81. Latash, M. L., Scholz, J. P. i Schöner, G. (2002). Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *30*(1), 26-31.
82. Lazennec, J. Y., Brusson, A. i Rousseau, M. A. (2013). Lumbar-pelvic-femoral balance on sitting and standing lateral radiographs. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, *99*(1), S87-S103.
83. Lederman, E. (2010). The myth of core stability. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *14*(1), 84-98.
84. Lee, Y. S., Bae, S. H., Hwang, J. A. i Kim, K. Y. (2015). The effects of kinesio taping on architecture, strength and pain of muscles in delayed onset muscle soreness of biceps brachii. *Journal of Physical Therapy Science*, *27*(2), 457-459.
85. Lee, J. H., Yoo, W. G. i Lee, K. S. (2010). Effects of head-neck rotation and kinesio taping of the flexor muscles on dominant-hand grip strength. *Journal of Physical Therapy Science*, *22*(3), 285-289.
86. Lehman, G. J. (2006). Trunk and hip muscle recruitment patterns during the prone leg extension following a lateral ankle sprain: A prospective case study pre and post injury. *Chiropractic & Osteopathy*, *14*(1), 1-4.
87. Lehman, G. J., Lennon, D., Tresidder, B., Rayfield, B. i Poschar, M. (2004). Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *5*(1), 1-5.
88. Leinonen, V., Kankaanpää, M., Airaksinen, O. i Hänninen, O. (2000). Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *81*(1), 32-37.

89. Lemos, T. V., Albino, A. C. G., Matheus, J. P. C., i de Melo Barbosa, A. (2014). The effect of kinesio taping in forward bending of the lumbar spine. *Journal of Physical Therapy Science*, *26*(9), 1371-1375.
90. Lemos, T. V., Pereira, K. C., Protássio, C. C., Lucas, L. B. i Matheus, J. P. C. (2015). The effect of Kinesio Taping on handgrip strength. *Journal of Physical Therapy Science*, *27*(3), 567-570.
91. Levine, D. i Whittle, M. W. (1996). The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *24*(3), 130-135.
92. Lewis, C. L. i Sahrmann, S. A. (2009). Muscle activation and movement patterns during prone hip extension exercise in women. *Journal of Athletic Training*, *44*(3), 238-248.
93. Lins, C. A. A., Neto, F. L., de Amorim, A. B. C., de Brito Macedo, L. i Brasileiro, J. S. (2013). Kinesio Taping® does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial. *Manual Therapy*, *18*(1), 41-45.
94. Lins, C. A. A., Borges, D. T., Macedo, L. B., Costa, K. S. i Brasileiro, J. S. (2016). Delayed effect of Kinesio Taping on neuromuscular performance, balance, and lower limb function in healthy individuals: a randomized controlled trial. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, *20*, 231-239.
95. Lippert, L. (2011). *Clinical Kinesiology and Anatomy*. 5th ed. Philadelphia, PA: FA Davis Company.
96. Lobel, E. E. (2016). The influence of two stretching techniques on standing hip range of motion. *Journal of Dance Medicine & Science*, *20*(1), 38-43.
97. Lumbroso, D., Ziv, E., Vered, E. i Kalichman, L. (2014). The effect of kinesio tape application on hamstring and gastrocnemius muscles in healthy young adults. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *18*(1), 130-138.
98. Magee D. J. (2006). *Orthopedic Physical Assessment.* 4th ed. Philadelphia, PA: WB Saunders Co.
99. Martínez-Gramage, J., Merino-Ramirez, M. A., Amer-Cuenca, J. J. i Lisón, J. F. (2016). Effect of Kinesio Taping on gastrocnemius activity and ankle range of movement during gait in healthy adults: a randomized controlled trial. *Physical Therapy in Sport*, *18*, 56-61.

100. Massy-Westropp, N., Rankin, W., Ahern, M., Krishnan, J. i Hearn, T. C. (2004). Measuring grip strength in normal adults: reference ranges and a comparison of electronic and hydraulic instruments. *The Journal of Hand Surgery*, *29*(3), 514-519.
101. Massy-Westropp, N. M., Gill, T. K., Taylor, A. W., Bohannon, R. W. i Hill, C. L. (2011). Hand Grip Strength: age and gender stratified normative data in a population-based study. *BMC Research Notes*, *4*(1), 1-5.
102. Mathiowetz, V. (2002). Comparison of Rolyan and Jamar dynamometers for measuring grip strength. *Occupational Therapy International*, *9*(3), 201-209.
103. McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N. i Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *13*(4), 353-359.
104. McGregor, A., Anderton, L. i Gedroyc, W. (2002). The assessment of intersegmental motion and pelvic tilt in elite oarsmen. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *34*(7), 1143-1149.
105. Medved, V., Medved, S. i Kovač, I. (2020). Critical appraisal of surface electromyography (sEMG) as a taught subject and clinical tool in medicine and kinesiology. *Frontiers in Neurology*, *11*.
106. Merino-Marban, R., Mayorga-Vega, D. i Fernandez-Rodriguez, E. (2012). Acute and 48 h effect of kinesiotaping on the handgrip strength among university students. *Journal of Human Sport and Exercise, 7*(4), 741-747.
107. Merletti, R. i Farina, D. (Eds.). (2016). *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.
108. Mens, J. M., Vleeming, A., Snijders, C. J., Koes, B. W. i Stam, H. J. (2001). Reliability and validity of the active straight leg raise test in posterior pelvic pain since pregnancy. *Spine*, *26*(10), 1167-1171.
109. Mohammadi, H. K., Kalantari, K. K., Naeimi, S. S., Pouretezad, M., Shokri, E., Tafazoli, M., ... Kardooni, L. (2014). Immediate and delayed effects of forearm kinesio taping on grip strength. *Iranian Red Crescent Medical Journal*, *16*(8), e19797.
110. Morris, D., Jones, D., Ryan, H. i Ryan, C.G. (2013). The clinical effects of Kinesio® Tex taping: A systematic review. *Physiotherapy Theory and Practice, 29*(4), 259-270.
111. Murphy, D. R., Byfield, D., McCarthy, P., Humphreys, K., Gregory, A. A. i Rochon, R. (2006). Interexaminer reliability of the hip extension test for suspected impaired motor control of the lumbar spine. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *29*(5), 374-377.

112. Myers, T. W. (2014). *Anatomy Trains e-book: Myofascial Meridians for Manual Therapists and Movement Professionals*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
113. Nakajima, M. A. i Baldridge, C. (2013). The effect of kinesio® tape on vertical jump and dynamic postural control. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *8*(4), 393-406.
114. Neto, T., Jacobsohn, L., Carita, A. I., i Oliveira, R. (2015). Reliability of the active-knee-extension and straight-leg-raise tests in subjects with flexibility deficits. *Journal of Sport Rehabilitation*, *24*(4).
115. Oatis, C. A. (2009). *Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement*. 2nd ed. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins.
116. Oh, J. S., Cynn, H. S., Won, J. H., Kwon, O. Y. i Yi, C. H. (2007). Effects of performing an abdominal drawing-in maneuver during prone hip extension exercises on hip and back extensor muscle activity and amount of anterior pelvic tilt. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *37*(6), 320-324.
117. Page, P., Frank, C. C. i Lardner, R. (2010). *Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: The Janda Approach*. Champaign, IL: Human Kinetics.
118. Pamuk, U. i Yucesoy, C. A. (2015). MRI analyses show that kinesio taping affects much more than just the targeted superficial tissues and causes heterogeneous deformations within the whole limb. *Journal of Biomechanics*, *48*(16), 4262-4270.
119. Peeler, J. i Anderson, J. E. (2007). Reliability of the Thomas test for assessing range of motion about the hip. *Physical Therapy in Sport*, *8*(1), 14-21.
120. Peeler, J., i Leiter, J. (2013). Using digital photography to document rectus femoris flexibility: a reliability study of the modified Thomas test. *Physiotherapy Theory and Practice*, *29*(4), 319-327.
121. Peterson-Kendall F., McCreary E. K., Provance P. G., Rodgers M. M. i Romani W. A. (2005). *Muscles Testing and Function with Posture and Pain.* 5th ed. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins.
122. Pierce, M. N. i Lee, W. A. (1990). Muscle firing order during active prone hip extension. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *12*(1), 2-9.
123. Pires, L. G., Padula, R. S., Junior, M. A. D. L., Santos, I., Almeida, M. O., Tomazoni, S. S., ... Costa, L. O. P. (2020). Can Kinesio Taping® influence the electromyographic signal intensity of trunk extensor muscles in patients with chronic low back pain? A randomized controlled trial. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, *24*(6): 539–549.

124. Ruggiero, S. A., Frost, L. R., Vallis, L. A. i Brown, S. H. (2016). Effect of short-term application of kinesio tape on the flexion-relaxation phenomenon, trunk postural control and trunk repositioning in healthy females. *Journal of Sports Sciences*, *34*(9), 862-870.
125. Sahrmann, S. (2002). *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes.* London: Mosby.
126. Sakamoto, A. C. L., Teixeira-Salmela, L. F., de Paula-Goulart, F. R., de Morais Faria, C. D. C. i Guimarães, C. Q. (2009). Muscular activation patterns during active prone hip extension exercises. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *19*(1), 105-112.
127. Salvioli, S., Pozzi, A. i Testa, M. (2019). Movement control impairment and low back pain: state of the art of diagnostic framing. *Medicina*, *55*(9), 548.
128. Sanders, G. i Stavrakas, P. (1981). A technique for measuring pelvic tilt. *Physical Therapy*, *61*(1), 49-50.
129. Schuermans, J., Van Tiggelen, D., Danneels, L. i Witvrouw, E. (2014). Biceps femoris and semitendinosus—teammates or competitors? New insights into hamstring injury mechanisms in male football players: a muscle functional MRI study. *British Journal of Sports Medicine*, *48*(22), 1599-1606.
130. Schuermans, J., Van Tiggelen, D. i Witvrouw, E. (2017). Prone hip extension muscle recruitment is associated with hamstring injury risk in amateur soccer. *International Journal of Sports Medicine*, *38*(9), 696-706.
131. Serrão, J. C., Mezêncio, B., Claudino, J. G., Soncin, R., Miyashiro, P. L. S., Sousa, E. P., ... Amadio, A. C. (2016). Effect of 3 different applications of Kinesio Taping Denko® on electromyographic activity: inhibition or facilitation of the quadriceps of males during squat exercise. *Journal of Sports Science & Medicine*, *15*(3), 403-409.
132. Shih, H. S., Chen, S. S., Cheng, S. C., Chang, H. W., Wu, P. R., Yang, J. S., ... Tsou, J. Y. (2017). Effects of Kinesio taping and exercise on forward head posture. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, *30*(4), 725-733.
133. Słupik, A., Dwornik, M., Białoszewski, D. i Zych, E. (2007). Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja*, *9*(6), 644-651.
134. Stergiou, N. i Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection?. *Human Movement Science*, *30*(5), 869-888.
135. Stockheimer, K. R., Baltaci, G., Forrester, G. G., Frassine, S. i Wolkenberg, A. (2016). Research requires deep knowledge of the modality to be tested. *Journal of Physiotherapy*, *62*(2), 118.

136. Suehiro, T., Mizutani, M., Ishida, H., Kobara, K., Osaka, H. i Watanabe, S. (2015). Individuals with chronic low back pain demonstrate delayed onset of the back muscle activity during prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *25*(4), 675-680.
137. Sugawara, H., Shimose, R., Tadano, C., Ushigome, N. i Muro, M. (2013). Change in EMG with skin friction at different frequencies during elbow flexion. *Somatosensory & Motor Research*, *30*(2), 72-80.
138. Takasaki, H., Iizawa, T., Hall, T., Nakamura, T. i Kaneko, S. (2009). The influence of increasing sacroiliac joint force closure on the hip and lumbar spine extensor muscle firing pattern. *Manual Therapy*, *14*(5), 484-489.
139. Tateuchi, H., Taniguchi, M., Mori, N. i Ichihashi, N. (2012). Balance of hip and trunk muscle activity is associated with increased anterior pelvic tilt during prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *22*(3), 391-397.
140. Taylor, D. C., Dalton JR, J. D., Seaber, A. V. i Garrett JR, W. E. (1990). Viscoelastic properties of muscle-tendon units: the biomechanical effects of stretching. *The American Journal of Sports Medicine*, *18*(3), 300-309.
141. Thelen, M. D., Dauber, J. A. i Stoneman, P. D. (2008). The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *38*(7), 389-395.
142. Thiruvarangan S., Dassanayake, T.D.M.S.B. i Samaranayake D.B.D.L. (2017). Validity and reliability of tri-goniometric method for measuring pelvic tilt and pelvic range of motion in standing posture. *International Journal of Advanced Research and Publications, 1*(3): 216-220.
143. Tsai, H. J., Hung, H. C., Yang, J. L., Huang, C. S. i Tsauo, J. Y. (2009). Could Kinesio tape replace the bandage in decongestive lymphatic therapy for breast-cancer-related lymphedema? A pilot study. *Supportive Care in Cancer*, *17*(11), 1353-1360.
144. Tu, S. J., Woledge, R. C. i Morrissey, D. (2016). Does 'Kinesio tape' alter thoracolumbar fascia movement during lumbar flexion? An observational laboratory study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *20*(4), 898-905.
145. Vercelli, S., Sartorio, F., Foti, C., Colletto, L., Virton, D., Ronconi, G. i Ferriero, G. (2012). Immediate effects of kinesiotaping on quadriceps muscle strength: a single-blind, placebo-controlled crossover trial. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *22*(4), 319-326.

146. Vigotsky, A. D., Lehman, G. J., Contreras, B., Beardsley, C., Chung, B. i Feser, E. H. (2015). Acute effects of anterior thigh foam rolling on hip angle, knee angle, and rectus femoris length in the modified Thomas test. *PeerJ*, *3*, e1281.
147. Vigotsky, A. D., Lehman, G. J., Beardsley, C., Contreras, B., Chung, B. i Feser, E. H. (2016). The modified Thomas test is not a valid measure of hip extension unless pelvic tilt is controlled. *PeerJ*, *4*, e2325.
148. Vithoulk, I., Beneka, A., Malliou, P., Aggelousis, N., Karatsolis, K. i Diamantopoulos, K. (2010). The effects of Kinesio-Taping® on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women. *Isokinetics and Exercise Science*, *18*(1), 1-6.
149. Voglar, M. i Sarabon, N. (2014). Kinesio taping in young healthy subjects does not affect postural reflex reactions and anticipatory postural adjustments of the trunk: a pilot study. *Journal of Sports Science & Medicine*, *13*(3), 673-679.
150. Vogt, L. i Banzer, W. (1997). Dynamic testing of the motor stereotype in prone hip extension from neutral position. *Clinical Biomechanics*, *12*(2), 122-127.
151. Wakefield, C. B., Halls, A., Difilippo, N. i Cottrell, G. T. (2015). Reliability of goniometric and trigonometric techniques for measuring hip-extension range of motion using the modified Thomas test. *Journal of Athletic Training*, *50*(5), 460-466.
152. Wang, S. S., Whitney, S. L., Burdett, R. G. i Janosky, J. E. (1993). Lower extremity muscular flexibility in long distance runners. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *17*(2), 102-107.
153. Weir, C. B. i Jan, A. *BMI Classification Percentile And Cut Off Points.* [Updated 2021 May 9]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2021 Jan-. Dostupno na: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK541070/
154. Williams, S., Whatman, C., Hume, P. A. i Sheerin, K. (2012). Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries. *Sports Medicine*, *42*(2), 153-164.
155. Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.
156. Wong, O. M., Cheung, R. T. i Li, R. C. (2012). Isokinetic knee function in healthy subjects with and without Kinesio taping. *Physical Therapy in Sport*, *13*(4), 255-258.
157. Yeung, S. S., Yeung, E. W., Sakunkaruna, Y., Mingsoongnern, S., Hung, W. Y., Fan, Y. L. i Iao, H. C. (2015). Acute effects of kinesio taping on knee extensor peak torque and electromyographic activity after exhaustive isometric knee extension in healthy young adults. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *25*(3), 284-290.

158. Yildirim, M. S., Ozyurek, S., Tosun, O. Ç., Uzer, S., i Gelecek, N. (2016). Comparison of effects of static, proprioceptive neuromuscular facilitation and Mulligan stretching on hip flexion range of motion: a randomized controlled trial. *Biology of Sport*, *33*(1), 89-94.
159. Ylinen, J. J., Kautiainen, H. J. i Häkkinen, A. H. (2010). Comparison of active, manual, and instrumental straight leg raise in measuring hamstring extensibility. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *24*(4), 972-977.
160. Yoosefinejad, A. K., Motealleh, A., Abbasalipur, S., Shahroei, M. i Sobhani, S. (2017). Can inhibitory and facilitatory kinesiotaping techniques affect motor neuron excitability? A randomized cross-over trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *21*(2), 234-239.
161. Yoshida, A. i Kahanov, L. (2007). The effect of kinesio taping on lower trunk range of motions. *Research in Sports Medicine*, *15*(2), 103-112.

8. ŽIVOTOPIS AUTORA

Dalibor Kiseljak rođen je 1983. godine u Zagrebu, gdje je završio osnovnu školu i opću gimnaziju. Diplomirao je na Zdravstvenom veleučilištu u Zagrebu, Specijalistički diplomski stručni studij fizioterapije te na Akademiji likovnih umjetnosti u Zagrebu, Nastavnički odsjek. Od 2011. godine u nastavnom zvanju predavača zaposlen je na Zdravstvenom veleučilištu u Zagrebu, čiji je vanjski suradnik u nastavi bio od 2006. godine i gdje je od 2013. do 2015. godine obnašao funkciju Voditelja službe studenata, studentskih projekata i mobilnosti studenata. Na istoj ustanovi radi i danas, u nastavnom zvanju višeg predavača (od 2019. godine) te kao vršitelj dužnosti Pročelnika katedre za kineziologiju (od 2019. godine). Od 2018. godine je vanjski suradnik na Kineziološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu, kao naslovni predavač. Područja profesionalnog interesa su klinička kineziologija, fizioterapija kod poremećaja mišićno-koštanog sustava i fizioterapija u sportu, s naglaskom na neuromuskularni pristup u prevenciji i rehabilitaciji. Iz navedenih područja se kontinuirano educira kroz stručne seminare i tečajeve (Kinesio Taping, Kinetic Manual Therapy, Maitland, PNF), a od 2012. godine u statusu je međunarodnog Kinesio Taping instruktora (CKTI). Od 2016. godine kontinuirano je član organizacijskog odbora godišnjih konferencija u organizaciji Zdravstvenog veleučilišta: Međunarodne konferencije medicinskih sestara i tehničara te Međunarodne konferencije zdravstvenih profesija, uz istu funkciju na Konferenciji sportske medicine s međunarodnim sudjelovanjem, održanoj 2019. godine. Član je Veslačkog kluba Trešnjevka od 1996. godine te na domaćim i međunarodnim natjecanjima i danas nastupa, u kategoriji veterana.

9. POPIS OBJAVLJENIH DJELA

1. Jedvaj, H., **Kiseljak, D.** i Petrak, O. (2021). Kinesiophobia in Skiers with Knee Injuries. *Polish journal of sport and tourism, 28*(1), 24-29.
2. Ramušćak, L. i **Kiseljak, D.** (2021). Učestalost ozljeda ramenog obruča u rukometu. U: Milanović, L., Wertheimer, V., Jukić, I. i Krakan, I. (ur.) *Zbornik radova 19. godišnje međunarodne konferencije Kondicijska priprema sportaša* (pp. 334-337). Zagreb, Kineziološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; Udruga kondicijskih trenera Hrvatske.
3. Jurak, I., **Kiseljak, D.** i Rađenović, O. (2020). Assessing Young Gymnasts' Dynamic Posture: A Comparison of Methods. *Journal of Applied Health Sciences, 6*(1), 129-135.
4. Bolčević, F., Pažin, K., **Kiseljak, D.**, Gruić, I. i Medved, V. (2018). Acute effects of gravitational stretching in the position of Modified Thomas Test on changes in range of motion in hip and knee joints. U: Pezarat-Correia, P., Vilas-Boas, J., Rivera, O. i Cabri, J. (ur.) *Proceedings of the 6th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support - Volume 1: K-BioS* (pp. 180-189). Setúbal, SciTePress.
5. Buljac, M., Bolčević, F. i **Kiseljak, D.** (2018). Biomehanička procjena igrača ragbija pri povratku u aktivnost nakon rane rehabilitacije kompliciranog prijeloma tibije i fibule. U: Milanović, L., Wertheimer, V. i Jukić, I. (ur.) *Kondicijska priprema sportaša 2018: zbornik radova* (pp. 75-81). Zagreb, Kineziološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; Udruga kondicijskih trenera Hrvatske.
6. Filipović, V. i **Kiseljak, D.** (2018). Contribution of secondary education to the success of students attending the Clinical kinesiology module. U: Macuh, B. (ur.) *6th Scientific Conference with International Participation: All About People: Challenges for Science and Education* (pp. 114-123). Maribor, AMEU – ECM, Alma Mater Press.
7. **Kiseljak, D.**, Jurak, I. i Rađenović, O. (2018). Objective assessment of gymnasts' dynamic posture using the functional movement screen. U: Baić, M., Starosta, W., Drid, P., Konarski, J., Krstičević, T. i Maksimović, N. (ur.) *Proceedings of the 14th International Scientific Conference of Sport Kinetics 2018* (pp. 127-132). Zagreb - Novi Sad, Faculty of Kinesiology, University of Zagreb, Croatia; Faculty of Sport and Physical Education, University of Novi Sad, Serbia.
8. **Kiseljak, D.**, Mikulić, P. i Milanović, D. (2018). Veslački ergometri u funkciji biomehanički optimalne simulacije veslanja. U: Milanović, L., Wertheimer, V. i Jukić, I. (ur.) *Kondicijska priprema sportaša 2018: zbornik radova* (pp. 61-65). Zagreb, Kineziološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu ; Udruga kondicijskih trenera Hrvatske.

9. Pinter, I., **Kiseljak, D.** i Petrak, O. (2018). Usporedba dinamičke stabilnosti nogometaša i rukometaša. *Journal of Applied Health Sciences, 4*(1), 39-48.
10. **Kiseljak, D.** (2017). Cycling in the function of physical activity through active commuting. U: Milanović, D., Sporiš, G., Šalaj, S. i Škegro, D. (ur.) *8th International Scientific Conference on Kinesiology* (pp. 95-98). Zagreb, Faculty of Kinesiology, University of Zagreb, Croatia.
11. **Kiseljak, D.**, Bolčević, F., Ćurko, D., Pažin, K., Ujaković, F., Gruić, I. i Medved, V. (2017). The Modified Thomas Test realized by optoelectronic kinematic measurement. *Functional Neurology, Rehabilitation, and Ergonomics, 7*(3), 39-44.
12. **Kiseljak, D.**, Pažin, K. i Bolčević, F. (2017). Bilateral kinematic indicators of the specific hip and knee postural adaptation of handball players. U: Zvonar, M. i Sajdlova, Z. (ur.) *Proceedings of the 11th international conference on kinanthropology: sport and quality of life (ICK 2017)* (pp. 826-836). Brno, Masarykova univerzita.
13. Švaić, V., **Kiseljak, D.** i Rađenović, O. (2017). Fizioterapija hallux valgusa kod sportaša. *Kondicijski trening, 15*(1), 36-40.
14. Božić, I., **Kiseljak, D.**, i Rađenović, O. (2016). Specifične ozljede u odbojci te fizioterapijski postupci prevencije i rehabilitacije. U: I. Jukić, C. Gregov, S. Šalaj, L. Milanović, V. Wertheimer i D. Knjaz (ur.), *Zbornik radova 14. godišnje međunarodne konferencije Kondicijska priprema sportaša 2016* (pp. 241-245). Zagreb: Kineziološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu.
15. Kljaić, K., **Kiseljak, D.** i Krpan, D. (2016). Rehabilitacija osteoartritisa koljena – usporedba metoda MBST® – terapijske nuklearne magnetske rezonance niske energije i fizioterapije. *Fizikalna i rehabilitacijska medicina, 28*(3-4), 364-377.
16. Mašina, M. i **Kiseljak, D.** (2016). Fizioterapijska procjena posture i posturalne prilagodbe veslača. U: I. Jukić, C. Gregov, S. Šalaj, L. Milanović, V. Wertheimer i D. Knjaz (ur.), *Zbornik radova 14. godišnje međunarodne konferencije Kondicijska priprema sportaša 2016* (pp. 236-240). Zagreb: Kineziološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu.
17. Matejčić, A., Rađenović, O. i **Kiseljak, D.** (2016). Kinesio Taping metoda u rehabilitaciji uganuća nožnog zgloba aktivnih nogometaša. U: M. Smoljić i S. Janković (ur.), *Zbornik radova 2. Međunarodnog znanstveno-stručnog skupa "Fizioterapija u sportu, rekreaciji i wellnessu", Vukovar 2016* (pp. 106-113). Vukovar: Veleučilište „Lavoslav Ružička".

18. Baumschabel, M., **Kiseljak, D.**, i Filipović, V. (2015). Utjecaj pilatesa na gibljivost kralježnice. *Physiotherapia Croatica, 13*(Suppl.1), 34-37.
19. Britvec, M. i **Kiseljak, D.** (2015). Prednja koljenska bol kod profesionalnih plesača. *Kondicijski trening, 13*(1), 27-32.
20. Dobrić, D. i **Kiseljak, D.** (2015). Fizioterapijska procjena posturalne stabilnosti i mobilnosti profesionalnih balerina. *Physiotherapia Croatica, 13*(Suppl.1), 30-33.
21. Gajari, A., Žura, N., **Kiseljak, D.** i Filipović, V. (2015). Učinkovitost proprioceptivne neuromuskularne facilitacije u rehabilitaciji sindroma subakromijalnog sraza. *Fizioinfo, 15*(25), 6-9.
22. **Kiseljak, D.** (2015). Kinesio Taping metoda. *Kondicijski trening, 13*(1), 20-26.
23. Pavlović, L., **Kiseljak, D.** i Petrak, O. (2015). Učinkovitost dekompresijske terapije kralježnice bolesnika s cervikobrahijalnim sindromom. *Journal of Applied Health Sciences, 1*(2), 129-138.
24. Šimunac, A., Šobar, L., Šušković Stipanović, D., Tončinić, S. i **Kiseljak, D.** (2015). Fizioterapija de Quervainovog sindroma uzrokovanog korištenjem "pametnih telefona". *Fizioinfo, 15*(25), 12-15.
25. Debeljak De Martini, A., Filipović, V. i **Kiseljak, D.** (2014). Usporedba morfoloških i motoričkih osobina rukometaša i nogometaša. U: A. Jurinić (ur.), *Zbornik Kongresa Hrvatskog zbora fizioterapeuta s međunarodnim sudjelovanjem, Vukovar 2014 (pp.* 85-92). Zagreb: Hrvatski zbor fizioterapeuta.
26. **Kiseljak, D.**, Filipović, V. i Nešić, N. (2014). Assessment of the quality of movement for patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Universitatis Carolinae-Kinanthropologica journal, 50*(2), 56-68.
27. **Kiseljak, D.** i Škrbina, D. (2013). Poučavanje studenata za planiranje terapijskog procesa korištenjem trodimenzionalnog art ekspresivnog medija. *Hrvatska revija za rehabilitacijska istraživanja, 49*(No.Supplement), 184-194.
28. **Kiseljak, D.** i Vrcić-Kiseljak, LJ. (2012). Fizioterapija – područje reproduktivnog ili stvaralačkog djelovanja?. U: A. Jurinić (ur.), *Zbornik međunarodnog kongresa fizioterapeuta "Fizioterapija jučer, danas, sutra", Varaždin, 2012* (pp. 132-137). Zagreb: Hrvatski zbor fizioterapeuta.
29. Kiseljak, H. i **Kiseljak, D.** (2012). Fizioterapeut u rekreativnom vježbanju u teretani. U: A. Jurinić (ur.), *Zbornik međunarodnog kongresa fizioterapeuta "Fizioterapija jučer, danas, sutra", Varaždin, 2012* (pp. 88-95). Zagreb: Hrvatski zbor fizioterapeuta.

30. Vrcić-Kiseljak, LJ., **Kiseljak, D.** i Kraljević, N. (2012). Mjesto i uloga fizioterapije u rehabilitacijskom timu. *Fizikalna i rehabilitacijska medicina*, *24*(Suppl1), 176-177.
31. **Kiseljak, D.** (2010). Posturalna korekcija idiopatske adolescentne skolioze primjenom kinesio tapinga: prikaz slučaja. *Fizioinfo, 11*(2), 27-33.