

UNIVERZA NA PRIMORSKEM  
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE  
IN INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Vanja Rogač

**POVEZANOST JAKOSTI IN  
SAMODEJNIH STABILIZACIJSKIH  
ODZIVOV MIŠIC TRUPA**

Diplomska naloga

Koper, oktober 2014

UNIVERZA NA PRIMORSKEM  
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN  
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

APLIKATIVNA KINEZILOGIJA

**POVEZANOST JAKOSTI IN  
SAMODEJNIH STABILIZACIJSKIH  
ODZIVOV MIŠIC TRUPA**

Diplomska naloga

**MENTOR:**  
Izr. prof. dr. Nejc Šarabon

**Avtorica:**  
VANJA ROGAČ

Koper, oktober 2014

Ime in PRIIMEK: Vanja ROGAČ

Naslov diplomske naloge: Povezanost jakosti in samodejnih stabilizacijskih odzivov mišic trupa.

Kraj: Koper

Leto: 2014

Število listov: 51 Število slik: 10 Število tabel: 4

Število prilog: / Št. strani prilog: /

Število referenc: 88

Mentor: Izr. prof. dr. Nejc Šarabon

UDK:

Ključne besede: anticipatorna posturalna prilagoditev, posturalne refleksne reakcije, največja hotena kontrakcija mišice, nenadna obremenitev

Povzetek:

UVOD: Samodejna stabilizacijska aktivacija mišic in jakost sta dva zelo različna koncepta, ki se trenirata ločeno, z različnimi nameni in metodami. Mišična jakost je sposobnost mišice, da ob zavestni aktivaciji ustvari silo/navor, medtem ko je stabilnost sposobnost živčno-mišičnega nadzora za avtomatizirano časovno in prostorsko usklajeno prilagajanje mišične aktivnosti s ciljem zagotovitve dinamične stabilnosti telesnega segmenta. Namen diplomske naloge je bilo ugotoviti ali obstaja povezava med jakostjo in stabilizacijskimi funkcijami mišic trupa pri zdravih osebah.

METODE: 60 preiskovancev (24 moški in 36 žensk) s povprečno starostjo 41 let. Z dinamometrom smo merili največjo silo statičnega upogiba in iztega trupa v stoječem položaju. Anticipatorno posturalno prilagoditev smo merili s hitrim upogibom rok na svetlobni znak, posturalne reakcije na motnje pa z nenadno obremenitvijo preko rok. Začetek aktivacije izbranih mišic trupa smo merili s površinsko elektromiografijo. Za spremenljivke pri stabilizacijskih funkcijah smo vzeli razlike v času aktivacij izbranih mišic trupa glede na notranjo oz. zunanjo motnjo. Izračunali smo Pearsonove korelacijske koeficiente za vse pare izmerjenih sil in časovnih razlik.

REZULTATI: Rezultati niso pokazali statistično značilne povezanosti ( $p > 0,05$ ) med pari spremenljivk, ki vrednotijo jakost in stabilizacijske funkcije trupa. Potrebne so nadaljnje raziskave za ovrednotenje povezanosti jakosti in stabilizacijskih funkcij pod različnimi pogoji.

ZAKLJUČEK: Pridobljeni rezultati podpirajo potrebo po ločeni vadbi za eno in drugo sposobnost. Zato bi bila zmotna praksa, ki bi predvidevala, da lahko zgolj s krepilnimi vadbenimi vsebinami dosežemo stabilnost trupa in obratno, ne moremo pričakovati vidnejših napredkov na področju jakosti zgolj s stabilizacijsko vadbo.

Name and SURNAME: Vanja ROGAČ

Title of bachelor thesis: Correlation between strength and postural stability control of the trunk muscles.

Place: Koper

Year: 2014

Number of pages: 51 Number of pictures: 10 Number of tables: 4

Number of enclosures: / Number of enclosure pages: /

Number of references: 88

Mentor: Izr.Prof.dr. Nejc Šarabon

UDK:

Key words: stability, anticipatory postural adaptation, postural reactions, unexpected loading, maximal voluntary contraction

Abstract:

**INTRODUCTION:** Stability and strength are two different concepts that have to be trained differently. Strength is the ability of the muscle to produce force/torque with voluntary contraction, while stability results from highly coordinated muscle activation patterns, which must continually change, depending on the task.

The purpose of this study was to investigate correlation between trunk strength and timing of the trunk muscles activation relative to expected and unexpected perturbation.

**METHODS:** 60 subjects (24 male and 36 female) with average age of 41 years participated in the study. Maximal isometric trunk extension and flexion muscle force during standing was measured with dynamometer. Stability control was assessed as anticipatory postural adaptations to fast arm rising and as postural reactions to unexpected arm loading. Activation timing of 4 trunk muscles was monitored with surface electromyography. For variables we used the time between recruitment of the trunk muscles and the beginning of external or internal perturbation. We calculated the Pearson correlation coefficients for all pairs of measured forces and time differences.

**RESULTS:** Results did not show statistical significant correlations ( $p > 0.05$ ) between pairs of strength and stability variables. Further investigations are needed for evaluating the correlation between strength and postural stability control of the trunk muscles under different conditions.

**CONCLUSION:** The results of the study support the need for different training approach to improve either of functional abilities. Therefore it would be wrong to assume that the stability functions could be improved by only strength exercises or that strength could be gained with stabilization exercises only.

UNIVERZA NA PRIMORSKEM  
UNIVERSITÀ DEL LITORALE / UNIVERSITY OF PRIMORSKA

FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE  
FACOLTÀ DI SCIENZE MATEMATICHE NATURALI E TECNOLOGIE INFORMATICHE  
FACULTY OF MATHEMATICS, NATURAL SCIENCES AND INFORMATION TECHNOLOGIES

Glagoljaška 8, SI - 6000 Koper

Tel.: (+386 5) 611 75 70

Fax: (+386 5) 611 75 71

[www.famnit.upr.si](http://www.famnit.upr.si)

[info@famnit.upr.si](mailto:info@famnit.upr.si)



UNIVERZA NA PRIMORSKEM  
UNIVERSITÀ DEL LITORALE  
UNIVERSITY OF PRIMORSKA

Titov trg 4, SI – 6000 Koper  
Tel.: + 386 5 611 75 00  
Fax.: + 386 5 611 75 30  
E-mail: [info@upr.si](mailto:info@upr.si)  
<http://www.upr.si>

## IZJAVA O AVTORSTVU DIPLOMSKE NALOGE

Podpisana Vanja Rogač, študent/ka dodiplomskega študijskega programa 1. stopnje  
Aplikativna kineziologija,

**izjavljam,**

da je diplomska naloga z naslovom *Povezanost jakosti in samodejnih stabilizacijskih odzivov mišic trupa*

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

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

Podpis študent/ke:

---

V Kopru, dne 23.10.2014

# KAZALO VSEBINE

1 UVOD .....	1
1.1 Pasivni podsistem .....	2
1.2 Nadzorni podsistem .....	2
1.3 Aktivni podsistem.....	3
1.4 Spremembe v delovanju mišic pri bolečini v spodnjem delu hrbta .....	11
2 PREDMET, PROBLEM, NAMEN .....	15
2.1 Cilji .....	18
2.2 Hipoteze .....	18
3 METODE .....	19
3.1 Preiskovanci .....	19
3.2 Raziskovalni načrt .....	19
3.3 Merilni postopki in merilna oprema .....	20
3.3.1 Merjenje jakosti mišic trupa.....	20
3.3.2 Merjenje stabilizacijskih funkcij .....	21
3.4 Statistična analiza .....	23
4 REZULTATI.....	24
5 RAZPRAVA .....	32
6 ZAKLJUČEK .....	35
LITERATURA .....	36

## KAZALO TABEL

Tabela 1: Funkcije in značilnosti mišic trupa. ....	5
Tabela 2: Motnje v delovanju mišic trupa. ....	14
Tabela 3: Osnovne značilnosti (socialne in antropometrične) preiskovancev. ....	19
Tabela 4: Pearsonovi korelacijski koeficienti in izračunane dvostranske stopnje tveganja. ....	25

## KAZALO SLIK

Slika 1: Položaj za merjenje največje sile v smeri upogiba trupa.....	21
Slika 2: Prikaz postavitve površinskih EMG elektrod pri merjenju stabilizacijskih funkcij trupa. ....	22
Slika 3: Prikaz merjenja anticipatornih posturalnih prilagoditev pri dvigu rok na svetlobni signal. ....	22
Slika 4: Prikaz postavitve preiskovanca pri merjenju odzivov mišic .....	23
Slika 5: Grafični prikaz povezanosti največje sile v smeri iztega trupa in časovne razlike med aktivacijo prednjega dela deltoidne mišice in aktivacijo izbranih mišic trupa pri dvigu rok na svetlobni znak. ....	26
Slika 6: Grafični prikaz povezanosti največje sile v smeri upogiba trupa in časovne razlike med aktivacijo prednjega dela deltoidne mišice in aktivacijo izbranih mišic trupa pri dvigu rok na svetlobni znak. ....	27
Slika 7: Grafični prikaz povezanosti razmerja največjih sil v smeri iztega in upogiba trupa in časovne razlike med aktivacijo prednjega dela deltoidne mišice in aktivacijo izbranih mišic trupa pri dvigu rok na svetlobni znak. ....	28
Slika 8: Grafični prikaz povezanosti največje sile v smeri iztega trupa in časovne zakasnitve aktivacij izbranih mišic trupa glede na trenutek nenadne obremenitve.....	29
Slika 9: Grafični prikaz povezanosti največje sile v smeri upogiba trupa in časovne zakasnitve aktivacij izbranih mišic trupa glede na trenutek nenadne obremenitve.....	30
Slika 10: Grafični prikaz povezanosti razmerja največjih sil v smeri iztega in upogiba trupa časovne zakasnitve aktivacij izbranih mišic trupa glede na trenutek nenadne obremenitve. ....	31



## TABELA KRATIC

<i>Kratika</i>	<i>Opis kratice</i>
BSH	Bolečina v spodnjem delu hrbta
MVC	Največja hotena kontrakcija mišice, iz angl: maximal voluntary contraction
APP	Anticipacijske posturalne prilagoditve
CŽS	Centralni živčni sistem
PRR	Posturalne refleksne reakcije
TrA	Prečna trebušna mišica, iz lat: M. transversus abdominis
DF	Trebušna prepona, iz angl.: diaphragma.
MF	Mišice multifidi, iz lat.: multifidi
MMD	Mišice medeničnega dna
ZTP	Znotraj trebušni pritisk
EMG	Elektromiografija
TLF	Torakolumbarna fascija
ES	Mišice iztegovalke trupa, iz lat.: m. erector spinae
QL	Ledvena kvadratasta mišica, iz lat.: m. quadratus lumborum
PM	Velika ledvena mišica iz lat.: m. psoas major)
OI	Notranja poševna trebušna mišica, iz lat.: m. obliquus internus abdominis
LD	Široka hrbtna mišica, iz lat.: m. latissimus dorsi
OE	Zunanja poševna trebušna mišica, iz lat.: m. obliquus externus abdominis
RA	Prema trebušna mišica, iz lat.: m. rectus abdominis
DA	Prednji del deltoidne mišice, iz lat: m. deltoideus anterior
GM	Velika zadnjična mišica, iz lat.: m. gluteus maximus

## **1 UVOD**

Bolečina v spodnjem delu hrbta (BSH) se uvršča med globalne zdravstvene probleme in je predmet številnih znanstvenih in ekonomskih raziskav. Največjo prevalenco ima populacija stara od 40 do 80 let, posebej ženske (Hoy idr., 2012). Visok delež oseb z BSH v aktivni populaciji predstavlja velik ekonomski problem. Prevalenca BSH se viša tudi med najstniki. Vse skupaj vpliva na kakovost življenja, posel in na celotno gospodarstvo (Hoy idr., 2012). Na primer v Nemčiji v enem letu izkusi BSH 76 % odraslih in 85,5 % odraslih vsaj enkrat v svojem celotnem življenju (Schmidt idr., 2007). Povprečni letni stroški na pacienta so bili leta 2005 v Nemčiji ocenjeni na 1.322 EUR. Od tega je slaba polovica neposrednih, ostalo se nanaša na posredne stroške (Wenig, Schmidt, Kohlmann, & Schweikert, 2009). BSH se v praksi zdravi na vse mogoče načine. Splošni zdravniki mnogokrat predpišejo počitek in protibolečinske tablete. Pri večjih patologijah in deformacijah se ortopedi odločijo za operacijo. Fizioterapevti, manualni terapevti in drugi priporočajo zdravljenje glede na svoje izkušnje in znanje, kar je zelo raznoliko: topli ali mrzli obkladki, imobilizacija, gibalna terapija, trakcije hrbtenice, masaža, manipulacija, mobilizacija, mišični relaksanti in tako naprej. Bolečina pri večini ljudi preneha sama od sebe ne glede na terapije, a se vrne, če se vzroki za nastanek ne odpravijo (Virtual Health Care Team, 2012). Ključno za odpravljanje bolečine in zmanjšanje prevalence BSH in posledično stroškov zdravljenja je razumevanje mehanizmov, ki privedejo do bolečin in poškodb. Telesna aktivnost se v splošnem obravnava kot preventiva pred BSH, vendar je odnos med telesno aktivnostjo in BSH v obliki črke U (Heneweer, Vanhees, & Picavet, 2009). To pomeni, da so bolečinam v hrbtu najbolj izpostavljeni neaktivni ljudje s sedečim načinom življenja in dela in ljudje, ki so vsakodnevno izpostavljeni težkim fizičnim aktivnostim v obliki dela ali profesionalnega športa (Heneweer idr., 2009).

Verjetnost za BSH in poškodbe hrbtenice se zmanjša, če ima hrbtenica v ledvenem delu zagotovljeno ustrezno stabilnost. Najbolj pogosto je uporabljena opredelitev klinične stabilnosti hrbtenice. Klinična stabilnost hrbtenice (v nadaljevanju stabilnost hrbtenice) pomeni dinamično ohranjanje ravnovesja drže z nenehnim prilagajanjem in dinamičnim odzivanjem sistema hrbtenice na spremembe položaja ali fizične obremenitve. Stabilnost hrbtenice preprečuje deformacijo struktur, poškodbo hrbtenjače, živčnih korenin in posledično bolečino. Vsaka deformacija ali poškodba pasivnih elementov (ligamentov, diskov ali facetnih sklepov) hrbtenice zmanjša njeno klinično stabilnost (Bergmark, 1989).

Panjabijev sistem stabilnosti hrbtenice sestavljajo trije podsistemi: pasivni, aktivni in nadzorni (Panjabi, 1992). Vsi trije podsistemi so soodvisne komponente sistema za stabilizacijo hrbtenice. Disfunkcijo enega od podsistemov lahko do neke mere kompenzirata ostala dva ali eden od podsistemov (Panjabi, 1992).

## **1.1 Pasivni podsistem**

Pasivni podsistem vključuje vretenca, facetne sklepe, medvretenčne ploščice, sklepne kapsule, ligamente hrbtenice in pasivne mehanske lastnosti mišic. Pasivni elementi ne ustvarjajo ali izvajajo gibanja, temveč najpogosteje delujejo kot stabilizatorji na koncu obsega giba. Takrat npr. ligamenti razvijejo reakcijsko silo in zavrejo gibanje. V bližini nevtralne pozicije hrbtenice elementi pasivnega podsistema ne zagotavljajo veliko podpore ampak s pomočjo mehano-receptorjev zaznavajo gibanje in položaj hrbtenice. Posledično jih Panjabi uvršča tudi v nadzorni podsistem (Panjabi, 1992).

## **1.2 Nadzorni podsistem**

Nadzorni (t.i. živčni) podsistem nadzoruje in vpliva na kakovost delovanja aktivnega podsistema. Sprejema informacije iz mehanskih receptorjev, ki se nahajajo v mišicah in vezivnem tkivu, ter na podlagi prejetih signalov določi specifične zahteve za stabilnost hrbtenice (Panjabi, 1992). Stabilno hrbtenico zagotavlja ustrezna togost med posameznimi segmenti hrbtenice. Gre za nizke nivoje mišičnih aktivacij, ki so potrebne za ohranjanje stabilnosti trupa (Barr, Griggs, & Cadby, 2005). Viri poročajo o 5 % do 25 % največje hotene kontrakcije mišic (angl.: maximal voluntary contraction (MVC)) (Hoffer & Andreassen, 1981; Cholewicki, Juluru, & McGill, 1999). Pogoji pri tem je ustrezen živčno-mišični nadzor. To pomeni, da živčni sistem aktivira mišice ob pravem času, v pravi meri in v optimalnem zaporedju in jih nato sprosti. Napetost (togost) posamezne mišice se po potrebi prilagaja. Zahteve po napetosti posameznih mišic so odvisne od dinamičnega položaja telesa, od položaja rok, inercije različnih mas in zunanjih bremen (Panjabi, 1992). Z drugimi besedami, na telo delujejo mehanske motnje, ki jih povzročijo notranje ali zunanje sile. Lahko so pričakovane ali nepričakovane (Sharma, 2012). Nadzorni podsistem uravnava delovanje mišic glede na motnje na dva načina. Za ohranjanje stabilnosti v primeru pričakovanih motenj nadzorni

sistem koordinira in sproži mišične aktivnosti pred hotenim gibom oz. notranjo motnjo. To imenujemo anticipacijske posturalne prilagoditve (APP) in so programirane v višjih centrih centralnega živčnega sistema (CŽS) (Bouisset & Zattara, 1987). Če so motnje nepričakovane, nadzorni podsistem odreagira s hitrim prenosom informacij oz. refleksnim odzivom, kar imenujemo posturalne refleksne reakcije (PRR). Nehoteni, refleksni odzivi ali t.i. refleksna togost se deli na monosinaptične, oligosinaptične in polisinaptične raztezne reflekse. Pri najenostavnejših, monosinaptičnih refleksih, mišična vretena zaznajo raztezek, posledično ustvarijo aferentni impulz s katerim vzdražijo alfa motonevrone, ki sprožijo mišično kontrakcijo potrebno za ponovno vzpostavitev ravnovesja v sklepu oz. več-sklepnem sistemu (Richardson, Hodges, & Hides, 2004). Kompleksnejši oligosinaptični in polisinaptični refleksi imajo zmožnost ustvarjanja funkcionalno pomembnih odzivov na zunanji dražljaj, kot je npr. recipročna inhibicija in umaknitveni refleks (Latach, 2008). Refleksni odzivi skupaj z intrinzično togostjo mišice predstavljajo mišično togost, ki je opredeljena kot razmerje med spremembo dolžine in spremembo sile (Johansson, Sjölander, & Sojka, 1991). Intrinzična togost je v nasprotju od refleksnih odzivov odvisna od viskoelastičnih značilnosti mišice, obstoječih aktinsko-miozinskih mostičkov in rekrutacije mišice v stanju pred motnjo. Za dinamično ohranjanje drže sta potrebni obe vrsti mišične togosti (Moorhouse & Granata, 2007).

### **1.3 Aktivni podsistem**

Pod aktivni podsistem spadajo mišice in kite, ki ustvarjajo silo. Velikost mišične sile je merjena s pretvorniki sil v mišicah (mišično vreteno) in kitah (Golgijev aparat), ki so del nadzornega podsistema (Panjabi, 1992). Največja hitrost kontrakcije, jakost in vzdržljivost mišice so odvisne od razmerja med hitrimi in počasnimi motoričnimi enotami. Hitre motorične enote s kontrakcijo ustvarijo veliko hitrost in visoko silo, a se hitro utrudijo. Počasne motorične enote so odporne na utrujanje, imajo počasno kontrakcijo in majhno silo. Pomembne so za ustvarjanje togosti in stabilnosti sklepov, za optimiziranje drže in anti-gravitacijske funkcije. Obratno je rekrutacija hitrih motoričnih enot optimalna za ustvarjanje visokih sil ali izvajanje hitrih gibov (Gibbons & Comerford, 2001a).

Mišice so se na povečano obremenitev sposobne prilagoditi s povečanjem volumna, kar imenujemo hipertrofija. Zaradi pospešene sinteze beljakovin (aktina in miozina) se tvorijo nove sarkomere in s tem nove miofibrile znotraj mišičnih vlaken. Celice

vezivnega tkiva in majhne satelitske celice se razmnožujejo in rastejo. To debeli in krepi vezivno tkivo mišice ter izboljšuje strukturno in funkcionalno integriteto kit in ligamentov. Na vadbo z uporomo se s sintezo novih beljakovin odzivajo mišična vlakna tipa II, ki sestavljajo hitre motorične enote. Nasprotno, pri mišičnih vlaknih tipa I, ki so del počasnih motoričnih enot, prihaja do prilagoditve pri aktivnostih z nizko obremenitvijo in s potrebo po stabilizaciji sklepa. Prilagoditev mišičnih vlaken tipa I se ne odraža toliko s sintezo beljakovin kot z zmanjšanjem razgradnje beljakovin (Kreamer, Fleck, & Deschenes, 2012). Hipertrofija povečuje intrinzično togost mišice (Johansson, Sjölander, & Sojka, 1991) in zagotavlja boljšo zaščito sklepa ter upravičuje uporabo vadbe z uporomo in stabilizacijskih vaj v preventivnih in rehabilitacijskih programih.

V tej diplomski nalogi preučujemo delovanje mišic trupa. Zanje obstajajo različne klasifikacije v povezavi s funkcijo dinamične stabilizacije. Nekateri avtorji delijo mišice na stabilizatorje in mobilizatorje (Gibbons & Comerford, 2001a). Bergmark (1989) jih je delil na lokalni in globalni sistem. Na podlagi obeh modelov se je razvil tretji model, ki deli mišice na: lokalne stabilizatorje, globalne stabilizatorje in mobilizatorje (tabela 1) (Gibbons & Comerford, 2001a).

*Tabela 1: Funkcije in značilnosti mišic trupa.*

	<b>LOKALNI STABILIZATORJI</b>	<b>GLOBALNI STABILIZATORJI</b>	<b>MOBILIZATORJI</b>
<b>MIŠICE</b>	Prečna trebušna mišica Multifidne mišice (globoki ledveni del) Velika ledvena mišica (posteriori sloji) Mišice medeničnega dna Rotatorji	Poševne trebušne mišice Spinalne mišice Srednja zadnjična mišica Velika ledvena mišica (anteriorni sloj) Ledvena kvadratasta mišica	Prema trebušna mišica Iliokostalna mišica Piriformna mišica Široka hrbtna mišica
<b>FUNKCIJE</b>	Povečana mišična togost za nadzor segmentnega gibanja  Nadzor nevtralnega položaja sklepa.	Ustvarjajo silo za nadzor obsega giba	Ustvarjajo navor za izvedbo obsega giba  Prenos bremena med prsnim košem in medenico.
<b>KONTRAKCIJA</b>	Izometrična.	Ekscentrična (nadzorovana sprememba dolžine mišice)	Koncentrična (redkeje ekscentrični nadzor)
<b>SPREMEMBA DOLŽINE</b>	Minimalna in ne prispeva k obsegu giba	Dolžina mišice se spreminja	Dolžina mišice se spreminja.
<b>ODVISNOST AKTIVNOSTI OD SMERI GIBANJA</b>	Neodvisna	Odvisna	Odvisna

<b>AKTIVNOST</b>	Neprekinjeno	S prekinitvami	S prekinitvami (faze vklopa in izklopa)
<b>SKOZI GIB</b>			
<b>VLOGA</b>	Proprioceptivna: položaj sklepa, obseg in stopnja gibanja	Ustvarjajo silo za nadzorovan obseg giba.  Funkcionalne zmožnosti: i) skrajšati se skozi notranji obseg giba (mišica je aktivna, sklep pa pasiven); ii) izometrično zadrževanje položaja; iii) ekscentrični nadzor gibanja proti gravitaciji in nadzor hiperobilnega zunanjšega obsega mišice  Nizko obremenitveno zaviranje zagona (posebej v prečni ravnini - rotacije)	Koncentrično pospeševanje giba (posebno v sagitalni ravnini: upogib/izteg)  Absorpcija šoka zaradi bremena.  Stabilizacijska vloga pri večjih obremenitvah in hitrih gibih.

---

*Vir: povzeto po Comerford & Mottram, (2001)*

Za zagotovitev normalne funkcije gibanja je pomembna integracija in sodelovanje vseh mišičnih skupin. Stabilizacijske mišice so odgovorne za držo, distribucijo in absorpcijo sil v telesu, medtem ko mobilizacijske mišice zaradi njihovega večsklepnega poteka in velikih navornih ročic prispevajo k ustvarjanju hitrega gibanja, sil in moči. Pri športnem treniranju lahko pride do poudarka na krepitvi mobilizacijskih mišic in zanemarjanja preventivne vadbe z nizkimi obremenitvami, ciljane na stabilizatorje in živčno-mišični nadzor. Mobilizatorji v tem primeru prevzemajo stabilizacijsko vlogo kar vodi v neravnovesje mišic, zmanjšanje stabilizacije in kompenzatorne mehanizme gibalnih vzorcev, ki postanejo manj učinkoviti (Hibbs, Thompson, French, Wrigley, & Spears, 2008). V terapevtski stroki pa se mnogi osredotočajo na eno ali dve stabilizacijski mišici (npr. m. transversus abdominis in m. multifidi), kar omejuje doseganje optimalne stabilnosti pod obremenitvami (McGill, Grenier, Kavcic, & Cholewicki, 2003).

V nadaljevanju bomo podrobneje predstavili ključne mišice trupa in njihov prispevek k stabilizaciji hrbtenice. Čeprav so del strategije prilagajanja drže na

mehanske motnje tudi mišice spodnjih okončin (Zattara & Bouisset, 1988), jim v tem delu ne bomo posvetili posebne pozornosti.

Ne glede na vrsto gibalne naloge je pri nadzoru stabilnosti hrbtenice dokazana hkratna aktivacija (t.i. koaktivacija) agonistov in antagonistov. Koaktivacija prečne trebušne mišice (lat: m. transversus abdominis (TrA)), trebušne prepone (lat: diaphragma (DF)), globokih vlaken mišic multifidi (lat.: multifidi (MF)) in mišic medeničnega dna (MMD) tvori zaprto trebušno votlino in omogoča povečanje znotraj-trebušnega pritiska (ZTP) (Hodges, 1999). Omenjena skupina mišic se aktivira pred samo iniciacijo giba, ne glede na smer gibanja uda ali telesa. Njihovo aktivacijo na refleksni ravni upravlja CŽS (Hodges, Butler, McKenzie, & Gandevia, 1997; Hodges, 1999; Moseley, Hodges, & Gandevia, 2002).

MF so največje paraspinalne mišice, ki prečkajo ledveno-križnični sklep. Ležijo tik ob stranskih odrastkih hrbtenice, na katere se pripenjajo. Zadnje morfološke raziskave delijo mišice MF na štiri sloje (Lonnemann, Paris, & Gorniak, 2008). Vsak sloj ima različen vzorec razporeditve vlaken. Sistematično prekrivanje in potek vlaken med nivoji ustvarja enakomeren vzorec. Prepletanje mišičnih vlaken kaže na funkcionalno povezanost med fascikli in kompleksen vzorec mišičnega delovanja. MF imajo številne funkcije. Sodelujejo pri gibanju ledvene hrbtenice v vseh ravninah, stabilizirajo ledveno hrbtenico ter zmanjšujejo pritisk in strižne sile na facetne sklepe. Vse štiri plasti sodelujejo obojestransko (bilateralno) pri iztegu trupa, nadzoru upogiba trupa in pri stabilizaciji ledvenih segmentov v vseh treh ravninah. Enostransko delujejo pri stranskem upogibu na isto stran in pri nadzoru rotacije v nasprotno stran (Lonnemann idr., 2008). Moseley idr. (2002) so z igelno elektromiografijo (EMG) raziskovali aktivnost globokih in površinskih vlaken MF. Aktivacija globokega sloja MF je neodvisna od gibanja smeri okončine in sodeluje pri nadzoru premikov med segmenti hrbtenice. Aktivacija površinskega sloja MF, ki se navadno meri s površinsko EMG, je pogojena s smerjo gibanja okončine oz. posledično z nakazano usmerjenostjo celotne hrbtenice (Moseley idr., 2002). Meritve aktivnosti mišic MF s površinsko EMG kažejo predhoden odziv pred mišicami, odgovornimi za izvedbo upogiba noge (Hodges & Richardson, 1997a, Hodges & Richardson, 1998), upogiba in odmika (abdukcije) roke, kjer obstaja potreba po nadzoru iztegnitvenega (ekstenzijskega) in stranskega (lateralnega) navora na hrbtenico (Hodges & Richardson, 1996). Površinski sloj MF se v nasprotju z globokim slojem ne aktivira nujno pred stranskimi trebušnimi mišicami (Hodges & Richardson, 1998).



Kot smo omenili, se DF aktivira sočasno z mišico TrA in sodeluje pri ustvarjanju ZTP, kar poveča togost ledvene hrbtenice in pomaga pri njeni stabilizaciji. Istočasno omogoča ventilacijo (Hodges idr., 1997). Ker sta aktivnosti dihanja in stabilizacije ločeno oživčeni, sta med seboj neodvisni (Hodges & Gandevia, 2000a). Ko pride do ponavljajočega gibanja roke, se istočasno pojavi potreba po ohranjanju telesne drže in dihanju. DF in TrA ostajata v tonični aktivnosti, pri čemer ju CŽS glede na dihanje in gibanje uda dinamično uravnava (Hodges & Gandevia, 2000b). ZTP je med gibanjem povečan, prihaja le do manjših nihanj glede na gibanje roke in dihanje (Hodges & Gandevia, 2000a).

MMD je skupina mišic, ki povezuje sramnico s trtico in sednično grčo (Bi idr., 2013). Sodeluje pri ustvarjanju ZTP in dihanju (Hodges, Sapsford, & Pengel, 2007). Tako kot pri MF, TrA in DF se pri zdravih ljudeh aktivacija MMD pojavi pred samim gibom uda, ne glede na vrsto in smer giba (Sjödahl, Kvist, Gutke, & Oberg, 2009). Raziskave kažejo tesno povezanost aktivnosti MMD in TrA (Madill & McLean, 2006). TrA je najgloblja med trebušnimi mišicami. Pripinja se na zunanjo tretjino dimeljskega ligamenta, na črevnični greben, na hrustanec spodnjih šestih reber in na torakolumbarno fascijo (TLF). Vlakna mišice se na sredini končajo s sprednjo aponevrozo, ki združi mišici nasprotnih strani na področju bele črte. Usmerjenost fasciklov zgornjega dela mišice je horizontalna, srednji in spodnji fascikli so usmerjeni inferiomedialno (Urquhart, Barker, Hodges, Story, & Briggs, 2005). Celotna mišica prispeva k povečanju ZTP in podpira njeno vsebino. Zadnje raziskave ugotavljajo, da se posamezne regije mišice rekrutirajo pri specifičnih nalogah. Zgornja regija naj bi stabilizirala prsni koš, srednja prispevala k napetosti TLF (Urquhart & Hodges, 2005) in spodnja pripomogla k stabilnosti križno-medeničnega (sakroiliakalnega) sklepa (Richardson idr., 2002). Pri gibanju okončin se TrA aktivira pred ostalimi mišicami trupa ne glede na smer gibanja roke (Hodges & Richardson, 1997b) ali noge (Hodges & Richardson, 1997a). Globoka vlakna MF in mišica TrA imajo podoben živčni nadzor in prispevajo k nadzoru medvretenčnega gibanja (Moseley idr., 2002).

Za ustrezen odziv CŽS na mehanske motnje je potrebna informacija o položaju in spremembi položaja telesa in posameznih segmentov hrbtenice. Pomembno proprioceptivno vlogo na predelu trupa imajo mišice ter ligamenti tik ob hrbtenici kot tudi TLF (Sánchez-Zuriaga, Adams, & Dolan, 2010). Manjše enosklepne mišice kot so intervertebralne mišice, rotatorne mišice ter intertransverzalne mišice imajo namreč precej višjo gostoto mišičnih vreten v primerjavi z večsklepnimi mišicami ob

hrbtenici (Sánchez-Zuriaga idr., 2010). Npr. rotatorne in intertransverzalne mišice imajo 4,5 do 7,3 krat več mišičnih vreten kot MF (Nitz & Peck, 1986).

Mišice, ki skrbijo za vzdrževanje pokončne drže in izteg hrbtenice, so iztegovalke ali ekstenzorji trupa (lat.: m. erector spinae (ES)). Iztegovalke prsno-ledvene (torakolumbalne) hrbtenice sestavljajo najdaljše hrbtne mišice (lat.: m. longissimus), iliokostalne mišice in mišice MF. ES so pretežno sestavljene iz mišičnih vlaken tipa I (nad 60 %) (Mannion idr., 1997). McGill (2007) najdaljše hrbtne mišice in iliokostalne mišice ločuje na prsno in ledveno skupino. Prsna skupina se pripenja na prsna vretenca ter rebra. Mišice imajo kratka kontraktilna vlakna in dolge kite, ki tečejo vzporedno s hrbtenico do pripenjališča na zadnji (posteriorni) del križnice in srednji (medialni) rob grebena črevnice. Potekajo tik pod vezivnim tkivom. Imajo najdaljšo možno ročico in zato ustvarjajo največ iztegnitvenega navora z minimalno kompresijsko obremenitvijo na hrbtenico (McGill, 2007). Ledvena skupina se pripenja na mamilarne, acesorne in stranske odrastke ledvenih vretenc in poteka do zadnje strani križnice in srednjega dela grebena črevnice. Linija delovanja teh mišic je v smeri nazaj in navzdol (posteriorno-kavdalna smer). S tem na vrhnje vretence skupaj z iztegnitvenim navorom ustvarja zadajšnje (posteriorne) strižne sile. Te blažijo prednje (anteriorne) strižne reakcijske sile gornjega vretenca. Do slednjih pride, ko je zgornji del telesa nagnjen naprej, v tipični poziciji dvigovanja z nevtralnimi položajem hrbtenice. To pomeni, da nagib trupa izhaja iz upogiba v kolkih in ne iz upogiba ledvenega dela hrbtenice. Pri upogibu ledvenega dela hrbtenice namreč mišice izgubijo poševno linijo delovanja in s tem možnost ustvarjanja posteriornih strižnih sil. Ker se mišice v upognjeni ledveni hrbtenici ne morejo upreti anteriornim strižnim silam, te postanejo škodljive. K povečanju tveganja za poškodbe prispeva obenem še povečana kompresija na hrbtenico. (McGill, Hughson, & Parks, 2000).

Ledvena kvadratasta mišica (lat.: m. quadratus lumborum (QL)) je parna mišica, ki se pripenja na zadnje rebro, črevnični greben in vsa ledvena vretenca. Učinkovita je pri stabilizaciji vseh tipov bremen. Krči se izometrično, saj pri gibanju hrbtenice skorajda ne spreminja svoje dolžine (McGill, 2007). Pri stabilizaciji dvostranskih bremen se aktivacija QL zvišuje skupaj s povišanjem kompresivnih sil na hrbtenico (McGill, Jucker, & Kropf, 1996). Bremena povzročijo lateralno nestabilnost, ki ji QL kljubuje (McGill, 2007). Zanimivo je, da kontrakcija QL ne doprinese veliko k ustvarjanju kompresivne sile na ledveno hrbtenico. Doprinos znaša le 10 % sile, ki jo sicer z aktivacijo povzročijo mišice ES (Phillips, Mercer, & Bogduk, 2008). QL je pomembna pri enostranskih obremenitvah. Pri igralcih kriketa (metalci) se je

pokazala povezava med asimetrijo mišice QL in stopnjo poškodbe (lezije) na vretencu L4 (de Visser, Adam, Crozier, & Pearcy, 2007). Zato hipertrofirana mišica QL na strani izmetne roke do neke mere varuje na nasprotni strani prehod med facetnima sklepoma ledvenih vretenc (lat.: pars interarticularis) pred povečanimi obremenitvami. Raziskovalci opozarjajo, da asimetrija mišic QL opozarja na povečano verjetnost poškodbe vretenc.

Globoko v trebušni votlini leži velika ledvena mišica (lat.: m. psoas major (PM)). Pripenja se na stranske odrastke ledvenih vretenc, na medvretenčne ploščice in na telesa vretenc. Preko vezivnega tkiva se povezuje z DF, z vezivnim tkivom medeničnega dna, TrA in notranjo poševno trebušno mišico (lat: m. obliquus internus abdominis (OI)). PM prečka medenični vhod in se nanj pripenja (Gibbons, Comerford & Emerson, 2002). Z obojestransko kontrakcijo ustvari vzdolžno kompresijo, kar pripomore k stabilizaciji ledvenega dela hrbtenice, obenem pa nima vpliva na ledveno krivino hrbtenice ali njeno rotacijo (Santaguida & McGill, 1995). Mišica PM ekscentrično nadzira stranski upogib hrbtenice in enostransko obremenitev na nasprotni strani, prispeva k stabilizaciji kolčnega sklepa in pomaga iliakalni mišici pri upogibu kolka (Andersson, Oddsson, Grundström, & Thorstensson, 1995).

Najbolj površinska mišica, ki sodeluje pri iztegu ledvenega dela, je široka hrbtna mišica (lat.: m. latissimus dorsi (LD)). LD izvira iz trnastih odrastkov ledvenih vretenc in TLF. Pripenja se na nadlahtnico, kar omogoča veliko ekstenzijsko ročico. LD je aktivna med vlečenjem in dvigovanjem, zato je pomembna pri funkcionalnih gibalnih vzorcih (McGill, 2007). Mišica LD je skupaj z veliko prsno mišico in zunanjo poševno trebušno mišico (lat: m. obliquus externus abdominis (OE)) del širšega vzorca posturalne prilagoditve, ki pomaga ohranjati stabilnost telesa, na primer pri hitrem gibanju roke na nasprotni strani. V nasprotju s stabilizatorji se ta skupina mišic aktivira istočasno ali celo za agonistom giba (Palmer, Cafarelli, & Ashby, 1994) in ima sekundarno vlogo pri stabilizaciji trupa. V skladu z njenimi nalogami je večji del mišice LD sestavljen iz hitrih mišičnih vlaken in manj kot 30 % počasnih mišičnih vlaken tipa I (Paoli idr., 2013).

Trebušna stena je sestavljena iz treh slojev mišic: TrA, OI in OE (McGill, 2007). Skupna imajo številna pripenjališča in se povezujejo preko vezivnega tkiva. Pripenjajo se na rebri hrustanec, preko TLF na ledvena vretenca, na greben črevnice in sramnico (de Visser idr., 2007). Mišice OI in OE so vključene v rotacijo in stranski upogib trupa (McGill, 2007) Predvidevajo, da spodnja vlakna OI

sodelujejo pri kompresiji križno-medeničnega sklepa (de Visser idr., 2007). Na površini v vezivnem tulcu, ki ga sestavljajo aponevroze mišic Tra, OI in EO, leži prema trebušna mišica (lat: m. rectus abdominis (RA)). Njena osnovna naloga je upogib trupa. Vezivno tkivo deli mišico RA na več delov. Taka delitev onemogoča, da bi se mišica pri aktivaciji izbočila (McGill, 2007). Vezivne prekinitve zavarujejo navpična mišična vlakna pred stranskimi (lateralnimi) silami, ki jih ustvarijo OE in IO. Z lateralnim prenosom sile preko vezivnega tkiva mišice skupaj tvorijo obroč okoli pasu (McGill, 2007). Mišice RA, EO in OI, v nasprotju s TrA, sodelujejo pri APP selektivno. Pred agonistom giba se aktivirajo pri iztegu in odmiku (abdukcije) roke zaradi potrebe po nadzoru navora trupa v smeri iztega in stranskega upogiba (Hodges & Richardson, 1996). Pri odmiku noge se predhodno ali istočasno z agonistom giba aktivira OI, pri iztegu v kolku OE, pri upogibu v kolku pa OI in RA (Hodges & Richardson, 1997a). Mišice OI, OE in TrA sodelujejo pri stabilizaciji trupa z bilateralno kontrakcijo neodvisno od gibanja okončin in reakcijskih sil na trup (Hodges & Richardson, 1997a) z ustvarjanjem ZTP ali s povečanjem napetosti TLF (Tesh, Dunn, & Evans, 1987). Po raziskavi Häggmarka in Thorstenssona (1979) imajo trebušne mišice (OI, OE, TrA in RA) pri posamezniku podobno sestavo, medtem ko obstajajo večje razlike med osebami. Zastopanost počasnih mišičnih vlaken tipa I je v povprečju med 55 % in 58 % (Häggmark in Thorstensson, 1979).

## **1.4 Spremembe v delovanju mišic pri bolečini v spodnjem delu hrbta**

BSH je nespecifičen pojem in ne določa niti točne diagnoze niti enotnega zdravljenja. Pod tem pojmom se skrivajo številne patologije hrbtenice kot so poškodbe ligamentov, problemi s facetnimi sklepi, medvretenčni zdrsi, utesnitve živcev in drugo. Vsak material (vezi, sklepi, ligamenti...) ima svojo najvišjo mejo obremenitve, ki se ji dejanska obremenitev lahko približa ali jo celo preseže. Ko obremenitev preseže tolerančno mejo, pride do poškodbe materiala oz. elementov pasivnega podsistema. Do tega pride nenadna, prekomerna obremenitev ali dolgotrajne, ponavljajoče in nizke obremenitve, ki ne omogočajo dovolj časa za regeneracijo tkiva. Pri slednjih se tolerančna meja materiala postopno niža, dokler ne doseže dejanske obremenitve. Takrat majhen in na videz nedolžen gib povzroči poškodbo (Panjabi, 1992; McGill, 2007). Spremembe v pasivnem podsistemu vodijo do kompenzacijskih sprememb v delovanju aktivnega podsistema (Panjabi, 1992). To tezo so Silfies, Squillante, Maurer, Westcott in Karduna (2005) v svoji raziskavi

izpodbijali, ko so primerjali dve skupini s kronično BSH in kontrolno skupino. Skupini s kronično BSH sta se med seboj razlikovali v tem ali so imele osebe diagnosticirane degeneracijske spremembe ali zgolj nespecifično BSH. Omenjen zaključek so postavili na podlagi rezultatov, ki niso pokazali statistično značilnih razlik v rekrutacijskih vzorcih med skupinama s kronično BSH. Velja omeniti, da so se Silfies idr (2005) omejili na srednje do težke degenerativne spremembe, kot so spondiloza, spondilolisteza, degeneracija in boleznj diska. Za diagnosticiranje so uporabili magnetno resonanco in diskografijo za merjenje pritiska v medvretenčnih ploščicah. Ta raziskava ne upošteva možnosti mikro poškodb pasivnega podsistema, ki jih Panjabi (1992) prav tako uvršča med vzroke za spremembo v delovanju aktivnega podsistema. Poleg tega je potrebno upoštevati, da je z današnjo tehnologijo težko ali celo nemogoče določiti vse mikro poškodbe pasivnega podsistema. Zato je bila zavrnitev Panjabijeve teze s strani Silfiesa in sodelavcev (2005) prenačljena in neutemeljena. Ne glede na to so Silfies idr. (2005) dokazali spremenjen motorični vzorec pri osebah s kronično BSH v primerjavi z zdravimi osebami. Pri osebah z BSH se je v splošnem izkazala višja aktivacija mišic trupa (RA, OI, OE, MF in ES) med izvajanjem funkcionalnega dosega z roko v stoječem položaju. Izstopala je povečana aktivacija mišic RA in OE ter manjše razmerje v delovanju sinergistov OE/RA in OI/RA. Z drugimi besedami, relativno na aktivnost poševnih trebušnih mišic se je povečala aktivnost RA. Slednje potrjuje, da zaradi prizadetosti živčno-mišičnega nadzora pri osebah z BSH vlogo stabilizacijskih mišic delno prevzemajo mobilizatorji (Silfies idr., 2005). Sprememba živčno-mišičnega nadzora pri enostavnih in kompleksnih reakcijskih odzivih se kaže kot zakasnjena aktivacija lokalnih stabilizatorjev. Latenca aktivacije TrA je pri osebah z BSH konsistentna z latenco aktivacije deltoidne mišice, agonistke giba (Hodges & Richardson, 1996; Cholewicki, idr. 1999; Hodges, 2001). Pri iztegu roke se mišica TrA aktivira za mišico OI, MF pa za mišicama RA in OI. Pri upogibu roke zakasni aktivacija mišic OE in RA. Zanimivo se pri odmiku roke mišica MF pri osebah z BSH aktivirajo prej kot pri zdravih osebah (Hodges & Richardson, 1996). Druga značilnost, ki se pojavlja pri osebah s kronično BSH, je atrofija stabilizacijskih mišic. Prisotna je manjša debelina in asimetrija mišice TrA (Ota & Kaneoka, 2011; Kim, Cho, Goo, & Baek, 2013) ter manjši prečni presek paraspinalnih mišic (MF in ES) (Fortin & Macedo, 2013). Pri enostranski bolečini je prisotna asimetrija paraspinalnih mišic in sicer atrofija na boleči strani. Pri akutni BSH razlike v velikosti preseka paraspinalnih mišic niso našli (Fortin & Macedo, 2013). Podobno nakazuje raziskava, kjer so merili presek mišic MF in PM pri osebah s hernijo na nivoju L4-5 in ukleščnim živcem išiasom, vendar niso imele kronične BSH. Atofija MF je bila prisotna na prizadeti strani le pri skupini, ki trpi za bolečino že najmanj

tri mesece. Pri skupini z bolečino, ki je trajala mesec ali manj, atrofije ni bilo (Kim, S. H. Lee, & D. Y. Lee, 2011). Za mišico PM se izsledki raziskav precej razlikujejo. Kim idr., (2011) v svoji raziskavi atrofije PM niso potrdili v nobeni od skupin, medtem ko sta jo potrdila Dangaria in Naesh (1998) pri osebah s hernijo na prizadeti strani na nivoju poškodbe. Na nespecifično BSH ima vpliv tudi moč in vzdržljivost MMD. Dovolj dolg in intenziven trening MMD namreč ugodno vpliva na zmanjšanje bolečine (Bi idr., 2013).

Za lažji pregled so v tabeli 2 nazorno in kratko predstavljene nepravilnosti oz. motnje v delovanju mišic trupa v tesni soodvisnosti z nadzornim in pasivnim podsistemom.

*Tabela 2: Motnje v delovanju mišic trupa.*

<b>LOKALNI STABILIZATORJI</b>	<b>GLOBALNI STABILIZATORJI</b>	<b>MOBILIZATORJI</b>
Poslabšanje živčno-mišičnega nadzora-zakasnela ali nezadostna aktivacija.	Aktivno mišično krčenje ≠ pasivnemu obsegu giba (izguba nadzora v obsegu giba).	Miofascialno skrajšanje omejuje fiziološko in/ali dodatno gibanje.
Inhibicija kot odziv na bolečino ali patologijo.	Slab nadzor nad povečanim obsegom giba pri hiper mobilnosti.	Posledično pride do kompenzacije na drugih predelih.
Zmanjšana mišična togost in slab segmentni nadzor.	Prenizka rekrutacija pri nizkih obremenitvah.	Prevelika rekrutacija pri nizkih obremenitvah.
Izguba nadzora nevtralnega položaja sklepa.	Slab nadzor ekscentričnega delovanja mišice.	
	Natančnost izvedbe rotacije po vretencih je poslabšana.	
Spremembe v rekrutaciji in posledično poslabšan segmentni nadzor.	Spremembe v mišični dolžini in rekrutaciji (dolge in inhibirane) privedejo do nezadostne sile potega na segmentu v gibanju.	Odziv s krči na bolečino in patologijo.
	Globalno neravnovesje	Spremembe v mišični dolžini in rekrutaciji (kratke in preveč aktivne) privedejo do prevelike sile potega na segmentu gibanja.
		Globalno neravnovesje.

*Vir: povzeto po Comerford & Mottram, (2001)*

## **2 PREDMET, PROBLEM, NAMEN**

Ugotovili smo, da so v vsakdanjem življenju in v športu pomembni učinkoviti samodejni stabilizacijski odzivi mišic trupa (v nadaljevanju: stabilizacijske funkcije trupa), s katerimi se zoperstavimo zunanjim in notranjim mehanskim motnjam ter varujemo hrbtenico pred skrajnimi položaji. Za dobro načrtovan trening je pomembno vedeti, kako lahko program treninga usmerjen v eno od funkcionalnih sposobnosti vpliva na ostale. To znanje omogoča učinkovitejšo in bolj ekonomično pripravo programa treninga za rehabilitacijo ali športne dosežke. Nas zanimajo povezave med jakostjo in stabilizacijskimi funkcijami trupa. Stabilnost in jakost sta dva zelo različna koncepta. Mišična jakost je sposobnost mišice, da ob zavestni aktivaciji ustvari silo ali navor, medtem ko je stabilnost sposobnost živčno-mišičnega nadzora za časovno in prostorsko usklajeno prilagajanje mišične aktivnosti (Gibbons & Comerford, 2001b). Trening za jakost je še posebej pomemben pri populaciji kot so športniki ali osebe, ki so dnevno izpostavljene težjim fizičnim naporom in pogostim obremenitvam (Gibbons & Comerford, 2001b). Pri osebah z BSH se mora za učinkovito preventivo ali rehabilitacijo trening jakosti izvajati skupaj s programom za stabilizacijo. Pri uporabi termina stabilizacije je potrebno razlikovati med rehabilitacijo živčno-mišičnega nadzora stabilnosti, ki poveča mišično togost in s tem izboljša stabilizacijske funkcije, in med vadbo za "stabilizacijo trupa", ki krepi mišice trupa (Gibbons in Comerford, 2001b). Za izboljšanje stabilizacije je potrebna ustrezna kombinacija vaj, ki bo aktivirala ali izzvala vse stabilizacijske mišice (Hibbs idr., 2008).

Diplomska naloga je namenjena ugotavljanju povezanosti med jakostjo mišic in stabilizacijskimi funkcijami trupa, zato bomo v nadaljevanju predstavili dognanja dosedanjih raziskav, ki se vsaj posredno navezujejo na to temo.

Precej raziskav je bilo opravljenih na temo povezanosti med mišično jakostjo in močjo ter ravnotežjem pri starejših. Orr (2010) je v pregledu člankov ugotovil, da mišična jakost v splošnem prispeva k boljšemu ravnotežju pri starostnikih, čeprav obstaja več dokazov o tem, da imata mišična moč in hitrost kontrakcije večji vpliv na pogostost padcev ter ravnotežni nadzor kot mišična sila. Žal so metode raziskav in izsledki zelo nekonsistentni, zato ne moremo z gotovostjo trditi, da obstaja vzročno-posledični odnos med hoteno mišično zmogljivostjo in ravnotežjem (Orr, 2010). Znano je, da imajo mišice spodnjih udov pomembno vlogo pri ohranjanju stabilnosti drže. Vsaka oslabeitev mišic nog namreč negativno vpliva na ravnotežje in število padcev pri starostnikih (Orr, 2010; Horlings, van Engelen, Allum, &



Bloem, 2008). V skladu s tem so Joshua idr. (2014) s šest-mesečnimi protokoli različnih načinov treninga dokazali, da je za izboljšanje ravnotežja in preprečevanje padcev učinkovitejši redni trening jakosti spodnjih okončin kot tradicionalni trening ravnotežja.

Kar nekaj raziskav je bilo narejenih na temo, kako vpliva utrujanje mišic na stabilizacijske funkcije trupa. Mišična utrujenost je opredeljena kot zmanjšanje največje sile, ki jo je mišica zmožna ustvariti, zaradi predhodne telesne aktivnosti (Gandevia, 2001). Utrujanje vpliva na APP pri različnih stabilizacijskih nalogah in zmanjša občutek stabilnosti. Posledično se CŽS odzove z zgodnejšimi APP pri posturalnih mišicah, četudi niso bile nujno predmet utrujanja. Strang in Berg, (2007) sta po utrujanju z mrtvim dvigom pri testu hotenega dviga desne roke dokazala zgodnejše APP paraspinalnih mišic v višini T9 kontralateralno (na levi strani) in v višini L4. Strang, Berg in Hieronymus (2009) so s protokolom utrujanja desne noge pri testu dosega dokazali zgodnejše APP na obeh straneh paraspinalnih mišic. Način utrujanja ni pomemben, saj pride do zgodnejših APP paraspinalnih mišic tudi po aerobnem utrujanju, kjer mišice trupa delujejo le kot stabilizatorji in ne ustvarjajo gibanja (Strang, Choi, & Berg, 2008). Utrujenost mišic trupa vpliva na povečanje njihove osnovne aktivnosti pred motnjo ter poveča kokontrakcijo nasprotnih mišičnih skupin (Grondin & Potvin, 2009; Granata, Slota, & Wilson, 2004). Aktivira se konservativna strategija CŽS, ki poveča aktivnost mišic trupa za zmanjšanje dinamičnih prilagoditev in povečanje togosti drže. S tem se ohranja enaka dinamična stabilnost tudi v pogojih utrujanja (Strang in Berg, 2007). Pri gibu roke (dvig in izteg) se je po utrujanju mišice RA pokazala povečana bazična aktivnost OI in zmanjšanje APP aktivnosti mišic RA in ES (Morris & Allison, 2006). Po utrujanju iztegovalk trupa je prišlo do povečane bazične aktivnosti v hrbtnih (prsni in ledveni del mišic ES) in trebušnih (OI in OE) mišicah. Pri isti raziskavi se je po dodatnem utrujanju upogibalk trupa bazična aktivnost OI in prsnega dela ES še povečala (Grondin & Potvin, 2009). Do spremembe APP ali aktivnosti mišic pri nenadni obremenitvi zaradi utrujanja pride le, če je motnja dovolj velika. Pri manjši mehanski motnji se telo uspešno adaptira in ne privede do večjega odziva mišic trupa (Grondin & Potvin, 2009). Lokalna utrujenost mišice spremeni refleksne odzive zaradi spremenjene senzorične zaznave v mišicah trupa (Herrmann, Madigan, Davidson, & Granata, 2006). Motnja zato povzroči večje in hitrejše gibanje trupa. Poveča se amplituda refleksa, zmanjša se stopnja stabilnosti, medtem ko čas refleksa ostane nespremenjen (Herrmann idr., 2006). Utrujanje z delovnimi nalogami (npr. dvigovanje) lahko zmanjša stabilnost hrbtenice pri nenadnih obremenitvah (Granata idr, 2004). Z utrujanjem paraspinalnih mišic

zmanjšamo njihovo togost in učinkovitost pri stabilizaciji hrbtenice. Če utrujenost ni velika, potem kompenzatorna rekrutacija kokontrakcije antagonistov vzpostavi stabilnost, a gre ta proces na račun večje obremenitve hrbtenice in s tem povezanim tveganjem za poškodbo zaradi preobremenitve (Granata idr., 2004).

V pogojih utrujanja gre za meritve stabilizacijskih funkcij oseb, ki se jim zaradi fizične aktivnosti začasno zmanjša MVC oz. jakost merjene mišice. Ostaja vprašanje, ali imajo tudi šibkejšše osebe v primerjavi z močnejšimi povečano bazično aktivnost mišic pred motnjo, višjo kokontrakcijo nasprotnih mišičnih skupin ter višje refleksne odzive pri nenadnih obremenitvah. So te spremembe posledica manjše jakosti mišice ali gre za spremembe v CZS, ki nimajo neposredne povezave z jakostjo mišic v normalnem stanju? V praktičnem smislu nas zanima, ali s treningom za krepitev mišic vplivamo na stabilizacijske funkcije trupa in obratno. To bi nam dalo nove usmeritve pri pripravi rehabilitacijskih programov in programov za športno treniranje. Rezultati raziskave Borghuisa, Lemminka in Hofa (2011) nakazujejo, da je večja jakost mišic trupa povezana s krajšimi zakasnitvami refleksa globalnih mišic (ES, RA in OE) pri motnjah v sagitalni ravnini. Raziskava ni merila jakosti mišic trupa, temveč so primerjali visoko kakovostne amaterske igralce nogometa z manj telesno aktivnimi osebami. Iz tega sklepamo, da je bila med skupinama med drugim prisotna tudi razlika v jakosti mišic trupa. Raziskava je v nasprotju s pričakovanji pokazala, da obstaja negativna korelacija med krajšim zakasnitvami refleksa mišic trupa in velikostjo odmika telesa iz ravnotežnega položaja (angl.: postural sway) v sagitalni ravnini. Manj aktivne osebe so imele daljšo zakasnitev refleksa merjenih (globalnih) mišic, vendar manjšo kotno hitrost premika in manjši odmik od ravnotežnega položaja (Borghuis idr., 2011). Žal v raziskavi niso merili aktivnost globokih stabilizatorjev. Sta pa Hides in Stanton (2012) dokazala, da velikost (prečni presek) mišic trupa, ki so zadolžene za ustvarjanje navora (OI in ledveni del mišic ES) preko sezone nogometašev narašča in se zmanjša pred začetkom nove sezone. Nasprotno se velikost lokalnih stabilizatorjev (MF in TrA) zmanjša preko igralne sezone in se ponovno izboljša v obdobju od konca do začetka nove sezone. Izsledki te raziskave potrjujejo pomen regeneracijskega obdobja in aktivnosti nizke intenzivnosti (Hides & Stanton, 2012). Avtorja še opozarjata na nevarnost neravnovesja med igralno sezono. Globalne mišice, ki ustvarjajo silovita gibanja med sezono, generirajo velike sile na hrbtenico, medtem ko so lokalni stabilizatorji oslabljeni.

Predmet diplomske naloge so živčno-mišične funkcije trupa pri zdravih osebah v različnih starostnih obdobjih, s poudarkom na največji jakosti in stabilizacijskih

funkcijah trupa. Jakost trupa smo opredelili kot MVC mišic iztegovalk in upogibalk trupa v statičnih pogojih. Med stabilizacijske funkcije smo vključili merjenje APP na hoten dvig rok do višine ramen in PRR z nenadno obremenitvijo preko rok. Problem, ki ga želimo razjasniti, je ali obstaja povezanost med samodejnimi stabilizacijskimi akcijami mišic trupa in največjo mišično zmogljivostjo pri zdravih osebah. Namen je prispevati k temeljnemu razumevanju odnosa mišične jakosti in stabilizacijskih funkcij ter s tem k osmišljanju praks na področju gibalne terapije.

## **2.1 Cilji**

C1: Ugotoviti, ali obstaja povezava med največjo jakostjo iztegovalk in upogibalk trupa in časovnimi razlikami med pred-aktivacijami izbranih mišic trupa in začetkom hitrega dviga rok.

C2: Ugotoviti, ali obstaja povezava med največjo jakostjo iztegovalk in upogibalk trupa in časovnimi razlikami med refleksnimi aktivacijami izbranih mišic trupa in trenutkom nenadne obremenitve.

C3: Ugotoviti, ali obstaja povezava med razmerjem največje jakosti iztegovalk in upogibalk ter časovnimi razlikami med pred-aktivacijami izbranih mišic trupa in začetkom hitrega dviga rok.

C4: Ugotoviti, ali obstaja povezava med razmerjem največje jakosti iztegovalk in upogibalk ter časovnimi razlikami med refleksnimi aktivacijami izbranih mišic trupa in trenutkom nenadne obremenitve.

## **2.2 Hipoteze**

H1: Obstaja srednja do visoka povezanost med največjo jakostjo iztegovalk in upogibalk trupa ter časovnimi razlikami med pred-aktivacijami izbranih mišic trupa in začetkom hitrega dviga rok.

H2: Obstaja srednja do visoka povezanost med največjo jakostjo iztegovalk in upogibalk trupa ter časovnimi razlikami med refleksnimi aktivacijami izbranih mišic trupa in trenutkom nenadne obremenitve.

H3: Obstaja srednja do visoka povezanost med razmerjem največje jakosti iztegovalk in upogibalk ter časovnimi razlikami med pred-aktivacijami izbranih mišic trupa in začetkom hitrega dviga rok.

H4: Obstaja srednja do visoka povezanost med razmerjem največje jakosti iztegovalk in upogibalk ter časovnimi razlikami med refleksnimi aktivacijami izbranih mišic trupa in trenutkom nenadne obremenitve.

## **3 METODE**

### **3.1 Preiskovanci**

V raziskavi je sodelovalo 60 zdravih preiskovancev (tabela 2). Iz raziskave so bile izključene osebe z akutno ali kronično BSH in osebe s sistemsko nevrološko boleznijo. V znak prostovoljne privolitve in potrditve o obveščenosti so vsi preiskovanci podpisali soglasje o sodelovanju. Raziskavo je odobrila Komisija Republike Slovenije za medicinsko etiko (107/01/12)

*Tabela 3: Osnovne značilnosti (socialne in antropometrične) preiskovancev.*

	<b>SKUPAJ</b>	<b>moški</b>	<b>ženske</b>
<b>Število</b>	60	24	36
<b>Starost (leta)</b>	41,3 (15,1)	40,5 (14,1)	42,1 (16,1)
<b>Telesna višina (m)</b>	1,70 (0,09)	1,79 (0,07)	1,61 (0,12)
<b>Telesna masa (kg)</b>	72,7 (13,3)	82,6 (13,6)	62,8 (13,0)

*V tabeli so predstavljene povprečne vrednosti in v oklepajih standardni odkloni osnovnih značilnosti preiskovancev.*

### **3.2 Raziskovalni načrt**

Raziskava za namene te diplomske naloge je bila del širšega raziskovalnega projekta z imenom »Vrednotenje živčno-mišičnih stabilizacijskih funkcij trupa in

razvoj programov preventivne vadbe proti bolečini v spodnjem delu hrbta« (Projekt L5-4293(B)). Vsi preiskovanci so opravili meritve jakosti in stabilizacijskih funkcij mišic trupa. Vrstni red meritev je bil naključen. Ob prvem obisku je bil vsak preiskovanec seznanjen s potekom in nameni raziskave.

Meritve stabilizacijskih funkcij so bile izvedene v dveh sklopih. Prva je bila izvedena meritev APP, nato meritev PRR. Meritve jakosti trupa so se izvajale v stoječem položaju. Merili smo MVC upogiba in iztega trupa v statičnih pogojih. Vrstni red meritev upogiba in iztega je bil naključen.

### **3.3 Merilni postopki in merilna oprema**

#### **3.3.1 Merjenje jakosti mišic trupa**

Jakost mišic trupa smo merili z več-namenskim dinamometrom (S2P Ltd, Ljubljana, Slovenija) (slika 1). Največja sila je bila zaznana preko senzorja sile (Z6FC3 – 200 kg, HBM, Damstadt, Nemčija). Signali so bili 400-krat ojačani, pretvorjeni iz analogne v digitalno obliko in zajeti z vzorčno frekvenco 1000 Hz (NI-USB-6009, Austin, USA). Za kasnejšo analizo so bili signali shranjeni na osebni računalnik. Preiskovanec je stal z rokami prekrižanimi čez prsi. Spredej je bil na višini medenice naslonjen na trdno oporo, zadaj je bil na isti višini pripet s togim pasom tako, da je bila možnost gibanja v predelu medenice med merjenjem onemogočena. Drugi pas je potekal čez prsni koš tako, da je na eni strani zagotavljal upor in nespremenjen položaj trupa pri meritvi. Na drugi strani je bil pas s togo vrvjo pripet na senzor sile nameščenem na ogrodju dinamometra (slika 1). Preiskovanca smo glasno spodbujali, da bi dosegli njegov največji napor. Navodila preiskovancu so bila, naj izvede tri ponovitve MVC v smeri upogiba in v smeri iztega trupa pod statičnimi pogoji. Pri tem smo ga opozorili, naj ne ustvarja sile navzdol. Sila se je postopno povečevala (povprečno dve sekundi), dokler ni preiskovanec prišel do svojega največjega napora, ki ga je moral vzdrževati še tri sekunde. Med ponovitvami iste naloge je bilo 15 sekund odmora.

*Slika 1: Položaj za merjenje največje sile v smeri upogiba trupa.*

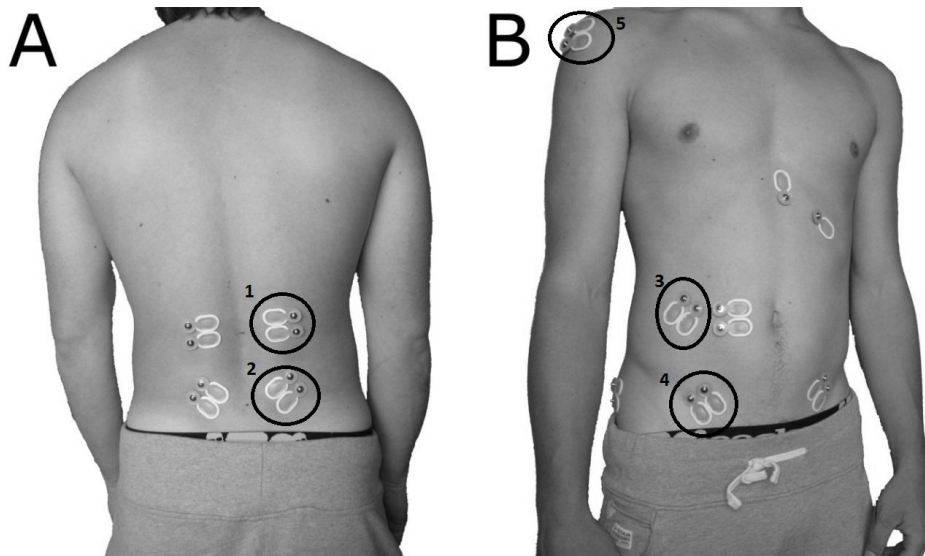


*Na sliki je prikazan dinamometer, položaj merjenca, opora in fiksacija položaja na predelu medenice in nastavitev zgornjega pasu za merjenje največje hotene kontrakcije v smeri upogiba trupa.*

### **3.3.2 Merjenje stabilizacijskih funkcij**

Preiskovancu smo namestili deset parov površinskih EMG elektrod za enkratno uporabo (Blue Sensor N, Ambu A/S, Ballerup, Danska). Spremljali smo EMG mišic RA, OE, srednjo zadnjično mišico (lat.: m. gluteus medius) in prednji del deltoidne mišice (lat.: m. deltoideus anterior (DA)) na desni polovici telesa ter mišice MF, ES in OI obojestransko (slika 2). Podrobnejše namestitve elektrod in analize vseh merjenih mišic je v svojem magistrskem delu opisal in obravnaval Voglar (2012), ki je opravil enak postopek meritev. Za namene te diplomske naloge smo vzeli omejeno število najbolj reprezentativnih mišic in sicer OI, OE, MF, ES in DA na desni strani telesa (slika 2). Signali so bili 3000-krat ojačani (Biovision, Wehrheim, Nemčija), z analogno-digitalno kartico NI USB-6343 (National Instruments, Austin, Texas, ZDA) pretvorjeni iz analogne v digitalno obliko in zajeti z vzorčno frekvenco 10000 Hz. Za zajemanje in shranjevanje signalov je bil uporabljen namenski program, ki je bil izdelan v razvojnem okolju Labview (National Instruments, Austin, Texas, ZDA).

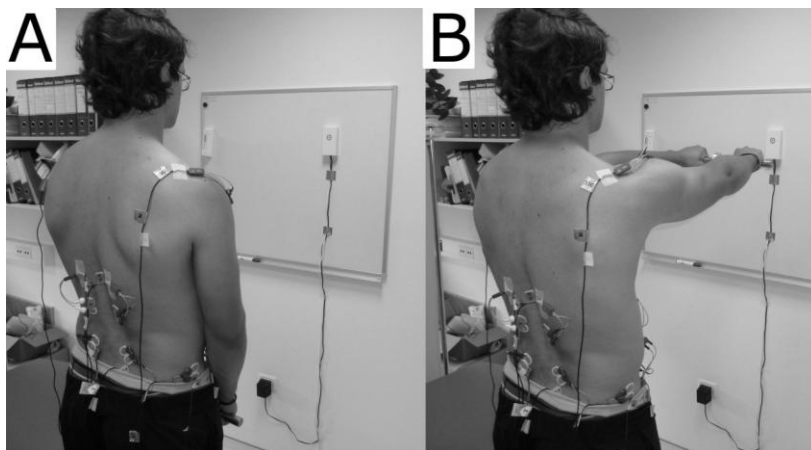
Slika 2: Prikaz postavitve površinskih EMG elektrod pri merjenju stabilizacijskih funkcij trupa.



Označene elektrode nakazujejo mišice, ki so obravnavane v tej diplomski nalogi: 1- iztegovalke trupa (ES); 2- multifidi (MF); 3- zunanja poševna trebušna mišica (OE); 4 – notranja poševna trebušna mišica (OI) in 5 – prednji del deltoidne mišice (DA).

Pri obeh meritvah je preiskovanec stal sproščeno, s stopali vzporedno in z razdaljo med zunanji robovi stopal 30 cm. Preiskovanec je najprej opravil meritve APP. V rokah je držal kilogram težko palico s pritrjenim merilcem pospeška. Palica je zagotavljala simetričen dvig obeh rok (slika 3). Vsakih 8 do 12 sekund je na naključen svetlobni znak izvedel karseda hiter dvig obeh iztegnjenih rok do višine ramen. Izvedel je 4 serije po 10 ponovitev. Med posameznimi serijami je bila minuta odmora.

Slika 3: Prikaz merjenja anticipatornih posturalnih prilagoditev pri dvigu rok na svetlobni signal.



A- sproščen položaj pred signalom; B – dvig rok v višino ramen po svetlobnem signalu.

Sledile so meritve PRR. Preiskovanec je imel roke ob telesu in pokrčene komolce pod kotom 90°. Dlani je rahlo prislonili pod ročaj širine 30 cm (slika 4). Masa bremena je bila določena relativno na maso preiskovanca. Na ročaj, ki je tehtal 3,3 kg, smo dodajali uteži z maso enega kilograma, da smo dosegli maso obremenitve, ki je znašala 8 % ( $\pm 0,5$  kg) telesne mase preiskovanca. Namensko izdelan sprostilni mehanizem je usklajeno z elektrokardiografskim signalom vsakih 8 do 12 sekund naključno sprostil breme. Navodila preiskovancu so bila, naj sproščeno stoji in se po obremenitvi karseda hitro vrne v začetni položaj in umiri. Izvedel je 4 serije po 10 ponovitev z minuto odmora med serijami.

*Slika 4: Prikaz postavitve preiskovanca pri merjenju odzivov mišic trupa na nenadne obremenitve preko rok.*



### **3.4 Statistična analiza**

Za statistično analizo podatkov in grafične prikaze rezultatov smo uporabili statistični program SPSS (SPSS statistics 19, IBM, New York, ZDA). in Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft, Redmond, WA, ZDA). Moške in ženske smo obravnavali skupaj. Za ugotavljanje povezave med spremenljivkami smo uporabili Pearsonov korelacijski koeficient. Statistične odločitve potrdimo ali ovržemo pri stopnji tveganja  $p < 0,05$ .



## **4 REZULTATI**

Povprečna izmerjena največja jakost mišic pri statičnem iztegu trupa je bila  $582 \pm 181$  N in pri statičnem upogibu  $606 \pm 224$  N. Povprečno razmerje med jakostjo iztega in jakostjo upogiba trupa je bila  $1,00 \pm 0,23$ . To pomeni, da v splošnem ni bilo razlik med jakostjo trupa v iztegu in upogibu v stoječem položaju.

Pri merjenju APP smo odčitali razliko v času med začetkom aktivacije analizirane mišice trupa (začetek EMG signala) in trenutkom pričetka aktivacije DA, ki ustvari notranjo motnjo (t.j. dvig rok). Kot se vidi iz razsevnih grafikonov (slika 5 – 8) so bile te razlike negativne ali pozitivne. Negativne vrednosti kažejo, da je bila opazovana mišica pri določeni osebi aktivirana pred mišico DA. Pozitivne vrednosti pomenijo, da je bila mišica DA aktivirana pred mišico trupa. Vse povprečne vrednosti APP opazovanih mišic trupa so pozitivne. Najhitrejše so bile mišice MF s povprečno časovno razliko  $6,5 \pm 9,6$  ms. Sledile so mišice ES ( $8,7 \pm 10,2$  ms), mišica OE ( $24,4 \pm 13,0$  ms) in mišica OI ( $34,6 \pm 24,1$  ms).

Pri merjenju PRR smo merili časovno razliko med zunanjo mehansko motnjo (nenadna obremenitev) in začetkom aktivacije izbranih mišic trupa. Ker gre za refleksni odziv mišic, so vse izmerjene vrednosti pozitivne. Od merjenih mišic je bila v povprečju najhitrejša mišica ES s časom zakasnitve (t.j. čas trenutka mehanske motnje do trenutka začetka EMG odziva)  $104,4 \pm 11,4$  ms. V vrstnem redu so z zakasnitvami sledile mišice MF ( $105,2 \pm 13,6$  ms), mišica OE ( $112,9 \pm 13,4$  ms) in mišica OI ( $130,1 \pm 18,4$  ms).

V skladu s cilji diplomske naloge smo ugotavljali obstoj pozitivne ali negativne povezanosti med jakostjo trupa in stabilizacijskimi odzivi mišic trupa. Izračunali smo Pearsonove korelacijske koeficiente, s katerimi smo testirali povezanost med časovno razliko aktivacije izbranih mišic pri obeh stabilizacijskih nalogah glede na motnjo ter največjo hoteno silo ustvarjeno pri statičnem upogibu in iztegu trupa. Rezultati te raziskave niso statistično potrdili nobene od preiskovanih povezanosti pri stopnji tveganja  $p < 0,05$ . Pearsonovi koeficienti ( $r^2$ ) skupaj z izračunano stopnjo tveganja (Sig.) vseh iskanih razmerij so prikazani v tabeli 4.

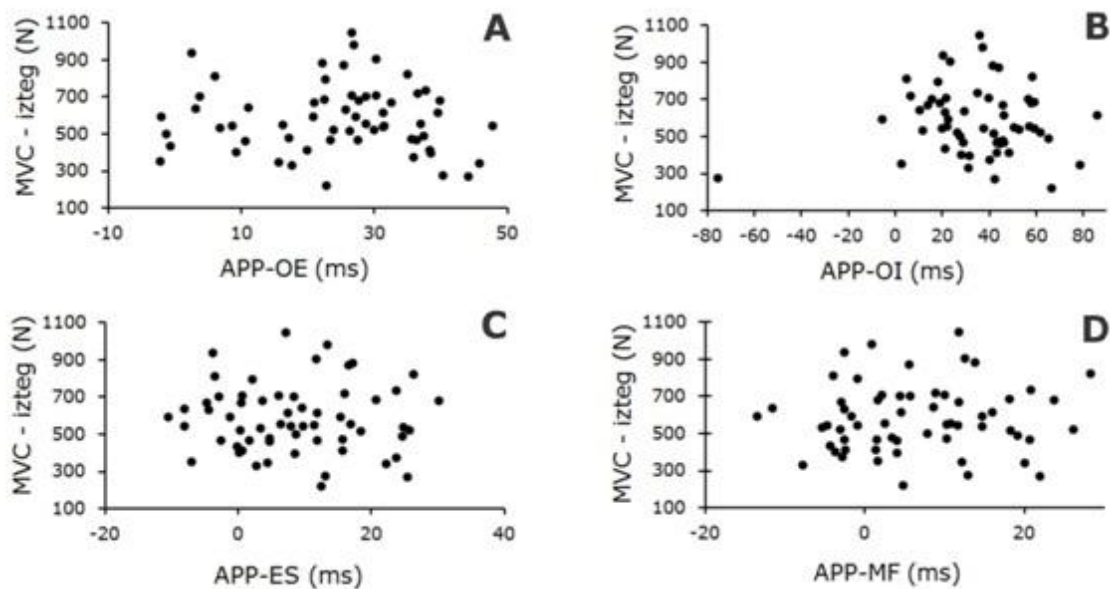
Tabela 4: Pearsonovi korelacijski koeficienti in izračunane dvostranske stopnje tveganja.

		<b>MVC: izteg trupa</b>	<b>MVC: upogib trupa</b>	<b>MVC: izteg/upogib trupa</b>
<b>PRR-OE</b>	Pearsonov koeficient	-,021	-,072	,153
	p	,871	,582	,243
<b>PRR-OI</b>	Pearsonov koeficient	-,050	-,064	,018
	p	,703	,628	,892
<b>PRR-ES</b>	Pearsonov koeficient	,004	,092	-,131
	p	,978	,486	,318
<b>PRR-MF</b>	Pearsonov koeficient	,022	,110	-,149
	p	,867	,402	,256
<b>APP-OE</b>	Pearsonov koeficient	-,062	-,041	-,110
	p	,639	,758	,401
<b>APP-OI</b>	Pearsonov koeficient	-,014	-,040	,027
	p	,918	,764	,841
<b>APP-ES</b>	Pearsonov koeficient	-,032	,032	-,184
	p	,810	,807	,160
<b>APP-MF</b>	Pearsonov koeficient	,052	,122	-,125
	p	,694	,354	,339

**Legenda:** MVC: največja hotena mišična kontrakcija; APP: anticipatorna posturalna prilagoditev; OE: zunanja poševna trebušna mišica; OI: notranja poševna trebušna mišica; ES: mišice iztegovalke trupa; MF: multifidi.

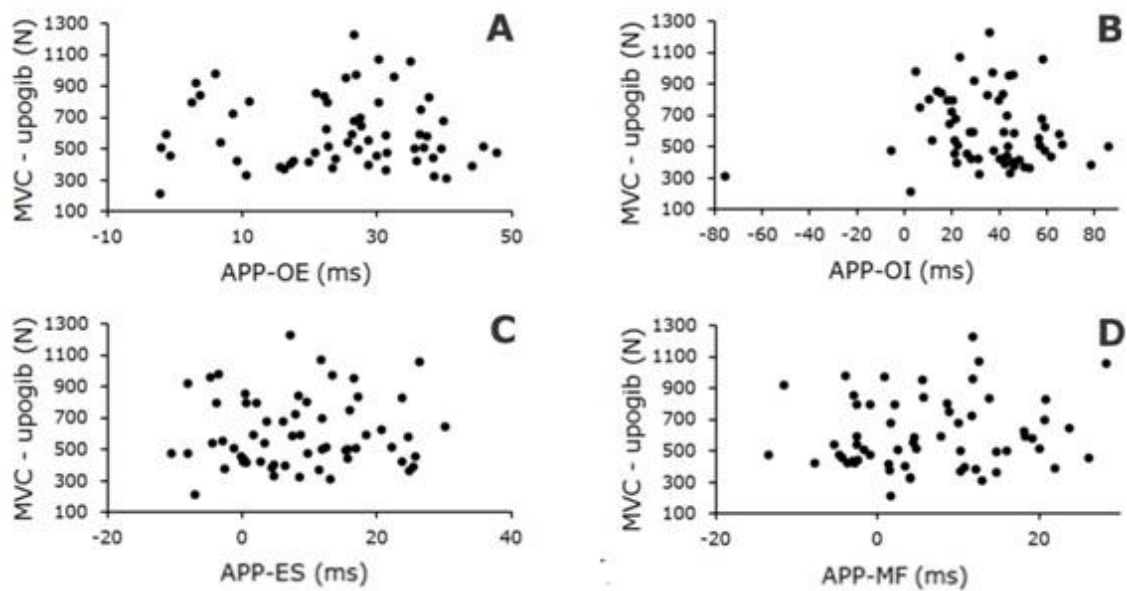
Razsevni grafikoni (slike 5 – 10) kažejo na veliko razpršenost in nepovezanost spremenljivk. Na slikah 5B, 6B in 7B, ki predstavljajo povezavo med aktivacijo mišice OI pri nalogi hitrega dviga rok (APP-IO) in vsemi merjenimi vrednostmi jakosti trupa, je viden osamelec, ki bi potencialno lahko vplival na izračun korelacije. Vendar razpršenost ostalih vrednosti v grafu kaže, da kljub izločitvi osamelca korelacije ni možno pričakovati.

Slika 5: Grafični prikaz povezanosti največje sile v smeri iztega trupa in časovne razlike med aktivacijo prednjega dela deltoidne mišice in aktivacijo izbranih mišic trupa pri dvigu rok na svetlobni znak.



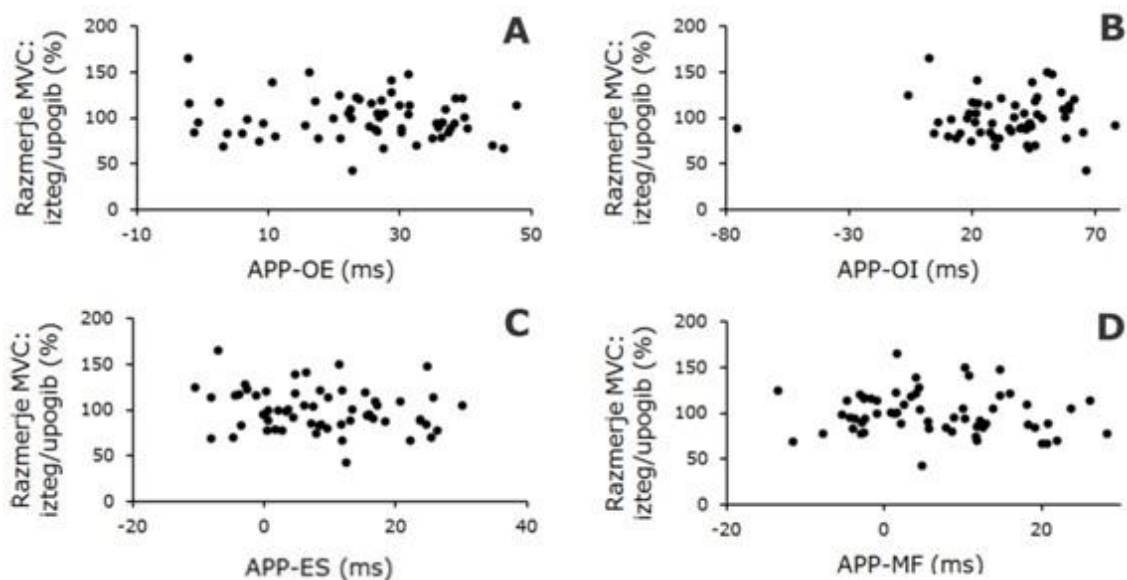
**Legenda:** MVC: največja hotena mišična kontrakcija; APP: anticipatorna posturalna prilagoditev; OE: zunanja poševna trebušna mišica; OI: notranja poševna trebušna mišica; ES: mišice iztegovalke trupa; MF: multifidi.

Slika 6: Grafični prikaz povezanosti največje sile v smeri upogiba trupa in časovne razlike med aktivacijo prednjega dela deltoidne mišice in aktivacijo izbranih mišic trupa pri dvigu rok na svetlobni znak.



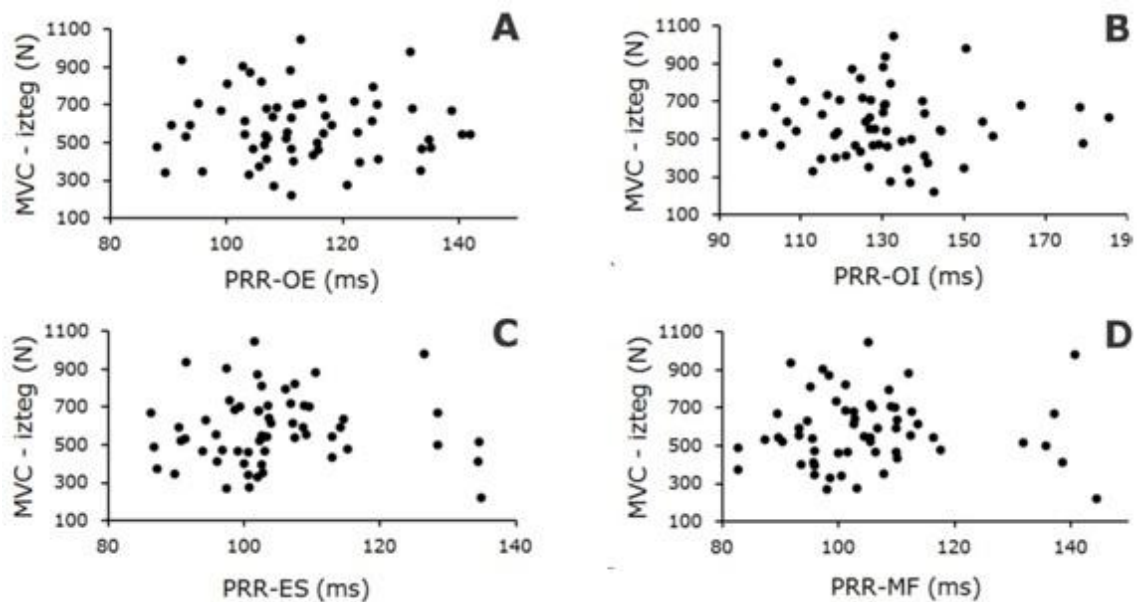
**Legenda:** MVC: največja hotena mišična kontrakcija; APP: anticipatorna posturalna prilagoditev; OE: zunanja poševna trebušna mišica; OI: notranja poševna trebušna mišica; ES: mišice iztegovalke trupa; MF: multifidi.

Slika 7: Grafični prikaz povezanosti razmerja največjih sil v smeri iztega in upogiba trupa in časovne razlike med aktivacijo prednjega dela deltoidne mišice in aktivacijo izbranih mišic trupa pri dvigu rok na svetlobni znak.



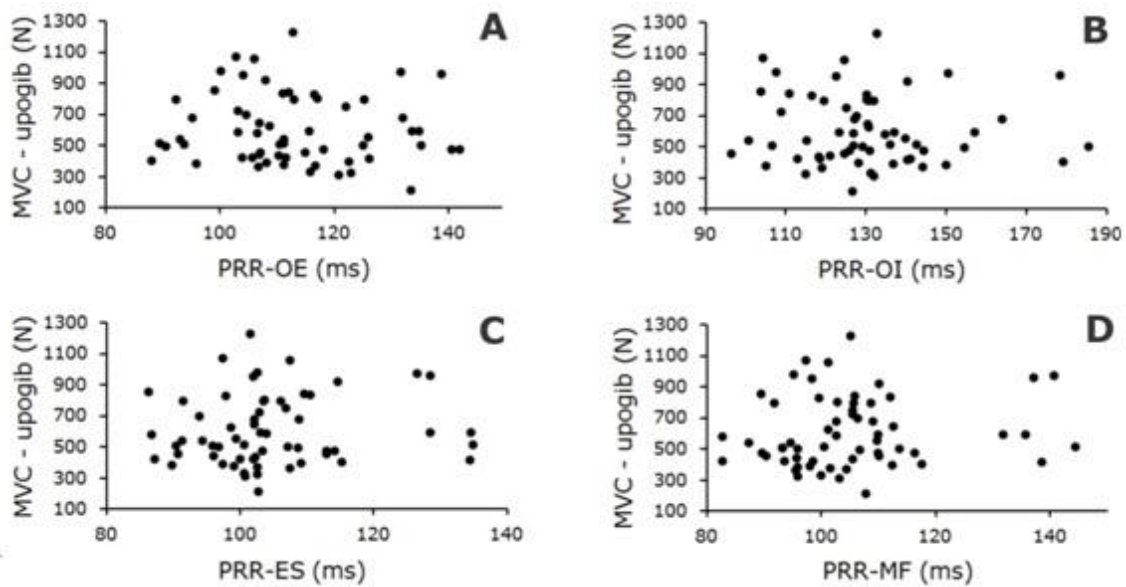
**Legenda:** MVC: največja hotena mišična kontrakcija; APP: anticipatorna posturalna prilagoditev; OE: zunanja poševna trebušna mišica; OI: notranja poševna trebušna mišica; ES: mišice iztegovalke trupa; MF: multifidi.

Slika 8: Grafični prikaz povezanosti največje sile v smeri iztega trupa in časovne zakasnitve aktivacij izbranih mišic trupa glede na trenutek nenadne obremenitve.



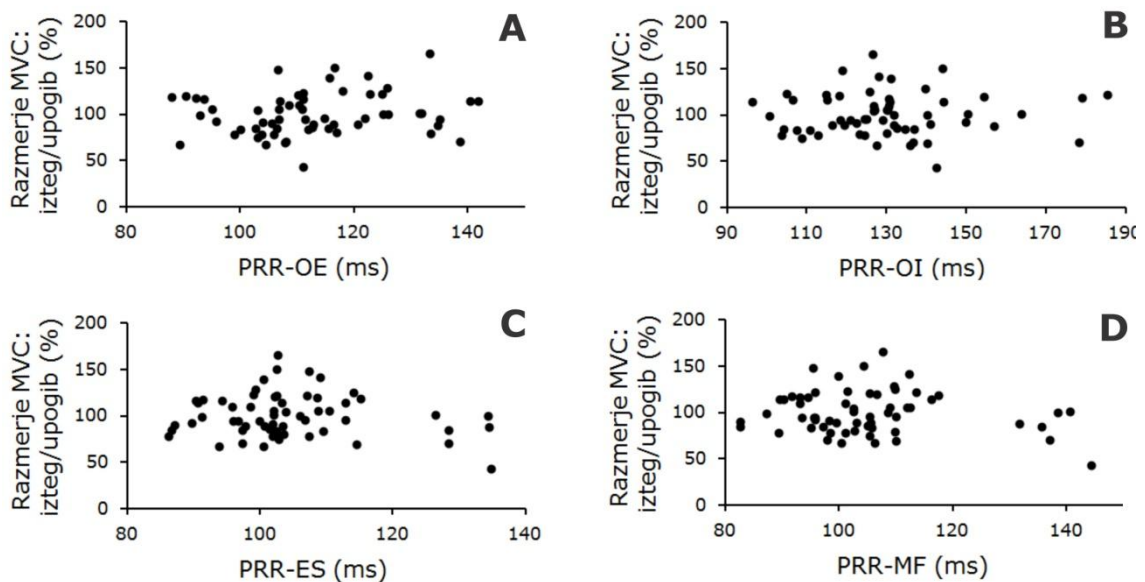
**Legenda:** MVC: največja hotena mišična kontrakcija; PRR: posturalne refleksne reakcije; OE: zunanja poševna trebušna mišica; OI: notranja poševna trebušna mišica; ES: mišice iztegovalke trupa; MF: multifidi.

Slika 9: Grafični prikaz povezanosti največje sile v smeri upogiba trupa in časovne zakasnitve aktivacij izbranih mišic trupa glede na trenutek nenadne obremenitve.



**Legenda:** MVC: največja hotena mišična kontrakcija; PRR: posturalne refleksne reakcije; OE: zunanja poševna trebušna mišica; OI: notranja poševna trebušna mišica; ES: mišice iztegovalke trupa; MF: multifidi.

Slika 10: Grafični prikaz povezanosti razmerja največjih sil v smeri iztega in upogiba trupa časovne zakasnitve aktivacij izbranih mišic trupa glede na trenutek nenadne obremenitve.



**Legenda:** MVC: največja hotena mišična kontrakcija; PRR: posturalne refleksne reakcije; OE: zunanja poševna trebušna mišica; OI: notranja poševna trebušna mišica; ES: mišice iztegovalke trupa; MF: multifidi.



## **5 RAZPRAVA**

Namen te diplomske naloge je bil prispevati k temeljnemu razumevanju odnosa mišične jakosti in stabilizacijskih funkcij ter s tem k osmišljanju praks na področju gibalne terapije in športnega treniranja. Rezultati naše raziskave kažejo, da med mišično jakostjo in stabilizacijskimi funkcijami (kot jih vrednotimo s časovnimi parametri APA in PRR) ni statistično značilnih povezav. Na tej podlagi smo vse štiri hipoteze zavrnil.

Nepovezanost je glede na pregled literature pričakovana, saj temeljita mišična jakost in stabilizacijski odzivi mišic trupa na različnih osnovah tako iz vidika aktivnega kot živčnega podsistema.

Pri hotenem statičnem iztegu in upogibu trupa z največjim naporom se vključujejo globalne mišice. Njihova naloga je ustvarjanje velikih, vendar kratkotrajnih sil. Glavni antagonist upogiba trupa je mišica RA. Pomembno vlogo pri statičnem upogibu v stoječem položaju igrata tudi mišici PM in iliakus pod skupnim imenom iliopsoas, katere naloga je upogib kolka. Velikost ustvarjene sile v statičnem upogibu trupa je odvisna od položaja oz. dolžine navorne ročice mišice iliopsoas. Največjo silo mišice dosežejo ravno v stoječem položaju (Kocjan & Sarabon, 2014). Navodila preiskovancu so bila naj ustvari čimvečji upor proti togemu pasu, ki je bil horizontalno pripet na višini T12 brez ustvarjanja sile navzdol, saj bi tako izkoriščali silo gravitacije in svojo lastno telesno težo. Zato pri meritvi MVC v smeri upogiba trupa ni šlo zgolj za upogib v trupu, temveč tudi za statični upogib kolkov. Posledično je k izmerjeni sili precej prispevala izometrična kontrakcija upogibalk kolka. Pri statičnem iztegu trupa v stoječem položaju so glavni agonisti ES in LD, skupaj s koaktivacijo stranskih trebušnih mišic (Tan, Parnianpour, Nordin, Hofer, & Willems, 1993). Zaradi položaja pri tej nalogi velika zadnjična mišica (lat.: m. gluteus maximus (GM)), ki ustvarja izteg kolka, ni bistveno prispevala k velikosti sile (Kocjan & Sarabon, 2014), če izvzamemo posreden vpliv na nagib medenice. Kadar je mišica GM neaktivna in inhibirana, dopušča večji anteriorni nagib medenice, posledično večjo ledveno ukrivljenost, kar zmanjša ročico iztegovalk hrbtenice in njihovo zmožnost ustvarjanja največje sile. Potrebno je omeniti, da preiskovanci niso dobili navodil kar se tiče aktivnosti GM, zato sklepamo, da je bila izmerjena sila iztega trupa delno odvisna tudi od tonusa mišice GM pri posamezniku. Pri obeh meritvah jakosti stranske trebušne mišice (OI in OE) s kokontrakcijo nevtralizirajo rotacijo hrbtenice, vendar nimajo večjega prispevka k ustvarjeni sili. Prav tako globoke stabilizacijske mišice, ki so ključnega pomena pri

merjenju stabilizacijskih funkcij, nimajo bistvenega prispevka pri ustvarjanju največje sile. Te mišice so globoke MF, TrA, DF in MMD. Ker smo za meritve uporabili površinsko EMG, aktivacija te skupine mišic ni bila izmerjena. Merjene so bile mišice OI, OE, ES in površinske MF, katerih aktivacija pri stabilizacijskih funkcijah je odvisna od usmerjenosti motnje, ki se ji morajo mišice trupa z ustrezno aktivacijo upreti, da ohranijo ravnotežni položaj telesa (Hodges & Richardson, 1996; Hodges & Richardson, 1997a; Hodges & Richardson, 1998).

Jakost mišic in stabilizacijske funkcije so odvisne od delovanja in adaptacije CŽS. Velikost ustvarjene sile s hoteno mišično kontrakcijo je odvisna od velikosti preseka mišic in eferentnih ukazov CŽS na višjih ravneh. Intenzivnejši kot je eferentni impulz, večji delež motoričnih enot v mišicah se rekrutira, boljša je njihova sinhronizacija in večja je frekvenca akcijskih potencialov (Gabriel, Kamen, & Frost, 2006). Pri največjih obremenitvah sodelujejo vse mišice in ni razločevanja v rekrutaciji stabilizacijskih in globalnih mišic (Gibbons & Comerford, 2001b). Stabilizacijske funkcije so na drugi strani odvisne od motoričnih vzorcev gibanja, torej od koordinacije in amplitud mišičnih aktivacij. Pri tem se rekrutirajo počasne motorične enote z nizkim pragom aktivacije in nizko frekvenco akcijskih potencialov (McGill, Grenier, Kavcic, & Cholewicki, 2003). Glede na nalogo obstaja stalna potreba po spreminjanju rekrutacijskih vzorcev (McGill idr.; 2003). Refleksni odziv se pri nenadni obremenitvi hrbtenice zaradi zunanje mehanske motnje zanaša na proprioceptivne (senzorne) informacije iz različnih mehano-receptorjev (mišična vretena, Golgijev aparat, receptorji v sklepu, receptorji v koži in drugi senzorični organi) in deluje na ravni hrbtenjače (Lalonde & Strazielle, 2007). Pri anticipacijskih posturalnih prilagoditvah na pričakovane motnje so pred-pripravljalne akcije programirane na višjih ravneh CŽS, kar vključuje male možgane, bazalne ganglije in možgansko skorjo (Lalonde & Strazielle, 2007). Raznolikost v živčno-mišičnem delovanju med mišično jakostjo in stabilizacijskimi funkcijami trupa do določene mere pojasnjuje, zakaj nam raziskava ni pokazala njune medsebojne povezanosti.

O nizki povezanosti med jakostjo trupa in stabilizacijskimi funkcijami pišeta v preglednem članku tudi Gibbons in Comerford (2001b). Pri ljudeh z BSH je živčni nadzor za rekrutacijo mišic pri stabilizacijskih nalogah spremenjen. V takih primerih je najbolj učinkovita specifična vadba nizke intenzivnosti (< 25 % MVC), pri kateri se aktivirajo globoki stabilizatorji (O'Sullivan, Phytty, Twomey, & Allison, 1997; Gibbons & Comerford, 2001b). Po drugi strani je dokazana manjša mišična jakost pri statičnem iztegu trupa pri osebah z BSH v primerjavi z zdravimi osebami (Cassisi, Robinson, O'Conner, & MacMillan, 1993; Pitcher, Behm, & MacKinnon,

2008). Neravnovesje med jakostjo iztegovalk in upogibalk trupa oz. zmanjšano razmerje med iztegom in upogibom trupa je lahko eden od znakov tveganja za pojav BSH (Lee idr., 1999). Podobno je kronična nestabilnost gležnja povezana s tveganjem poškodbe v gležnju. Kronično nestabilen gleženj je značilno šibkejši od zdravega, ne glede na vrsto kontrakcije in smer gibanja (Hartsell & Spaulding, 1999). Te trditve pa težko primerjamo z našo raziskavo, saj nismo izvedli primerjave med zdravimi osebami in osebami z BSH, kar bi bila zanimiva tematika nadaljnjih raziskav.

Rezultati naše raziskave so glede nepovezanosti med razmerjem jakosti iztegovalk in upogibalk trupa in stabilizacijskih funkcij pri zdravih ljudeh v skladu z raziskavami na področju gležnja. Med razmerjem jakosti everzije in inverzije gležnja ter statičnim ravnotežjem na eni nogi pri zdravih osebah ni povezanosti (Lin, Liu, Hsieh in Lee, 2009). Lin idr. (2009) menijo, da nizka povezanost ne pomeni, da jakost mišic v gležnju nima nobene vloge v nadzoru ravnotežja, ampak kaže na to, da sta jakost in ravnotežje neodvisni v dani situaciji pri mladih in zdravih osebah. Enako sklepanje lahko prenesemo na rezultate naše raziskave.

Velja omeniti, da je bila v naši raziskavi jakost merjena v statičnih pogojih, medtem ko je jakost mišic gležnja večinoma merjena v izokinetičnih pogojih. Mišična sila je med drugim odvisna tudi od hitrosti gibanja (Hartsell & Spaulding, 1999). Poškodbe hrbtenice in ostalih sklepov se največkrat dogajajo na končnem obsegu giba in ne v bližini nevtralne pozicije, v kateri so bile izvedene vse naše meritve. Zato bi bilo smiselno raziskati razmerje med stabilizacijskimi funkcijami trupa v različnih pozicijah trupa in razmerjem jakosti mišic trupa v izokinetičnih pogojih pri različnih hitrostih in obsegih giba.

Na podlagi te raziskave trdimo, da zgolj na podlagi izmerjene jakosti mišic trupa v smeri upogiba in iztega trupa pod statičnimi pogoji ne moremo napovedati časovnih parametrov samodejnih stabilizacijskih akcij mišic trupa (ES, OI, OE in MF) pri nenadni obremenitvi ali hitrem dvigu rok. Enako velja v obratni smeri. Trditvi veljata za zdrave osebe in postopke merjenja, kjer je preiskovanec pri vseh meritvah v stoječem in vzravnem položaju. Velja za pogoje, kjer zunanje in notranje motnje ne zahtevajo večjih mišičnih sil za ohranjanje drže. Za poglobljeno znanje o povezanosti jakosti trupa s stabilizacijskimi funkcijami trupa pod različnimi pogoji so potrebne nadaljnje raziskave.

## **6 ZAKLJUČEK**

Rezultati naše raziskave sovpadajo z izsledki preteklih raziskav in kažejo, da zaenkrat ne moremo potrditi obstoja povezanosti med jakostjo trupa in stabilizacijskimi funkcijami trupa pri zdravih osebah. Zato ostajajo na mestu priporočila, da sta za izboljšanje ene ali druge funkcionalne sposobnosti potrebna dva različna pristopa telesne vadbe. To posledično pomeni, da je vadba z nizko obremenitvijo in stabilizacijskimi izzivi nujna za namene rehabilitacije in je pomemben del treninga kot dopolnilna, preventivna vadba. Trening jakosti je potreben za osebe, ki so dnevno izpostavljene visokim obremenitvam, naj si bo zaradi športnih aktivnosti ali težkega fizičnega dela. Zaenkrat ne kaže, da bi z izboljšanjem ene od obravnavanih funkcionalnih sposobnosti hkrati lahko izboljšali ali poslabšali drugo.

## LITERATURA

- Andersson, E., Oddsson, L., Grundström, H., & Thorstensson, A. (1995). The role of the psoas and iliacus muscles for stability and movement of the lumbar spine, pelvis and hip. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 5(1), 10–16.
- Barr, K. P., Griggs, M., & Cadby, T. (2005). Lumbar stabilization: core concepts and current literature, Part 1. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 84(6), 473–480.
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, 230, 1–54.
- Bi, X., Zhao, J., Zhao, L., Liu, Z., Zhang, J., Sun, D., ... Xia, Y. (2013). Pelvic floor muscle exercise for chronic low back pain. *Journal of International Medical Research*, 41(1), 146–152. doi:10.1177/0300060513475383
- Borghuis, A. J., Lemmink, K. A. P. M., & Hof, A. L. (2011). Core muscle response times and postural reactions in soccer players and nonplayers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(1), 108–114. doi:10.1249/MSS.0b013e3181e93492
- Bouisset, S., & Zattara, M. (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics*, 20(8), 735–742. doi:10.1016/0021-9290(87)90052-2
- BPhty, C. R. P., FACP, P. W. H. P. M. Ds. Bp., & Bphty, J. H. P. Mp. (2004). *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization: A Motor Control Approach for the Treatment and Prevention of Low Back Pain, 2e* (2 edition.). Edinburgh ; New York: Churchill Livingstone.
- Cassisi, J. E., Robinson, M. E., O'Conner, P., & MacMillan, M. (1993). Trunk strength and lumbar paraspinal muscle activity during isometric exercise in chronic low-back pain patients and controls. *Spine*, 18(2), 245–251.
- Cholewicki, J., Juluru, K., & McGill, S. M. (1999). Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 32(1), 13–17.
- Comerford, M. J., & Mottram, S. L. (2001). Movement and stability dysfunction – contemporary developments. *Manual Therapy*, 6(1), 15–26. doi:10.1054/math.2000.0388
- Dangaria, T. R., & Naesh, O. (1998). Changes in cross-sectional area of psoas major muscle in unilateral sciatica caused by disc herniation. *Spine*, 23(8), 928–931.

- De Visser, H., Adam, C. J., Crozier, S., & Pearcy, M. J. (2007). The role of quadratus lumborum asymmetry in the occurrence of lesions in the lumbar vertebrae of cricket fast bowlers. *Medical Engineering & Physics*, 29(8), 877–885. doi:10.1016/j.medengphy.2006.09.010
- Fortin, M., & Macedo, L. G. (2013). Multifidus and Paraspinal Muscle Group Cross-Sectional Areas of Patients With Low Back Pain and Control Patients: A Systematic Review With a Focus on Blinding. *Physical Therapy*, 93(7), 873–888. doi:10.2522/ptj.20120457
- Gabriel, D. A., Kamen, G., & Frost, G. (2006). Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 36(2), 133–149.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725–1789.
- Gibbons SGT, Comerford MJ and Emerson P 2002 Rehabilitation of the stability function of psoas major. Orthopaedic Division Review. Jan / Feb. 7-16
- Gibbons, S. G., & Comerford, M. J. (2001a). Strength versus stability: Part 1: Concept and terms. *Orthopaedic Division Review*, 21–27.
- Gibbons, S. G., & Comerford, M. J. (2001b). Strength Versus Stability Part II; Limitations and Benefits. *Orthopaedic Division Review - March/April*, 28–33.
- Granata, K. P., Slota, G. P., & Wilson, S. E. (2004). Influence of Fatigue in Neuromuscular Control of Spinal Stability. *Human factors*, 46(1), 81–91.
- Grondin, D. E., & Potvin, J. R. (2009). Effects of trunk muscle fatigue and load timing on spinal responses during sudden hand loading. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(4), e237–e245. doi:10.1016/j.jelekin.2008.05.006
- Häggmark, T., & Thorstensson, A. (1979). Fibre types in human abdominal muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, 107(4), 319–325. doi:10.1111/j.1748-1716.1979.tb06482.
- Hartsell, H. D., & Spaulding, S. J. (1999). Eccentric/concentric ratios at selected velocities for the invertor and evertor muscles of the chronically unstable ankle. *British Journal of Sports Medicine*, 33(4), 255–258.
- Heneweer, H., Vanhees, L., & Picavet, H. S. J. (2009). Physical activity and low back pain: A U-shaped relation? *PAIN*, 143(1), 21–25. doi:10.1016/j.pain.2008.12.033
- Herrmann, C. M., Madigan, M. L., Davidson, B. S., & Granata, K. P. (2006). Effect of lumbar extensor fatigue on paraspinal muscle reflexes. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International*

- Society of Electrophysiological Kinesiology*, 16(6), 637–641.  
doi:10.1016/j.jelekin.2005.11.004
- Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D., Wrigley, A., & Spears, I. (2008). Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 38(12), 995–1008.
- Hides, J., & Stanton, W. (2012). Muscle Imbalance Among Elite Australian Rules Football Players: A Longitudinal Study of Changes in Trunk Muscle Size. *Journal of Athletic Training*, 47(3), 314–319.
- Hodges, P. W. (1999). Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Therapy*, 4(2), 74–86. doi:10.1054/math.1999.0169
- Hodges, P. W. (2001). Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation Cérébrale*, 141(2), 261–266. doi:10.1007/s002210100873
- Hodges, P. W., Butler, J. E., McKenzie, D. K., & Gandevia, S. C. (1997). Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *The Journal of Physiology*, 505(Pt 2), 539–548.
- Hodges, P. W., & Gandevia, S. C. (2000a). Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *The Journal of Physiology*, 522(1), 165–175. doi:10.1111/j.1469-7793.2000.t01-1-00165.xm
- Hodges, P. W., & Gandevia, S. C. (2000b). Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of Applied Physiology*, 89(3), 967–976.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21(22), 2640–2650.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1997a). Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy*, 77(2), 132–142; discussion 142–144.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1997b). Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Experimental Brain Research*, 114(2), 362–370. doi:10.1007/PL00005644
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1998). Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *Journal of Spinal Disorders*, 11(1), 46–56.
- Hodges, P. W., Sapsford, R., & Pengel, L. H. M. (2007). Postural and respiratory functions of the pelvic floor muscles. *Neurourology and Urodynamics*, 26(3), 362–371. doi:10.1002/nau.20232

- Hoffer, J. A., & Andreassen, S. (1981). Regulation of soleus muscle stiffness in premammillary cats: intrinsic and reflex components. *Journal of Neurophysiology*, 45(2), 267–285.
- Horlings, C. G. C., van Engelen, B. G. M., Allum, J. H. J., & Bloem, B. R. (2008). A weak balance: the contribution of muscle weakness to postural instability and falls. *Nature clinical practice. Neurology*, 4(9), 504–515.  
doi:10.1038/ncpneuro0886
- Hoy, D., Bain, C., Williams, G., March, L., Brooks, P., Blyth, F., ... Buchbinder, R. (2012). A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis & Rheumatism*, 64(6), 2028–2037. doi:10.1002/art.34347
- Johansson, H., Sjölander, P., & Sojka, P. (1991). Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 18(5), 341–368.
- Joshua, A. M., D'Souza, V., Unnikrishnan, B., Mithra, P., Kamath, A., Acharya, V., & Venugopal, A. (2014). Effectiveness of progressive resistance strength training versus traditional balance exercise in improving balance among the elderly - a randomised controlled trial. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, 8(3), 98–102. doi:10.7860/JCDR/2014/8217.4119
- Kim, K. H., Cho, S.-H., Goo, B.-O., & Baek, I.-H. (2013). Differences in Transversus Abdominis Muscle Function between Chronic Low Back Pain Patients and Healthy Subjects at Maximum Expiration: Measurement with Real-time Ultrasonography. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(7), 861–863.  
doi:10.1589/jpts.25.861
- Kim, W. H., Lee, S.-H., & Lee, D. Y. (2011). Changes in the Cross-Sectional Area of Multifidus and Psoas in Unilateral Sciatica Caused by Lumbar Disc Herniation. *Journal of Korean Neurosurgical Society*, 50(3), 201–204.  
doi:10.3340/jkns.2011.50.3.201
- Kocjan, A., & Sarabon, N. (2014). Assessment of Isometric Trunk Strength - The Relevance of Body Position and Relationship between Planes of Movement. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(2), 365–370.
- Kreamer, W. J., Fleck, S. J., & Deschenes, M. R. (2012). Exercise Physiology Integrating Theory and Application. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins
- Lalonde, R., & Strazielle, C. (2007). Brain regions and genes affecting postural control. *Progress in Neurobiology*, 81(1), 45–60.  
doi:10.1016/j.pneurobio.2006.11.005
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement*. Champaign, IL: Human Kinetics.



- Lee, J. H., Hoshino, Y., Nakamura, K., Kariya, Y., Saita, K., & Ito, K. (1999). Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain. A 5-year prospective study. *Spine*, 24(1), 54–57.
- Lin, W.-H., Liu, Y.-F., Hsieh, C. C.-C., & Lee, A. J. Y. (2009). Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 12(1), 42–49. doi:10.1016/j.jsams.2007.10.001
- Lonnemann, M. E., Paris, S. V., & Gorniak, G. C. (2008). A Morphological Comparison of the Human Lumbar Multifidus by Chemical Dissection. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 16(4), E84–E92.
- Madill, S. J., & McLean, L. (2006). Relationship between abdominal and pelvic floor muscle activation and intravaginal pressure during pelvic floor muscle contractions in healthy continent women. *Neurourology and Urodynamics*, 25(7), 722–730. doi:10.1002/nau.20285
- Mannion, A. F., Dumas, G. A., Cooper, R. G., Espinosa, F. J., Faris, M. W., & Stevenson, J. M. (1997). Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects without low back pain: normal values and sex differences. *Journal of Anatomy*, 190(Pt 4), 505–513. doi:10.1046/j.1469-7580.1997.19040505.x
- McGill, S. (2007). *Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- McGill, S., Juker, D., & Kropf, P. (1996). Quantitative intramuscular myoelectric activity of quadratus lumborum during a wide variety of tasks. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 11(3), 170–172.
- McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N., & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13(4), 353–359.
- McGill, S. M., Hughson, R. L., & Parks, K. (2000). Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 15(10), 777–780.
- Mechanical Low Back Pain: Prevalence / Costs. (b.d.). Pridobljeno 20. junij 2014., od [http://shp.missouri.edu/vhct/case1699/preval\\_costs.htm](http://shp.missouri.edu/vhct/case1699/preval_costs.htm)
- Moorhouse, K. M., & Granata, K. P. (2007). Role of Reflex Dynamics in Spinal Stability: Intrinsic Muscle Stiffness Alone is Insufficient for Stability. *Journal of biomechanics*, 40(5), 1058–1065. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.04.018

- Morris, S. L., & Allison, G. T. (2006). Effects of abdominal muscle fatigue on anticipatory postural adjustments associated with arm raising. *Gait & Posture*, 24(3), 342–348. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.10.011
- Moseley, G. L., Hodges, P. W., & Gandevia, S. C. (2002). Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine*, 27(2), E29–36.
- Nitz, A. J., & Peck, D. (1986). Comparison of muscle spindle concentrations in large and small human epaxial muscles acting in parallel combinations. *The American Surgeon*, 52(5), 273–277.
- Orr, R. (2010). Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. A systematic review. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 46(2), 183–220.
- Ota, M., & Kaneoka, K. (2011). Differences in Abdominal Muscle Thicknesses between Chronic Low Back Pain Patients and Healthy Subjects. *Journal of Physical Therapy Science*, 23(6), 855–858.
- O'Sullivan, P. B., Phytty, G. D., Twomey, L. T., & Allison, G. T. (1997). Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine*, 22(24), 2959–2967.
- Palmer, E., Cafarelli, E., & Ashby, P. (1994). The processing of human ballistic movements explored by stimulation over the cortex. *The Journal of Physiology*, 481(Pt 2), 509–520.
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 383–389; discussion 397.
- Paoli, A., Pacelli, Q. F., Cancellara, P., Toniolo, L., Moro, T., Canato, M., ... Reggiani, C. (2013). Myosin isoforms and contractile properties of single fibers of human Latissimus Dorsi muscle. *BioMed Research International*, 2013, 249398. doi:10.1155/2013/249398
- Phillips, S., Mercer, S., & Bogduk, N. (2008). Anatomy and biomechanics of quadratus lumborum. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 222(2), 151–159.
- Pitcher, M. J., Behm, D. G., & MacKinnon, S. N. (2008). Reliability of electromyographic and force measures during prone isometric back extension in subjects with and without low back pain. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism = Physiologie Appliquée, Nutrition Et Métabolisme*, 33(1), 52–60. doi:10.1139/H07-132

- Richardson, C. A., Snijders, C. J., Hides, J. A., Damen, L., Pas, M. S., & Storm, J. (2002). The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. *Spine*, 27(4), 399–405.
- Sánchez-Zuriaga, D., Adams, M. A., & Dolan, P. (2010). Is activation of the back muscles impaired by creep or muscle fatigue? *Spine*, 35(5), 517–525. doi:10.1097/BRS.0b013e3181b967ea
- Santaguida, P. L., & McGill, S. M. (1995). The psoas major muscle: a three-dimensional geometric study. *Journal of Biomechanics*, 28(3), 339–345.
- Schmidt, C. O., Raspe, H., Pflingsten, M., Hasenbring, M., Basler, H. D., Eich, W., & Kohlmann, T. (2007). Back Pain in the German Adult Population: Prevalence, Severity, and Sociodemographic Correlates in a Multiregional Survey. *Spine*, 32(18), 2005–2011. doi:10.1097/BRS.0b013e318133fad8
- Sharma, S. (2012). Core stability – an overview. *Elixir Human Physio*, 11914–11917.
- Silfies, S. P., Squillante, D., Maurer, P., Westcott, S., & Karduna, A. R. (2005). Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(5), 465–473. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.01.007
- Sirca, A., & Kostevc, V. (1985). The fibre type composition of thoracic and lumbar paravertebral muscles in man. *Journal of Anatomy*, 141, 131–137.
- Sjödahl, J., Kvist, J., Gutke, A., & Oberg, B. (2009). The postural response of the pelvic floor muscles during limb movements: a methodological electromyography study in parous women without lumbopelvic pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(2), 183–189. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.11.004
- Strang, A. J., & Berg, W. P. (2007). Fatigue-induced adaptive changes of anticipatory postural adjustments. *Experimental Brain Research*, 178(1), 49–61. doi:10.1007/s00221-006-0710-5
- Strang, A. J., Berg, W. P., & Hieronymus, M. (2009). Fatigue-induced early onset of anticipatory postural adjustments in non-fatigued muscles: support for a centrally mediated adaptation. *Experimental Brain Research*, 197(3), 245–254. doi:10.1007/s00221-009-1908-0
- Strang, A. J., Choi, H. J., & Berg, W. P. (2008). The effect of exhausting aerobic exercise on the timing of anticipatory postural adjustments. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48(1), 9–16.
- Tan, J. C., Parnianpour, M., Nordin, M., Hofer, H., & Willems, B. (1993). Isometric maximal and submaximal trunk extension at different flexed positions in standing. Triaxial torque output and EMG. *Spine*, 18(16), 2480–2490.

- Tesh, K. M., Dunn, J. S., & Evans, J. H. (1987). The abdominal muscles and vertebral stability. *Spine*, 12(5), 501–508.
- Urquhart, D. M., Barker, P. J., Hodges, P. W., Story, I. H., & Briggs, C. A. (2005). Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(3), 233–241. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.11.007
- Urquhart, D. M., & Hodges, P. W. (2005). Differential activity of regions of transversus abdominis during trunk rotation. *European Spine Journal*, 14(4), 393–400. doi:10.1007/s00586-004-0799-9
- Virtual Health Care Team. (2012). *Mechanical Low Back Pain: Prevalence and Costs*. Retrieved 9 18, 2013, from School of Health Professionals - University of Missouri-Columbia:  
[http://shp.missouri.edu/vhct/case1699/preval\\_costs.htm](http://shp.missouri.edu/vhct/case1699/preval_costs.htm)
- Voglar, M. (2012). *Ponovljivost samodejnih aktivacijskih vzorcev mišic trupa izzvanih z različnimi nenadnimi mehanskimi motnjami*. Magistrsko delo. Koper: Univerza na Primorskem, Fakulteta za matematiko, naravoslovje in informacijske tehnologije.
- Wenig, C. M., Schmidt, C. O., Kohlmann, T., & Schweikert, B. (2009). Costs of back pain in Germany. *European Journal of Pain*, 13(3), 280–286. doi:10.1016/j.ejpain.2008.04.005
- Zattara, M., & Bouisset, S. (1988). Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1. Normal subjects. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 51(7), 956–965.