

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Andrej Kocjan

**VREDNOTENJE JAKOSTI TRUPA TER
VPLIV VADBE NA JAKOST IN
SAMODEJNE STABILIZACIJSKE
ODZIVE MIŠIC TRUPA**

Doktorska disertacija

Izola, september 2017

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Smer študija
APLIKATIVNA KINEZILOGIJA

**VREDNOTENJE JAKOSTI TRUPA TER
VPLIV VADBE NA JAKOST IN
SAMODEJNE STABILIZACIJSKE
ODZIVE MIŠIC TRUPA**

Doktorska disertacija

MENTOR

Izr. prof. dr. Nejc Šarabon

Avtor

ANDREJ KOCJAN

Izola, september 2017

Ime in priimek: Andrej KOCJAN

Naslov doktorske disertacije: Vrednotenje jakosti trupa ter vpliv vadbe na jakost in samodejne stabilizacijske odzive mišic trupa

Kraj: Koper

Leto: 2017

Število listov: 110

Število slik: 23

Število prilog: 0

Število strani prilog: 0

Število referenc: 296

Število tabel: 3

Mentor: izr. prof. dr. Nejc Šarabon

UDK: 796.011.3

Ključne besede: vadba, mišična jakost, stabilnost trupa, bolečina v spodnjem delu hrbta

Povzetek:

UVOD: Primarni cilj naloge je bil analizirati učinke dolgotrajne in kratkotrajne vadbe na navor pri največji hoteni izometrični kontrakciji (NHK) in na stabilnostne funkcije trupa. Sekundarni cilj je bil določiti položaj preiskovanca, ki nudi najboljšo oceno razmerja med trupnimi upogibalkami in iztegovalkami. METODE (študija 1): Sodelovalo je 60 odraslih. Vsak preiskovanec je v treh položajih izvedel NHK v smeri upogiba in iztega trupa. REZULTATI (študija 1): V smeri iztega trupa je bila največja sila izmerjena v položaju seda. Sledil je položaj kleka ($p < 0,0001$). Obraten trend smo opazili v smeri upogiba trupa. Razmerje med trupnimi upogibalkami in iztegovalkami se je med tremi položaji značilno razlikovalo ($p = 0,001$). ZAKLJUČEK (študija 1): Med NHK v smeri iztega in upogiba trupa položaj pokončne stoje omogoča najboljšo lokalizacijo iztegovalk in upogibalk trupa ter nudi najboljšo oceno razmerja med trupnimi upogibalkami in iztegovalkami. METODE (študija 2): Sodelovalo je 16 treniranih tekmovalcev v kajaku/kanuju na divjih vodah (T) in 16 netreniranih oseb (N). Vsak preiskovanec je izvedel NHK trupa v bočni in čelni ravnini ter meritve posturalnih refleksnih prilagoditev (PRP) in anticipacijskih posturalnih prilagoditev (APP). Merili smo navor, pri meritvah APP in PRP pa latence odzivov in hitrost prirastka mišične aktivnosti. REZULTATI (študija 2): T so imeli značilno višji navor v smeri upogiba in stranskega upogiba trupa ($p < 0,05$) in značilno hitrejši prirastek mišične aktivnosti pri meritvah PRP ($p < 0,001$). ZAKLJUČEK (študija 2): Dolgotrajna vadba povečuje navor in hitrost prirastka mišične aktivnosti refleksnih odzivov trupnih mišic. METODE (študija 3): 10 otrok se je udeležilo tečaja monokolesarjenja (E), 10 otrok je bilo v kontrolni skupini (K). Merilni protokol in spremenljivke jakosti so bile enake kot v študiji 2. Merili smo navor, pri meritvah APP in PRP pa latence odzivov. REZULTATI (študija 3): Navor se je pri E skupini značilno povečal v vseh smereh ($p = 0,001$). Pri meritvah PRP je bil interakcijski učinek otrok iz E skupine statistično značilen pri vseh analiziranih mišicah ($p < 0,001$). ZAKLJUČEK (študija 3): Monokolesarjenje je učinkovit način za povečanje navora pri NHK trupa in za izboljševanje hitrosti mišičnega vklopa pri refleksnih odzivih trupnih mišic.

Name and SURNAME: Andrej KOCJAN

Title of doctoral thesis: Assessment of trunk strength and the effectiveness of exercise on trunk strength and trunk stability functions

Place: Koper

Year: 2017

Number of pages: 110

Number of pictures: 23

Number of tables: 3

Number of enclosures: 0

Number of enclosure pages: 0

Number of references: 296

Mentor: Assoc. prof. dr. Nejc Šarabon

UDK:

Key words: exercise, muscle strength, trunk stability, low back pain

Abstract: INTRODUCTION: The main objective of the study was to analyse the effect of long and short term exercise on torque values during maximal voluntary isometric contraction (MVC) and on trunk stability functions. The aim of the study was also to define body position, which allows the best assessment of the ratio between trunk extensors and flexors. METHODS (study 1): 60 healthy adults participated in the study. Every subject executed three MVCs in direction of trunk flexion and extension where maximal force was measured. RESULTS (study 1): Overall, in both genders together, the highest average force for trunk extension was recorded in sitting posture, followed by kneeling and standing, compared with flexion, where we observed the opposite trend ($p < 0.0001$). The extension/flexion ratio was different between all body positions ($p = 0.001$). METHODS (study 2): 16 elite athletes from wild-water canoe/kayak and 16 untrained young adults participated in the study. Every subject executed MVCs in sagittal and frontal planes where maximal torque was measured. Moreover, we evaluated subjects' automatic stability actions through unexpected trunk loading and rapid shoulder flexion. During both stability tests we measured the onset of muscles activity and the rate of electromiographic rise. RESULTS (study 2): Athletes had significantly higher torque values in direction of trunk flexion and lateral flexion ($p < 0.05$) and higher rate of electromiographic rise during unexpected loading ($p < 0.001$). CONCLUSION (study 2): Long term exercise increases torque values during trunk MVC and the rate of electromiographic rise during unexpected trunk loading. METHODS (study 3): 20 healthy children were assigned to experimental and control groups. Experimental group performed a supervised 12-session course of unicycling. Every subject executed MVCs in sagittal and frontal planes where maximal torque was measured. Moreover, we evaluated subjects' automatic stability actions through unexpected trunk loading and rapid shoulder flexion. During both stability tests we measured the onset of muscles activity and the rate of electromiographic rise. RESULTS (study 3): Torque values increased significantly in experimental group in all directions ($p = 0.001$). During unexpected loading the interaction effect was significant among all muscles in experimental group ($p < 0.001$). CONCLUSION (study 3): Unicycling proved to be an effective and funny tool to develop proximal stability and strength, which prevents low back pain and improves the efficiency of energy transfer between body segments.

IZJAVA O AVTORSTVU

Podpisani/a ANDREJ KOCJAN vpisna številka 89113005
izjavljam, da je doktorska disertacija z naslovom Vrednotenje jakosti trupa ter vpliv vadbe
na jakosti in samodejne stabilizacijske odzive trupnih mišic

pod mentorstvom izr. prof. dr. Nejca Šarabona

- rezultat lastnega raziskovalnega dela,
- da so rezultati korektno navedeni,
- da nisem kršil/a avtorskih pravic in intelektualne lastnine drugih in
- da je elektronska različica, ki sem jo oddal/a, istovetna tiskani različici.

Izjavljam, da za potrebe arhiviranja dovoljujem objavo elektronske različice v repozitoriju Dissertations and Thesis (Proquest) in dLib.si (NUK). V skladu s 1. odstavkom 21. člena Zakona o avtorski in sorodnih pravicah (Uradni list RS, št. 16/2007 – ZASP–UPB3, 68/2008) dovoljujem, da se zgoraj navedena doktorska disertacija objavi v repozitoriju Dissertations and Thesis (Proquest) in dLib.si (NUK).

Podpis mentorja: _____

(samo v primeru, če delo ne sme biti javno dostopno)

Kraj in datum: _____ Podpis avtorja/ice: _____

Izjavljam, da je mentor seznanjen z indeksom podobnosti doktorske disertacije, ki je _____

Kraj in datum: _____ Podpis avtorja/ice: _____

ZAHVALA

Hvala mentorju izr. prof. dr. Nejcu Šarabonu za strokovno vodenje in podjetju S2P za tehnično podporo.

Hvala Robertu Pritržniku, prof.šp.vzg. za pomoč pri organizaciji meritev.

Hvala Bojanu Šturmu, prof. šp. vzg, Zoranu Grboviću, prof.šp.vzg. in dr. Miljanu Grboviću za vsestransko pomoč.

Hvala prof. Rafki Kirn za lektoriranje.

KAZALO VSEBINE

1 UVOD	1
1.1 Anatomska, fiziološka in biomehanska ozadja trupa	1
1.1.1 Opredelitev nevtralne cone in stabilnosti hrbtenice	1
1.1.2 Pasivni sistem stabilnosti.....	2
1.1.3 Aktivni sistem stabilnosti.....	3
1.1.4 Živčni sistem stabilnosti	7
1.2 Mišična jakost in stabilnost trupa ter njuna povezanost s funkcionalnimi testi in pojavnostjo poškodb	11
1.3 Razvoj in pomen vaj, ki povečujejo mišično jakost in stabilnost trupa	14
1.4 Merjenje in vrednotenje mišične aktivnosti	17
1.4.1 Analiza elektromiografskega signala v časovnem prostoru	17
1.4.2 Merjenje in vrednotenje mišične jakosti in stabilnosti trupa	19
2 PREDMET, PROBLEM IN NAMEN	22
3 CILJI IN HIPOTEZE	24
3.1 Študija 1 – Vrednotenje jakosti trupa in vpliv položaja preiskovanca na silo pri največji hoteni izometrični kontrakciji trupnih upogibalk in iztegovalk	24
3.2 Študija 2 – Vpliv dolgotrajne vadbe ledvenega predela hrbtenice na največjo jakost in stabilnostne funkcije trupa.....	24
3.3 Študija 3 - Vpliv kratkotrajne vadbe ledvenega predela hrbtenice na največjo jakost in stabilnostne funkcije trupa.....	25
4 METODE, REZULTATI IN RAZPRAVA	27
4.1 Študija 1 - Vrednotenje jakosti trupa in vpliv položaja preiskovanca na silo pri največji hoteni izometrični kontrakciji trupnih upogibalk in iztegovalk	27
4.1.1 Teoretično ozadje in namen.....	27
4.1.2 Metode	30
4.1.3 Rezultati	32
4.1.4 Razprava.....	34
4.2 Študija 2 - Vpliv dolgotrajne vadbe ledvenega predela hrbtenice na največjo jakost in stabilnostne funkcije trupa.....	36
4.2.1 Teoretično ozadje in namen.....	36
4.2.2 Metode	39
4.2.3 Rezultati	44
4.2.4 Razprava.....	50

4.3 Študija 3 - Vpliv kratkotrajne vadbe ledvenega predela hrbtenice na največjo jakost in stabilnostne funkcije trupa.....	54
4.3.1 Teoretično ozadje in namen.....	54
4.3.2 Metode	57
4.3.3 Rezultati	62
4.3.4 Razprava.....	67
5 ZAKLJUČEK	71
6 LITERATURA	73

KAZALO TABEL

<i>Tabela 1: Osnovni demografski podatki preiskovancev, vključenih v študijo 1</i>	<i>30</i>
<i>Tabela 2: Osnovni demografski podatki preiskovancev, vključenih v študijo 2</i>	<i>40</i>
<i>Tabela 3: Osnovni demografski podatki preiskovancev.</i>	<i>57</i>

KAZALO SLIK

<i>Slika 1: Prikaz hrbtnne ovojnice in nekaterih mišic globokega in površinskega sloja Trupa</i>	<i>6</i>
<i>Slika 2: Prikaz soodvisnosti pasivnega, aktivnega in živčnega sistema stabilnosti</i>	<i>11</i>
<i>Slika 3: Prikaz vrednotenja živčno-mišičnega nadzora ledvenega predela hrbtenice</i>	<i>21</i>
<i>Slika 4: Prikaz merilne opornice in položajev (pokončna stoja (A), klek (B) in sed (C)), v katerih smo merili silo med največjo hoteno izometrično kontrakcijo trupnih upogibalk (na sliki) in iztegovalk</i>	<i>32</i>
<i>Slika 5: Prikaz sile med največjo hoteno izometrično kontrakcijo v smeri upogiba in iztega trupa in njunega razmerja v treh položajih preiskovanca</i>	<i>33</i>
<i>Slika 6: Prikaz meritve navora pri največji hoteni izometrični mišični kontrakciji v čelni ravnini</i>	<i>41</i>
<i>Slika 7: Prikaz meritve posturalnih refleksnih prilagoditev.....</i>	<i>42</i>
<i>Slika 8: Prikaz meritve anticipacijskih posturalnih prilagoditev.....</i>	<i>42</i>
<i>Slika 9: Prikaz določevanja začetka mišične aktivnosti pri meritvah posturalnih refleksnih prilagoditev</i>	<i>44</i>
<i>Slika 10: Prikaz primerjave navora pri meritvi največje hotene izometrične kontrakcije v bočni in čelni ravnini med skupino tekmovalcev v kajaku/kanuju na divjih vodah in skupino netreniranih mlajših odraslih</i>	<i>45</i>
<i>Slika 11: Prikaz razmerja med trupnimi iztegovalkami in upogibalkami med meritvijo največje hotene izometrične kontrakcije med skupino tekmovalcev v kajaku/kanuju na divjih vodah in skupino netreniranih mlajših odraslih</i>	<i>45</i>
<i>Slika 12: Prikaz primerjave povprečnih vrednosti (A) in standardnih odklonov (B) latenc odzivov pri meritvah posturalnih refleksnih prilagoditev med skupino tekmovalcev v kajaku/kanuju na divjih vodah in skupino netreniranih mlajših odraslih</i>	<i>46</i>
<i>Slika 13: Prikaz primerjave povprečnih vrednosti (A) in standardnih odklonov (B) hitrosti prirastka signala EMG (EMGr) pri meritvah posturalnih refleksnih prilagoditev med skupino tekmovalcev v kajaku/kanuju na divjih vodah in skupino netreniranih mlajših odraslih</i>	<i>47</i>
<i>Slika 14: Prikaz primerjave povprečnih vrednosti (A) in standardnih odklonov (B) latenc odzivov pri meritvah anticipatornih prilagoditev med skupino tekmovalcev v kajaku/kanuju na divjih vodah in skupino netreniranih mlajših odraslih.</i>	<i>48</i>

Slika 15: Prikaz primerjave povprečnih vrednosti (A) in standardnih odklonov (B) hitrosti prirastka EMG signala (EMGr) pri meritvah anticipatornih posturalnih prilagoditev med skupino tekmovalcev v kajaku/kanuju na divjih vodah in skupino netreniranih mlajših odraslih	49
Slika 16: Prikaz večfunkcijskega merilnega sistema in meritve navora pri največji hoteni izometrični kontrakciji.....	58
Slika 17: Prikaz meritve anticipacijskih posturalnih prilagoditev.....	59
Slika 18: Prikaz meritve posturalnih refleksnih prilagoditev.....	59
Slika 19: Prikaz lokacije elektrod površinske elektromiografije.....	60
Slika 20: Prikaz nekaterih vsebin iz tečaja monokolesarjenja.	61
Slika 21: Prikaz navora pri največji hoteni izometrični kontrakciji pri začetnih (PRE) in končnih (POST) meritvah.	63
Slika 22: Prikaz latenc začetnih (PRE) in končnih (POST) meritev posturalnih refleksnih prilagoditev.	64
Slika 23: Prikaz latenc začetnih (PRE) in končnih (POST) meritev anticipatornih posturalnih prilagoditev.	66

TABELA KRATIC

<i>Kratika</i>	<i>Opis kratice</i>
CŽS	Centralni živčni sistem
TLF	Hrbtna ovojnica, iz angl.: thoracolumbar fascia
TrA	Prečna trebušna mišica, iz angl.: m. transversus abdominis
LD	Široka hrbtna mišica, iz lat.: m. latissimus dorsi
QL	Ledvena kvadratasta mišičica, iz lat.: m. quadratus lumborum
PM	Velika ledvena mišica, iz lat.: m. psoas major
MF	Multifidne mišice, iz latl.: m. multifidus
BSH	Bolečina v spodnjem delu hrbta
ES	Trupne iztegovalke, iz lat.: m. erector spinae
ESL	Trupne iztegovalke (leva stran), iz angl.: m. erector spinae – left
ESR	Trupne iztegovalke (desna stran), iz angl.: m. erector spinae – right
OE	Zunanja poševna trebušna mišica, iz lat.: m. obliquus externus abdominis
OI	Notranja poševna trebušna mišica, iz lat.: m. obliquus internus abdominis
RA	Prema trebušna mišica, iz lat.: m. rectus abdominis
NHK	Največja hotena izometrična kontrakcija
APP	Anticipacijske posturalne prilagoditve
PRP	Posturalne refleksne prilagoditve
M1	Kratki latenčni odziv mišice na refleks na razteg, iz angl.: short latency response of stretch reflex
M2	Dolgi tenčni odziv mišice na refleks na razteg, iz angl.: Long latency response of stretch reflex
M3	Zavestni odziv mišice na refleks na razteg, iz angl.: voluntary response to stretch reflex
EMG	Elektromiografija
EMGr	Hitrost prirastka elektromiografskega signala, iz angl.: rate of electromyographic rise
RFD	Hitrost prirastka sile, iz angl.: rate of force development

SENIAM	Standard, ki predpisuje način izvedbe elektromiografskih meritev, iz angl.: surface electromyography for a non invasive assessment of muscle
MK	Tečaj monokolesarjenja
VE	Vadbena enota
ms	Milisekunda
AP	Akcijski potencial

1 UVOD

1.1 Anatomska, fiziološka in biomehanska ozadja trupa

1.1.1 Opredelitev nevtralne cone in stabilnosti hrbtenice

Trup ima pomembno funkcionalno vlogo tako v vrhunskem športu kot v vsakdanjem življenju. Hrbtenica je zaradi položajev fasetnih sklepov na ravneh C7-Th1 in Th12-L1 najbolj gibljiva v vratnem oziroma ledvenem predelu (Masharawi idr., 2004). Gibljivost posameznih fasetnih sklepov je v vsaki ravnini, v obsegu 1° - 2° mogoča brez povečane napetosti ligamentov in medvretenčnih ploščic (Panjabi, 1992). Nevtralna cona je gibanje hrbtenice blizu njenega nevtralnega položaja, to je v območju, ko pasivne strukture nudijo zgolj minimalen odpor gibanju trupa. Gibanje izven nevtralne cone zahteva aktivnost različnih stabilizacijskih mehanizmov, ki povečajo medsegmentno čvrstost in s tem stabilnost hrbtenice.

Medvretenčna togost, ki je posledica mišične sile in napetosti pasivnih struktur, je glavni mehanizem, ki zagotavlja stabilnost hrbtenice (Graham & Brown, 2012). Z zavestnim povečevanjem mišične sile se nelinearno povečuje tudi mišična togost, pri čemer se togost pri večji sili povečuje počasneje kot pri manjši (Brown & McGill, 2005). Nasprotno je pri ligamentih, pri katerih se togost z naraščanjem dolžine ligamenta povečuje hitreje (Crisco & Panjabi, 1992). Poleg zavestne mišične sile in ligamentov na togost vplivajo tudi samodejne refleksne reakcije. Njihov doprinos k stabilnosti hrbtenice je ključen predvsem v območju nevtralne cone. Stabilnost je opredeljena kot sposobnost telesa, da nadzira položaj ozirom gibanje hrbtenice, ko nanjo delujejo bodisi pričakovane (npr. začetni udarec pri tenisu) bodisi nepričakovane motnje (npr. nepričakovan zdrs na ledu). V tej nalogi bomo govorili samo o mehanskih posturalnih motnjah, kar pomeni, da na hrbtenico delujejo nenadne ali vnaprej načrtovane sile, ki rušijo njeno stabilnost. Nenadna motnja trupa pri znanstvenih poizkusih predstavlja nenadno obremenitev (npr. nenaden padeč bremena v roke) ali razbremenitev trupa. Nenadna sila lahko na trup deluje neposredno ali preko okončin. Za raziskovanje stabilnostnih funkcij pri vnaprej načrtovani motnji raziskovalci pogosto uporabljajo manever, pri katerem preiskovanci izvedejo hiter soročen dvig rok iz položaja sproščene pokončne stoji. Funkcionalna stabilnost hrbtenice je odvisna od treh sistemov (pasivnega, aktivnega in živčnega), ki so med seboj povezani in soodvisni (Panjabi, 1992).

1.1.2 Pasivni sistem stabilnosti

Pasivni sistem zajema vretenca, medvretenčne ploščice in ligamente. Vloga pasivnega dela je najpomembnejša, ko je gibanje hrbtenice izvedeno izven nevtralne cone, saj povečana napetost pasivnih elementov omejuje nadaljnjo izvedbo giba in nudi senzorno informacijo centralnemu živčnemu sistemu (CŽS) (Holm, Indahl & Solomonow, 2002). Delovanje človeškega telesa je posledica številnih prilagoditev. Kot je povečana mišična aktivacija posledica vadbe z velikimi bremenami, tako je velikost teles vretenc povezana z velikostjo kompresijskih sil. Ker so le-te v ledvenem predelu hrbtenice mnogo večje kot v vratnem predelu, so vretenca ledvenega predela večja, kar posledično zmanjša obremenitev na enoto površine. Vretenca so med seboj povezana v pravih in nepravih sklepih. Prave ali fasetne oziroma zigapofizalne sklepe tvorijo spodnji sklepni odrastki zgornjega in zgornji sklepni odrastki spodnjega vretenca. Usmerjenost fasetnih sklepov določa gibljivost posameznega dela hrbtenice. Zaradi navpične lege fasetnih sklepov ledvenih vretenc je omenjen predel hrbtenice dobro gibljiv v bočni in slabo gibljiv v prečni ravnini. Neprave sklepe tvori medvretenčna ploščica in s hrustancem prekriti telesi sosednjih vretenc. Medvretenčna ploščica je sestavljena iz jedra in oboda, katerih glavna gradnika sta kolagen in elastin. Količina vode, ki predstavlja večinski del jedra, se s staranjem zmanjšuje (Raj, 2008). To vpliva na ožanje medvretenčnega prostora, kar zmanjšuje sposobnost kljubovanja kompresijskim silam. Za medvretenčno čvrstost dodatno skrbijo ligamenti, ki imajo pomembno vlogo predvsem pri omejevanju prekomernega upogiba hrbtenice in translacij vretenc v smeri nazaj (retrospindilolisteza) (Sharma, Langrana & Rodriguez, 1995). Študije kažejo, da imajo ligamenti (Sjolander, Johansson & Djupsjobacka, 2002) in obod medvretenčne ploščice (Roberts, Eisenstein, Menage, Evans & Ashton, 1995) zaradi velikega števila mehanoreceptorjev pomembno senzorno vlogo pri upravljanju sklepne položaja. Pasivni sistem ima sam po sebi zelo omejeno sposobnost stabilizacije. Med poskusi »in vitro« postane človeški kostnoligamentarni sistem ledvenega predela hrbtenice mehansko nestabilen že pri kompresijski sili cca. 90 N, kar je mnogo manj od teže zgornjega dela telesa (Crisco, Panjabi, Yamamoto & Oxland, 1992). Zaradi dejstva, da lahko kompresijska sila med dvigovanjem bremen preseže 10,000 N (Cholewicki, McGill & Norman, 1991), se pojavi zahteva po dodatni stabilnosti, ki jo zagotavlja aktivni sistem.

1.1.3 Aktivni sistem stabilnosti

Trup lahko opišemo kot mišični zaboj s trebušno muskulaturo na sprednji strani, paraspinalno in glutealno na zadnji, trebušno prepono na zgornji ter z mišicami medeničnega dna in kolka na spodnji strani (Richardson, Jull, Hodges & Hides, 1999). Znotraj omenjenega zaboja 29 parov mišic pomaga pri stabilizaciji hrbtenično-medenične regije. Če omenjen sistem dobro deluje, je rezultat le-tega dovolj visoka mišična aktivnost, ki povzroča minimalno kompresijsko in strižno silo na sklepe, vključene v kinetično verigo (Fredericson & Moore, 2005). Mišice, s katerimi telo zagotavlja dinamično stabilnost, delimo na notranjo enoto – globoke mišice, pomembne za lokalno stabilizacijo (Hodges & Richardson, 1998), in zunanjo enoto – površinske mišice, pomembne za medsegmentno koordinacijo in stabilizacijo (Dutton, 2008). Notranja in zunanja enota sta funkcionalno neločljivo povezani in druga drugo dopolnjujeta. Ebenbichler, Oddsson, Kollmitzer in Erim (2001) so opredelili štiri mišične skupine, ki preko različnih mehanizmov stabilizirajo hrbtenico: (i) lokalna obvretenčna skupina, ki neposredno fiksira vretenca, (ii) zunanje večsegmentne paravertebralne mišice, ki so odgovorne za izvedbo gibanja trupa, (iii) mišice, ki povečujejo pritisk v trebušni votlini, (iv) mišice, ki povečujejo napetost fascije in posredno fiksirajo vretenca. Mišične ovojnice, ki so v medicini pogosto zapostavljene, so sestavljene iz večsmerno orientiranih kolagenskih vlaken. Taka orientacija kolagena omogoča kljubovanje večsmernim nateznim obremenitvam. V nasprotju z mišičnimi ovojnicami so kolagenska vlakna v tetivah, ligamentih in aponevrozah orientirana bolj vzporedno in so zato odporna na natezne obremenitve le v določenih smereh. V predelu prsno-ledvenega dela hrbtenice leži hrbtna ovojnica (ang. thoracolumbar fascia (TLF)), ki je sestavljena iz treh slojev. Zadnji sloj se stika z zadnjim delom obvretenčnih mišic. Vanj sta vraščeni vezivni strukturi (aponeurozi) mišice latissimus dorsi (LD) in mišice transversus abdominis (TrA). Tesh, Dunn in Evans (1987) so ugotovili, da zadnji sloj TLF prenese do 335 N nateznih obremenitev v vertikalni smeri. Srednji sloj TLF leži med obvretenčnimi mišicami in mišico quadratus lumborum (QL). Sprednji sloj TLF na sprednji strani prekriva mišico QL, na notranji pa del mišice psoas major (PM). Pri poizkusih na kadavrih so ugotovili, da se po večkratnih raztegih TFL le-ta vrne v izhodiščni položaj šele po eni uri (Yahia, Pigeon & DesRosiers, 1993). Avtorji so sklepali, da so v TFL prisotna mišična vlakna, katerih obstoj do sedaj še ni bil potrjen. Kadar se hrbtenica iz nevtralnega položaja maksimalno upogne, se dolžina TLF v smeri naprej poveča za približno 30%. Povečana dolžina povzroči skrajšanje zadnjega dela TFL v vertikalni smeri, ki se

med iztegom hrbtenice vrača v prvotni položaj. Vse mišice, ki s svojimi kontrakcijami zategujejo TLF v smeri naprej, omogočijo, da zadnji del TLF med iztegom hrbtenice sprost elastično energijo, ki v smeri iztega doprinese do 80 Nm navora (Adams & Dolan, 2007). Zadnji sloj TLF ima predvsem pri gibih hrbtenice v prečni ravnini pomembno vlogo pri prenosu sil med spodnjim udom in hrbtenico. Med mišice, ki povečujejo napetost TLF, spadajo tudi mišice kolka, ki so pogosto izvzete in niso omenjene v kontekstu stabilnosti. Poleg nadzora položaja medenice med enonožno stoji, zadnjične mišice zategujejo zadnji sloj TLF in povečujejo stabilnost hrbtenice in križnično-črevničnega sklepa (Vleeming, Pool-Goudzwaard, Stoeckart, Wingerden & Snijders, 1995).

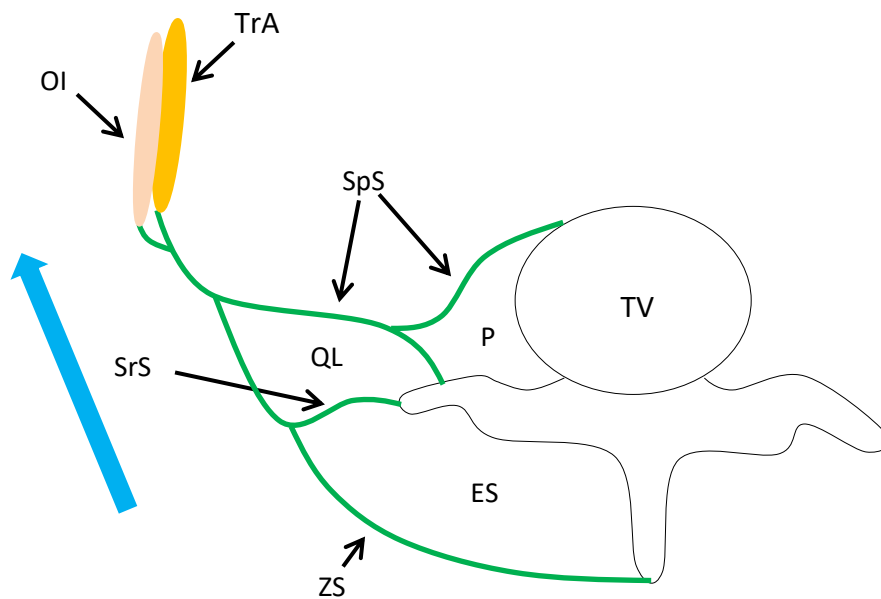
Lokalni stabilizatorji, mišice multifidus (MF), mišica TrA, mišice rotatores, mišice interspinalis in mišice intertransversalis so majhne mišice, ki ležijo neposredno ob hrbtenici in zagotavljajo medvretenčno čvrstost. Njihova simetrična aktivacija pri nizkih asimetričnih obremenitvah kaže na stabilizacijsko vlogo lokalne muskulature, kar je v nasprotju z zunanjo enoto, ki se pri istih obremenitvah aktivira asimetrično (Anderson & Behm, 2005a). Mišica MF vsebuje visok odstotek vlaken tipa 1 (Edwards, 1981) in je pomembna trupna iztegovalka, ki zagotavlja med-vretenčno stabilnost ledvene hrbtenice (Wilke, Wolf, Claes, Arand & Wiesend, 1995). Znano je, da mišica MF pri bolnikih z enostransko bolečino v spodnjem delu hrbta (BSH) ipsilateralno atrofira (Hides, Stanton, Freke, Wilson, McMahon & Richardson, 2011) in je skupaj z ostalimi mišicami globokega sloja refleksno inhibirana (Hultman, Nordin, Saraste & Ohisen, 1993). Začetek aktivnosti površinskega sloja mišice MF je odvisen od smeri gibanja rok, kar je v nasprotju z njenim globinskim slojem. Ta se aktivira neodvisno od smeri gibanja rok, kar nakazuje, da je njego primarna vloga zagotavljanje medsegmentne čvrstosti ledvenega predela hrbtenice (Moseley, Hodges & Gandevia, 2002). Globoki rotatorji in intervertebralne mišice imajo majhen fiziološki prečni presek (Nitz & Peck, 1986) in pomembno proprioceptivno vlogo, saj so z mišičnimi vreteni približno od 4,5- do 7,3-krat bogatejše od mišice MF. Znano je, da se pri pričakovani motnji, izzvani s hitrim upogibom rok, mišica TrA skupaj z mišico MF aktivira približno 30 ms pred mišico deltoideus in 110 ms pred kolčnimi upogibalkami pri zdravih ljudeh, teoretično z namenom stabilizacije ledvenega predela hrbtenice (Hodges & Richardson, 1999). Mišica TrA se izmed vseh mišic trebušne stene prva vključi pri pričakovani zunanji motnji in neodvisno od smeri delovanja le-te na hrbtenico (Cresswell, Grundstrom & Thorstensson, 1994) stabilizira, kot pri mišici rectus abdominis (RA), mišici erector spinae (ES) in mišici obliquus externus abdominis (OE), pri katerih se aktivnost spreminja glede na smer aplicirane zunanje sile (Hodges & Richardson, 1997). Mišica TrA se pri

nenadni zunanji motnji v smeri upogiba trupa aktivira pred mišico ES (Cresswell, Oddsson & Thorstensson, 1994). Intenzivnost aktivacije pri mišici TrA je povezana s hitrostjo giba ekstremitet/trupa, saj je pri hitrih gibih amplituda elektromiografskega (EMG) signala višja kot pri počasnih gibih, pri katerih je mišica TrA nekativna (Hodges & Richardson, 1997b). Pri osebah s kronično BSH so ugotovili zakasnjeno aktivacijo in fazičnost kontrakcije mišice TrA, kar potencialno ogroža stabilnost hrbtenice (Hodges & Richardson, 1998; Hodges & Richardson, 1996; Richardson, Hodges & Hides, 2004). S pomočjo ultrazvoka so pri bolnikih z BSH ugotovili spremembo prečnega preseka mišic MF in TrA, ki je med hotenimi gibalnimi nalogami manjša kot pri zdravih preiskovancih (Kiesel, Underwood, Mattacola, Maticola, Nitz & Malone, 2007). Mišica TrA skupaj s trebušno prepono in nekaterimi mišicami medeničnega dna povečuje pritisk v trebušni votlini in proizvaja navor v smeri iztega ter posledično zmanjšuje kompresijske obremenitve v ledvenem delu hrbtenice (Hodges & Richardson, 1996). Zaradi horizontalne orientacije vlaken srednjega dela mišice TrA je pri njeni koncentrični kontrakciji napetost TLF še večja, kar dodatno fiksira vretenca (Willardson, 2007; Cresswell, Grundstrom & Thorstensson, 1992). V nasprotju s kapsulami fasetnih sklepov, ki so stimulirane šele v skrajni amplitudi giba (Lanuzzi, Pickar & Khalsa, 2011), se proprioceptivni senzorji TLF zaradi drugačne anatomske lege aktivirajo prej (Schleip, Vleeming, Lehmann-Horn & Kingler, 2007) in nudijo dobro proprioceptivno informacijo o položaju trupa (Bogduk, 1997). TLF prispeva k manjši obremenitvi ligamentov ledveno-križničnega sklepa, ki naraste zaradi povečanega lateralnega odmika spine iliace posterior superior (Vleeming & Willard, 2010). Ta odmik je posledica medialnega gibanja anterosuperiornega dela kolčnic, ki ga povzroči kontrakcija mišice TrA, v manjši meri tudi kontrakcija mišice obliquus internus abdominis (OI) (Pel, Spoor, Pool-Goudzwaard, Hoek van Dijke & Snijders, 2008).

Površinske mišice, mišica RA, mišica longissimus in mišica iliocostalis so zaradi daljših ročic odgovorne za izvedbo velikih amplitud gibanja. Poleg mišic iliocostalis in longissimus, ki sta del mišice ES, se pri stabilizaciji hrbtenice pomembno aktivirajo tudi mišica OI (Juker, McGill, Kropf & Steffen, 1998), mišica QL (McGill, Juker & Kropf, 1996), mišica PM (Wilke idr., 1995) in mišica LD (McGill, 2007). Anatomska lega mišici PM poleg sposobnosti proizvodnje velikih kompresijskih sil nudi tudi povezavo med trebušno prepono in medeničnim dnom. Mišice globokega sloja, ki ležijo neposredno ob vretencih, zaradi podolgovate lege spominjajo na cilinder. Njihova aktivnost je usklajena z aktivnostjo trebušne prepone in mišicami medeničnega dna, zato mišica PM preko fascije uravnava togost trebušne prepone in mišic medeničnega dna in na ta način vpliva na delovanje »cilindričnega«

stabilizacijskega mehanizma (Sajko & Stuber, 2009). Mišica QL na ledveni predel hrbtenice proizvede le 10% kompresijske sile mišic ES in MF (Bogduk, Macintosh & Pearcy, 1992), a kljub temu pomembno fiksira trup v čelni ravnini in pri gibanjih nog in/ali rok v enonožni opori omogoča učinkovit medsegmentni prenos energije (McGill, McDermott & Fenwick, 2009). Ker je glavna vloga površinskega sloja trupnih mišic izvedba velikih amplitud gibanja v vseh treh ravninah, se njihova stabilizacijska vloga spreminja s spremembo gibalne naloge (McGill, 2007). Za doseg zadostne stabilnosti ledvenega predela hrbtenice pri dnevnih opravilih je dovolj že kokontrakcija trebušno-hrbtnih mišic z 10% največje hotene izometrične mišične kontrakcije (NHK) ob predpostavki, da so tkiva zdrava in nepoškodovana (McGill, 2007). Kontrakcija hrbtnih mišic s 25% NHK zagotavlja največjo togost vretenc (Cresswell, Oddsson & Thorstensson, 1994).

Slika 1: Prikaz hrbtne ovojnice in nekaterih mišic globokega in površinskega sloja trupa.



Prečni presek v višini telesa vretenca (TV) L3. Hrbtne ovojnice je sestavljena iz treh slojev: zadnjega (ZS), srednjega (SrS) in sprednjega (SpS). Na zunanji strani zadnjega sloja hrbtne ovojnice se vanj vrašča vezivna struktura mišice transversus abdominis (TrA) in mišice obliquus internus (OI). Modra puščica prikazuje smer zatega hrbtne ovojnice med kontrakcijo mišic TrA in OI. Na stabilnost hrbtenice pomembno vplivata tudi mišici psoas major (P) in quadratus lumborum (QL). Glavna vloga mišic longissimus in iliocostalis, ki tvorita del mišice erector spinae (ES), je izvedba velikih amplitud gibanja trupa.

Vir slike: povzeto po Kinesiology of the Musculoskeletal System, 2010, Neumann D., str. 362

1.1.4 Živčni sistem stabilnosti

Človeška vertikalna drža je zaradi višine centralnega težišča, majhne podporne površine in večsklepne sestave relativno nestabilna. Če človek v položaju pokončne stoje izvede hiter gib ali nanj nepričakovano deluje neka zunanja sila, se lahko ravnotežen položaj hitro poruši. Nadzor telesne drže je namreč odvisen od posturalne orientacije in ravnotežja (Horak, 2006). Posturalna orientacija je sposobnost aktivne kontrole položaja telesnih segmentov glede na gravitacijo, podporno površino, vidno zaznavo okolja in senzorne informacije iz somato-senzornega in vestibularnega sistema. Ravnotežje je sposobnost usklajevanja posturalnih strategij za nadzor centra mase pri nepričakovanih in pričakovanih motnjah (Horak, 2006). Ohranjanje statičnega ali dinamičnega ravnotežja med gibalno nalogo zahteva pravočasno aktivacijo sinergistov in antagonistov ter natančno intenzivnost in trajanje njihove aktivnosti (Comerford & Mottram, 2001). Sklepni, ligamentarni, mišični in drugi senzori zagotavljajo CŽS sproten senzorni dotok, s pomočjo katerega CŽS uravnava aktivnost tistih trupnih mišic, ki pripomorejo k boljši stabilnosti hrbtenice. Povezava med spinalnimi in supraspinalnimi mehanizmi je pri kontroli stabilnosti hrbtenice kompleksna, saj relativni doprinos posamezne ravni CŽS k stabilnosti ni jasen. Razumevanje vloge posameznega sistema (spinalnega in supraspinalnega) bi pomembno vplivalo na izbiro rehabilitacijske strategije pri bolnikih s poškodbami hrbtenice. Tako spinalni kot supraspinalni mehanizmi pridobivajo senzorne informacije iz perifernih mehanoreceptorjev (npr. mišičnega vretena in Golgijevega kitnega organa), pri čemer ima supraspinalna raven dodatni senzorni vir informacij iz vizualnega in vestibularnega sistema (Deliagina, Orlovsky, Zelenin & Beloozerova). Živčni sistem ima za ohranjanje ravnotežja in/ali vračanje telesa v ravnotežen položaj po motnji na voljo dve posturalni strategiji.

Anticipatorne posturalne prilagoditve (APP) so predprogramirani motorični programi, ki delujejo po načelu mehanizma odprte zanke (angl. feed-forward) in aktivirajo stabilizacijsko pomembne trupne mišice pred začetkom hitrega giba ekstremitet in/ali trupa (Cresswell, Oddsson & Thorstensson, 1994). APP so generirane iz višjih centrov CŽS in niso refleksnega izvora (Latash, 2008) ter predstavljajo prvo »obrambno linijo« pred pričakovanimi mehanskimi motnjami. Raziskave so potrdile, da na APP poleg jakosti in smeri motnje (Lee, Buchanan & Rogers, 1987) vpliva tudi stabilnost celega telesa (Yiou, Mezaour & Le Bozec, 2009), predvidevanje motnje (Aruin, Mayka & Shiratori, 2003) in strah pred

padcem (Adkin, Frank, Carpenter & Peysar, 2002). Aimola, Santello, La Grua in Casabona (2011) so dokazali, da so pri gibalni akciji seganja po predmetu APP sestavljene iz dveh ločenih delov. Pred seganjem so APP neodvisne od vnaprej znane mase predmeta, medtem ko se pred dvigovanjem predmeta jakost in hitrost APP prilagodita masi predmeta. Poleg pojava APP pri pričakovani notranji motnji (zavestne vnaprej načrtovane gibalne akcije) se APP pojavijo tudi pri pričakovani zunanji motnji (Ariun, 2016). Študije, v katerih so preiskovance obremenili ali razbremenili preko rok, so potrdile prisotnost APP v mišicah podlahti, trupa in nog v fazi mirovanja, neposredno pred obremenitvijo ali razbremenitvijo (Aruin, Shiratori & Latash, 2001; Shiratori & Latash, 2001). Na APP vpliva tako zmanjšana kot povečana stabilnost. Aruin, Forrest in Latash (1998) in Nouillot, Bouisset in Do (1992) so pokazali, da se amplituda APP zmanjša pri pričakovani notranji motnji, če preiskovanec stoji na manj stabilni površini, v primerjavi z izvedbo iste naloge v bolj stabilnih pogojih. V nasprotju s tem sta Shiratori in Latash (2000) ugotovila nespremenjeno amplitudo APP med izvedbo hitrih soročnih gibov na rolerjih in v položaju pokončne stoje. Avtorji se pretežno strinjajo, da zmanjšana amplituda APP v nestabilnih pogojih verjetno predstavlja obrambni mehanizem CŽS pred dodatno motnjo. Na drugi strani zelo stabilni pogoji, kot so denimo sedeči položaj in oprijem stene med pokončno stojo, prav tako povzročijo zmanjšanje amplitude APP, kar je verjetno posledica manjše potrebe po ohranjanju ravnotežnega položaja (Aruin & Shiratori, 2003; Slijper & Latash, 2000). Kadar je na razpolago več podpornih površin, se CŽS prilagodi na način, da prilagodi razporeditev sil in s tem optimizira vpliv podporne površine na telo (Hall, Brauer, Horak & Hodges, 2010). Ugotovljeno je, da APP niso spremenjene samo pri ljudeh z BSH, temveč tudi pri bolnikih s Parkinsonovo boleznijo (Jacobs, Lou, Kraakevik & Horak, 2009), cerebralno paralizo (Girolami, Shiratori T & Aruin, 2011), multiplo sklerozo (Aruin, Kanekar & Lee, 2015) in starejših zdravih osebah (Kanekar & Aruin, 2014a). Pri starostnikih, ki so zaradi spremenjenih APP bolj izpostavljeni padcem, so za ohranjanje ravnotežja primarno odgovorni samodejni refleksni odzivi.

Drugi način uravnavanja mišične aktivnosti trupa z namenom povečevanja stabilnosti so posturalne refleksne prilagoditve (PRP) (Borghuis, Hof & Lemmink, 2008). Če na telo deluje nenadna zunanja motnja, so PRP edini mehanizem, ki s pomočjo pravočasne mišične aktivnosti ohranja ravnotežen položaj. Osnova refleksa je refleksni lok, ki je sestavljen iz aferentnih poti, centralnih sinaps in eferentnih nevronov. Glede na število centralnih sinaps delimo reflekse na monosinaptične, oligosinaptične in polisinaptične. Zaradi preproste sestave in dostopne anatomske lege je monosinaptični del refleksa na razteg dobro raziskan

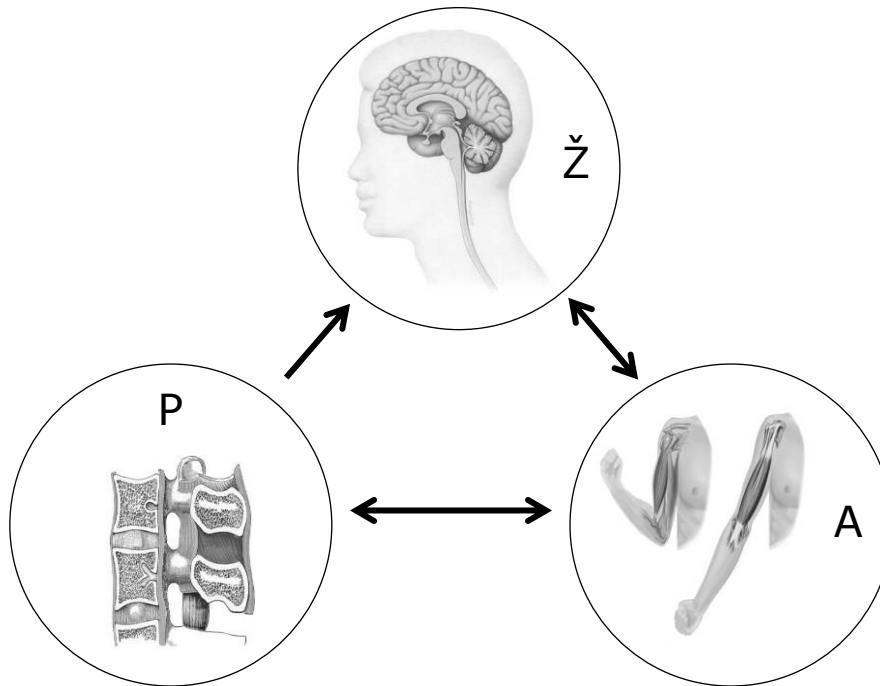
(Chen, Hippenmeyer, Arber & Frank, 2003). Senzorni del refleksnega loka preko Ia in II aferentnih poti pošilja CŽS informacije o spremembi dolžine in hitrosti krčenja mišice. Če se mišična dolžina hitro podaljša, signali, ki potujejo po Ia aferenci, vzdražijo alfa motonevtrone agonista in povzročijo njegovo skrajšanje. Informacije o dolžini in hitrosti njene spremembe prihajajo iz mišičnega vretena. To je proprioceptivni mišični senzor, ki je sestavljen iz intrafuzalnih in ektrafuzalnih vlaken. Prva oživčujejo gama motorični nevroni, katerih glavna naloga je vzdrževanje občutljivosti mišičnih vreten. Število akcijskih potencialov (AP), ki potujejo po gama nevronu, vpliva na napetost srednjega dela mišičnega vretena in posledično na količino senzornega dotoka. AP potujejo sočasno po alfa in gama motoričnih nevronih (alfa-gama koaktivacija), kar omogoča usklajeno delovanje intra- in ektrafuzalnih vlaken (Brooks, 1983). Na senzorni dotok do centralnih sinaps vpliva predsinaptična inhibicija, ki zmanjšuje količino aferentnih signalov, preden le-ti dosežejo motorični živec (Fournier & Pierrot-Deseilligny, 1989). Študije kažejo, da imajo mišice rok in nog, v primerjavi z mišicami trupa, daljšo latenco refleksnega odziva. Vzrok za to je slabša prevodnost I in II aferentnih poti ekstremitet (Grey, Ladouceur, Andersen, Nielsen & Sinkjaer, 2001; Skoog, 1996; Lourenço, Iglesias, Cavallari, Pierrot-Deseilligny & Marchand-Pauvert, 2006). V raziskavah, kjer so s pomočjo ishemije, vibracij ali električne stimulacije zmanjšali aferentni dotok, ugotavljajo, da refleks na razteg generira med 30% in 50% neto navora pri zagotavljanju sklepne stabilnosti (Sinkjaer & Hayashi, 1989; Allum, Mauritz & Vögele, 1982; Carter, Crago & Keith, 1990).

Razteg mišice biceps brachii povzroči refleksni odziv s kratko (angl. short latency response) in dolgo latenco (angl. long latency response), v literaturi poznan kot odziv M1 oziroma odziv M2 refleksa na razteg. M1 se zgodi po približno 20 ms, M2 pa po približno 50 ms po nenadni zunanji motnji (Marsden, Merton & Morton, 1972). Odziva M1 in M2 se zgodita nezavedno, saj je najhitrejši zavestni odziv pri aktiviranju mišice biceps brachii šele 90-100 ms po zvočnem signalu (Hammond, 1956) in je opredeljen kot odziv M3. Znano je, da je vloga odziva M1 povečanje mišične togosti, ki predstavlja varovalni mehanizem na zunanjo motnjo in pripomore k povečani stabilnosti skeletno-mišičnega sistema (Hoffer & Andreassen, 1981). V nasprotju z odzivom M1 je vloga odziva M2 manj jasna. Na dolgotrajni odziv vplivajo subkortikalne strukture, motorični korteks (Palmer & Ashby, 1992) in podaljšana hrbtenjača. Ta vpliva na samodejne posturalne reakcije pri zunanjih motnjah celega telesa (Jacobs & Horak, 2007). Čeprav so nekatere raziskave pokazale, da odziv M2 vpliva na povečano togost in s tem na večjo stabilnost, so v

drugih študijah ugotovili njegov destabilizacijski učinek (Hasan, 2005). MacKinnon, Verrier & Tatton (2000) so pri zunanji motnji na zapestju dokazali prisotnost kortikalnih elektroencefalografskih potencialov pred pojavom odziva M2. Amplituda teh potencialov se je podobno kot odziv M2 spreminjala z intenzivnostjo zunanje motnje (Abbruzzese, Berardelli, Rothwell, Day & Marsden, 1985). Različne mehanske lastnosti podporne površine imajo različen vpliv na odziv M2. Doemges in Rack (1992) sta s pomočjo elektromotorja testirala odziv M2 mišic dlani v dveh različnih pogojih. Pri prvem testu je bila naloga preiskovancev, da so s pincetnim prijemom ohranjali nespremenjen položaj prstov, na katere je delovala različno velika zunanja sila. Pri drugem testu je bila naloga ohranjati nespremenjeno velikost sile, medtem ko je elektromotor naključno spreminjal amplitudo prijema. Ugotovili so, da je amplituda odziva M2 večja pri testu ohranjanja položaja prstov, kar kaže na njegovo stabilizacijsko vlogo (Shemmell, Krutky & Perreault, 2010).

Zakasneni refleksni odzivi nekaterih trupnih mišic po nenadni zunanji motnji so bili potrjeni pri športnikih z BSH, pri katerih predstavljajo dejavnik tveganja za nastanek BSH v prihodnosti (Cholewicki idr., 2005; Shenoy, Balachander & Sandhu, 2013). Športniki, ki so imeli v preteklosti BSH, imajo ob vrnitvi v trenažni proces poslabšano živčno-mišično upravljanje trupa (Zazulak, Hewett & Reeves, 2007). Pri ljudeh z BSH je ugotovljeno poslabšanje kinestetičnih funkcij (O'Sullivan idr., 2003), saj imajo ti bolniki slabšo sposobnost repozicije trupa (Gill & Callaghan, 1998), kar raziskovalci v veliki meri pripisujejo strukturnim (Richardson idr., 2004) in funkcionalnim spremembam (Sihvonen, Partanen, Hänninen & Soimakallio, 1991) proprioceptivno bogate mišice MF (Bogduk, 2005) in poudarjajo, da je kakovost delovanja mišičnih vreten poglavitni dejavnik pri pozicioniranju medenice in ledvenega dela hrbtenice (Gill & Callaghan, 1998). Zazulak, Hewett in Reeves (2007) so ugotovili, da sta amplituda premika trupa po nenadni zunanji motnji v čelni ravnini in poslabšana sposobnost aktivne repozicije trupa pomembna prediktorja kolenske poškodbe pri ženskih športnicah.

Slika 2: Prikaz soodvisnosti pasivnega, aktivnega in živčnega sistema stabilnosti.



Živčni sistem (Ž) na podlagi senzornih informacij iz pasivnega (P) in aktivnega (A) sistema uravnava dejavnost aktivnega sistema.

1.2 Mišična jakost in stabilnost trupa ter njuna povezanost s funkcionalnimi testi in pojavnostjo poškodb

V zadnjem času so trupne mišice pogost predmet raziskav, saj je trup center kinetične verige pri večsklepnih gibih celega telesa in temelj za učinkovito gibanje okončin (Akuthota & Nadler, 2004). Poleg omenjenega je ustrezna aktivnost teh mišic pomembna pri preventivi pred poškodbami (Kibler, Press & Sciascia, 2006). Z vidika medsklepnega prenosa energije pri večsklepnih gibih trupa in nog/rok, trup sestavljajo hrbtenica, medenica, trebušne strukture, kolčni sklep in proksimalni del stegenice (Kibler, Press & Sciascia, 2006). Pri raznih vsakodnevni aktivnostih (npr. pri dvigovanju bremen) in v mnogih športnih disciplinah je pomembno, da predel trupa učinkovito prenaša sile na spodnji in zgornji ud ter zagotavlja čim manjšo medsegmentno izgubo energije. Za doseg slednjega je nujno vzdrževanje določene ravni stabilnosti trupa oziroma jedra (angl. core stability). Tovrstno stabilnost se pogosto omenja predvsem v kontekstu športne vadbe in rehabilitacije

bolnikov z BSH (Kibler, Press & Sciascia, 2006). Vsaka motnja (zunanja ali notranja), ki ogrozi ravnotežen položaj trupa, izzove mehanizme, ki uravnavajo njegovo stabilnost. Mišična jakost in koordinacija sta ključni sposobnosti, ki varujeta hrbtenico predvsem pred nevarnimi strižnimi silami (McGill, 2007). Na podlagi Bergmarkovega (1989) matematičnega modela togosti in stabilnosti trupa sta McGill in Cholewicki (2001) opredelila biomehanski temelj stabilnosti. Njegova osnova je elastična potencialna energija, ki jo imajo mišice, tetive, ligamenti, sklepne ovojnice in druge sklepne strukture. Za elastična tkiva je značilno, da se po deformaciji vrnejo v izhodiščni položaj. Z večanjem deformacije se večja napetost tkiv in posledično togost, ki določa mero stabilnosti. Zazulak, Cholewicki in Reeves (2008) so stabilnost opredelili kot sposobnost, da se trup vrne v stanje pred motnjo ali nadaljuje predhodno načrtovano gibanje. Stabilnost hrbtenice je odvisna od pasivne togosti, ki jo zagotovijo skeletno-ligamentarne strukture in aktivne togosti, ki jo proizvedejo mišice (Akuthota & Nadler, 2004). Te imajo največji doprinos k stabilnosti, saj lahko kompenzirajo oslABLJENO funkcijo pasivnih tkiv (Panjabi, 1992). Kokontraktacija, ki jo sprožijo mehanoreceptorji in nocioceptorji, je hkratna aktivacija sinergistov in antagonistov ter predstavlja mehanizem, ki preko povečanega pritiska v trebušni votlini in neposredne fiksacije vretenc povečuje stabilnost trupa (Van dien, Cholewicki & Radebold, 2003) Kontraktacija posredno povečuje stabilnost preko povečane napetosti trebušne fascije, ki ima zaradi diagonalnega poteka velik vpliv pri prenosu energije, predvsem pri hitrih gibih rok nad višino ramena (Akuthota & Nadler, 2004). Proksimalna stabilnost je torej pogoj za kakovostno distalno mobilnost. Ohranjanje dinamičnega ravnotežja in sočasno proizvajanje moči okončin je osnova uspeha v večini športov in vsakdanjih aktivnosti. Nestabilnost izzove večjo kokontraktacijo mišic, ki zmanjšajo proizvodnjo moči distalnih segmentov (Anderson & Behm, 2005b).

Ker se trup nahaja v sredini kinetične verige, so zaradi prenosa energije jakost, vzdržljivost in koordinacija trupnih mišic lahko povezane z uspešnostjo izvedbe funkcionalnih gibanj. V metodološko šibkem, a obširnem preglednem članku, ki je vseboval vzorec vrhunskih in rekreativnih športnikov, so Prieske, Muehlbauer in Granacher (2015) ugotovili nizko povezanost med navorom pri NHK trupa in uspešnostjo izvedbe funkcionalnih testov. Nesser, Huxel, Tincher in Okada (2008) so ugotovili, da obstaja pri igralcih ameriškega nogometa pozitivna povezanost med statično vzdržljivostjo trupnih mišic in uspešnostjo šprinta, agilnostnega testa in počepa pri 1 RM (angl. repetition maximum). 1 RM v slovenskem jeziku pomeni mejna teža. Gre za breme, ki ga lahko posameznik premaga ob enkratni ponovitvi. Okada, Huxel in Nesser (2011) so na vzorcu rekreativnih športnikov poročali o

pozitivni povezanosti med statično vzdržljivostjo v smeri upogiba in stranskega upogiba trupa in učinkovitostjo enonožnega počepa. Pozitivna povezanost je bila tudi med vzdržljivostjo v stranskem mostu in uspešnostjo izvedbe večsmernih šprintov (T-test). V študiji Okade idr. (2011) sta na uspeh v T-testu vplivala tudi kakovost izvedbe izkoraka in enonožnega prehoda preko ovire. Sharrock, Cropper, Mostad, Johnson in Malone (2011) so ugotovili, da imajo tisti športniki, ki iz položaja kleka vržejo medicinko dlje, večji uspeh pri testu sonožnega spusta nog iz leže hrbtno (angl. double leg lowering manouever). Uspešnost izvedbe sonožnega spusta nog iz leže hrbtno in navor pri NHK zunanjih rotatorjev kolka nista značilno povezana z uspešnostjo izvedbe večsmerne testa ravnotežja pri 16-letnih športnicah (Gordon, Ambegaonkar & Caswell, 2013). Navor pri NHK v smeri iztega, upogiba in odmika kolka je bil šibko povezan z uspešnostjo izvedbe večsmerne testa ravnotežja pri 19-letnih športnicah (Ambegaonkar, Mettinger, Caswell, Burt & Cortes, 2014). Pri igralcih bejzbola so ugotovili, da imajo igralci z boljšim uravnavanjem položaja medenice v bočni ravnini večjo natančnost meta (Chaudhari, Mckenzie, Borchers & Best, 2011). Boljši golfisti pa so v primerjavi s slabšimi dosegli višji navor pri NHK odmikalk kolka (Tsai idr., 2004).

V nasprotju s športniki je pri starejši populaciji povezanost med navorom pri NHK trupa in uspešnostjo izvedbe funkcionalnih testov večja. Navor pri NHK trupnih iztegovalk je pozitivno povezan s sposobnostjo ohranjanja enonožne stoje (Suri, Kiely, Leveille, Frontera & Bean, 2009) in ravnotežja v položaju paralelne pokončne stoje (Pfeifer idr., 2001) ter negativno povezan s pogostostjo padcev (Kasukawa idr., 2009). Poleg stabilizacijske vloge trupnih iztegovalk je njihova funkcija tudi korekcija drže v čelni ravnini. Dokazano je, da je pretirana kifotična drža povezana s slabim ravnotežjem, slabo mobilnostjo (Miyazaki, Murata, Horie, Uematsu, Hortobágyi & Suzuki, 2013) in večjo pogostostjo padcev (Kasukawa idr., 2009) pri osebah, starejših od 70 let.

V številnih študijah ugotavljajo, da imajo jakost in medmišična koordinacija trupnih mišic pomembno preventivno vlogo pred poškodbami. Za ljudi z BSH velja, da imajo spremenjeno funkcijo površinskih trupnih mišic in nekaterih kolčnih mišic. Pri ljudeh z BSH sta bili ugotovljeni slaba vzdržljivost in spremenjen vzorec aktivacije mišic gluteus maximus in gluteus medius (Nadler, Malanga, Bartoli, Feinberg, Prybicien & Deprince, 2002). Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne in Davis (2004) so ugotovili, da so imeli športniki, ki so se med sezono poškodovali, v primerjavi z zdravimi športniki manjšo moč odmikalk in zunanjih rotatorjev kolka. Šibke odmikalke in skrajšane upogibalke kolka so povezane z bolečino v sprednjem delu

kolena (Zazulak, Hewett & Reeves, 2007). Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne in Davis (2004) so poročali o povezavi med zmanjšano vzdržljivostjo trupnih iztegovalk in pojavom BSH v prihodnosti pri osebah, starih med 30 in 60 let. Spremenjena medmišična aktivnost površinskega sloja trupnih mišic je lahko vzrok za mikro travme in bolečine v sklepih hrbtenice. Zgodnja in intenzivna aktivacija enosklepnih mobilizatorjev in zakasnjena aktivacija enosklepnih stabilizatorjev trupa lahko povzroči pretirano gibanje sklepa v določeni smeri in ogrozi stabilnost hrbtenice (Comerford & Mottram, 2001). Čeprav je povezanost med navorom pri NHK trupa in BSH relativno nizka (McGill, 2007), absolutna vrednost navora pomembno vpliva na raven lokalne mišične vzdržljivosti, ki predstavlja varovalni mehanizem za zdravje hrbtenice (Biering-Sorensen, 1984).

1.3 Razvoj in pomen vaj, ki povečujejo mišično jakost in stabilnost trupa

Z namenom povečevanja jakosti in stabilnosti trupa so se skozi čas razvili številni vadbeni pristopi, ki so v znanosti relativno dobro raziskani (ACSM, 2009; Guy & Micheli, 2001; Kraemer, Fleck & Evans, 1996). Rezultati krepilne vadbe so pri populaciji otrok in mladostnikov zelo različni, predvsem zaradi razvojnih razlik (npr. hormonskega odziva), ki so značilne za obdobje (pred)pubertete (Behringer, Vom Heede, Yue & Mester, 2010; Dahab & McCambridge, 2009; Falk & Tenenbaum, 1996). Na trgu obstaja nemalo vadbenih pripomočkov, ki so namenjeni razvoju mišične jakosti in povečanju sklepne stabilnosti. Popularnost trenažerjev so v devedesetih letih prejšnjega stoletja nadomestile proste uteži, saj so nekateri avtorji zatrjevali, da vadba z njimi bolje aktivira stabilizatorje trupa in omogoča izvedbo večsklepnih funkcionalnih gibov (Willardson, 2007; Baechle, Earle & Wathen, 2008; Behm, Power & Drinkwater, 2003). Vadba v nestabilnih pogojih, kot so npr. suspenzijski trakovi, BOSU, terapevtske žoge, ravnotežne deske, enonožni položaji, dodatno stimulira živčni sistem in je zato postala v zadnjem desetletju pogost predmet raziskav (Carter, Beam, McMahan, Barr & Brown, 2006; Kohler, Flanagan & Whiting, 2010; Granacher idr., 2014; Cuğ, Özdemir, Korkusuz & Behm, 2012; Zech idr., 2010). Študije o vplivu vadbe na nestabilni površini na aktivacijo trupnih mišic pričajo o povečani aktivnosti teh mišic, in sicer v primerjavi z izvedbo istih vaj v stabilnih pogojih (Arjmand & Shirazi-Adl, 2005; Anderson idr., 2005a; Vera-Garcia idr., 2000). Znano je, da se z zmanjševanjem stabilnosti (pri

ohranjanju enake intenzivnosti obremenitve) aktivnost trupnih mišic povečuje (Behm & Colado, 2012). Calatayud idr. (2017) so preučevali aktivnost nekaterih trupnih mišic med izvedbo zadnjega mosta v stabilnih in manj stabilnih pogojih. Stabilni pogoji so predstavljali izvedbo vaje v sonožni in enonožni opori, manj stabilni pa izvedbo vaje v enonožni in sonožni opori na suspenzijskem traku. Avtorji so ugotovili, da se ledveni del mišice ES pri izvedbi vaje v manj stabilnih pogojih (enonožna opora) aktivira z 20% NHK, pri izvedbi vaje v bolj stabilnih pogojih (sonožna opora) pa z 11% NHK. Ker je aktivnost mobilizatorjev trupa višja pri višji intenzivnosti obremenitve in stabilni podporni površini, je uporaba nestabilnih pripomočkov omejena predvsem na področje rehabilitacije in preventivno vadbo. Pretirana nestabilnost namreč športnikom predstavlja neučinkovit dražljaj predvsem pri treningu hipertrofije in mišične aktivacije (Nuzzo, McCaulley, Cormie, Cavill & McBride, 2008; Wahl & Behm, 2008).

1.3.1 Pomen in vpliv vadbe na zdravljenje bolečine v spodnjem delu hrbta

Vadba ima pomembno vlogo predvsem pri tisti podskupini ljudi z BSH, ki ima težave s segmentalno stabilnostjo hrbtenice. V položaju pokončne stoje je zagotavljanje stabilnosti izjemnega pomena (Cholewicki & McGill, 1996). Pri nestabilnosti v območju nevtralne cone pride do pretirane rotacije določenega segmenta, kar poveča tveganje za pojav bolečine (Panjabi, 1992). Poškodba medvretenčne ploščice ali ligamentov vpliva na povečan obseg nevtralne cone (tj. območje zmanjšane togosti) in zmanjšano togost v območju izven nevtralne cone (Kaigle, Holm & Hansson, 1997). Za prelom poškodovane regije je v primerjavi z nepoškodovano potrebna manjša kompresijska obremenitev (Wilder, Pope & Frymoyer, 1988). Zaradi visoke hitrosti segmentov v trenutku preloma se mišice niso sposobne pravočasno aktivirati. Telo se zaradi tveganja pred nadaljnjo poškodbo zavaruje tako, da poveča intenzivnost kokontraksije (Granata & Marras, 2000) in aktivnost ledvenega predela mišice ES (van Dieën, Cholewicki & Radebold, 2003). Povečana aktivnost te mišice se pojavi tudi pri popolnem upogibu trupa, verjetno z namenom omejevanja amplitude giba med vretenci, kadar tega ni sposobna zagotoviti pasivna togost (Kaigle, Wessberg & Hansson, 1998). V primerjavi z zdravo populacijo je pri ljudeh z BSH mogoče zaznati upad mišične sile, zmanjšano mišično maso (Hides, Richardson & Jull, 1996), večje število vlaken tipa II in zmanjšano število vlaken tipa I pri trupnih iztegovalkah (Mannion, 1999). Ljudje z BSH imajo v primerjavi z zdravimi zmanjšano vzdržljivost trupnih

iztegovalk (Luoto, Heliovaara & Hurri, 1995), kar (poleg že omenjenega) dodatno nakazuje na nesposobnost hitrega razvoja sile pri ravnotežnih motnjah.

Ljudem s kronično nespecifično BSH se svetuje, naj ostanejo fizično aktivni, saj dolgotrajna neaktivnost lahko negativno vpliva na rehabilitacijo (Bekkering idr., 2003); tistim z akutno nespecifično BSH pa se svetuje, da nekaj dni po pojavu bolečine ne vadijo, ker vadba v tem obdobju ni učinkovitejša od neaktivnosti (Henchoz & Kai-Lik, 2008). Večina ljudi z akutno nespecifično BSH se rehabilitira v štirih do šestih tednih s kakršno koli intervencijo ali brez nje (Hancock, Maher & Latimer, 2008). Z namenom rehabilitacije bolnikov z BSH se v okviru vadbe največkrat svetuje nizko do srednje visoko intenzivno aerobno vadbo (Chan, Mok & Yeung, 2011), visoko intenzivno aerobno vadbo (Chatzitheodorou, Kabitsis, Malliou & Mougios, 2007), krepilno vadbo (Inani & Selkar, 2013) in vadbo za razvoj gibljivosti (Masharawi & Nadaf, 2013). Ker pri 85% bolnikov z nespecifično BSH vzrok za njen nastanek ni poznan, še vedno ni znano, katera od omenjenih vadbenih intervencij je najučinkovitejša (Hayden, van Tulder & Tomlinson, 2005).

Aerobna vadba zaradi povečanega krvnega pretoka in količine hranljivih snovi v mehkih tkivih pospešuje celjenje in zmanjšuje mišično napetost (Ullrich, 2014). Med 30- do 40-minutno aerobno aktivnostjo se poveča proizvodnja endorfinov, ki znižujejo zaznavo bolečine (Kenny, Wilmore & Costill, 2012). Poleg učinka na zmanjšano zaznavo bolečine se srednje intenzivno aerobno aktivnost (40% - 60% največje srčne frekvence) priporoča z namenom premagovanja strahu pred fizično aktivnostjo, ki pomembno vpliva na kakovost življenja ljudi z BSH (Krismer & van Tulder, 2007). Ljudje z BSH imajo namreč spremenjen vzorec aktivacije globokih trupnih mišic, zato so vaje, ki stimulirajo te mišice, učinkovite pri rehabilitaciji bolnikov s kronično BSH (Inani & Selkar, 2013). Pomembna je pravilna izbira vaj, ki mora ustrezati diagnozi podskupine ljudi z BSH (Hodges, 2008). Glede na študije, vadba za povečanje stabilnosti trupa zmanjšuje kronično BSH od 39% do 76,8% (Inani & Selkar, 2013; Šarabon, 2011; Suni, Rinne, Natri, Statistian, Parkkari & Alaranta, 2006; You, Kim, Oh & Chon, 2014). Učinkovit vadbeni program je tisti, ki predstavlja kombinacijo lokalnih vaj, te povečujejo stabilnost trup, in krepilnih vaj za celo telo (Stankovic, Lazovic, Kocic, Dimitrijevic, Stankovic & Zlatanovic, 2012).

1.4 Merjenje in vrednotenje mišične aktivnosti

1.4.1 Analiza elektromiografskega signala v časovnem prostoru

EMG zapis ali elektromiogram predstavlja seštevek naključne postavitve AP rekrutiranih motoričnih enot v določenem časovnem intervalu (Basmaijan & de Luca, 1985). Pri mišični kontrakciji se AP, ki nastanejo zaradi spremembe v membranski napetosti celice, širijo vzdolž sarkoleme (Enoka, 2002). Hitrost potovanja AP je odvisna predvsem od tipa mišičnih vlaken, deloma tudi od premera vlakna (Moritani, Stegeman & Merletti, 2004). Za merjenje živčno-mišičnega upravljanja površinskih mišic je zaradi manjšega šuma in boljše kakovosti EMG signala najpogosteje uporabljena bipolarna tehnika (Cholewicki idr., 2005; Radebold, Cholewicki, Polzhofer & Greene, 2001). Pri večini raziskav se je smiselno omejiti na površinske mišice in upoštevati poenoten standard SENIAM (ang. surface electromyography for a non-invasive assessment of muscle), ki določa lokacijo, orientacijo, tip in material elektrod (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug & Rau, 2000) za 27 anatomskih lokacij na telesu.

Za analizo signala v časovnem prostoru izračunamo amplitudo signala in/ali površino pod krivuljo signala v določenem časovnem intervalu. Za oceno amplitude se najpogosteje uporablja povprečna absolutna vrednost in/ali koren povprečne kvadratne vrednosti (Hermens & Freriks, 1999). Pri časovni analizi nas navadno zanimajo reakcijski čas, elektromehanska zakasnitev in način rekrutacije mišičnih vlaken. Reakcijski čas ali latenca odziva je hitrost mišičnega odgovora na motnjo in predstavlja obdobje od začetka motnje do začetka mišične aktivnosti. Čas od začetka EMG posnetka do dejanske spremembe mišične togosti je elektromehanska zakasnitev, ki je odvisna od tipa mišičnih vlaken, frekvenčne modulacije, hitrosti giba, viskoelastičnih lastnosti mišice, dolžine mišice in tetive ter predhodne aktivnosti mišice (de Luca, 1997). Elektromehanska zakasnitev najpogosteje traja od 20 milisekund (ms) do 50 ms (Winter, Rau, Kadefors, Broman & DeLuca, 1980), v določenih primerih tudi nekaj sto ms (de Luca, 1997).

Na določitev začetka mišične aktivnosti po motnji vplivajo številni dejavniki. Površinska EMG predstavlja kombiniran odziv živčnih in mišičnih vlaken, ki se nahajajo v neposredni bližini elektrod (Zwick & Konrad, 1993). Prevodnost alfa

motonevronov znaša približno 100 m/s, prevodnost mišičnih vlaken pa približno 4 m/s (de Luca, 1997). Latenca odzivov je tako odvisna od dolžine perifernega živca (tj. dolžine, ki jo mora AP prepotovati do motorične ploščice), prevodnosti živčnega vlakna, zakasnitve na področju živčno-mišičnega stika in prevodnosti mišičnih vlaken (Basmajian & De Luca, 1985). Za natančno določitev začetka mišične aktivnosti se uporablja računalniški algoritem, s katerim se izračuna povprečje in standardni odklon v določenem časovnem oknu. Povečanje amplitude signala EMG za 2 do 3 standardne odklone (glede na stanje pred motnjo) predstavlja ponovljiv – vprašanje pa je, ali tudi veljaven – način določevanja latenc odzivov (de Luca, 1997). Začetek aktivnosti stabilizacijskih mišic se pri APP primerja z začetkom gibanja ekstremitet oziroma agonistov. Pod APP se tako uvršča mišična aktivnost, ki se zgodi v časovnem oknu od –100 ms do +50 ms glede na aktivacijo agonista (Massion, 1992; Aruin & Latash, 1995). Omenjen časovni interval je pri ljudeh z BSH krajši kot pri zdravih ljudeh, kar pomeni, da se stabilizacijske mišice pri njih aktivirajo kasneje (Hodges idr., 1998) in potencialno ogrožajo stabilnost hrbtenice. Hitro podaljševanje mišice izzove refleks na razteg, ki varuje mišico pred prekomernim raztezanjem. Čeprav so refleksni odzivi krajši od 120 ms (M3 latenca refleksa na razteg), se pod večsklepne PRP uvršča mišične odzive med 30 ms in 150 ms glede na začetek nenadne zunanje motnje (Latash, 2008).

Električno aktivnost lahko spremljamo preko invazivne znotrajmišične (angl. intramuscular EMG ali needle EMG) in neinvazivne površinske EMG (angl. surface EMG) (Farina & Negro, 2012). Površinska EMG predstavlja posredno metodo za določanje časovnih parametrov mišične aktivnosti (Perry & Burnfield, 2010) in se uporablja predvsem za pridobivanje informacij o timingu in relativni intenzivnosti aktivacije površinske mišične mase (Merletti & de Luca, 1989). Z znotrajmišičnim EMG-jem, pri katerem elektrode z iglo vstavimo neposredno v mišično vlakno, merimo aktivnost točno določenih vlaken, kar nam omogoča spremljanje mišic globokega sloja in primerjavo aktivnosti motoričnih enot iste mišice (Farina & Merletti, 2004).

1.4.2 Merjenje in vrednotenje mišične jakosti in stabilnosti trupa

Stabilnost in jakost trupnih mišic sta pogost predmet raziskav, kadar se preučuje vpliv omenjenih sposobnosti bodisi na učinkovitost izvedbe športnih specifičnih gibanj bodisi na pojavnost poškodb. Jakost vrednotimo s pomočjo dinamometrov ali z manj natančnimi ročnimi tehnikami. K prvim sodijo ročni dinamometri, ki so sicer dostopni, vendar ne zagotavljajo tako dobre ponovljivosti rezultatov (Moreland, Finch, Stratford, Balsor & Gill, 1997) kot npr. potezni sistemi (Larivière idr., 2001). Poleg omenjenega ročni dinamometri ne omogočajo dobre standardizacije merilnega protokola in imajo posledično slabšo ponovljivost (Swezey RL, Swezey A & Adams, 2000). Drugi sklop dinamometrov predstavljajo računalniško vodeni sistemi, ki se kljub dobri standardizaciji protokola med seboj razlikujejo v stopnji fiksacije posameznih delov telesa (Walsworth, 2004).

Vrednotenje stabilnosti trupa predstavlja v znanosti velik izziv, saj ne obstaja »zlati standard«. Podobno kot so Harter idr. (1988) stabilnost kolenskega sklepa vrednotili preko petih različnih parametrov, je zaradi večdejavniskega vpliva smiseln podoben pristop tudi pri oceni stabilnosti trupa. Na to namreč poleg navora pri NHK vplivajo še vzdržljivost, gibljivost, kinestezija in živčno-mišično upravljanje. Za vsako od naštetih sposobnosti obstajajo specifični testi, vendar se bomo zaradi vsebinske zasnove te naloge omejili le na živčno-mišično upravljanje. Njegovo vrednotenje poteka preko merjenja PRP ali mehanskih sprememb (npr. sile) po nenadni zunanji motnji ter merjenja APP pri vnaprej načrtovanem hitrem gibu. Motnja je najpogosteje povzročena preko rok, trupa ali premika podlage (Bourdeau idr. 2011; Voglar & Šarabon, 2014; Radebold, Cholewicki, Polzhofer & Greene, 2001). Poleg APP in PRR se živčno-mišični nadzor trupa vrednoti tudi s pomočjo seda ali kleka na nestabilni površini, ki je nameščena bodisi na plošči za merjenje sil na podlago in zaznava spremembe centra telesne mase (Radebold, Cholewicki, Polzhofer & Greene, 2001) bodisi neposredno na podlago in zaznava dotike podlage (Liemohn, Baumgartner & Gagnon, 2005).

Ker se mišična aktivnost pri različnih gibih spreminja, je kakovost informacije, pridobljene z dinamometrijo in površinsko EMG, za mnoge vprašljiva. Z namenom vrednotenja stabilnosti trupa se je v klinični praksi pojavilo preko 35 specifičnih testov, ki večinoma še niso validirani. Vprašljiva je tudi njihova ponovljivost. Najpogosteje so uporabljeni testi statične vzdržljivosti mišic, med katere spadajo

sprednji, zadnji in bočni most. Čeprav »zlati standard« vrednotenja stabilnosti trupa ne obstaja, so Butowicz, Ebaugh, Noehren in Silfies (2016) primerjali 2 klinična testa (čas ohranjanja zadnjega mosta v enonožni opori in sed na žogi v enonožni opori) s 60-sekundnim sedenjem (z zaprtimi očmi) na nesabilni polkrogli, postavljeni na plošči za merjenje sil na podlago. Naloga preiskovanca je, da ob nevtralnem položaju prsnega in vratnega dela hrbtenice, podprtih stopalih in z rokami, prekrižanimi preko prsi, skuša ohranjati sedalno površino vzporedno s podlago 30 sekund. Fiksacija udov od preiskovanca zahteva, da gibe izvaja izključno v ledvenem predelu hrbtenice. Težavnost testa se stopnjuje z odvzemanjem vidne zaznave (zaprte oči) in obliko polkrogle (premer, višina). Butowicz idr. (2016) so pri testu merili skupno razdaljo in hitrost premikanja centra pritiska na podlago. Avtorji so ugotovili srednjo do močno povezanost med časom ohranjanja zadnjega mosta v enonožni opori in sedom na nestabilni polkrogli. Test seda na žogi v enonožni opori je bil značilno povezan z večsmernim testom ravnotežja. Glede na (nam) poznano literaturo na področju vrednotenja stabilnosti, je predhodna študija edina, ki je validirala klinični test stabilnosti s pomočjo ponovljivega laboratorijskega testa za vrednotenje živčno-mišičnega upravljanja trupa. Kljub spodbudnim rezultatom Butowicza idr. (2016) na test sedenja na nestabilni polkrogli vplivajo morfološke lastnosti preiskovanca, spol, morebitna aktivnost nog/rok in parametri vrednotenja testa (Larivière, Mecheri, Shahvarpour, Gagnon & Shirazi-Adl, 2013). Vrednosti parametrov centra pritiska na podlago med testom namreč lahko odstopajo od gibanja trupa (Freddolini, Strike & Lee, 2014). Kibler, Press in Scascia (2006) so predlagali oceno moči in jakosti trupa s pomočjo testa enonožne stoje, enonožnega polčepa in trosmernega testa jakosti/moči trupa. V položaju enonožne stoje se ocenjuje sposobnost ohranjanja položaja medenice v čelni ravnini (t. i. Trendelenburgov znak), pri enonožnem polčepu pa še deviacije kolena v prečni ravnini. Povečan pomik kolena navznoter (valgus) in spust medenice na nasprotni strani stojne noge sta pomembna kazalca šibkosti iztegovalk, odmikalk in zunanjih rotatorjev kolka stojne noge. Pri trosmernem testu se ocenjuje sposobnost nadzora trupa v položaju enonožne stoje v treh smereh. V vseh treh smereh vrednotimo kakovost ekscentričnega krčenja kolčnih in površinskih trebušnih mišic ter jakost notranjih, tj. obvretenčnih mišic. Naloga preiskovanca je, da v čelni, bočni in prečni ravnini maksimalno oddalji zgornji del trupa od podporne površine. Poleg omenjenih testov je v praksi pogost večsmerni test ravnotežja, ki je namenjen oceni jakosti in stabilnosti kolčnega in kolenskega sklepa ter ledvenega dela hrbtenice (Kinzey & Armstrong, 1998). Pri večsmernem testu je naloga preiskovanca, da se v položaju enonožne stoje z nestojno nogo nežno dotakne najbolj oddaljene točke, ki leži na eni od osmih črt. Te so v razmiku

45°, kar od preiskovanca zahteva sposobnost večravninskega nadzora kolčnih mišic. V literaturi primanjkuje raziskav na temo povezanosti med različnimi kliničnimi testi za vrednotenje stabilnosti trupa. Clark, Saxion, Cameron in Gerber (2010) so ugotovili šibko povezanost med uspešnostjo izvedbe enonožne stoje in več-smernim testom ravnotežja pri študentih ameriške vojaške akademije. Avtorji so uspešnost izvedbe enonožne stoje vrednotili preko opazovanja odvečnih gibov, kot so medsebojni dotik nog, dotik tal privzdignjene noge, premik stopala stojne noge, premik rok iz izhodiščnega položaja, odprtje oči. Nakagawa in Hoffman (2004) nista ugotovila značilne povezave med omenjenima testoma pri 19-letnih zdravih odraslih. Med izvedbo testa večkratnih enonožnih doskokov in različnimi izvedbami enonožne stoje je bila ugotovljena šibka do srednja povezava (Birmingham, 2000). Pri testu večkratnih doskokov se ločeno vrednoti fazo doskoka in fazo ohranjanja položaja (faza ravnotežja), ki traja 5 sekund. Reimann in Schmitz (2012) sta ugotovila šibko povezanost med fazo ravnotežja in uspešnostjo izvedbe testa enonožne stoje z zaprtimi očmi na stabilni površini. Uspešnost testa ponovljenih enonožnih doskokov ni bila povezana z uspešnostjo izvedbe večsmernega testa ravnotežja in testa enonožne stoje na nestabilni površini (Reimann & Schmitz, 2012). Weir, Darby, Inklaar, Koes, Bakker in Tol (2010) so s pomočjo 4-stopenjske lestvice (slabo, dobro, zelo dobro, odlično) vrednotili ponovljivost 6 testov stabilnosti trupa. Poleg testov, ki so jih predlagali Kibler idr. (2006), je bil v analizo vključen še sprednji most. Avtorji so preiskovalcem pokazali 2-krat isti video posnetek izvedbe vseh testov v razmiku 5 tednov in ugotovili slabo ponovljivost tako med preiskovalci kot pri posameznem preiskovalcu.

Slika 3: Prikaz vrednotenja živčno-mišičnega nadzora ledvenega predela hrbtenice.



Preiskovanec sedi na nestabilni površini, ki je postavljena na ploščo za merjenje sil na podlago in zaznava spremembe pritiska na podlago (roke so prekrižane preko prsi, noge so fiksirane ob podlago, ki je del nestabilne površine). Naloga preiskovanca je, da ohranja vodoravni položaj površine, na kateri sedi.

Vir slike: osebni arhiv Lili Milankovič

2 PREDMET, PROBLEM IN NAMEN

Porast pojavnosti BSH pri otrocih in adolescentih, velike obremenitve v vrhunskem športu in pogosta izvedba večsklepnih vsakodnevnih gibov so glavni razlogi za ukvarjanje z redno in načrtovano vadbo. Vzroki za BSH pri otrocih in adolescentih so pretežno nespecifični. BSH je pri omenjeni populaciji v glavnem posledica mišično-tetivnih in ligamentarnih poškodb hrbtenice. Izjema so športno aktivni otroci in mladostniki, ki so zaradi izpostavljenosti večjim obremenitvam pogosteje podvrženi poškodbam fasetnih sklepov. Za večino poškodb, ki povzročajo BSH pri otrocih in mladostnikih, je vzroke smiselno iskati v zmanjšani telesni aktivnosti in spremenjenem socialnem življenju. Predklanjanja in rotiranja trupa ter giba v enonožnih oporah so pogoste situacije v športu in vsakdanjem gibanju, ki od človeka zahtevajo predvsem ustrezno koordinacijo in vzdržljivost trupnih mišic ter usklajeno gibanje celotnega telesa. V obstoječi literaturi so učinki dolgotrajne in kratkotrajne izpostavljenosti vadbi za trup različni. V študijah pogosto preučujejo vpliv tradicionalne krepilne vadbe, manj pa je raziskav, v katerih raziskujejo vpliv vadbe funkcionalnih gibov na navor pri NHK trupa ter vpliv na njegovo stabilnost. Uspešnost vadbenih intervencij je v študijah povezana predvsem z vsebino vadbe, preučevano populacijo in metodološko zasnovo raziskave.

Pričujoča naloga je sestavljena iz treh študij, katerih predmet, problem in namen so podrobneje opisani v podpoglavju »Teoretično ozadje in namen«, ki je sestavni del vsake študije. V nalogi smo najprej želeli pri zdravih preiskovancih kvantitativno ovrednotiti največjo jakost kot dejavnik tveganja za pojav BSH. V prvi študiji smo ocenili vpliv položaja kolka na NHK trupa v bočni ravnini. Želeli smo ugotoviti, kateri od treh položajev kolka najbolj lokalizira trupne mišice in posledično poda najboljšo oceno jakosti trupnih upogibalk in iztegovalk. Porušeno razmerje med iztegovalkami in upogibalkami namreč povečuje tveganje za nastanek BSH. Rezultate smo primerjali z obstoječo literaturo, ki je glede na razširjenost BSH in vlogo NHK trupa pri preventivi BSH zelo skromna. V nadaljevanju (druga in tretja študija) smo želeli ovrednotiti vpliv dolgotrajne oziroma kratkotrajne vadbe za ledveno-medenični predel hrbtenice na stabilnostne funkcije in NHK trupa. Številne raziskave namreč potrjujejo pozitiven vpliv krepilne vadbe za trup na NHK in vzdržljivost trupnih mišic. Malo pa je raziskav, v katerih spremljajo učinke lokalizirane senzorično-motorične vadbe na anticipatorne in refleksne odzive trupnih mišic pri zdravih preiskovancih. Tako stabilnostne funkcije kot NHK trupa

pomembno vplivajo na preventivo in kurativo BSH, ki je v zadnjem času v porastu pri otrciah in mladostnikih.

3 CILJI IN HIPOTEZE

3.1 Študija 1 - Vrednotenje jakosti trupa in vpliv položaja preiskovanca na silo pri največji hoteni izometrični kontrakciji trupnih upogibalk in iztegovalk

Cilji

Cilj je bil določiti takšen položaj kolka, ki omogoča najboljšo izolacijo trupnih upogibalk in iztegovalk ter posledično nudi najboljšo oceno razmerja med njimi.

Hipoteze

Š1H1: Največja zavestno proizvedena sila trupnih upogibalk in iztegovalk se bo značilno razlikovala v različnih položajih (pokončna stoja, klek, sed) preiskovanca. Tudi razmerje med iztegovalkami/upogibalkami se bo v omenjenih treh položajih preiskovanca značilno razlikovalo.

3.2 Študija 2 - Vpliv dolgotrajne vadbe ledvenega predela hrbtenice na največjo jakost in stabilnostne funkcije trupa

Cilji

Cilj je bil kvantitativno ovrednotiti učinek dolgotrajne lokalizirane vadbene intervencije za področje ledvenega predela hrbtenice (kajak/kanu na divjih vodah) na navor pri NHK trupa in na latence mišičnega odziva ter na hitrost prirastka EMG signala pri testih APP in PRP.

Hipoteze

Š2H1: Tekmovalci v kajaku/kanuju na divjih vodah bodo v primerjavi z netreniranimi mlajšimi odraslimi dosegli višji navor pri NHK trupa v bočni in čelni ravnini.

Š2H2: Tekmovalci v kajaku/kanuju na divjih vodah bodo imeli v primerjavi z netreniranimi mlajšimi odraslimi višje razmerje med trupnimi iztegovalkami in upogibalkami.

Š2H3: Tekmovalci v kajaku/kanuju na divjih vodah bodo imeli v primerjavi z netreniranimi mlajšimi odraslimi hitrejše refleksne odzive na nepričakovano zunanjo motnjo.

Š2H4: Trenirani tekmovalci v kajaku/kanuju na divjih vodah bodo imeli v primerjavi z netreniranimi mlajšimi odraslimi večjo hitrost prirastka in večjo variabilnost prirastka EMG odziva na nepričakovano zunanjo motnjo.

Š2H5: Trenirani tekmovalci v kajaku/kanuju na divjih vodah bodo imeli v primerjavi z netreniranimi mlajšimi odraslimi časovno zgodnejše predprogramiranje samodejnih stabilizacijskih funkcij na notranjo motnjo.

Š2H6: Trenirani tekmovalci v kajaku/kanuju na divjih vodah bodo imeli v primerjavi z netreniranimi mlajšimi odraslimi večjo hitrost prirastka in večjo variabilnost prirastka EMG odziva pri notranji motnji.

3.3 Študija 3 - Vpliv kratkotrajne vadbe ledvenega predela hrbtenice na največjo jakost in stabilnostne funkcije trupa

Cilji

Cilj je bil kvantitativno ovrednotiti učinek kratkotrajne lokalizirane vadbene intervencije za področje ledvenega predela hrbtenice (monokolesarjenja) na navor pri NHK trupa in na latence mišičnega odziva pri testih APP in PRP.

Hipoteze

Š3H1: Eksperimentalna skupina bo izkazovala značilno večji napredek v največjem zavestno proizvedenem navoru v primerjavi s kontrolno skupino.

Š3H2: Eksperimentalna skupina bo izkazovala značilno večji napredek v hitrosti refleksnih odzivov v primerjavi s kontrolno skupino.

Š3H3: Eksperimentalna skupina bo izkazovala značilno večji napredek v hitrosti anticipatornih odzivov v primerjavi s kontrolno skupino.

4 METODE, REZULTATI IN RAZPRAVA

4.1 Študija 1 - Vrednotenje jakosti trupa in vpliv položaja preiskovanca na silo pri največji hoteni izometrični kontrakciji trupnih upogibalk in iztegovalk

4.1.1 Teoretično ozadje in namen

V literaturi je jakost pogost parameter tako vrednotenja intervencijskih učinkov in prečno-presečnih razlik med posamezniki kot odkrivanja mehanizmov poškodb (Barr, Griggs & Cadby 2005; Mueller, Mueller, Stoll, Baur & Mayer, 2014). BSH je najpogostejši mišično-kostni zdravstveni problem razvitega sveta, ki ga vsaj enkrat v življenju utrpi 70% do 85% ljudi (Frymoyer, Pope, Clements, Wilder, MacPherson & Ashikaga, 1983). Ugotovljeno je, da ima populacija z BSH v primerjavi z zdravimi ljudmi slabšo vzdržljivost trupnih iztegovalk (Alaranta, Hurri, Heliövaara, Soukka & Harju, 1994). Leta 1964 je Hansen za vrednotenje vzdržljivosti trupnih iztegovalk uporabil klinični test, pri katerem so preiskovanci ležali trebušno s trupom čez rob mize z rokami, prekrižanimi preko prsi, in nogami, fiksiranimi ob podlago (Hansen, 1964). Pri testu je meril čas ohranjanja vodoravnega položaja trupa. S pomočjo Hansenovega testa, ki se danes imenuje Biering-Sorensenov test, je njegov avtor leta 1984 ugotovil, da je slabša vzdržljivost trupnih iztegovalk (ohranjanje vodoravnega položaja manj kot 176 sekund) povezana s pojavnostjo BSH v prihodnosti, in sicer pri moški populaciji (Biering-Sorensen, 1984). Ugotovljeno je bilo tudi, da so bili preiskovanci, ki pri testu Biering-Sorensena niso bili sposobni ohranjati vodoravnega položaja 58 sekund, izpostavljeni 3-krat večjemu tveganju pojava BSH v primerjavi s preiskovanci, ki so položaj ohranjali 108 in več sekund (Luoto, Heliövaara, Hurri & Alaranta, 1995). Raziskovalci so dokazali, da med testom teža (Latikka, Battie, Videman & Gibbons, 1995) in spol (Kankaanpaa, Laaksonen, Taimela, Kokko, Airaksinen & Hanninen, 1998) preiskovanca vplivata na čas ohranjanja vodoravnega položaja trupa. Ženske so v povprečju sposobne ohranjati položaj dalj časa, kar je verjetno posledica bolj izrazite ledvene krivine (lordoze), ki jim omogoča ugodnejše razmerje med silo in dolžino pri trupnih iztegovalkah (Tveit, Daggfeldt, Hetland & Thorstensson, 1994). Ponovljivost Biering-Sorensenovega testa je pri zdravih ljudeh dobra (Lee, Koh & Ong, 1989). Tudi Simmonds idr. (1998) so pri njihovem testiranju ugotovili dobro ponovljivost testa znotraj obiska in odlično ponovljivost testa tako med obiskoma kot med

ocenjevanjem različnih preiskovalcev. Odlično ponovljivost testa Simmond idr. (1998) ugotavljajo tudi pri testiranju ljudi z BSH. Čeprav je bil Biering-Sorensenov test prvotno namenjen vrednotenju absolutne vrednosti sile trupnih iztegovalk, so v kasnejših raziskavah ugotovili, da med izvedbo testa EMG njihova aktivnost redko preže 40% NHK (Plamondon, Marceau, Stainton & Desjardins, 1999). Kankaanpaa idr. (1998) pa so potrdili pozitivno povezavo med časom ohranjanja vodoravnega položaja trupa in utrujenostjo kolčnih iztegovalk, kar lahko zmanjšuje veljavnost testa. Biering-Sorensenov test je relativno varen, saj po nekaterih izsledkih kompresijska sila na ledveni predel hrbtenice ne preseže 4000 N (Callaghan, Gunning & McGill, 1998). Z namenom zmanjšanja kompresijske sile na hrbtenico ter zagotavljanja višje aktivnosti trupnih iztegovalk in nižje aktivnosti kolčnih iztegovalk je bil leta 1996 razvit test Ito. Pri tem testu preiskovanec leži trebušno, pod trebuhom ima podloženo blazino (Ito, Shirado, Suzuki, Takahashi, Kaneda & Strax, 1996). Daljši kot je čas vztrajanja ob privzdignjenem položaju trupa, boljša je vzdržljivost trupnih iztegovalk. Adedoyin, Mbada, Farotimi, Johnson in Emechete (2011) so izmerili čas ohranjanja položaja pri modificiranem Biering-Sorensenovem testu, pri katerem so imeli preiskovanci roke ob trupu. Zdrave preiskovance so razdelili v pet starostnih skupin in izmerili naslednje vrednosti: 19-29 let – 133 sekund, 30-39 let – 121 sekund, 40-49 let – 103 sekunde, 50-59 let – 82 sekund, 60 in več let – 81 sekund.

Z namenom vrednotenja statične vzdržljivosti trupnih upogibalk pri športnikih je MacKenzie (2005) razvil test, pri katerem preiskovanci v položaju sprednjega mosta z oporo na komolcih (angl. prone bridge) v 15-sekundnih intervalih izmenično dvigujejo roke in noge. Tong, Wi in Nie (2014) so ugotovili, da največja EMG aktivnost mišice RA med MacKenzievim testom znaša 63%, mišice OE pa 55% NHK, in zaključili, da je test veljaven in ponovljiv. Do podobnih spoznanj so v obširni študiji pri 8- do 12-letnih otrocih prišli tudi Boyer idr. (2013), ki so potrdili veljavnost in dobro medobiskovno ter znotrajobiskovno ponovljivost testa, pri katerem so preiskovanci ohranjali položaj sprednjega mosta z oporo na komolcih. Jakost trupnih upogibalk se pogosto vrednosti s pomočjo Sahrmanovega pet-stopenjskega testa (Stanton, Reaburn & Humphries, 2004) in skleka z različno postavitvijo rok. Cilj tega testa, ki je sestavni del testne baterije funkcionalnega gibalnega skrininga (Cook, Burton & Hoogenboom 2006) je, da preiskovanec iz leže trebušno sočasno privzdigne trup in medenico. Podoben Sahrmanovem testu je test sonožnega spusta nog iz leže hrbtno, ki je bil primarno namenjen odkrivanju nevroloških motenj. Pri njem nas zanima, v katerem položaju kolka preiskovanec ni več sposoben ohranjati stika ledvenega predela hrbta s podlago. Test sonožnega

spusta nog iz leže hrbtno je pogosto uporabljen v fizioterapiji za oceno jakosti trebušnih mišic, vendar je v primerjavi z dinamometrijo slabo veljaven (Ladeira, Hess, Galin, Fradera & Harkness, 2005).

Izokinetika, ki so jo leta 1967 prvi predstavili Thistle, Hislop, Moffroid in Lowman, predstavlja »zlati standard« vrednotenja jakosti in moči trupa in sodi v sklop računalniško vodenih sistemov, ki se že desetletja uspešno uporabljajo kot diagnostično sredstvo za odkrivanje mehanizmov poškodb in spremljanje vadbenih učinkov. Glavni vzrok za njeno popularnost so poleg veljavnosti in ponovljivosti merilnih protokolov (Demoulin idr., 2008) še natančna kontrola tipa mišične kontrakcije, obsega giba in kotne hitrosti. Najpomembnejši parameteri pri izokinetičnih meritvah so vrednosti jakosti/moči v različnih položajih sklepa in pri različnih kotnih hitrostih (Baltzopoulos & Brodie, 1989). Cenejša alternativa izokinetiki so ročni dinamometri. Z njimi kvantitativno vrednotimo mišično silo na način, da dinamometer položimo na telo preiskovanca. Protokol je podoben ročnemu testiranju mišične jakosti. Njegova uspešnost in ponovljivost je zelo odvisna od izkušenosti preiskovalca (Cuthbert & Goodheart, 2007), zaradi česar je posploševanje rezultatov vprašljivo in nezanesljivo. V primerjavi z izokinetiko je bila pri testiranju z ročnim dinamometrom ugotovljena zadovoljiva do dobra povezanost v absolutnih vrednostih navora predvsem pri testiranju manjših mišičnih skupin (Stark, Walker, Phillips, Fejer & Beck, 2011). Glavni vzroki za odstopanje med sistemoma v absolutnih vrednostih so po mnenju Starka idr. (2011) slaba fiksacija telesnih segmentov, ki povzroči vključevanje dodatnih mišic, napačna izbira lokacije in nepravilna izvedba meritve. Visoka aktivnosti kolčnih iztegovalk med iztegom trupa zaradi nezadostne fiksacije medenice lahko vpliva na produkcijo celotnega navora (Vanderthommen & Duchateau, 2007), s čimer zmanjšuje izolacijo trupnih mišic.

V literaturi je navor/sila pri NHK trupnih upogibalk in iztegovalk slabo povezan(a) s pojavnostjo BSH pri zdravi (McGill, 2007; Gomez, 1994) in športno aktivni (Maus idr., 2010) populaciji. Kljub temu so pri ljudeh z BSH izmerili nižji navor trupnih mišic v vseh ravninah (Ng, Richardson, Parnianpour in Kippers, 2002). V nasprotju z navorom pri NHK trupa v določeni smeri je porušeno razmerje med trupnimi iztegovalkami in upogibalkami eden od prediktorjev za nastanek BSH v prihodnosti (Lee, Hoshino, Nakamura, Kariya, Saita & Ito, 1999). Pri zdravi populaciji je razmerje med iztegovalkami in upogibalkami približno 1,3 pri moških oziroma 1 pri ženskah (Lee idr., 1999; Beimborn & Morrissey, 1988), pri ljudeh z BSH pa pod 1 (Lee idr., 1999). Ker je meritev NHK trupa odvisna od položaja kolka, je določitev

izhodiščnega položaja preiskovanca ključnega pomena. Keller in Roy (2002) sta ugotovila, da se razmerje med trupnimi iztegovalkami in upogibalkami povečuje z večanjem upogiba kolka. Pomembno je opozoriti tudi na izhodiščni položaj medenice v bočni ravnini, ker se z večanjem njenega zadnjega nagiba zmanjšuje sila/navor pri NHK trupa v smeri upogiba (Kumar, Dufresne & Van Schoor, 1995).

Predmet prve raziskave je vrednotenje sile med NHK trupa, saj se v strokovni literaturi pojavlja vprašanje določevanja ustreznega položaja preiskovanca. Problem je v tem, da položaj kolka v bočni ravnini lahko drastično vpliva na silo/navor pri NHK trupnih iztegovalk in upogibalk, zato je pravilna določitev položaja preiskovanca ključnega pomena. V literaturi namreč primanjkujejo tudi raziskave o priporočenih razmerjih med trupnimi iztegovalkami in upogibalkami, kar predstavlja dejavnik tveganja za pojav BSH. Namen prve študije je bil ugotoviti, ali se s spremembo položaja kolčnega sklepa v bočni ravnini spremeni sila pri NHK trupnih upogibalk in iztegovalk.

4.1.2 Metode

Preiskovanci

V raziskavi je sodelovalo 60 zdravih odraslih. Njihovi izbrani demografski podatki so prikazani v Tabeli 1. Preiskovanci z akutno ali kronično BSH ali sistemskim nevrološkim obolenjem so bili iz obravnave izločeni. Pred začetkom raziskave so preiskovanci podpisali soglasje za sodelovanje v njej. Raziskavo je odobrila Komisija za medicinsko etiko Republike Slovenije.

Tabela 1: Osnovni demografski podatki preiskovancev, vključenih v študijo 1.

	Vsi	Moški	Ženske
N	60	24	36
Starost (leta)	41,3 ± 15,1	40,5 ± 14,1	42,1 ± 16,1
Višina (metri)	1,70 ± 0,09	1,79 ± 0,07	1,61 ± 0,12
Teža (kilogrami)	72,7 ± 13,3	82,6 ± 13,6	62,8 ± 13,0

N – število preiskovancev.

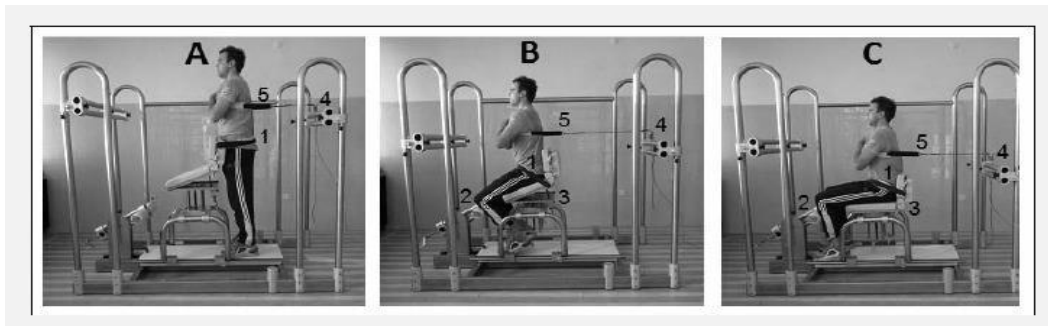
Raziskovalni načrt

Meritve so potekale v popoldanskem času v prostorih Univerze na Primorskem in v Ortopedski bolnišnici Valdoltra. Vsak preiskovanec je bil seznanjen s potekom meritev in je pred njihovim začetkom izpolnil vprašalnik o socio-demografskih podatkih in morebitnih predhodnih poškodbah. Pred meritvami NHK je vsakdo med njimi izvedel v položaju pokončne stoje, kleka in seda dve ponovitvi s subjektivno intenzivnostjo 50% in 75% NHK. Namen teh ponovitev je bil ogrevanje in seznanitev preiskovancev s pravilno izvedbo naloge. Sledil je sklop meritev NHK v položaju seda, kleka in pokončne stoje, ki je trajal približno 15 minut na preiskovanca. V položaju seda je bil kot v kolčnem sklepu približno 90°, v položaju kleka 45° in v položaju pokončne stoje 0° (Slika 4). Velika amplituda v kolku (0° – 90°) je omogočala dobro oceno vpliva položaja kolka na silo pri NHK trupnih iztegovalk in upogibalk.

Merilne metode

Za vrednotenje sile smo uporabili dinamometer (Slika 4), ki je bil izdelan za potrebe te raziskave (S2P d.o.o., Ljubljana, Slovenija). Največjo silo smo izmerili s pomočjo natezno obremenjenega senzorja sile (Z6FC3 – 200 kg, HBM, Darmstadt, Nemčija). Za zajemanje in shranjevanje signalov smo uporabili program LabView (National Instruments, Texas, ZDA). Signali so bili 400-krat ojačani, pretvorjeni iz analogne v digitalno obliko in zajeti s frekvenco 1000 Hz (NI USB-6343, National Instruments Inc., Texas, ZDA). Shranili smo jih na prenosni računalnik za nadaljnjo analizo. Naloga preiskovancev je bila, da v položaju pokončne stoje, kleka in seda 3-krat proizvedejo NHK v smeri upogiba in iztega trupa. Vrsten red položajev je bil izbran naključno. Pri vseh meritvah NHK je bil trup v nevtralnem položaju. Preiskovanci so silo razvili v približno 2 sekundah, čemur je sledilo približno 3-sekundno ohranjanje največje sile. Odmor med posameznimi mišičnimi akcijami je trajal približno 15 sekund, med položaji pa približno 5 minut. Preiskovanci so imeli roke prekrižane čez prsi. Preko medenice so bili fiksirani s togim pasom, kar je zmanjšalo njeno rotacijo med testom. Pas, ki je potekal preko prsnega koša, je preiskovancem zagotavljal nespremenjen položaj med meritvijo in povezavo s senzorjem sile, ki je bil nameščen na ogrodje dinamometra. Glasno smo jih spodbujali z namenom, da bi razvili največjo možno silo.

Slika 4: Prikaz merilne opornice in položajev (pokončna stoja (A), klek (B) in sed (C)), v katerih smo merili silo med največjo hoteno izometrično kontrakcijo trupnih upogibalk (na sliki) in iztegovalk.



Pas preko medenice (1) in oblazinjena kolenska opora (2) sta zagotavljala fiksacijo nog med testom. Višina, naklon in globina stola (3) so ročno nastavljivi glede na antropometrične značilnosti preiskovancev. Ob straneh je horizontalna cev, na kateri je preko togega pasu (5) vpet senzor sile (4).

Vir slike: osebni arhiv avtorja.

Statistična analiza

Statistično značilnost razlik smo testirali s statističnim paketom SPSS (SPSS statistics 19, IBM, New York, ZDA). Normalnost porazdelitve podatkov smo v vseh treh študijah preverili s testom Shapiro-Wilk. Sila je bila opredeljena kot povprečna vrednost znotraj 1-sekundnega intervala. Za analizo smo uporabili povprečje treh ponovitev. Preiskovance smo analizirali ločeno po spolu in vse hkrati, pri čemer smo uporabili enosmerno analizo variance za ponovljene meritve. Za testiranje potencialnih razlik med položaji smo uporabili Sidakov post-hoc test. Statistične odločitve so bile potrjene ali ovržene pri stopnji tveganja 5 %. Za opredelitev velikosti učinka smo uporabili eta kvadrat (η^2).

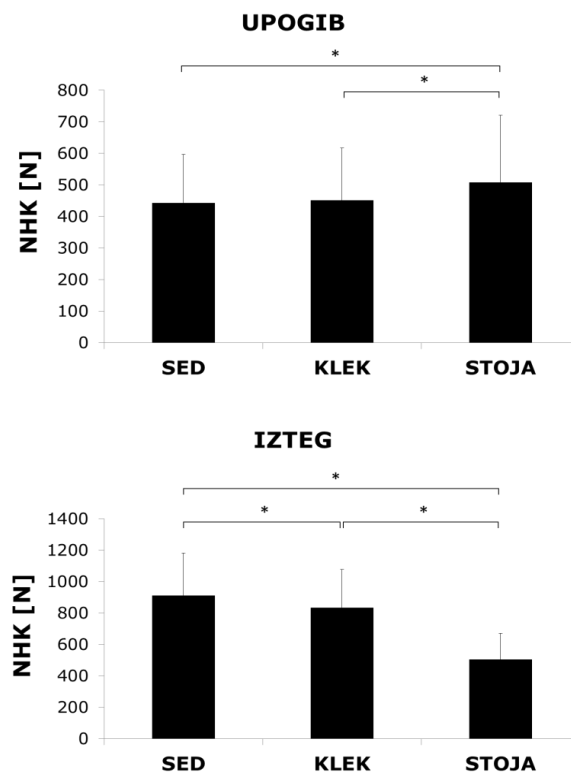
4.1.3 Rezultati

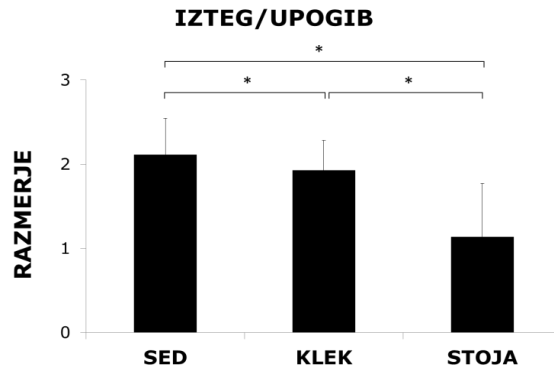
Vpliv položaja kolka na silo med NHK v smeri upogiba in iztega trupa ter razmerje med trupnimi upogibalkami in iztegovalkami je prikazano na Sliki 2. Moški so v primerjavi z ženskami v vseh položajih (pokončna stoja, klek, sed) in obeh smereh gibanja (upogib, izteg) razvili višjo silo ($p < 0,05$). Povprečna razlika med spoloma je bila v smeri iztega in upogiba trupa naslednja: 30,8 % in 34,7 % v položaju seda, 31,4 % in 38,7 % v položaju kleka, 31,0 % in 38,9 % v položaju pokončne stoje.

Pri meritvah NHK v smeri iztega trupa so vse kombinacije post-hoc testov (pokončna stoja – sed, pokončna stoja – klek, sed – klek) pokazale statistično značilne razlike ($p < 0,0001$), medtem ko se je v smeri upogiba trupa položaj pokončne stoje statistično značilno razlikoval od ostalih dveh položajev ($p < 0,05$). Pri ženskah smo v smeri upogiba trupa in v položaju seda izmerili višjo silo kot v položaju kleka. Pri analizi vseh preiskovancev hkrati je bila največja sila pri NHK v smeri iztega izmerjena v položaju seda ($910,5 \pm 271,5$ N), sledila sta položaj kleka ($834,3 \pm 242,9$ N) in položaj pokončne stoje ($504,0 \pm 165,4$ N) ($F_{1, 57} = 287,5$, $p < 0,0001$, $\eta^2 = 0,85$). Obraten trend smo opazili v smeri upogiba trupa. V položaju pokončne stoje smo izmerili $508,5 \pm 213,0$ N, v položaju kleka $450,9 \pm 165,7$ N in položaju seda $443,4 \pm 153,1$ N ($F_{1, 57} = 7,5$, $p = 0,01$, $\eta^2 = 0,12$).

Pri analizi razmerja med trupnimi iztegovalkami in upogibalkami so vse parne primerjave post-hoc testov pokazale statistično značilne razlike ($p < 0,01$). Pri analizi moških in žensk skupaj je bilo razmerje v položaju seda $2,1 \pm 0,4$, v položaju kleka $1,9 \pm 0,4$ in položaju pokončne stoje $1,1 \pm 0,6$ ($F_{1, 57} = 72,2$, $p = 0,000$, $\eta^2 = 0,12$).

Slika 5: Prikazi sile med največjo hoteno izometrično kontrakcijo v smeri upogiba in iztega trupa in njenega razmerja v treh položajih kolčnega sklepa.





Oznake (*) potrjujejo statistično značilne razlike med položaji pri $p < 0,05$. V analizo sta vključena oba spola.

4.1.4 Razprava

V raziskavi smo ugotovili, da se sila pri NHK v smeri iztega trupa povečuje z večanjem upogiba kolčnega sklepa. Obraten trend smo opazili pri meritvah NHK v smeri upogiba trupa.

Med izvedbo meritev ni bilo mogoče zagotoviti popolne fiksacije medenice, kar je pri nekaterih preiskovancih povzročilo nagib medenice v bočni ravnini. Spremenjen nagib medenice je na podlagi odnosa sila – dolžina v vseh položajih vplival na različno aktivnost nekaterih kolčnih mišic, kar je vplivalo na raven absolutne sile, saj smo to med meritvijo NHK trupa vrednotili preko prsnega predela trupa. Na absolutne vrednosti sile je vplival tudi izhodiščni položaj medenice v bočni ravnini. Ženske imajo v primerjavi z moškimi za 10° izrazitejši sprednji nagib medenice, ki le-tem povečuje ledveno krivino in vpliva na ugodnejše razmerje sila – dolžina trupnih iztegovalk (Tveit, Daggfeldt, Hetland & Thorstensson, 1994). Nagib medenice med posamezniki je zelo variabilen in se lahko v položaju pokončne stoji razlikuje tudi za 15° . To lahko vpliva na odnos sila – dolžina trupnih upogibalk in iztegovalk ter posledično na absolutno vrednost sile tako med iztegom kot med upogibom trupa. Razlika v najvišji povprečni sili med položajem seda in položajem pokončne stoji je v smeri iztega trupa znašala 44,7%, v smeri upogiba pa 12,8%. Predpostavili smo, da so razlike v vrednostih sile med položaji posledica različno velikih sprememb v dolžini kolčnih upogibalk in iztegovalk glede na njihov fiziološki položaj. Med 20° iztega in 80° upogiba kolka je sprememba dolžine mišično-tetivnega kompleksa stegenskih strun mnogo večja od spremembe dolžine mišično-

tetivnega kompleksa dvosklepnih kolčnih upogibalk (Visser, Hoogkamer, Bobbert & Huijing, 1990). Dolga glava dvoglave mišice biceps femoris, mišica semitendinosus in mišica semimembranosus so zaradi prečkanja kolčnega in kolenskega sklepa dvosklepne, zaradi česar je proizvodnja njihove največje sile močno odvisna od položajev obeh omenjenih sklepov, ki so se med položajem seda, kleka in pokončne stoje zelo spreminjali. Ker je razdalja med sednično grčo in centrom kolka večja od razdalje med distalnimi pripoji stegenskih strun in centrom kolena, ima sprememba položaja kolka na dolžino stegenskih strun večji vpliv kot sprememba položaja kolena. Izmed dvosklepnih kolčnih upogibalk se EMG aktivnost mišic sartorius in tensor fascia latae značilno zmanjšuje z večanjem amplitude upogiba kolka od 0° do 60° (Jiroumaru, Kurihara & Isaka, 2014), kar vpliva na najnižjo absolutno vrednost sile v položaju seda med upogibom trupa. Mišica rectus femoris ima izmed vseh kolčnih upogibalk najkrajša vlakna. V primerjavi s stegenskimi strunami krajša dolžina vlaken in relativno velik kot penacije mišice rectus femoris vplivata na manjšo spremembo največje sile med skrajnimi položaji kolka v bočni ravnini pri akciji upogiba trupa (Ward, Eng, Smallwood & Lieber, 2009). Glavna kolčna upogibalka, mišica iliopsoas, poteka preko stranskih odrastkov ledvenih vretenc in prečka kolčni sklep. Zaradi njene enosklepne narave in krajše ročice se njena dolžina med obsegom upogiba kolka spreminja manj kot dolžina stegenskih strun (Carman & Milburn, 2004). Iz študij (Arokoski idr., 2002; Mendis, Wilson, Stanton & Hides, 2010; Reid, Livingston & Pearsall, 1994; Woodley & Mercer, 2005) na preiskovancih različnih starosti je mogoče sklepati, da imajo vse kolčne upogibalke skupaj manjši prečni presek od vseh kolčnih iztegovalk, kar vpliva na nižje absolutne vrednosti sile med upogibom trupa v vseh treh položajih. V položaju pokončne stoje je bila sila med NHK v smeri iztega trupa najnižja, kar pripisujemo zmanjšanemu vplivu kolčnih iztegovalk. Obratno smo opazili v smeri upogiba trupa, saj so imele skrajšane kolčne upogibalke v položaju seda najmanjši doprinos k absolutni vrednosti sile. Menimo, da omogoča najboljšo lokalizacijo trupnih mišic položaj pokončne stoje, zato je najustreznejši za oceno razmerja med trupnimi iztegovalkami in upogibalkami.

Glavne omejitve študije so bile fiksacija posameznih delov telesa, ponovljivost in protokol ogrevanja. Togost pasu, ki fiksira medenico med meritvijo, smo nastavili ročno, kar lahko vpliva na različen začetni nagib medenice preiskovancev. Podobno se je pri vsakem preiskovancu razlikoval nagib medenice med meritvami v različnih položajih, kar je vplivalo na spremenjen odnos sila – dolžina trupnih upogibalk in iztegovalk. Preiskovanci so v položaju seda in kleka imeli različno stopnjo odmika in rotacije kolka. Ker se aktivnost mišice gluteus maximus med iztegom kolka

povečuje z večanjem odmika in zunanje rotacije kolka, ima spremenjen izhodiščni položaj kolka vpliv na silo pri NHK v smeri iztega trupa. Preiskovanci niso bili deležni uvodnega sestanka, na katerem bi se natančneje seznanili s pravilno izvedbo gibalnih nalog, zato bi lahko slabša kakovost izvedbe gibov vplivala na zmanjšano veljavnost in ponovljivost meritev. Gruther idr. (2009) so ugotovili statistično značilen vpliv učenja na meritev NHK pri osebah s kronično BSH. Čeprav so vsi preiskovanci pred meritvijo v vsakem položaju izvedli meritev s 50% in 75% subjektivne NHK, niso bili deležni standardiziranega ogrevanja, kar bi lahko dodatno vplivalo na ponovljivost meritev.

4.2 Študija 2 - Vpliv dolgotrajne vadbe ledvenega predela hrbtenice na največjo jakost in stabilnostne funkcije trupa

4.2.1 Teoretično ozadje in namen

Učinkovitost večsklepnega gibanja je v veliki meri odvisna od kakovosti prenosa sil med telesnimi segmenti. Napaka pri medsegmentnem prenosu energije povzroči slabši gibalni učinek ali poškodbo. Trupne mišice imajo ključno vlogo predvsem pri izvedbi večsklepnega hitrega giba. Za izboljšanje funkcionalnosti trupa v praksi največkrat uporabljamo vaje, ki povečujejo moč, jakost, vzdržljivost, koordinacijo in ravnotežje. Za potrebe rehabilitacije so zaradi povečane pojavnosti BSH v porastu raziskave preventivno-kurativnih vplivov vadbe za trup na BSH. Na področju športa je vpliv vadbe za trup slabo raziskan, ker večina programov, namenjenih dvigu moči oziroma jakosti in/ali vzdržljivosti trupa, poleg vaj za trup vključuje tudi vaje za razvoj mišic rok in/ali nog. Poleg tega so se v tovrstnih raziskavah usmerjali na netrenirane ali rekreativne športnike, manj pa na vrhunski šport. Toda npr. ravno vrhunski kajakaši in kanuisti na divjih vodah so zaradi sedečega položaja izpostavljeni zelo veliki aktivnosti trupnih mišic. Zaradi fiksacije spodnjega uda je pri omenjenih športnikih stabilen trup predpogoj za učinkovit prenos energije na roke.

V literaturi je mogoče zaslediti številne študije o vplivu dolgotrajnega sedenja na pasivne in aktivne strukture ledvenega predela hrbtenice. Med sedenjem je medenica v bočni ravnini nagnjena nazaj, kar posledično zmanjšuje ukrivljenost

ledvene krivine. Pri vrhunskih veslačih je bilo ugotovljeno, da imajo zdravi veslači med veslanjem večji obseg giba v smeri upogiba trupa v primerjavi z veslači z BSH v preteklosti (McGregor, Anderton & Gedroyc, 2002). Veslači z BSH zmanjššan obseg giba kompenzirajo z večjim gibanjem medenice v bočni ravnini. K upognjenemu položaju hrbtenice imajo največji doprinos nižje ležeča vretenca (Dunk, Kedgley, Jenkyn & Callaghan, 2009), zato so pasivna mehka tkiva (ligamenti, sklepne ovojnice, kapsule, fascije), ki ležijo na zadnji strani vretenc, najbolj natezno obremenjena na ravni L5-S1. Položaj stopal je pri kajakaših/kanuistih občutno višje kot pri običajnem sedenju, kar pri omenjenih športnikih dodatno zmanjšuje ledveno krivino in natezno obremenitev mehkih pasivnih tkiv na zadnji strani hrbtenice. Odnos med natezno silo in dolžino ligamenta se spremeni že po njegovi kratki raztegnitvi (Solomonow, Eversull, He Zhou, Baratta & Zhu, 2001). Po 50-minutni natezni obremenitvi lahko ostanejo mehanske lastnosti ligamenta spremenjene do 48 ur (Solomonow, 2009). Pri dolgotrajnem sedenju pride do mehanskih sprememb tudi pri medvretenčni ploščici. Wilke, Neef, Caimi, Hoogland in Claes (1999) so ugotovili, da je pritisk znotraj jedra medvretenčne ploščice spodnjih ledvenih vretenc pri vzravnanem nepodprtem sedenju z rokami na stegnih za 10% višji kot pri pokončni stoji. Izrazitejša ukrivljenost prsnega dela hrbtenice (kifoza), ki je pri kajakaših/kanuistih posledica dolgotrajne izpostavljenosti ukrivljenemu položaju hrbtenice, in povečana aktivnost trupnih mišic med veslanjem dodatno povečujeta pritisk znotraj jedra (Dreischarf, Bergmann, Wilke & Rohlmann, 2010). Zaradi asimetrične narave kajaka/kanuja na divjih vodah prihaja pri zavesljaju do visoke aktivnosti rotatorjev trupa, kar povzroča do 3-krat večjo kompresijsko obremenitev ledvenega predela hrbtenice v primerjavi z gibanjem trupa v bočni ali čelni ravnini (McGill, 2007). Dolgotrajna izpostavljenost kompresijskim obremenitvam povzroča dehidracijo medvretenčne ploščice, kar zmanjšuje njeno sposobnost absorpcije nenadnih obremenitev (Gunning, Callaghan & McGill, 2001). Blizu skrajnega upogiba ledvenega predela hrbtenice je v položaju seda aktivnost trupnih iztegovalk minimalna. Njihova nizka aktivnost je posledica t. i. fleksijsko-relaksacijskega mehanizma, za katerega je značilno, da v položaju skrajnega upogiba trupa navor v smeri iztega trupa zagotavljajo pasivne strukture (Shirado, Ito, Kaneda & Strax, 1995). Pri mišicah globokega sloja hrbtenice pride do omenjenega mehanizma prej kot pri mišicah površinskega sloja (O'Sullivan idr., 2006). Kljub visoki aktivnosti trupnih mišic med veslanjem imajo pasivna mehka tkiva pomembno vlogo pri zagotavljanju stabilnosti hrbtenice.

Dolgotrajna izpostavljenost upognjenemu položaju ledvenega predela hrbtenice vodi v spremenjene PRP na nepričakovane motnje (Sanchez-Zuriaga, Adams, &

Dolan, 2010), medtem ko na APP dolgotrajno sedenje nima vpliva (Lehman, Story & Mabee, 2005). Spremembe pri PRP se kažejo v zakasnjem začetku mišične aktivnosti (Sanchez-Zuriaga idr., 2010) in višjih (Hendershot idr., 2011) oziroma nižjih (Muslim, Bazrgari, Hendershot, Toosizadeh, Nussbaum & Madigan, 2013) amplitudnih odzivih nekaterih trupnih iztegovalk. Zakasnjeno mišično aktivnost avtorji pripisujejo zmanjšani občutljivosti proprioceptorjev, kar izzove potrebo po večji natezni obremenitvi tkiv in posledično kasnejšo aktivacijo proprioceptorjev. Učinki dolgotrajnega sedenja na višino amplitudnih odzivov so si nasprotujoči. Povišano amplitudo mišice ES avtorji pripisujejo kompenzaciji zmanjšane togosti pasivnih mehkih tkiv, ki zaradi raztegnitve niso sposobna pravočasnega zagotavljanja medvretenčne stabilnosti. V nasprotju s tem so Muslim idr. (2013) ugotovili, da se po ponavljajoči nekajminutni statični obremenitvi v upognjenem položaju amplitudni odzivi na nepričakovano motnjo znižajo, kar naj bi vplivalo na poškodbe pasivnih mehkih tkiv, ki dodatno zakasnijo ali onemogočijo aktivnost proprioceptorjev. V literaturi je mogoče opaziti, da je v primerjavi z zdravimi preiskovanci pri bolnikih z BSH variabilnost latenc odzivov pri PRP večja (Mueller, Engel, Mueller, Stoll, Baur & Mayer, 2017), pri APP pa manjša (Jacobs, Henry & Nagle, 2009). Tudi variabilnost amplitudnih odzivov je bila pri bolnikih z BSH pri APP manjša, vendar se je z vadbo povečala (Navalgund, Buford, Briggs & Givens, 2013).

Poleg višine amplitude se v študijah vrednoti tudi hitrost prirastka EMG odziva (angl. rate of EMG rise (EMGr)) v določenem časovnem intervalu. EMGr je eden ključnih parametrov, ki vpliva na eksplozivno jakost. Ta je opredeljena kot sposobnost hitrega prirastka sile (angl. rate of force development (RFD)), ki se najpogosteje vrednoti v časovnem oknu med 50 ms in 200 ms po začetku mišične kontrakcije. V literaturi se omenja zgodnjo (<100 ms) in pozno (>200 ms) fazo RFD-ja (Andersen, LL, Andersen, JL, Zebis & Aagaard, 2010). Na hitrost prirastka sile vplivajo tako živčni kot mišični dejavniki. Za vrednotenje relativnega doprinosa živčnih in mišičnih dejavnikov na RFD, se le-ta izmeri s pomočjo električne stimulacije in zavestne mišične aktivacije. Če RFD na nekem časovnem intervalu pri električni stimulaciji doseže višjo vrednost kot pri zavestni aktivaciji, pomeni, da RFD omejujejo živčni dejavniki (De Ruyter, Kooistra, Paalman & de Haan, 2004). Relativni doprinos živčnih in mišičnih dejavnikov na RFD je v zgodnji in pozni fazi različen. EMGr agonista je ključen med 25 ms in 75 ms, medtem ko so kontraktilne lastosti mišice pomembnejše pri 100 ms (Folland, Buckthorpe & Hannah, 2014). Na EMGr agonista vplivata število aktivnih motoričnih enot in hitrost proženja AP po motonevronu. Rekrutacija motoričnih enot je odvisna od dinamike mišične

kontrakcije. Pri počasni kontrakciji število aktivnih motoričnih enot doseže vrh pri 80% – 90% NHK, medtem ko je pri eksplozivni kontrakciji vrh dosežen že pri približno 30% NHK (Desmedt & Godaux, 1977). V trenutku, ko število aktivnih motoričnih enot v mišici doseže svoj vrh, je raven nadaljnje aktivacije odvisna izključno od hitrosti proženja AP. Pri netreniranih posameznikih je med eksplozivno kontrakcijo frekvenca proženja AP 60 – 120 Hz, medtem ko pri treniranih športnikih lahko preseže 200 Hz (Desmedt & Godaux, 1977). Visoko intenzivna krepilna vadba in eksplozivna izvedba vaj imata velik vpliv na EMGr. Vila-Cha, Falla in Farina (2010) so po 6-tedenski krepilni vadbi nog ugotovili 33% povečanje RFD-ja in 80% – 100% povečanje EMGr-ja. V nasprotju s tem 6-tedensko kolesarjenje na intenzivnosti 50% – 75% največje srčne frekvence ni vplivalo na povečanje RFD-ja in EMGr-ja po vadbi (Vila-Cha, Falla & Farina, 2010). Mehanizem povečanega RFD-ja po vadbi je najverjetenje izboljšana živčna vzdražnost in/ali izboljšan sinaptični prenos aference Ia, kar so Holtermann, Roeleveld, Engstrom in Sand (2007) dokazali s povečano amplitudo H-refleksa po vadbi. Izmed mišičnih dejavnikov ima na RFD največji vpliv tip mišičnih vlaken. V vlaknih tipa II se prečni mostički sklenejo hitreje kot v vlaknih tipa I, kar je posledica večje količine Ca⁺ in hitrejših izoform miozina, troponina in tropomiozina v vlaknih II (Shiaffino & Reggiani, 1996).

Predmet druge študije je bil analizirati učinke dolgoročne lokalizirane vadbe za trup na navor, APP in PRP trupa. Pri tem je potrebno opozoriti na problem, da so omenjeni učinki v strokovni literaturislabo raziskani, saj večina dlje časa trajajočih vadbenih programov poleg trupa izdatneje vključuje tudi mišice rok in nog. Namen te študije je bil kvantitativno ovrednotiti učinek kajaka/kanuja na divjih vodah na navor pri NHK trupa in latence ter hitrost prirastka EMG odziva nekaterih mišic med meritvami APP in PRP.

4.2.2 Metode

Preiskovanci

V raziskavi je sodelovalo 16 vrhunsko treniranih kajakašev in kanuistov na divjih vodah s trenažnim stažem najmanj štirih let in 16 zdravih netreniranih odraslih. Njihovi izbrani demografski podatki so prikazani v Tabeli 2. Preiskovanci z akutno ali kronično BSH ali sistemskim nevrološkim obolenjem so bili iz študije izločeni.

Preiskovanci so pred začetkom raziskave pisno soglašali s sodelovanjem v njej. Raziskavo je odobrila Komisija za medicinsko etiko Republike Slovenije (v prilogi).

Tabela 2: Osnovni demografski podatki preiskovancev, vključenih v študijo 2.

N	Vsi	Tekmovalci v kajaku/kanuju na divjih vodah	Netrenirani odrasli
	32	16	16
Starost (leta)	22,2 ± 4,6	21,0 ± 4,0	23,3 ± 5,3
Višina (metri)	177,0 ± 9,2	174,7 ± 8,9	179,3 ± 9,5
Teža (kilogrami)	73,0 ± 12,1	70,6 ± 10,6	75,5 ± 13,5

N – število preiskovancev.

Raziskovalni načrt

Meritve so potekale v tehnološkem parku v Ljubljani, in sicer v prostorih podjetja S2P, d.o.o. Vsak preiskovanec je bil seznanjen s potekom meritev in je pred njihovim začetkom izpolnil vprašalnik o socio-demografskih podatkih in morebitnih predhodnih poškodbah. Pred samimi meritvami so preiskovanci opravili kratko standardizirano ogrevanje (visoko korakanje na mestu – z vsako nogo po 10-krat, z vsako nogo po 10 enonožnih predklonov, 10 sklec in 10 globokih počepov). Sledil je sklop meritev, ki je trajal približno 45 minut na preiskovanca in je potekal v naslednjem vrstnem redu: meritve APP, PRP in NHK. Meritve preiskovancev eksperimentalne in kontrolne skupine so potekale v dveh ločenih terminih.

Merilne metode

Za vrednotenje navora in stabilizacijskih funkcij trupa smo uporabili večfunkcijski merilni sistem (S2P d.o.o., Ljubljana, Slovenija). Navor smo merili preko oblazinjene opore, katere višino smo prilagodili antropometričnim značilnostim preiskovancev. Vsak preiskovanec je izvedel 3 NHK v smeri iztega, upogiba in desnega stranskega upogiba trupa. Pri vseh meritvah NHK je bil trup v nevtralnem položaju. Preiskovanci so silo razvili v približno 2 sekundah, čemur je sledilo približno 3-sekundo ohranjanje največje sile. Odmor med posameznimi mišičnimi

akcijami je trajal približno 15 sekund, med položaji pa približno 5 minut. Preiskovanci so imeli roke prekrižane čez prsi. Preko medenice so bili fiksirani s togim pasom, kar je preprečevalo rotacijo medenice med testom. Preiskovance smo glasno spodbujali z namenom, da bi razvili največjo možno silo. Signali so bili 400-krat ojačani, pretvorjeni iz analogne v digitalno obliko in zajeti s frekvenco 1000 Hz (NI USB-6343, National Instruments Inc., Texas, ZDA). Zaradi nadaljnje analize smo signale shranili na prenosni računalnik.

Slika 6: Prikaz meritve navora pri največji hoteni izometrični mišični kontrakciji v čelni ravnini.



Vir slike: osebni arhiv Lili Milankovič

PRP trupa smo merili s pomočjo mehanizma, ki je omogočal nepričakovan spust bremena v roke preiskovanca. Pred začetkom meritve so se preiskovanci nežno dotaknili ročaja sistema in čakali na spust bremena, katerega masa je znašala 50 N. Mehanizem je breme naključno spustil v roke preiskovanca v časovnem intervalu med 6 in 12 sekundami. Položaj sistema smo regulirali v vertikalni smeri na način, da je ob nežnem oprijemu ročaja kot v komolčnem sklepu znašal 90 stopinj. Preiskovanci so pred naključnim spustom bremena ohranjali položaj sproščene pokončne stoje. Naloga preiskovancev je bila, da breme po spustu čim hitreje zaustavijo, ga zadržijo približno 1 sekundo in ga vrnejo v izhodiščni položaj.

Slika 7: Prikaz meritve posturalnih refleksnih prilagoditev.



Vir slike: osebni arhiv Lili Milankovič

APP smo merili s pomočjo samodejnega hitrega dviga rok. Vsi preiskovanci so v položaju sproščene pokončne stoji v rokah držali 0,5 kg težak pospeškometer. Naloga preiskovancev je bila, da približno 2 sekundi po zvočnem signalu izvedejo hiter dvig rok do višine oči. Ta položaj so zadržali približno 1 sekundo. Sledila je vrnitev rok v izhodiščni položaj. Zvočni signal se je pojavil naključno v časovnem intervalu med 6 in 12 sekundami.

Slika 8: Prikaz meritve anticipacijskih posturalnih prilagoditev.



Vir slike: osebni arhiv Lili Milankovič

Pri meritvah PRP in APP so preiskovanci izvedli 2 seriji s po 10 ponovitvami z vmesnim 1-minutnim odmorom. Za oceno mišične aktivnosti med meritvami PRP in APP smo uporabili površinsko EMG (Ag-AgCl (10 x 20 mm)). Elektrode smo postavili skladno s poenotenim standardom SENIAM na mišice OE, MF in sprednji del mišice deltoideus na desni strani ter na mišico ES obojestransko. Za spremljanje aktivnosti mišic ES smo elektrode namestili 2 cm lateralno od trnastega odrastka prvega

ledvenega vretenca (L1). Aktivnost mišice MF smo spremljali preko elektrod, nameščenih v višini trnastega odrastka petega ledvenega vretenca (L5) na imaginarni črti med zadnjim zgornjim trnom črevnice (lat: spina iliaca posterior superior) in trnastim odrastkom zadnjega prsnega vretenca (Th12). Elektrode smo namestili na mišico OE nad sprednji zgornji trn črevnice (lat: spina iliaca anterior superior) v višini popka, orientirano pod kotom 45° glede na vertikalno os, in sicer v smeri sramnične zrasti.

Statistična analiza

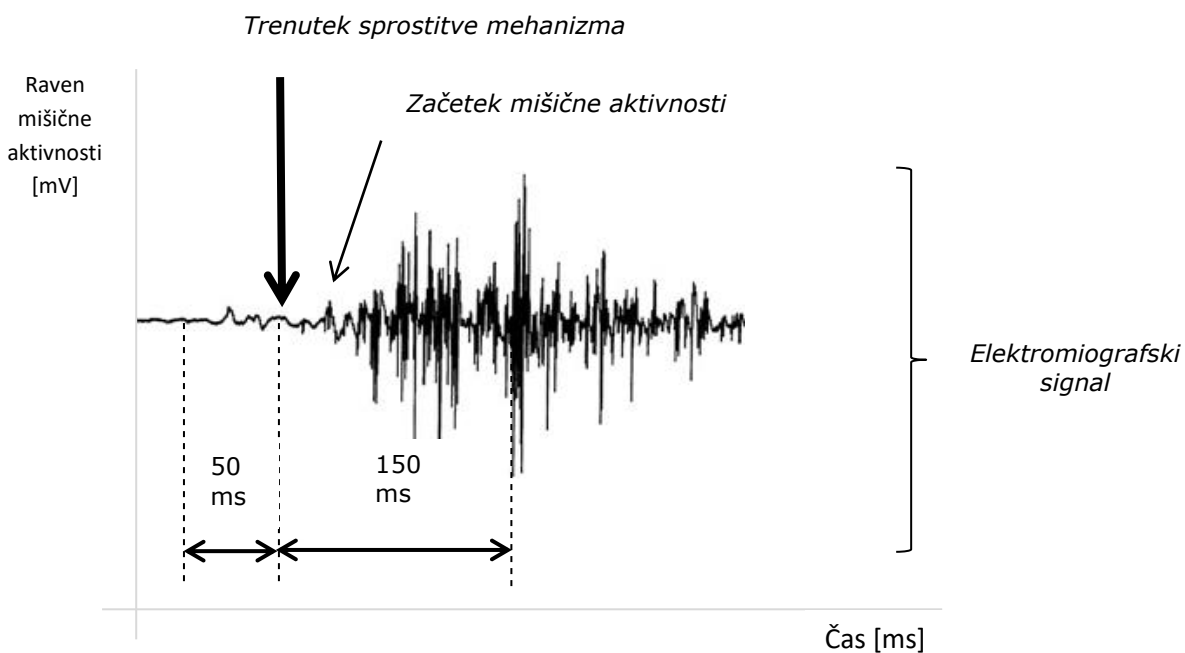
Statistično značilnost sprememb smo testirali s statističnim paketom SPSS (SPSS statistics 19, IBM, New York, ZDA). Za zajemanje in shranjevanje signalov smo uporabili program ARS-Trunk (S2P d.o.o., Ljubljana, Slovenija). Navor pri NHK je bil opredeljen kot povprečna vrednost znotraj enosekundnega intervala. Za analizo smo uporabili ponovitev, pri kateri je preiskovanec razvil največji povprečni navor.

Pri meritvah APP in PRP je začetek mišične aktivnosti predstavljal dvig amplitude signala EGM za dva standardna odklona glede na povprečno mišično aktivnost v predhodnem časovnem oknu 50 ms (Hendershot idr., 2011). Pri meritvah APP je latenca odzivov predstavljala čas od začetka aktivacije mišice deltoideus na desni roki, ki je pomenila začetek giba ramenskega sklepa, do začetka aktivacije spremljanih trupnih mišic. Latenca odzivov ima negativen predznak pri aktivaciji trupnih mišice pred aktivacijo mišice deltoideus in pozitiven predznak, kadar se trupne mišice aktivirajo po aktivaciji mišice deltoideus. Računalniški algoritem je iskal začetek aktivacije trupnih mišic v časovnem oknu od 100 ms pred začetkom aktivacije mišice deltoideus do 100 ms po njej (Robert & Latash, 2008). Pri meritvah PRP je latenca odzivov predstavljala čas od trenutka sprostitve mehanizma, ki je pomenil začetek nenadne zunanje motnje, do začetka aktivacije spremljanih trupnih mišic. Računalniški algoritem je iskal začetek aktivacije trupnih mišic v časovnem oknu od 0 ms do 150 ms po trenutku sprostitve mehanizma. Poleg latence odzivov smo pri meritvah APP in PRP vrednotili tudi povprečno hitrost prirastka in variabilnost prirastka EMG signala, in sicer po 50 ms po začetku aktivacije trupnih mišic. Hitrost prirastka EMG signala je bila izražena kot odstotni delež najvišje amplitude dogodka v času (sekunda).

S T-testom za neodvisne vzorce smo med tekmovalci in netreniranimi preiskovanci primerjali razlike povprečij pri vseh analiziranih spremenljivkah. Pri vseh smo

preverili normalnost porazdelitve s Shapiro-Wilkovim testom in homogenost varianc z Levenovim testom. Če začetne vrednosti niso bile normalno porazdeljene, smo le-te transformirali oziroma uporabili neparametričen test Mann-Whitney. Velikost vzorca smo določili s pomočjo predhodnih študij (Ahtiainen & Häkkinen, 2009). Statistične odločitve so bile potrjene ali ovržene pri stopnji tveganja 5 %. Za opredelitev velikosti učinka smo uporabili r^2 .

Slika 9: Prikaz določevanja začetka mišične aktivnosti pri meritvah posturalnih refleksnih prilagoditev.

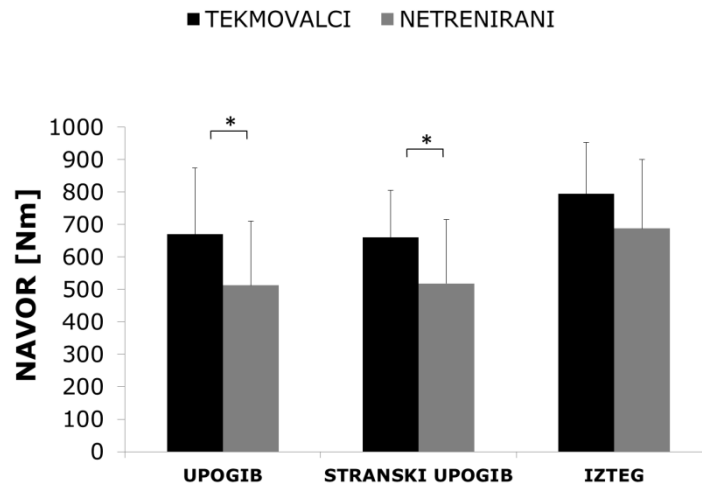


Začetek mišične aktivnosti je predstavljal dvig amplitude (izražene v milivoltih (mV)) elektromiografskega signala za 2 standardna odklona glede na povprečno višino amplitude v predhodnem 50-milisekundnem (ms) časovnem oknu. Računalniški algoritem je iskal začetek aktivacije trupnih mišic v časovnem oknu od 0 ms do 150 ms po trenutku sprostitve mehanizma.

4.2.3 Rezultati

V primerjavi z netreniranimi preiskovanci je bil navor pri tekmovalcih statistično značilno večji v smeri upogiba ($t_{(30)} = 2,216$, $p = 0,034$, $r^2 = 0,14$) in v smeri desnega stranskega upogiba trupa ($t_{(30)} = 2,324$, $p = 0,027$, $r^2 = 0,15$). V smeri iztega trupa med skupinama ni bilo statistično značilnih razlik ($t_{(30)} = 1,030$, $p = 0,311$).

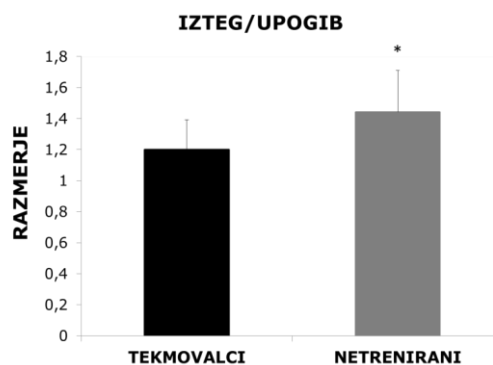
Slika 10: Prikaz primerjave navora pri meritvi največje hotene izometrične kontrakcije v bočni in čelni ravnini med skupino tekmovalcev v kajaku/kanuju na divjih vodah in skupino netreniranih mlajših odraslih.



Oznaki (*) potrjujeta statistično značilne razlike med skupinama ($p < 0,05$).

V primerjavi s tekmovalci je bilo razmerje med trupnimi iztegovalkami in upogibalkami pri skupini netreniranih preiskovancev statistično značilno večje ($t_{(30)} = -2,852$, $p = 0,008$, $r^2 = 0,25$).

Slika 11: Prikaz razmerja med trupnimi iztegovalkami in upogibalkami pri meritvi največje hotene izometrične kontrakcije med skupino tekmovalcev v kajaku/kanuju na divjih vodah in skupino netreniranih mlajših odraslih.

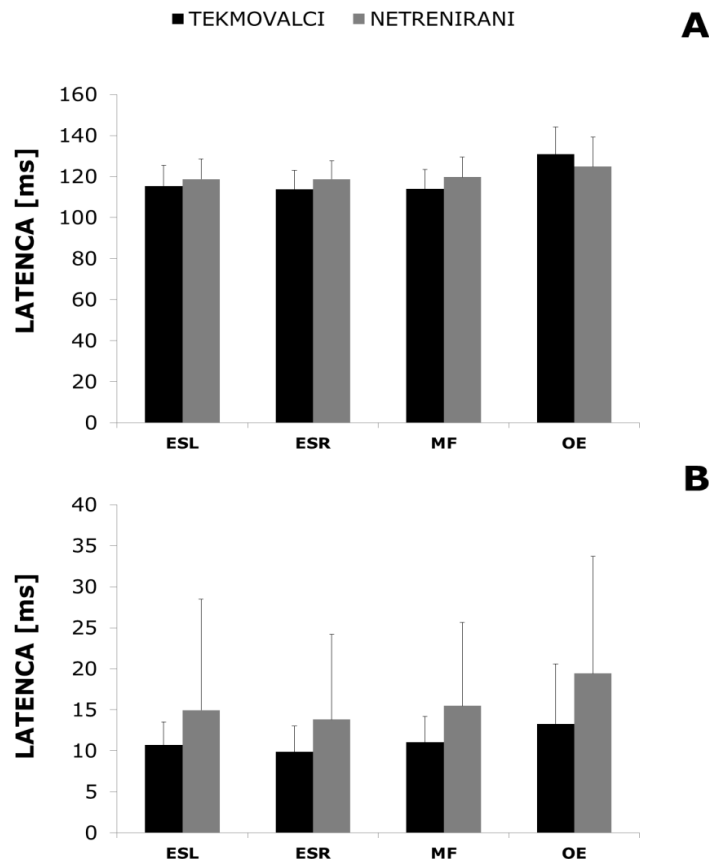


Oznaka (*) potrjuje statistično značilne razlike med skupinama ($p < 0,05$).

Povprečne latence (M) in standardni odkloni latenc odzivov (SD) se pri meritvah PRP med skupino tekmovalcev in netreniranih preiskovancev niso statistično

značilno razlikovali pri nobeni spremljani mišici (ESL (M) ($t_{(30)} = -0,949$, $p = 0,35$), (SD) ($U = 125$, $p = 0,91$); ESR (M) ($t_{(30)} = -1,502$, $p = 0,35$), (SD) ($U = 85$, $p = 0,11$); MF (M) ($t_{(30)} = -730$, $p = 0,94$), (SD) ($U = 84$, $p = 0,97$); OE (M) ($t_{(30)} = 0,497$, $p = 0,623$), (SD) ($U = 108$, $p = 0,45$)).

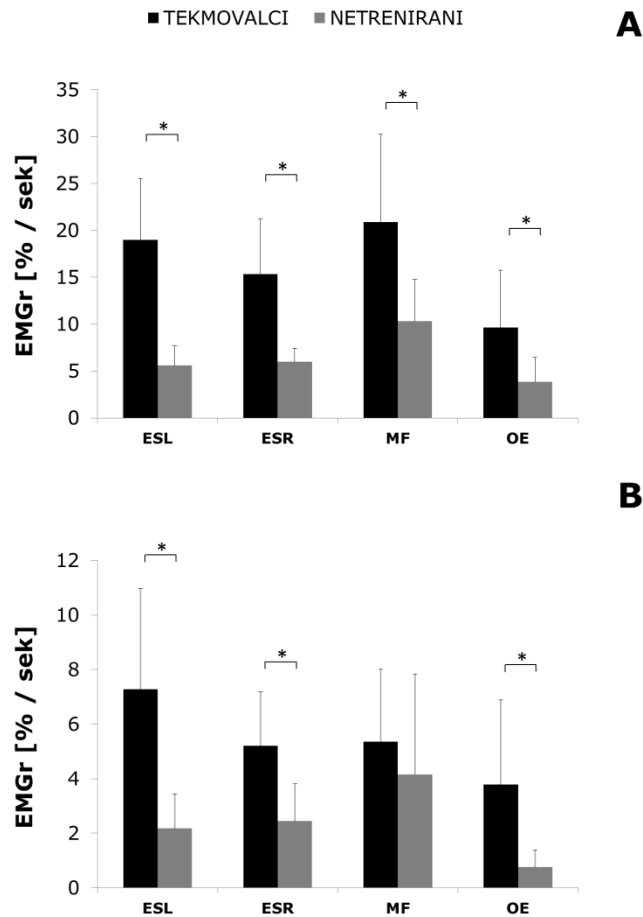
Slika 12: Prikaz primerjave povprečnih vrednosti (A) in standardnih odklonov (B) latenc odzivov pri meritvah posturalnih refleksnih prilagoditev med skupino tekmovalcev v kajaku/kanuju na divjih vodah in skupino netreniranih mlajših odraslih.



Pri nobeni spremenljivki (ESL – erector spinae levo; ESR – erector spinae desno; MF – multifidus; OE – obliquus externus) razlike niso bile statistično značilne ($p < 0,05$).

V nasprotju z latencami odzivov so se povprečni EMGr in standardni odkloni EMGr pri meritvah PRP med skupinama statistično značilno razlikovali. Skupina tekmovalcev je imela značilno višje vrednosti pri vseh spremljanih mišicah (ESL (M) ($t_{(30)} = 9,087$, $p < 0,001$, $r^2 = 0,72$), (SD) ($t_{(30)} = 6,468$, $p < 0,001$, $r^2 = 0,57$); ESR (M) ($U = 13$, $p < 0,001$), (SD) ($t_{(30)} = 4,583$, $p < 0,001$, $r^2 = 0,40$); OE (M) ($U = 25$, $p < 0,001$), (SD) ($U = 14$, $p < 0,001$)) razen pri standardnem odklonu mišice MF, katere vrednost se med skupinama ni značilno razlikovala ((M) ($t_{(30)} = 4,159$, $p < 0,001$, $r^2 = 0,36$), (SD) ($t_{(30)} = 1,449$, $p = 0,158$)).

Slika 13: Prikaz primerjave povprečnih vrednosti (A) in standardnih odklonov (B) hitrosti prirastka EMG signala (EMGr) pri meritvah posturalnih refleksnih prilagoditev med skupino tekmovalcev v kajaku/kanuju na divjih vodah in skupino netreniranih mlajših moških.

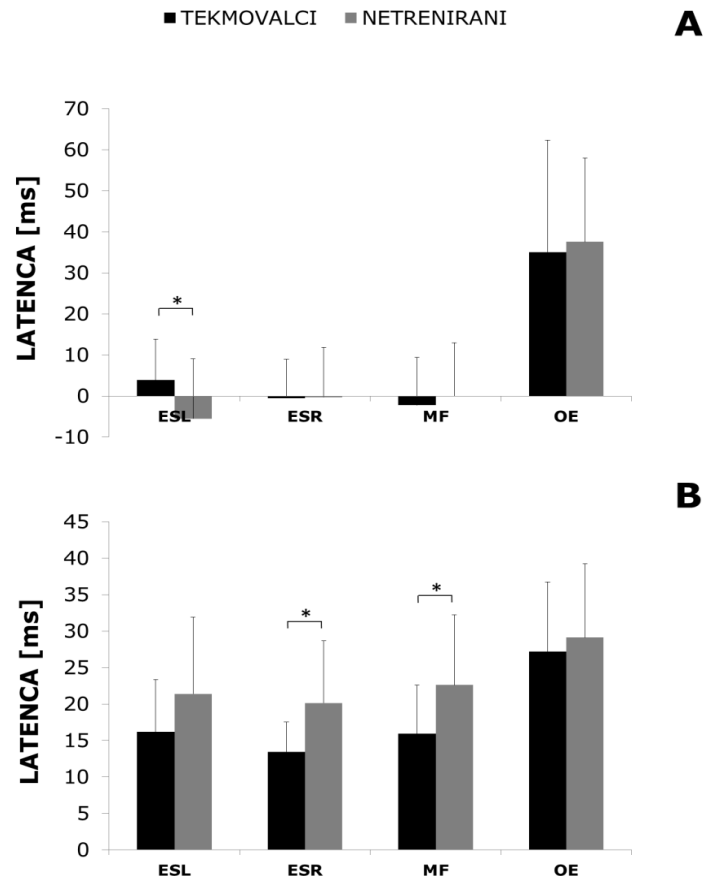


EMGr je izražen kot odstotni delež najvišje amplitude dogodka v času (sekunda). Oznake (*) potrjujejo statistično značilne razlike med skupinama ($p < 0,05$) pri spremljanih mišicah (ESL – erector spinae levo; ESR – erector spinae desno; MF – multifidus; OE – obliquus externus).

Pri meritvah APP se povprečne vrednosti latenc odzivov večine mišic med skupinama niso značilno razlikovale (ESR ($t_{(30)} = -0,070$, $p = 0,944$); MF ($t_{(30)} = -0,511$, $p = 0,613$); OE ($t_{(30)} = -0,291$, $p = 0,773$)). Izjema je bila mišica ESL ($t_{(30)} = 4,159$, $p = 0,042$, $r^2 = 0,36$), ki kaže mejno statistično značilno razliko.

Pri meritvah APP so se med skupinama standardni odkloni latenc značilno razlikovali pri mišicah ESR ($U = 64$, $p = 0,016$) in MF ($t_{(30)} = -2,196$, $p = 0,036$, $r^2 = 0,16$), medtem ko pri mišicah ESL ($U = 87$, $p = 0,122$) in OE ($t_{(30)} = -0,564$, $p = 0,577$) ni bilo značilnih razlik.

Slika 14: Prikaz primerjave povprečnih vrednosti (A) in standardnih odklonov (B) latenc odzivov pri meritvah anticipatornih prilagoditev med skupino tekmovalcev v kajaku/kanuju na divjih vodah in skupino netreniranih mlajših odraslih.

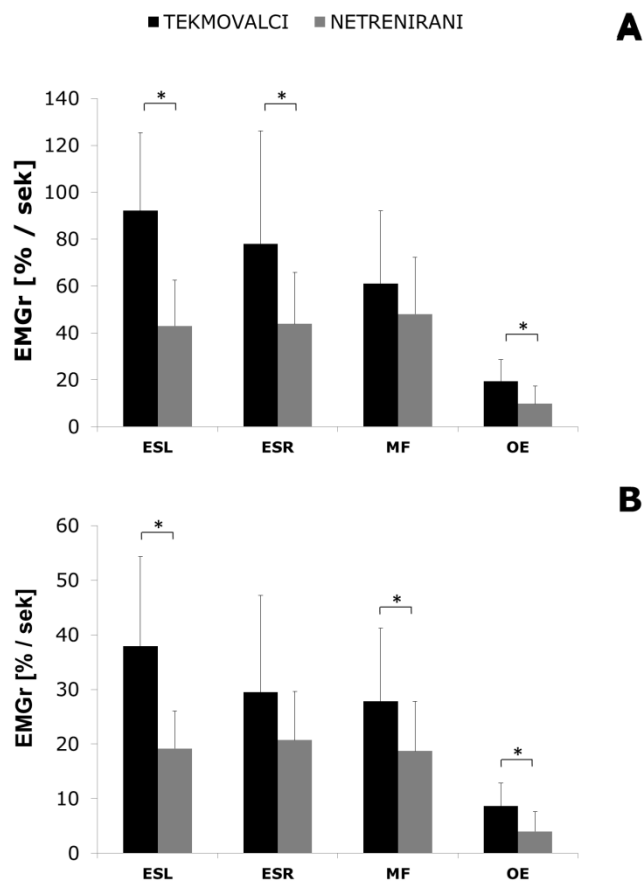


Oznaki (*) potrjujeta statistično značilne razlike med skupinama ($p < 0,05$) pri spremljanih mišicah (ESL – erector spinae levo; ESR – erector spinae desno; MF – multifidus; OE – obliquus externus).

Povprečni EMGr se je pri meritvah APP pri večini spremljanih mišic med skupinama statistično značilno razlikoval (ESL ($t_{(30)} = 5,090$, $p < 0,001$, $r^2 = 0,74$); ESR ($t_{(30)} = 2,258$, $p = 0,034$, $r^2 = 0,15$); OE ($U = 53$, $p < 0,005$)). Izjema je bila mišica MF, ki se med skupinama ni značilno razlikovala ($t_{(30)} = 1,323$, $p = 0,196$).

Standardni odkloni EMGr so se pri meritvah APP med skupinama statistično značilno razlikovali pri mišicah ESL ($t_{(30)} = 4,166$, $p < 0,001$, $r^2 = 0,51$), MF ($t_{(30)} = 2,256$, $p = 0,032$, $r^2 = 0,14$) in OE ($U = 53$, $p < 0,005$), medtem ko pri mišici ESR ($t_{(30)} = 1,771$, $p < 0,087$) ni bilo značilnih razlik.

Slika 15: Prikaz primerjave povprečnih vrednosti (A) in standardnih odklonov (B) hitrosti prirastka EMG signala (EMGr) pri meritvah anticipatornih posturalnih prilagoditev med skupino tekmovalcev v kajaku/kanuju na divjih vodah in skupino netreniranih mlajših odraslih.



EMGr je izražen kot odstotni delež najvišje amplitude dogodka v času (sekunda).
Oznake (*) potrjujejo statistično značilne razlike med skupinama ($p < 0,05$) pri spremljanih mišicah (ESL – erector spinae levo; ESR – erector spinae desno; MF – multifidus; OE – obliquus externus).

4.2.4 Razprava

V raziskavi smo ugotovili, da so tekmovalci dosegli višji navor pri NHK v smeri upogiba in stranskega upogiba trupa. Povprečne latence odzivov se med skupinama pri meritvah APP in PRP niso značilno razlikovale, izjema je bila le mišica ESL pri meritvah APP. V nasprotju s temi ugotovitvami so bile povprečne hitrosti prirastka EMG signala tekmovalcev značilno višje pri vseh spremljanih mišicah, izjema je bila le mišica MF pri meritvah APP.

Rezultati meritev NHK so pokazali, da so tekmovalci v smeri upogiba trupa dosegli 23,5% višji navor od netreniranih preiskovancev. Podobno je bilo v smeri desnega stranskega upogiba, pri katerem so bile pri tekmovalcih vrednosti višje za 21,6%. V smeri iztega trupa so bile razlike v navoru med skupinama statistično neznačilne, zato Š2H1 sprejmemo le delno. Znano je, da je uspeh kajakašev/kanuistov v določeni meri odvisen od fizične priprave, katere sestavni del predstavlja vadba za razvoj moči in stabilnosti trupa. Študije kažejo, da vrhunski športniki dosegajo značilno višji navor pri NHK trupa v primerjavi z netreniranimi odraslimi podobne starosti (Andersson, Swärd & Thorstensson, 1988; Miltner, Siebert & Tschaepe, 2010). Vzroki za omenjene razlike so morfološke in živčne prilagoditve, ki so posledica redne izpostavljenosti vadbi za razvoj moči. Ugotovljeno je, da se že po 8- do 12-tedenski vadbi značilno poveča anatomski prečni presek mišice, ki vpliva na večje število sklenjenih prečnih mostičev in s tem na večjo produkcijo sile (Enoka, 2002). Zaradi značilnosti tekmovalne discipline – slalom na divjih vodah, ki traja približno 80 sekund – je anaerobna glikoliza glavni energijski sistem, ki zagotavlja obnovo energije. Zanj je značilna večja aktivnost hitrih mišičnih vlaken, ki hipertrofirajo hitreje kot vlakna tipa I. Pri skupini tekmovalcev predpostavljamo, da se trening moči pretežno izvaja pri intenzivnosti nad 65% 1RM, kar povzroča mišično ishemijo in povečanje metabolitov v mišici. Mišična ishemija povzroča hitrejšo utrujenost počasnih vlaken in večjo aktivnost hitrih vlaken, medtem ko povečano število metabolitov vpliva na izrazitejše anabolne procese (Loenneke & Pujol, 2009). Športniki, ki so sodelovali v raziskavi, v poprečju opravijo 11 vadbenih enot tedensko, pri čemer vadbena enota v poprečju traja 90 minut. Dokazano je, da volumen vadbe vpliva na raven glavnega anabolnega hormona testosterona. Schwab, Johnson, Housh, Kinder in Weir (1993) so ugotovili, da se raven testosterona značilno poveča šele po četrti seriji izvajanja polčepa, zato so anabolni procesi bolj izraženi pri vadbi, ki jo izvedemo v več serijah. Na povečan presek

mišice po vadbi moči vplivajo tudi izbor vaj, dolžina odmora med serijami vaj in hitrost izvedbe določene vaje.

Po našem mnenju je hipertrofija sekundarni vzrok za razlike v navoru med tekmovalci in netreniranimi preiskovanci. Bolj verjetno je, da je učinkovitejše delovanje živčnega sistema najpomembnejši dejavnik, ki vpliva na višji navor pri tekmovalcih. Znano je, da se v prvih treh do štirih tednih po začetku vadbe moči z jakostjo povečuje tudi amplituda signala EMG, kar pomeni boljši živčni dotok AP do mišice. Training eksplozivnosti, ki predstavlja pri tekmovalcih v kajaku/kanuju na divjih vodah del vadbe za moč, je sestavljen iz hitrih, pretežno večsklepnih gibov, ki stimulirajo aktivnost živčnega sistema. Po našem mnenju sta povečana frekvenca proženja AP in povečano število aktivnih motoričnih enot glavna mehanizma, ki vplivata na razlike v navoru med skupinama. Zanimivo je, da je bila razlika v navoru v smeri iztega trupa med skupinama neznačilna. Le-ta je bil pri tekmovalcih 13,6% višji kot pri netreniranih. Eden od vzrokov za neznačilno razliko je lahko BSH, ki je bila v preteklosti prisotna pri polovici športnikov. Študije namreč kažejo, da imajo ljudje s kronično BSH zaradi različnih vzrokov v primerjavi z zdravo populacijo spremenjeno živčno-mišično upravljanje (Hodges & Richardson, 1999). Spremembe v živčno-mišičnem delovanju lahko ostanejo tudi, ko bolečina izzveni, in so lahko vzrok za nižji navor med iztegom trupa. Drugi vzrok za neznačilno razliko v navoru med iztegom trupa je lahko strah pred ponovno poškodbo zaradi visokih kompresijskih obremenitev hrbtenice med testom. Razmerje med trupnimi iztegovalkami in upogibalkami je bilo pri skupini netreniranih preiskovancev značilno večje. Pri tekmovalcih je bilo omenjeno razmerje 1,2, kar je v skladu s priporočenimi vrednostmi v strokovni literaturi (Lee, idr. 1999). Nižje razmerje pri tekmovalcih je lahko posledica BSH, ki je bila prisotna pri polovici športnikov.

Povprečne latence in variabilnost latenc odzivov se med skupinama pri testu PRP niso značilno razlikovale, kar je v nasprotju z našimi pričakovanji. Predpostavili smo, da dolgotrajna izpostavljenost upognjenemu položaju ledvenega dela hrbtenice, ki je značilna za veslanje, podaljša viskoelastične strukture hrbtnih mišic. Mišicam ESL, ESR in MF se zaradi znižane občutljivosti proprioceptorjev lahko zniža senzorni dotok (Sanchez-Zuriaga idr., 2010), ki vpliva na zakasnelo mišično refleksno reakcijo. Zato pride po nenadni motnji do senzorne zaznave šele pri večji spremembi položaja hrbtenice. Ugotovljeno je bilo, da izpostavljenost upognjenemu položaju trupa zmanjša togost pasivnih struktur tudi pri nenadni motnji, aplicirani v položaju pokončne stoje (Hendershot idr., 2011). Začetek mišične aktivnosti je tako lahko odvisen od ravni pasivne togosti, saj obremenjevanje ligamentov povzroči

refleksno mišično aktivnost (Solomonow idr., 1987). Pri večji laksnosti ligamenta se refleksni mišični odziv pojavi kasneje, kot če je ligament bolj napet. Ker je za povrnitev izhodiščne togosti pasivnih struktur včasih potrebno tudi 48 ur, lahko vadba veslanja vpliva na zakasnjene latence odzivov pri meritvah PRP do dva dni po njenem koncu. Mišica OE se je pri testu PRP pri tekmovalcih v povprečju aktivirala 6 ms prej. Med upognjenim ledvenim delom hrbtenice, ki je značilen za položaj seda v čolnu, je mišica OE v skrajšanem položaju. Kadar je mišica skrajšana, je za njeno podaljšanje in vzdraženje mišičnih vreten potrebna višja intenzivnost motnje, zaradi česar sklepamo, da naj bi že sama narava veslanja (številne nenadne motnje) in položaj trupa med veslanjem z motnjo v čelni ravnini povzročila zgodnejši odziv mišice OE. Zaradi oblike čolna predpostavljamo, da so kajakaši/kanuisti bolj stabilni v antero-posteriorni kot medio-lateralni smeri. Glede na obstoječo strokovno literaturo ima obravnavana vadba pozitiven vpliv na latence PRP le pri populaciji ljudi z BSH (Magnusson idr., 1996). Naše ugotovitve so torej v skladu z literaturo, saj do sedaj še ni bila opravljena raziskava, ki bi potrdila, da je tovrstna vadba vplivala na skrajšanje latenc PRP pri zdravih odraslih.

Ugotovili smo, da je bil EMGr pri skupini kajakašev/kanuistov značilno višji kot pri netreniranih mlajših odraslih, kar je skladno z obstoječo literaturo, saj vadba za povečanje eksplozivnosti in visoko intenzivna krepilna vadba povečujeta vzdražnost motonevronov in posledično EMGr v zgodnji fazi (< 100 ms po začetku kontrakcije). Dokazano je, da tovrstna vadba vpliva na kortikalne in subkortikalne povezave, ki imajo velik vpliv na amplitudo dolgotratnega odziva refleksa na razteg (Wolf, Segal, Heter & Catlin, 1995). EMGr hrbtnih mišic je bil pri skupini tekmovalcev višji med 13,3 %/s in 9,3 %/s. Poleg mišice MF, ki ji v literaturi pripisujejo velik pomen pri zagotavljanju stabilnosti trupa, sta za fiksacijo vreten zaradi ugodne anatomske lege pomembni tudi mišici ESL in ESR. Mišica OE je edina izmed vseh analiziranih mišic, ki nima neposrednega pripoja na vretenca. Kljub temu da mišica OE sodeluje pri povečevanju pritiska v trebušni votlini, sklepamo, da je majhna razlika v EMGr med skupinama (5,8 %/s) posledica pretežno gibalne in manj stabilnostne vloge mišice OE. Sklepamo, da je poleg vadbenih vplivov na CŽS večji EMGr pri kajakaših/kanuistih posledica kompenzacijskega mehanizma aktivnega sistema, ki zaradi podaljšanih mehkih tkiv hrbtenice predstavlja odgovor na zmanjšajo togost pasivnega sistema.

Kljub dejstvu, da tako latence kot EMGr pri APP pomembno vplivata na stabilnost hrbtenice, je raziskav s področja vpliva vadbe na omenjena parametra zelo malo. Tudi o vplivu dolgotrajne izpostavljenosti upognjenemu položaju hrbtenice na APP

je malo znanega. Santos, Kanekar in Aruin (2010) so dokazali zgodnejšo mišično aktivnost nekaterih trupnih mišic po kratkotrajni vadbi, vplivi dolgotrajne vadbe na APP pa niso znani. Rezultati testa APP kažejo, da se skupini preiskovancev pri vseh mišicah, izjema je le mišica ESL, ne razlikujeta v latencah odzivov. Zanimiva je ugotovitev, da se mišica ESL pri skupini netreniranih preiskovancev aktivira značilno hitreje. Vzrok za neznačilne razlike med skupinama pripisujemo mehanskim spremembam viskoelastičnih struktur hrbtenice kajakašev/kanuistov. Drugi vzrok je lahko visok odstotek posameznikov – športnikov, ki so bili v preteklosti deležni BSH. V raziskavi smo pri skupini tekmovalcev opazili manjšo variabilnost latenc odzivov pri mišicah ESR in MF, kar je po nekaterih izsledkih v strokovni literaturi značilno za ljudi z BSH (Jacobs, idr. 2009). Skupina tekmovalcev je pri meritvah APP imela značilno višje EMGr pri vseh mišicah razen pri mišici MF. Aktivacija mišice MF je lahko spremenjena na strani poškodbe pri športnikih z zgodovino BSH. Za ljudi z BSH namreč na splošno velja, da so pri njih amplitude odzivov pri testih APP manjše kot pri zdravi populaciji (Moseley, Nicholas & Hodges, 2004), zato sklepamo, da je višji EMGr pri kajakaših/kanuistih posledica vadbenih prilagoditev in ne BSH. Tekmovalci v kajaku/kanuju na divjih vodah so izpostavljeni velikim silam, ki delujejo na trup, zato je hiter prirastek aktivnost mišic trupa nujen za ohranjanje njegove stabilnosti.

Glavne omejitve opravljene raziskave so majhen vzorec, pravilnost izvedbe nalog in zgodovina BSH pri skupini tekmovalcev. Če bi v študiji sodelovalo več preiskovancev, bi lahko analizirali tudi razlike med spoloma. Ker nismo pripravili predhodnega srečanja, na katerem bi se preiskovanci naučili pravilne izvedbe nalog, so na veljavnost meritev lahko vplivali napačno izvedeni gibi.

4.3 Študija 3 - Vpliv kratkotrajne vadbe ledvenega predela hrbtenice na največjo jakost in stabilnostne funkcije trupa

4.3.1 Teoretično ozadje in namen

V preteklosti se je BSH pojavljala predvsem pri starejših odraslih osebah, danes pa je njena pogostost med 20-im in 30-im letom starosti primerljiva s tisto po 40-em letu (Altinel idr., 2008). Njena pogostost je v izrazitem porastu tudi med otroki in mladostniki (Szpalski, Gunzburg, Balagué, Nordin & Mélot, 2002; Kovacs, Gestoso, Real, López, Mufraggi & Méndez, 2003; Sato idr., 2008; Calvo-Muñoz, Gómez-Conesa & Sánchez-Meca, 2013). Glede na obstoječo strokovno literaturo je mogoče sklepati, da redna vadba pozitivno vpliva na zdravje hrbtenice. Gibanje v vsakdanjem življenju in specifična športna gibanja zahtevajo določeno mero dinamičnega ravnotežja. Za učinkovito izolacijo trupnih mišic med vadbo ravnotežja je smiselno fiksirati sosednje sklepe in zagotoviti, da je nadzor položaja trupa odvisen predvsem od koordiniranega gibanja sklepov hrbtenice. Predvsem za namen rehabilitacije ljudi z BSH so se v preteklosti razvila številna nestabilna sredstva, katerih osnovni namen je povečati aktivnost in izboljšati koordinacijo trupnih mišic. Najbolj prepoznavna tovrstna sredstva so terapevtska žoga, BOSU in ravnotežne deske različnih oblik. Eden izmed manj poznanih načinov za izdatno aktivacijo trupnih mišic je monokolesarjenje, ki je v osnovnih šolah na Japonskem prisotno že od leta 1989. Majhna podporna ploskev in visoka lega sedala od kolesarja zahtevata veliko mero ravnotežja. Kolesar zaradi položaja seda in stalnega stika s pedali fiksira sklepe nog, zato je ohranjanje pokončnega položaja trupa odvisno predvsem od usklajenega gibanja trupnih mišic in kompenzatornih gibov rok.

Izsledki študij, v katerih so preučevali vpliv vadbe za trup na silo/navor pri NHK trupa in na parametre stabilnosti trupa, si v literaturi nasprotujejo. Sukalinggam C., Sukalinggam G., Kasim in Yusof (2012) so po 6-tedenski krepilni vadbi pri mlajših netreniranih odraslih ugotovili 26% – 30% povečanje navora pri NHK trupnih upogibalk in iztegovalk. Do podobnih spoznanj so po 10-tedenski vadbeni intervenciji prišli tudi Cuž idr. (2012), ki so poleg povečanega navora ugotovili tudi izboljšano sposobnost pasivne repozicije upogiba kolena. Pri podobni vadbeni intervenciji kot Sukalinggam idr. (2012) so Stanforth D., Stanforth P., Hahn in

Phillips (1998) po 10-tedenski krepilni vadbi pri netreniranih odraslih srednjih let ugotovili 7-stopinjsko izboljšanje pri testu sonožnega spusta nog iz leže hrbtno. Sato in Mokha (2009) sta po 6-tedenski krepilni vadbi za trup in kolk pri tekačih srednjih let ugotovila neznačilno izboljšanje izvedbe večsmerne testa ravnotežja. Granacher, Lacroix, Muehlbauer, Roettger in Gollhofer (2013) so po krepilni vadbi na vzorcu starejših oseb dokazali 21% – 53% povečanje navora pri NHK trupa v vseh ravninah. Številne študije potrjujejo tudi povezavo med krepilno vadbo za trup in povečano statično vzdržljivostjo trupnih mišic pri univerzitetnih veslačih (Tse, McManus & Masters, 2005), gimnastičarkah (Durall, Udermann, Johansen, Gibson, Reineke & Reuteman, 2009), igralcih bejzbola (Lust, Sandrey, Bulger & Wilder, 2009) in plavalcih (Weston, Hibbs, Thompson & Spears, 2015). Kljub skromni literaturi o vplivu krepilne vadbe za trup na silo/navor pri NHK trupa pri športnikih je moč sklepati na pozitivne učinke tovrstnega treninga (Kim, 2010; Lephart, Smoliga, Myers, Sell & Tsai, 2007). Do zanimive ugotovitve so prišli Tayashiki, Maeo, Usui, Miyamoto in Kanehisa (2016), ki so pokazali, da že 8-tedenski trening napenjanja trebušne stene poveča navor pri NHK v smeri iztega trupa za 14,4%. Čeprav v strokovni literaturi ni mogoče najti raziskav o vplivu lokalizirane vadbe ravnotežja za trup na silo/navor pri NHK trupa, je mogoče sklepati na pozitivne učinke tovrstne vadbe (Behm & Colado, 2012; Kean, Behm & Young, 2006).

V številnih raziskavah o vplivu vadbe za trup na absolutno vrednost sile/navora in ravnotežje, ki so jih opravili pri adolescentih in mlajših odraslih, niso ugotovili značilnih razlik. Granacher idr. (2014) ugotavljajo, da po 6-tedenski krepilni vadbi ni razlik v uspešnosti izvedbe večsmerne testa ravnotežja (Y-test) pri 14-letnih netreniranih otrocih. Prieske idr. (2015) so na vzorcu vrhunsko treniranih nogometašev ugotovili, da po 9-tedenski krepilni vadbi ni razlik v navoru pri NHK trupnih iztegovalk. Značilnih razlik v uspešnosti izvedbe večsmerne testa ravnotežja ni bilo niti po pliometrični vadbi nog pri nogometaših (Granacher, Prieske, Majewski, Büsch & Muehlbauer, 2015). Pliometrična vadba prav tako ni vplivala na navor pri NHK trupnih iztegovalk športno aktivnih študentov (Kibele, Classen, Muehlbauer, Granacher & Behm, 2014).

Poleg sile/navora pri NHK in ravnotežja se z vadbo izboljšujejo tudi APP in PRP. Gibalni nalogi lovljenja (pričakovana zunanja motnja) in podajanja (pričakovana notranja motnja) žoge izboljšujeta APP (Santos idr., 2010). Po eni vadbeni enoti metov medicinke so imeli preiskovanci zgodnejše odzive trupnih mišic pri bilateralnem hitrem upogibu rame. Po približno 120 metih medicinke so bili predprogramirani odzivi zgodnejši tudi pri gibalnih nalogah, ki niso bile del vadbene

intervencije (Aruin, Kanekar, Lee & Ganesan, 2015). Latence APP se izboljšajo že po eni vadbeni enoti, bodisi po izolirani vadbi mišice TrA (Tsao & Hodges, 2007) bodisi po seriji pričakovanih zunanjih motenj (Kanekar & Aruin, 2014b; Aruin, Kanekar, Lee & Ganesan, 2015). Napredek v latenci APP se ohranja še nekaj mesecev po koncu izolirane vadbe mišice TrA (Tsao & Hodges, 2008; Saito, Yamanaka, Kasahara & Fukushima, 2014). Kakovost APP je močno povezana z uspešnostjo gibalnih nalog, ki zahtevajo pravočasnost in natančnost (Saito idr., 2014). Na latenco pri testu APP vpliva tudi izbor vadbenih vsebin. Vadba ravnotežja (Hwang, Bae, Do Kim & Kim, 2013) in vadba s suspenzijskimi trakovi (Vasseljen, Unsgaard-Tøndel, Westad & Mork, 2012) v primerjavi s tradicionalno krepilno vadbo dodatno izboljšata APP. Pri utrujenih mišicah so APP zgodnejše, saj je čas mišične relaksacije utrujenih mišic daljši. Zaradi tega je za doseg dovolj visoke stabilnosti nujna zgodnejša kontrakcija trupnih mišic (Strang & Berg, 2007).

Vadba pričakovanih in nepričakovanih obremenitev trupa in vadba koordinacije vplivata pri športnikih na skrajšan čas ustavljanja trupa po zunanji motnji (Pedersen, Essendrop, Skotte, Jorgensen & Fallentin, 2007; Pedersen, Randers, Skotte & Krstrup, 2009) in učinkovitejše PRP pri ljudeh z BSH (Magnusson idr., 1996; Tsao idr., 2007). V nasprotju s tem vadba za povečanje stabilnosti trupa ne vpliva na hitrost PRP pri ljudeh s subakutno BSH (Navalgund idr., 2013). Pri ljudeh s kronično BSH so ugotovili zakasnjene PRP še dan ali dva dneva po koncu vzdržljivostne vadbe (Miller, Bazrgari, Nussbaum & Madigan, 2013). Kljub majhnemu številu raziskav, v katerih raziskovalci primerjajo PRP med športniki in netreniranimi preiskovanci, so Borghuis, Lemmink in Hof (2011) ugotovili, da imajo nogometaši hitrejše PRP od netreniranih.

Predmet tretje študije je bil analizirati učinke kratkoročne lokalizirane vadbe za trup na navor pri NHK trupa in na latence APP in PRP trupa. Problem je, da v literaturi ni moč zaslediti študije, ki bi potrdila pozitiven vpliv tovrstne vadbe pri zdravih ljudeh. Namen raziskave je bil kvantitativno ovrednotiti učinek monokolesarjenja na navor pri NHK trupa v bočni in čelni ravnini in na latence nekaterih trupnih mišic med meritvami APP in PRP.

4.3.2 Metode

Preiskovanci

V študiji je sodelovalo 20 zdravih 12-letnih otrok. Preiskovanci so bili naključno razdeljeni v eksperimentalno (E (n = 10)) in kontrolno skupino (K (n = 10)). Njihovi izbrani demografski podatki so prikazani v Tabeli 3. Preiskovanci z akutno ali kronično BSH ali sistemskim nevrološkim obolenjem so bili iz študije izločeni. Trije vadeči so zaradi zdravstvenih težav izostali po eno vadbena enoto. Skrbniki preiskovancev so pred začetkom raziskave pisno soglašali s sodelovanjem v raziskavi, ki jo je odobrila Komisija za medicinsko etiko Republike Slovenije (v prilogi).

Tabela 3: Osnovni demografski podatki preiskovancev.

N	Vsi	Moški	Ženske
	20	10	10
Starost (leta)	12,1 ± 0,2	12,1 ± 0,3	12,0 ± 0
Višina (metri)	1,57 ± 5,5	1,57 ± 4,9	1,57 ± 6,4
Teža (kilogrami)	52,8 ± 10,6	53,2 ± 12,2	52,3 ± 9,5

N – število preiskovancev.

Raziskovalni načrt

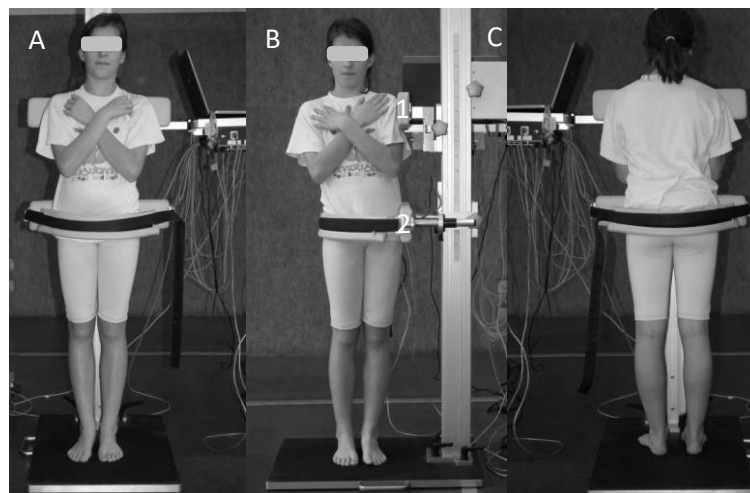
Meritve so bile izvedene v telovadnici OŠ Vitanje. Preiskovanci in njihovi skrbniki so bili seznanjeni z njihovim potekom, hkrati so skrbniki izpolnili vprašalnik o socio-demografskih podatkih otrok. Pred meritvami so preiskovanci opravili kratko standardizirano ogrevanje (visoko korakanje na mestu – z vsako nogo 10-krat, 10 enonožnih predklonov z vsako nogo, 10 sklec in 10 globokih počepov). Sledil je sklop meritev, ki je trajal približno 45 minut na preiskovanca in je potekal v naslednjem vrstnem redu: meritve APP, PRP in NHK. Preiskovance E in K skupine smo pri začetnih in končnih meritvah analizirali v dveh ločenih terminih. Končne meritve smo opravili na isti lokaciji tri dni po zaključku vadbene intervencije.

Lokacije vseh merilnih naprav (npr. elektrode, položaj opore s senzorjem) so bile pri končnih meritvah na istem mestu kot pri začetnih.

Merilne metode

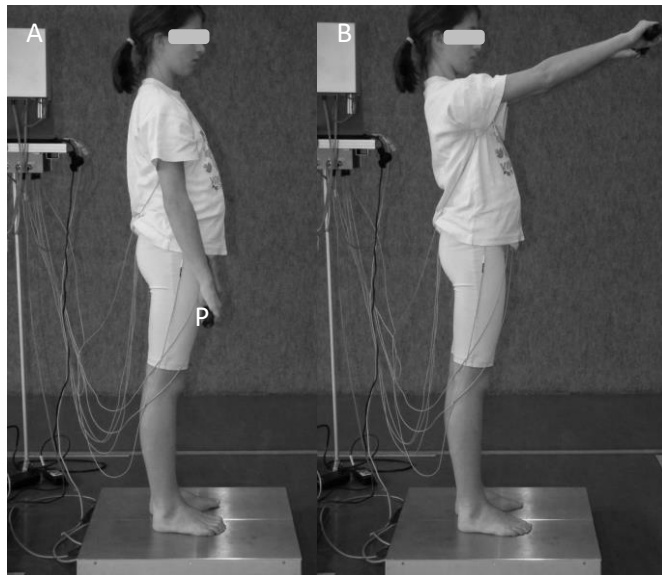
Merilne metode so bile enake kot pri študiji 2, izjema je bila le masa bremena pri testu PRP, ki je znašala 30N.

Slika 16: Prikaz večfunkcijskega merilnega sistema in meritve navora med največjo hoteno izometrično kontrakcijo.



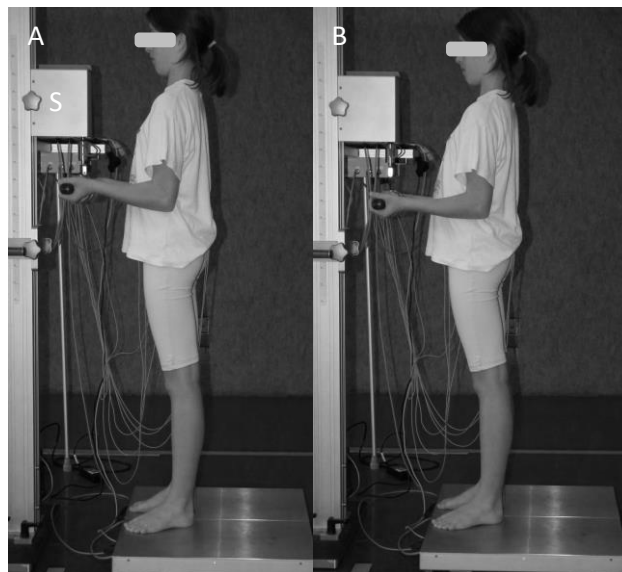
Merilni sistem ima prilagodljivo zgornjo oporo (1), v katero je vgrajen senzor sile, in spodnjo oporo (2), na kateri je pas, ki je namenjen fiksaciji medenice. Na sliki je prikaz meritve največje hotene izometrične kontrakcije v smeri iztega (A), stranskega upogiba (B) in upogiba trupa (C).

Slika 17: Prikaz meritve anticipacijskih posturalnih prilagoditev.



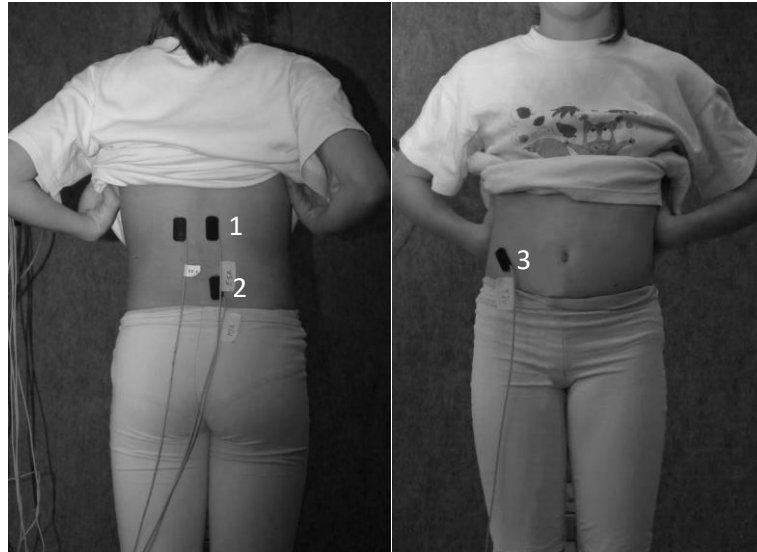
Prikaz začetnega položaja (A) meritev anticipacijskih posturalnih prilagoditev, kjer preiskovanec v sproščeni pokončni stoji drži v rokah 0,5 kg težak pospeškometer (P). Po zvočnem signalu sledi hiter dvig rok do višine oči (B).

Slika 18: Prikaz meritve posturalnih refleksnih prilagoditev.



Prikaz začetnega položaja meritev posturalnih refleksnih prilagoditev, kjer se preiskovanec v položaju sproščene pokončne stoji nežno dotika ročaja, na katerem je breme (A). Avtomatski sistem (S) breme naključno sprosti v roke preiskovanca, ki ga po spustu čim hitreje zaustavi (B).

Slika 19: Prikaz lokacije elektrod površinske elektromiografije.



Elektrode so postavljene skladno s protokolom SENIAM (surface electromyography for a non-invasive assessment of muscle) na mišici erector spinae (longissimus) bilateralno (1) in mišicah multifidus (2) ter obliquus externus (3) na desni strani.

Vadbena intervencija

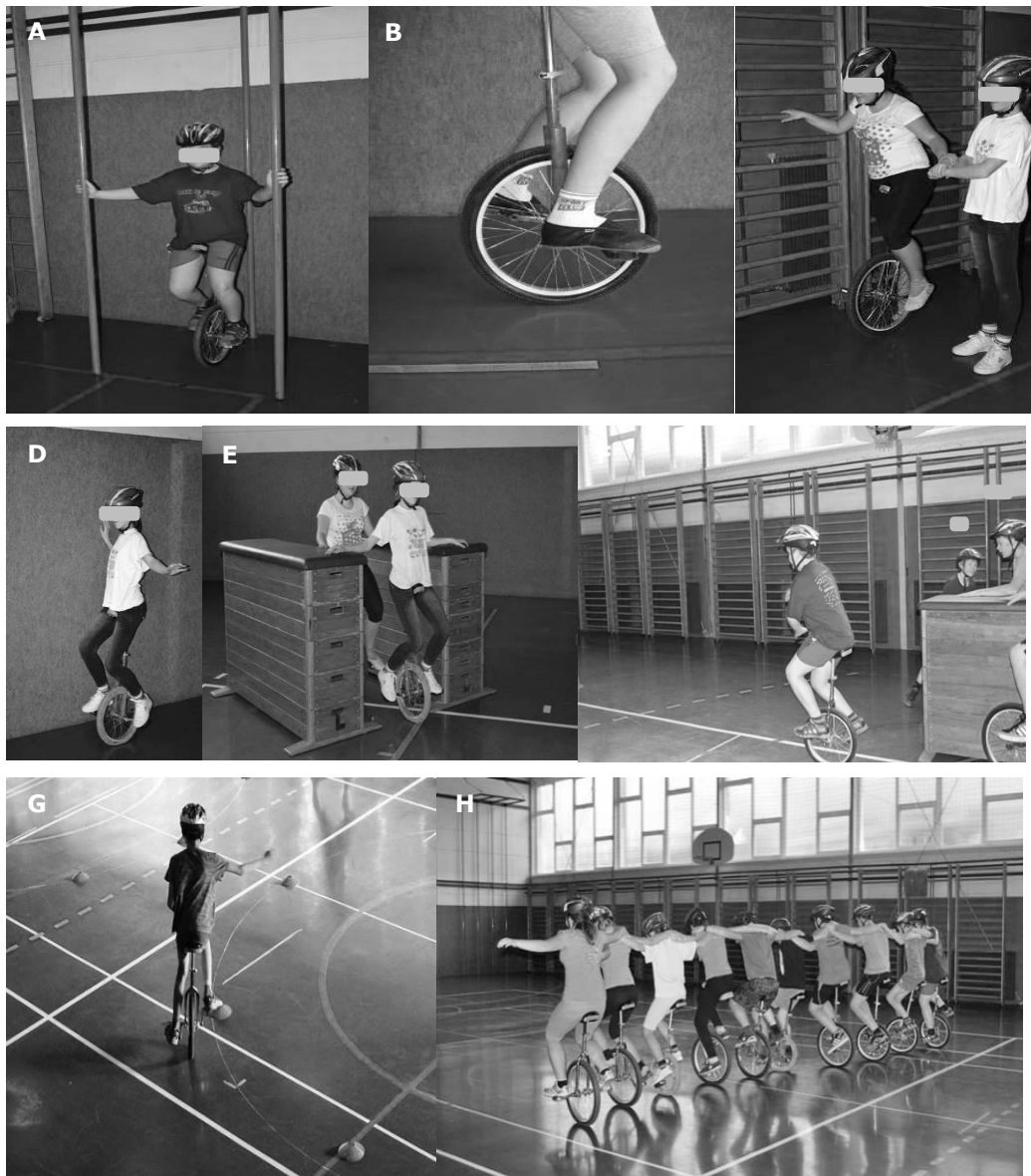
Preiskovanci E skupine so bili vključeni v tečaj monokolesarjenja (MK), ki je trajal 12 vadbenih enot (VE) po 45 minut. Tečaj, ki ga je vodil izkušen športni pedagog, je potekal 2-krat tedensko. Vsaka VE je bila sestavljena iz uvodnega 6-minutnega ogrevanja s pomočjo gimnastičnih vaj in elementarnih iger. Sledila sta 35-minutni glavni del in 4-minutno sklepno ohlajanje, v katerem so preiskovanci pospravili rekvizite in opravili sklop razteznih vaj.

Glavni del VE je vseboval naslednje vsebine:

1. ura: Opis nastavitve monokolesa, učenje pravilnega začetnega položaja gonilk in tehnike starta v olajševalnih okoliščinah.
2. ura: Učenje vzpenjanja na monokolo s pomočjo asistenta in letvenika, učenje vožnje naprej z varovanjem dveh asistentov in učenje vožnje naprej med dvema švedskima skrinjama.
3. ura: Učenje vzpenjanja na monokolo s pomočjo stene in učenje vožnje naprej z oporo ob steni.
4. ura: Zgodovina monokolesarjenja, opis vzdrževanja monokolesa, učenje vožnje naprej z varovanjem enega asistenta in vožnje brez pomoči.
5. ura: Tekmovanje v vožnji naprej brez opore in pomoči.
6. in 7. ura: Preverjanje znanja pri vožnji naprej brez pomoči; odpravljanje napak.

8. ura: Učenje zavojev v levo in desno stran.
9. ura: Učenje prostega starta in vožnje naprej v krogih s premerom 9 in 4,5 metra.
10. ura: Skupinske vožnje naprej.
11. ura: Slalomska vožnja naprej okoli stožcev.
12. ura: Ocenjevanje vožnje po standardiziranem protokolu.

Slika 20: Prikaz nekaterih vsebin iz tečaja monokolesarjenja.



Metodika monokolesarjenja je zajemala učenje osnovnega položaja (A), pravilnega položaja gonilk (B), vzpenjanja na monokolo preko letvenika in asistenta (C), vzpenjanje na monokolo s pomočjo stene (D), vožnjo naprej ob stranski opori in asistentu (E), vožnjo naprej brez zunanje pomoči (F), zavijanje in vožnjo v krogu (G) ter skupinske vožnje (H).

Statistična analiza

Statistično značilnost sprememb smo testirali s statističnim paketom SPSS (SPSS statistics 19, IBM, New York, ZDA). Za zajemanje in shranjevanje signalov smo uporabili program ARS-Trunk (S2P d.o.o., Ljubljana, Slovenija). Navor pri NHK trupa je bil opredeljen kot povprečna vrednost znotraj enosekundnega intervala. Za analizo smo uporabili ponovitev, pri kateri je preiskovanec razvil največjo povprečno silo. Pri meritvah APP in PRP je začetek mišične aktivnosti predstavljal dvig amplitude signala EMG za dva standardna odklona glede na povprečno mišično aktivnost v predhodnem časovnem oknu 50 ms (Hendershot idr., 2011).

Pri meritvah APP je bila latenca odzivov čas od začetka aktivacije mišice deltoideus na desni roki, ki je predstavljala začetek giba rok, do začetka aktivacije spremljanih trupnih mišic. Latenca odzivov ima negativen predznak, kadar se trupne mišice aktivirajo pred mišico deltoideus, in pozitiven predznak, kadar se trupne mišice aktivirajo po aktivaciji mišice deltoideus. Računalniški algoritem je iskal začetek aktivacije trupnih mišic v časovnem oknu od 100 ms pred začetkom do 100 ms po začetku aktivacije mišice deltoideus (Robert & Latash, 2008). Pri meritvah PRP je latenca odzivov čas od trenutka sprostitve mehanizma, ki je predstavljal začetek nenadne zunanje motnje, do začetka aktivacije spremljanih mišic. Računalniški algoritem je iskal začetek aktivacije trupnih mišic v časovnem oknu od 0 ms do 150 ms po trenutku sprostitve mehanizma.

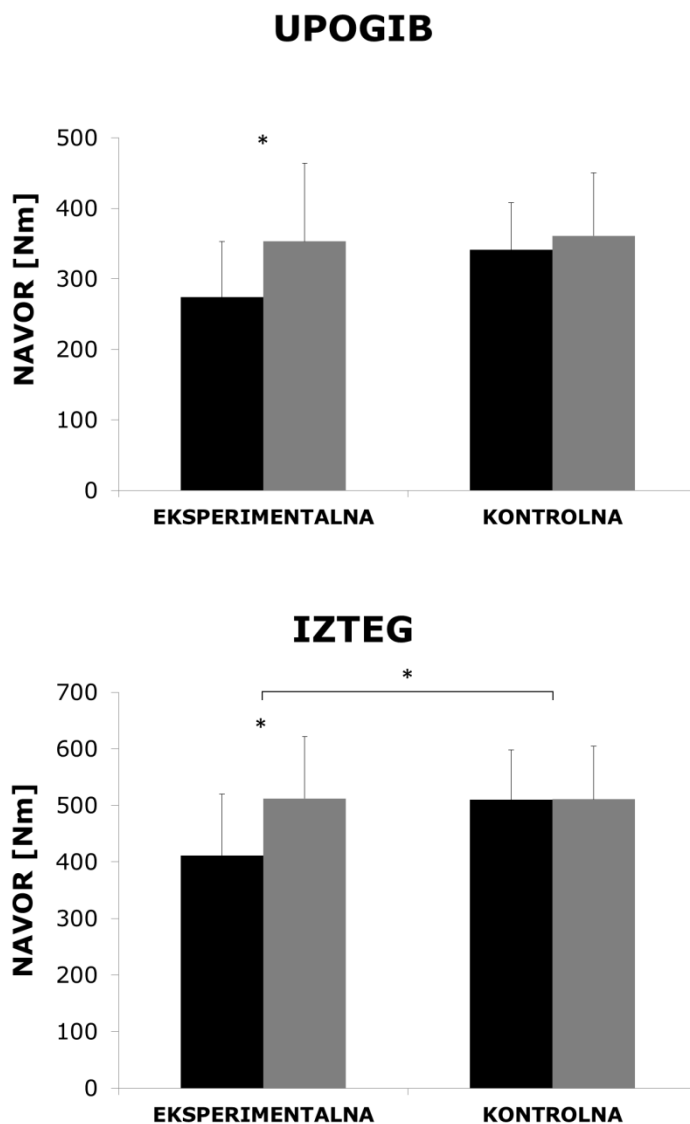
Parametre jakosti in stabilnostnih funkcij (z izjemo desnega ES pri meritvah APP) smo testirali s pomočjo dvofaktorske analize variance za ponovljene meritve (čas (2) x skupina (2)). Parametre mišične aktivnosti desnega ES pri meritvah APP smo testirali s pomočjo analize kovariance, pri čemer je bila kovarianta vrednost pri začetnih meritvah. Normalnost porazdelitve smo pri vseh spremenljivkah preverili s Shapiro-Wilkovim testom, homogenost varianc pa z Levenovim testom. Velikost vzorca smo določili s pomočjo programa G-power (Ver.3.1). Statistične odločitve so bile potrjene ali ovržene pri stopnji tveganja 5 %. Za opredelitev velikosti učinka smo uporabili Hedges`g.

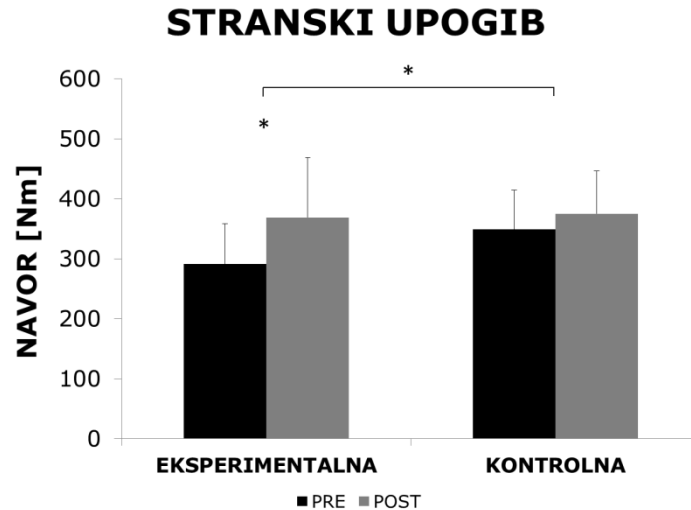
4.3.3 Rezultati

Statistično značilen interakcijski učinek (*čas meritev x skupina*) je bil pri meritvah iztega ($p < 0,01$) in desnega stranskega upogiba trupa ($p = 0,03$). Navor pri NHK

se je pri končnih meritvah statistično značilno povečal v smeri upogiba ($F_{1.0, 18.0} = 12,29$, $p < 0,01$, Hedges`g = 1,22), iztega ($F_{1.0, 18.0} = 11,35$, $p < 0,01$, Hedges`g = 0,88) in desnega stranskega upogiba trupa ($F_{1.0, 18.0} = 21,93$, $p < 0,01$, Hedges`g = 0,89) samo pri E skupini (Slika 21).

Slika 21: Prikaz navora pri največji hoteni izometrični kontrakciji pri začetnih (PRE) in končnih (POST) meritvah.

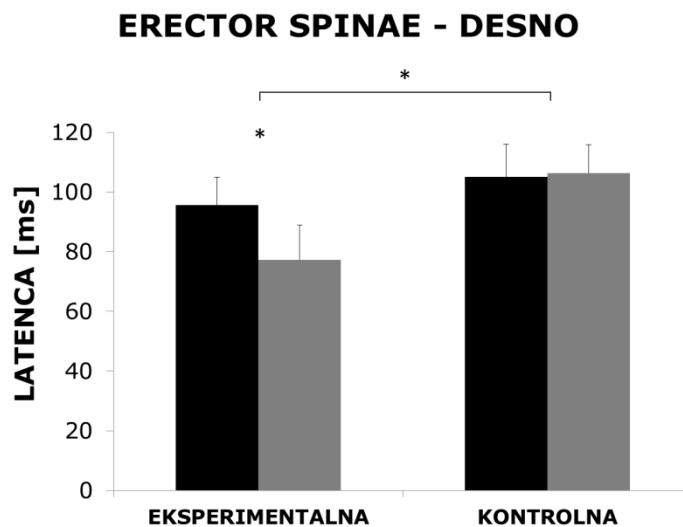


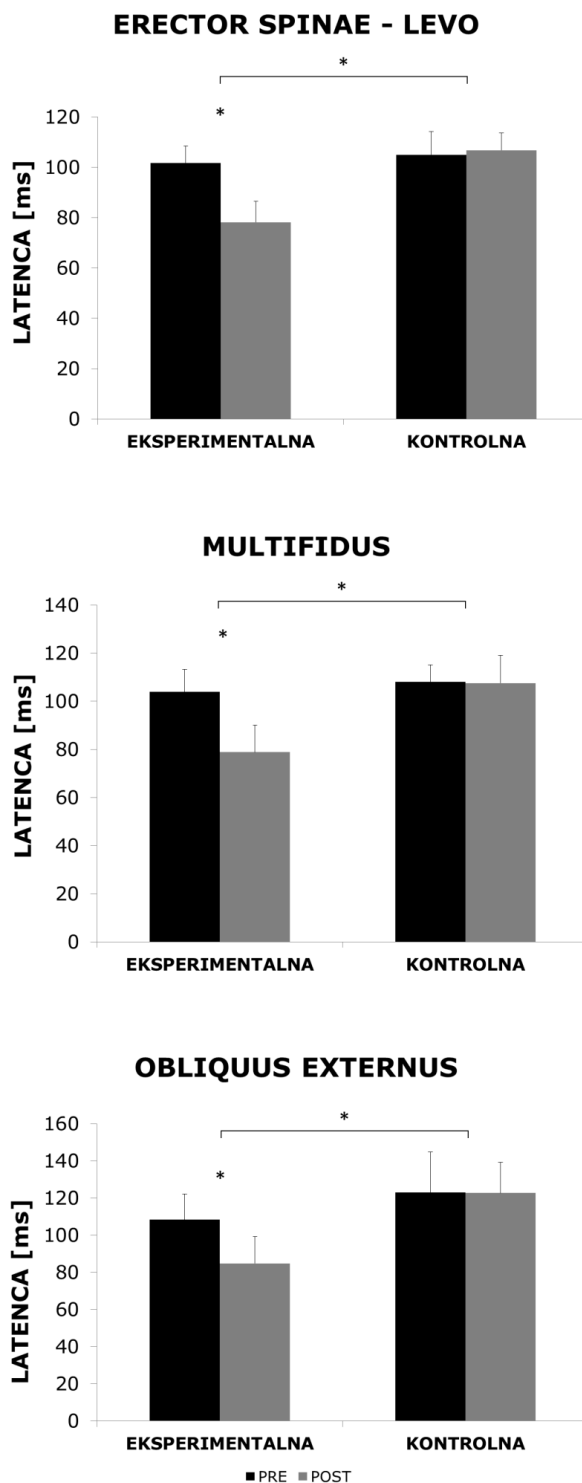


Oznaki (*) potrjujeta statistično značilne razlike ($p = 0,001$) med skupinama med začetnimi (PRE) in končnimi (POST) meritvami ter njun interakcijski učinek (čas meritev \times skupina) ($p < 0,05$).

Statistično značilen interakcijski učinek (čas meritev \times skupina) je bil pri meritvah PRP pri vseh analiziranih mišicah ($p < 0,001$). Latence PRP so se pri končnih meritvah statistično značilno povečale ($p < 0,001$) pri mišici ES na levi strani ($F_{1,0, 18,0} = 42,46$, $p < 0,001$, Hedges`g = 2.97), mišici ES na desni strani ($F_{1,0, 18,0} = 15,87$, $p < 0,001$, Hedges`g = 1.66), mišici MF ($F_{1,0, 18,0} = 32,31$, $p < 0,001$, Hedges`g = 2.31) in mišici OE ($F_{1,0, 18,0} = 19,24$, $p < 0,001$, Hedges`g = 1.54) samo pri E skupini.

Slika 22: Prikaz latenc začetnih (PRE) in končnih (POST) meritvev posturalnih refleksnih prilagoditev.

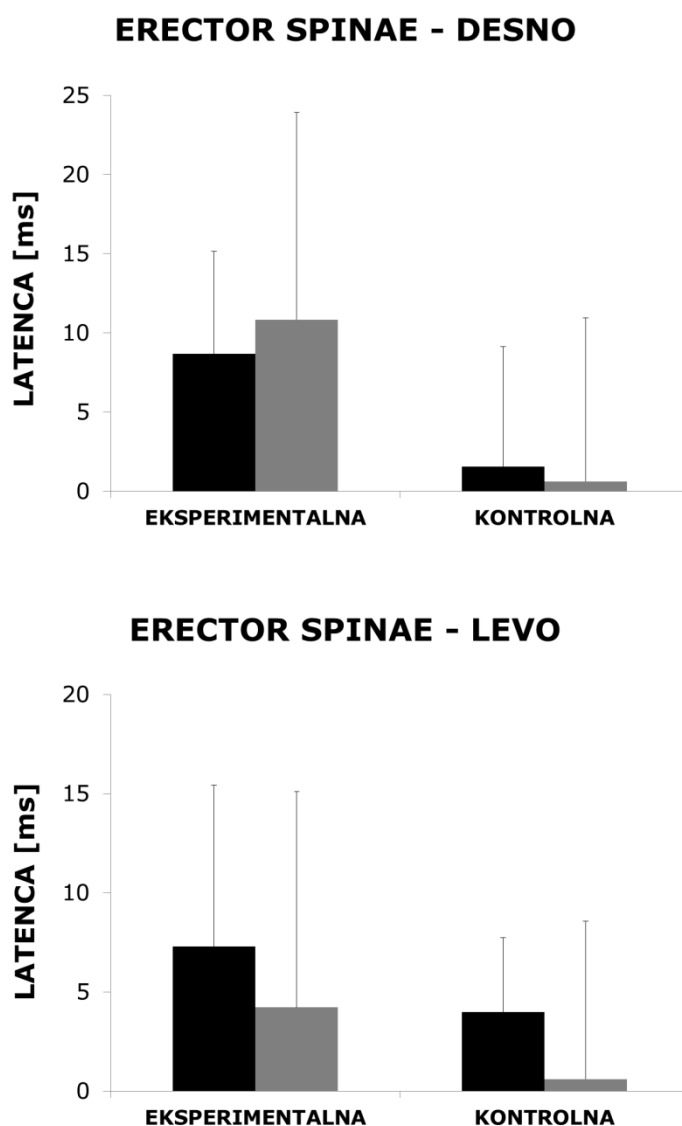


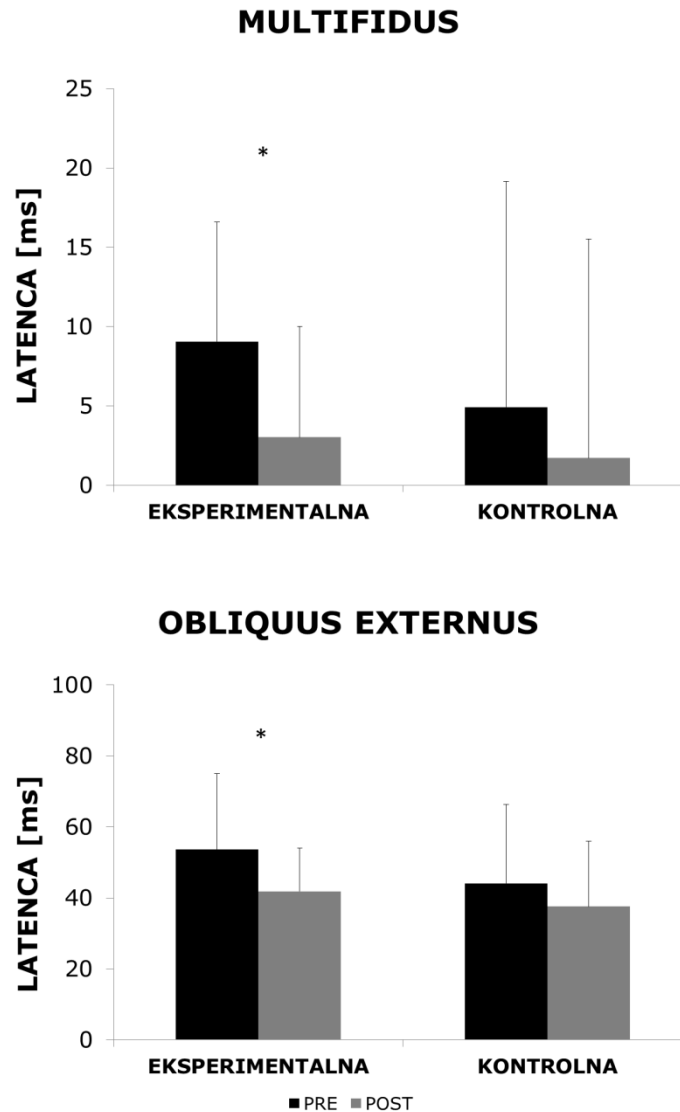


Oznake (*) potrjujejo statistično značilne razlike med skupinama ($p < 0,001$) in njun interakcijski učinek (čas meritev x skupina) ($p < 0,001$).

Pri meritvah APP je bil interakcijski učinek statistično neznačilen pri vseh analiziranih mišicah. APP so se pri končnih meritvah statistično značilno ($p < 0,05$) izboljšale pri E skupini, pri mišici MF ($9,1 \pm 7,6$, $3,0 \pm 7,0$) ($F_{1,0, 18,0} = 7,85$, $p = 0,01$, Hedges`g = 0.80) in mišici OE ($53,7 \pm 21,3$, $41,9 \pm 12,1$) ($F_{1,0, 18,0} = 6,05$, $p = 0,02$, Hedges`g = 0.65). Rezultati meritev APP so prikazani na sliki 15. Pri K skupini se med začetnimi in končnimi meritvami (NHK, APP, PRP) ni statistično značilno razlikoval noben analiziran parameter.

Slika 23: Prikaz latenc začetnih (PRE) in končnih (POST) meritev anticipatornih posturalnih prilagoditev.





Oznaki (*) potrjujeta statistično značilne razlike med skupinama ($p < 0,05$).

4.3.4 Razprava

Po avtorjevem vedenju je to prva študija, ki analizira vpliv monokolesarjenja na navor pri NHK trupa in na stabilnostne funkcije trupa. V študiji smo izpostavili tri glavna spoznanja, in sicer naslednja: pri E skupini se je po zaključku vadbene intervencije povečal (1) navor pri NHK trupa v bočni in čelni ravnini, (2) skrajšali so se refleksni odzivi na nepričakovano zunanjo motnjo mišic ES, MF in OE, (3) APP so se minimalno izboljšale v smislu skrajšanih latenc odzivov pri mišicah MF in OE.

Povečanje prečnega preseka mišice in raven njene aktivacije sta glavna dejavnika, ki vplivata na raven sile/navora pri NHK. Kljub temu da so pri 9-letnih otrocih dokazali (Fukunaga, Funato & Ikegawa, 1992) povečanje prečnega preseka mišic

po vadbi, so raziskovalci večinoma enotni, da je povečanje absolutne vrednosti sile/navora v zgodnji fazi po krepilni vadbi, posebno pri otrocih, posledica izboljšane živčne vzdraženosti (Granacher, Goesele, Roggo & Kriemler, 2011). Čeprav se pri deklicah obdobje pubertete lahko začne že pri 12 letih, menimo, da vsebina in dolžina vadbene intervencije naše raziskave pri otrocih ni sprožila morfoloških sprememb v trupnih mišicah, zaradi česar povečano jakosti pri E skupini pripisujemo izboljšani znotrajmišični in medmišični koordinaciji. Do podobnih spoznanj so na vzorcu mlajših dečkov prišli Ramsay, Blimkie, Smith, Garner, MacDougall in Sale (1990), ki so na osnovi ugotovitev v svoji raziskavi zaključili, da sta povečana mišična aktivacija in izboljšana koordinacija agonistov in antagonistov glavna dejavnika za povečano absolutno vrednost sile po 20-tedenski krepilni vadbi.

Učenje vožnje monokolesa zahteva dobro ravnotežje kolesarja. Položaj seda kolesarju fiksira medenico, zato je uspešnost izvedbe zavojev, skokov in vožnje po razgibanem terenu odvisna predvsem od koordinirane aktivnosti trupnih mišic. Nenehne motnje ravnotežja so pogoste predvsem v zgodnji fazi učenja. Številna ekscentrično-koncentrična mišična krčenja povečujejo število aktivnih motoričnih enot in/ali frekvenco proženja AP, kar po nekajtedenski vadbi povzroči povečanje mišične jakosti. Raziskave športne populacije dokazujejo, da se po vadbi ravnotežja izboljša izvedba enonožnega polčepa (Oliver & Brezzo, 2009) in poveča absolutna vrednost navora stegenskih strun (Myer, Ford, Brent & Hewett, 2006). Po načelu nadpraznega dražljaja športniki potrebujejo zelo intenzivne in specifične dražljaje, da dosežejo napredek v določeni sposobnosti. Preiskovanci, ki so sodelovali v naši raziskavi, niso bili izpostavljeni redni vadbi, kar je lahko potenciralo vpliv vadbe na izboljššan navor pri NHK trupa in na stabilnost le-tega. Podobno poročajo Heitkamp, Horstmann, Mayer, Weller in Dickhuth (2001), ki so ugotovili povečano absolutno vrednost sile po vadbi ravnotežja pri sedentarnih ljudeh brez predhodnih izkušenj z redno gibalno aktivnostjo. Monokolo je nestabilno sredstvo tako v anteroposteriorni kot v mediolateralni smeri, kar povečuje aktivnost trupnih mišic v bočni in čelni ravnini. Pri E skupini se je navor v smeri stranskega upogiba trupa povečal za 21%, v smeri iztega za 19%, v smeri upogiba pa za 22%. Čeprav je v strokovni literaturi vpliv lokalizirane senzorično-motorične vadbe ledveno-medeničnega predela na silo/navor pri NHK trupa nejasen, ustrezen raven jakosti trupa znižuje tveganje pojava BSH (Cho, Beom, Lee, Lim, Lee & Yuk, 2014).

Po tečaju monokolesarjenja smo pri E skupini (v primerjavi s K skupino) izmerili statistično značilno zgodnejše refleksne odzive pri vseh analiziranih mišicah. Vrednosti refleksnih odzivov, izmerjenih pri začetnih meritvah, so primerljive s

tistimi, ki jih je moč zaznati v literaturi (Radebold, Cholewicki, Panjabi & Patel, 2000). Mišice regulirajo stabilnost hrbtenice pretežno preko ravni mišične koaktivacije, posturalnih sprememb celega telesa in ravni pritiska v trebušni votlini. Čeprav je vadbeno intervencija v naši raziskavi trajala samo 12 vadbenih enot, menimo, da so številne nenadne zunanje motnje, značilne za zgodnjo fazo učenja monokolesa, predstavljale dovolj velik dražljaj za trupne mišice. Značilni interakcijski učinki latenc refleksnih odzivov so posledica zgodnejše refleksne aktivnosti mišic MF (zgodnejša za 25,1 ms), mišic ESL (zgodnejša za 23,5 ms), mišic OE (zgodnejša za 23,5 ms) in mišic ESR (zgodnejša za 18,3 ms) samo pri E skupini. Izboljšani refleksni odgovori po vadbi so skladni z nekaterimi preteklimi študijami (Mortimer & Webster, 1983; Magnusson idr., 1996). Leta 2005 so Cholewicki idr. ugotovili, da je pri nenadni razbremenitvi trupa zakasnitev izklopa trebušnih mišic za 1 ms klinično pomembna in predstavlja dejavnik tveganja za pojav BSH v prihodnosti. Kljub razbremenilnemu testnemu protokolu Cholewickega idr. so Magnusson idr. (1996) tudi pri nenadni obremenitvi trupa ugotovili zakasnjene refleksne odzive pri ljudeh z BSH, kar pomeni, da imajo rezultati naše študije pomembno klinično vrednost. Pozitiven vpliv vadbe na reflekse so dokazali Wojtys, Huston, Taylor in Bastian (1996), ki so analizirali učinek agilnostne, izokinetične in izotonične vadbe na refleksni odziv nekaterih mišic nog po nenadni translacijski motnji goleni v smeri naprej. Največje spremembe so ugotovili pri skupini, ki je bila deležna vadbe agilnostni, kar nakazuje, da je ekscentrično-koncentričen režim treninga učinkovit dražljaj za izboljšanje refleksnih odzivov po nenadni zunanji motnji. Sklepamo, da je primarni vzrok za hitrejše refleksne odzive po koncu vadbe povečana mišična togost. Raziskovalci so si večinoma enotni, da je pri dolgotrajnih refleksnih odzivih po vadbi ravnotežja amplituda H-refleksa zmanjšana, kar nakazuje na zmanjšano vzdržanost polisinaptičnega refleksnega loka (Mynark & Koceja, 2002).

V nasprotju s PRP se latence APP niso bistveno spremenile. Naloga APP je povečati medvretenčno čvrstost pri vnaprej načrtovani motnji. Predpostavili smo, da začetniki v zgodnji fazi učenja vožnje monokolesa niso sposobni predvideti svojih gibalnih akcij, zaradi česar smo sklepali, da monokolesarjenje pri začetnikih ni učinkovit dražljaj, ki izboljšuje APP. Interakcijski učinki latenc anticipacijskih prilagoditev so bili neznačilni. Pri končnih meritvah APP je E skupina imela značilno hitrejše odzive pri mišicah MF (6,1 ms) in OE (6,5 ms). Hodges in Richardson (1996) sta ugotovila, da imajo ljudje z BSH v primerjavi z zdravimi preiskovanci pri testu APP zakasnen začetek aktivnosti mišic TrA in OE. Prva zakasni za 87 ms, druga pa za 36 ms. Razlike v časovnih parametrih vklopa omenjenih mišic so v

primerjavi z rezultati naše študije prevelike, da bi lahko sklepali na pomembnejši klinični doprinos. Anatomska lega in kratke ročice mišice MF opredeljujeta, da je primarna vloga te mišice stabilizacija sosednjih vretenc, zaradi česar so njeni zgodnejši odzivi pričakovani. Manj pričakovana je ugotovitev, da je vadba vplivala na zgodnejši vklop mišice OE v primerjavi z nespremenjenim začetkom aktivnosti mišic ESR in ESL. Razloga za nespremenjeno latenco odzivov mišic ESR in ESL po vadbi sta lahko strah pred padcem vzvratno in povečan zadnji nagib medenice med sedenjem na kolesu. Povečan zadnji nagib medenice podaljša dolžino mišice ES in poveča njeno togost, kar posledično zmanjšuje potrebo po izdatni mišični aktivnosti med vožnjo monokolesa. Strah pred padcem vzvratno od monokolesarja zahteva stalno aktivnost trupnih upogibalk (med katerimi je tudi mišica OE), ki ohranjajo vertikalni položaj zgornjega dela telesa. Druga možnost za značilne spremembe mišice OE je posledica presluha in zaznava EMG aktivnosti mišice OI, na katero je imelo monokolesarjenje lahko pozitiven vpliv. Hitrost vklopa mišice OI, ki leži pod mišico OE, je v literaturi pogosto omenjena kot pomemben dejavnik pri zagotavljanju stabilnosti trupa.

Omejitve študije se nanašajo predvsem na merilni protokol in izpad preiskovancev. Zaradi ročno reguliranega pasu, ki je potekal preko medenice, je lahko različna togost pasu vplivala na izid meritev NHK. Čeprav raziskovalni načrt ni predvidel srečanja, na katerem bi se preiskovanci spoznali z merilnim protokolom, je bilo (po našem mnenju) 8-tedensko obdobje med začetnimi in končnimi meritvami dovolj dolgo, da učinek učenja meritev ni imel značilnega vpliva na njihove izide. Med intervencijo so bili trije preiskovanci zaradi bolezni odsotni po eno vadbeno enoto.

5 ZAKLJUČEK

Priporočil svetovne zdravstvene organizacije o redni tedenski telesni aktivnosti z namenom ohranjanja zdravja večina populacije razvitega sveta, žal, ne upošteva. V praksi pa pogosto primanjkuje vadba, ki bi izhajala iz znanstvenih ugotovitev, pri čemer so zelo pomembne tudi vaje za trup. Program vadbe bi moral v začetni fazi vsebovati enostavne in izolirane vaje za področje globokega sloja trupnih mišic in vaje za izboljšanje zavedanja položaja ledvenega dela hrbtenice. V zaključni fazi bi bilo smiselno izvajati večsklepne funkcionalne gibe s poudarkom na simulaciji realnih okoliščin v športu ali vsakdanjem življenju. Za spremljanje učinkov vaj in analizo vzrokov/posledic živčno-mišičnih sprememb na področju trupa obstajajo številni testi. V tej nalogi smo se omejili na vrednotenje mišične jakosti. Vrednotenje razmerja med trupnimi upogibalkami in iztegovalkami je pomembno predvsem z vidika preventive razvoja BSH. Najpomembnejši znanstveni doprinos ima zadnja izmed treh raziskav, v kateri smo ugotovili, da vadba skrajšuje latence refleksnih odzivov pri zdravih ljudeh.

Namen prve raziskave je bil ugotoviti, kateri položaj preiskovanca omogoča najboljšo oceno razmerja med trupnimi upogibalkami in iztegovalkami. V smeri iztega trupa je v položaju pokončne stoje, v primerjavi s položajem kleka in seda, vrednost največjega navora najnižja ($p < 0,0001$), v smeri upogiba trupa pa so razlike v absolutni vrednosti sile med tremi položaji mnogo manjše. Zaključili smo, da je položaj pokončne stoje tisti, ki med NHK trupa v bočni ravnini najbolj lokalizira trupne mišice in posledično nudi najboljšo oceno razmerja med trupnimi iztegovalkami in upogibalkami. Hipotezo Š1H1 torej lahko le delno potrdimo.

V drugi raziskavi smo analizirali vpliv dolgotrajne izpostavljenosti vadbi za trup na navor pri NHK trupa v bočni in čelni ravnini in latence/amplitude APP in PRP. Ugotovili smo, da so imeli tekmovalci v primerjavi z netreniranimi preiskovanci:

- višji navor pri NHK v smeri upogiba ($p = 0,034$) in stranskega upogiba ($p = 0,027$) trupa (delno potrjena Š2H1);
- nižje razmerje med trupnimi iztegovalkami in upogibalkami ($p = 0,008$) (zavrnjena Š2H2);
- višjo hitrost prirastka mišične aktivnosti pri mišicah ESR, ESL, MF in OE pri testu PRP ($p < 0,001$) (potrjena Š2H4);
- višjo hitrost prirastka mišične aktivnosti pri mišicah ESR ($p = 0,034$), ESL ($p < 0,001$) in OE ($p < 0,005$) pri testu APP (delno potrjena Š2H6).

Cilj tretje raziskave je bil ovrednotiti vpliv monokolesarjenja, ki predstavlja izolirano vadbo za področje ledveno-medenične regije, na navor pri NHK trupa v bočni in čelni ravnini in latence APP in PRP. Ugotovili smo, da je imela E skupina, torej skupina, ki je bila izpostavljeni vadbi, v primerjavi s K skupino po koncu vadbe:

- višji navor pri NHK v smeri upogiba, iztega in stranskega upogiba trupa ($p = 0,001$) (potrjena Š3H1);
- hitrejšje odzive na nepričakovano zunanjo motnjo pri mišicah ESR, ESL, MF in OE ($p < 0,001$) (potrjena Š3H2);
- hitrejšje odzive na notranjo motnjo pri mišicah MF ($p = 0,01$) in OE ($p = 0,02$) (delno potrjena Š3H3).

Na osnovi vseh treh opravljenih raziskav v nalogi ugotavljamo, da vadba za trup izboljšuje silo/navor pri NHK trupa (monokolo, kajak/kanu), skrajšuje latence odzivov na nepričakovano zunanjo motnjo (monokolo), vpliva na zgodnejšo mišično aktivacijo pri notranji motnji (monokolo) ter na povečano hitrost prirastka mišične aktivnosti pri nepričakovani zunanji motnji (kajak/kanu). Po našem vedenju smo prvi, ki smo potrdili značilen napredek v hitrosti refleksnih odzivov trupnih mišic po senzorično-motorični vadbi pri zdravi populaciji. Zaradi majhnega števila raziskav na tem področju sklepamo, da je le-to posledica plastičnosti živčno-mišičnega sistema otrok in specifičnosti vadbene intervencije. Ledveno-medenični predel hrbtenice je na monokolesu bolj lokaliziran kot v kajaku/kanuju. V tem položaju se namreč stabilnost trupa zagotavlja tudi preko rok (zavesljajev).

Pridobljeni rezultati so v skladu z večino predhodnih študij, v katerih ugotavljajo, da redna in načrtovana vadba povečuje silo/navor pri NHK in ima pozitivne učinke na stabilnostne funkcije trupa, kar je pomembno predvsem z vidika zdravljenja BSH in učinkovitejših izvedb funkcionalnih gibanj.

6 LITERATURA

- Abbruzzese, G., Berardelli, A., Rothwell, J.C., Day, B.L. & Marsden, C.D. (1985). Cerebral potentials and electromyographic responses evoked by stretch of wrist muscles in man. *Experimental Brain Research*, 58(3), 544–551.
- Adams, M.A. & Dolan, P. (2007). *How to use the spine, pelvis and legs effectively in lifting*. In: Vleeming A, Mooney V, Stoeckart R, editors. *Movement, Stability & Lumbopelvic Pain*. 2nd edn. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. pp. 167–183.
- Adkin, A.L., Frank, J.S., Carpenter, M.G. & Peysar, G.W. (2002). Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Experimental Brain Research*, 143, 160–170.
- Adedoyin, R.A., Mbada, C.E., Farotimi, A.O., Johnson, O.E. & Emechete, A.A. (2011). Endurance of low back musculature: normative data for adults. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 24(2), 101-9.
- Ahtiainen, J.P. & Häkkinen, K. (2009). Strength athletes are capable to produce greater muscle activation and neural fatigue during high-intensity resistance exercise than nonathletes. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(4), 1129-1134.
- Aimola, E., Santello, M., La Grua, G., & Casabona, A. (2011). Anticipatory postural adjustments in reach-to-grasp: effect of object mass predictability. *Neuroscience Letters*, 502(2), 84-88.
- Akuthota, V., Nadler, S.F. (2004). Core strengthening. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 85(3),86-92.
- Alaranta, H., Hurri, H., Heliövaara, M., Soukka, A. & Harju, R. (1994). Non-dynamometric trunk performance tests: reliability and normative data. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 26(4), 211-5.
- Allum, J.H.J, Mauritz, K.H. & Vogelee, H. (1982). The mechanical effectiveness of short latency reflexes in human triceps surae muscles revealed by ischaemia and vibration. *Experimental Brain Research*, 48, 153–156.
- Altinel, L., Köse, K.C, Ergan, V., Işik, C., Aksoy, Y., Ozdemir, A., Toprak, D. & Doğan, N. (2008). The prevalence of low back pain and risk factors among adult population in Afyon region, Turkey. *Acta Orthopaedica Et Traumatologica Turcica* , 42(5), 328-333.
- Ambegaonkar, J.P., Mettinger, L.M., Caswell, S. V., Burt, A. & Cortes, N. (2014). RELATIONSHIPS BETWEEN CORE ENDURANCE, HIP STRENGTH, AND

- BALANCE IN COLLEGIATE FEMALE ATHLETES. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(5), 604–616.
- American College of Sports Medicine (2009). American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(3), 687-708.
- Andersen, L.L., Andersen, J.L., Zebis, M.K. & Aagaard, P. (2010). Early and late rate of force development: differential adaptive responses to resistance training? *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 20(1), e162-169.
- Anderson, K. & Behm, D.G. (2005a) Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 30(1), 33–45.
- Anderson, K. & Behm, D.G. (2005b). The impact of instability resistance training on balance and stability. *Sports Medicine*, 35(1), 43-53.
- Andersson, E., Swärd, L. & Thorstensson, A. (1988). Trunk muscle strength in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 20(6), 587-593.
- Arjmand, N. & Shirazi-Adl, A (2005). Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(23), 2637–2648.
- Arokoski, M.H., Arokoski J.P., Haara M., Kankaanpää M., Vesterinen M., Niemitukia L.H. & Helminen H.J. (2002). Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. *The Journal of Rheumatology*, 29(10), 2185-2195.
- Aruin, A.S. (2016). Enhancing Anticipatory Postural Adjustments: A Novel Approach to Balance Rehabilitation. *Journal of Novel Physiotherapies*, 6(2), 144.
- Aruin, A.S. & Shiratori, T. (2003). Anticipatory postural adjustments while sitting: the effects of different leg supports. *Experimental Brain Research*, 151, 46–53.
- Aruin, A.S., Mayka, M. & Shiratori, T. (2003). Could a motor action that has no direct relation to expected perturbation be associated with anticipatory postural adjustments in humans? *Neuroscience letters*, 341, 21–24.
- Aruin, A.S., Forrest, W.R. & Latash, M.L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 109, 350–359.
- Aruin, A.S., Kanekar, N., Lee & Y.J. (2015). Anticipatory and compensatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis in response to external perturbations. *Neuroscience Letters*, 591, 182–186.
- Aruin, A.S., Kanekar, N., Lee, Y.J. & Ganesan, M. (2015). Enhancement of anticipatory postural adjustments in older adults as a result of a single session of ball throwing exercise. *Experimental Brain Research*, 233(2), 649-655.

- Aruin, A.S., Latash, M.L. (1995). Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Experimental Brain Research*, 103(2), 323–332.
- Aruin, A.S., Shiratori, T. & Latash ML. (2001). The role of action in postural preparation for loading and unloading in standing subjects. *Experimental Brain Research*, 138, 458–466.
- Baechle, T.R., Earle, R.W. & Wathen, D. (2008). Resistance training. In *Essentials of strength training and conditioning*. Edited by Baechle TR and Earle RW. Human Kinetics, Champaign, Ill. pp. 381–411.
- Baltzopoulos, V. & Brodie, D.A. Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Medicine*, 8(2), 101-116.
- Barr, K.P., Griggs, M. & Cadby, T. (2005). Lumbar stabilization: core concepts and current literature, Part 1. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84(6), 473-480.
- Basmajian, J.V. & De Luca, C.J. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimor: Williams & Wilkins.
- Behm, D.G. & Colado, J.C. (2012). The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(2), 226-241.
- Behm, D.G., Power, K.E. & Drinkwater, E.J. (2003). Muscle activation is enhanced with multi and uniarticular bilateral versus unilateral contractions. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 28(1), 38–52.
- Behringer, M., Vom Heede, A., Yue, Z. & Mester J. (2010). Effects of resistance training in children and adolescents: a meta-analysis. *Pediatrics*, 126(5), 1199-1210.
- Bekkering, G.E., Hendriks H.J., Koes B.W., Oostendorp R.A., Ostelo R.W., Thomassen J.M. & van Tulder M.W. (2003). Dutch physiotherapy guidelines for low back pain. *Physiotherapy*, 89, 82–96.
- Bergmark, A. (1989.) Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta orthopaedica scandinavica supplementum*, 230,1-54.
- Beimborn, D. & Morrissey, M.C. (1988). A review of the literature related to trunk muscle performance. *Spine (Phila Pa 1976)*, 13(6), 655-660.
- Biering-Sorensen, F. (1984). Physical measurements as risk indicators for low back trouble over a one-year period. *Spine*, 9, 106–119.
- Bogduk N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*, 5th ed. New York: Churchill Livingstone.
- Bogduk, N. (1997). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*, 3rd ed. New York: Churchill Livingstone.

- Bogduk, N., Macintosh, J.E. & Pearcy, M.J. (1992). A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. *Spine*, 17, 897–913.
- Borghuis, A.J., Lemmink, K.A. & Hof, A.L. (2011). Core muscle response times and postural reactions in soccer players and nonplayers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(1), 108-114.
- Borghuis, J., Hof, A.L., Lemmink, K.A. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Medicine*, 38(11), 893-916.
- Bourdeau, S., Farina, D., Kongstad, L., Buus, D., Redder, J., Sverrisdóttir, E. & Falla D. (2011). The relative timing of trunk muscle activation is retained in response to unanticipated postural-perturbations during acute low back pain. *Experimental Brain Research*, 210(2), 259–267.
- Boyer, C., Tremblay, M., Saunders, T.J., McFarlane, A., Borghese, M., Loyd, M. & Longmur, P. (2013). Feasibility, validity and reliability of the plank isometric hold as a field-based assessment of torso muscular endurance for children 8-12 years of age. *Pediatric exercise science*, 25(3), 407-22.
- Brown, S.H.M. & McGill, S.M. (2005). Muscle force-stiffness characteristics influence joint stability: a spine example. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 20(9), 917–922.
- Brooks, V.B. (1983). Motor control - How posture and movements are governed. *Physical Therapy*, 63(5), 664-673.
- Butowicz, C. M., Ebaugh, D. D., Noehren, B., & Silfies, S. P. (2016). VALIDATION OF TWO CLINICAL MEASURES OF CORE STABILITY. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11(1), 15–23.
- Calatayud, J., Casaña, J., Martín, F., Jakobsen, M.D., Colado, J.C., Gargallo, P., Jueas, Á, Muñoz, V. & Andersen, L. L. (2017). Trunk muscle activity during different variations of the supine plank exercise. *Musculoskeletal Science and Practice*, 28, 54-58.
- Callaghan, J.P., Gunning, J.L., McGill, S.M. (1998). The relationship between lumbar spine load and muscle activity during extensor exercises. *Physical Therapy*, 78, 8–18.
- Calvo-Muñoz, I., Gómez-Conesa, A. & Sánchez-Meca J. (2013). Prevalence of low back pain in children and adolescents: a meta-analysis. *BMC Pediatrics*, 13, 14.
- Carman, A. & Milburn, P. (2005). Dynamic coordinate data for describing muscle-tendon paths: A mathematical approach. *Journal of Biomechanics*, 38(4), 943-951.

- Carter, J.M., Beam, W.C., McMahan, S.G., Barr, M.L. & Brown, L.E. (2006). The effects of stability ball training on spinal stability in sedentary individuals. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(2), 429–435.
- Carter, R.R., Crago, P.E. & Keith, M.W. (1990). Stiffness regulation by reflex action in the normal human hand. *Journal of Neurophysiology*, 64(1), 105–118.
- Chan C.W., Mok N.W. & Yeung E.W. (2011). Aerobic exercise training in addition to conventional physiotherapy for chronic low back pain: A randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 92, 1681–1685.
- Chatzitheodorou D., Kabitsis C., Malliou P. & Mougios V. (2007). A pilot study of the effects of high-intensity aerobic exercise versus passive interventions on pain, disability, psychological strain, and serum cortisol concentrations in people with chronic low back pain. *Physical Therapy*, 87, 304–312.
- Chen, H.H., Hippenmeyer, S., Arber, S. & Frank, E. (2003). Development of the monosynaptic stretch reflex circuit. *Current Opinion in Neurobiology*, 13(1), 96-102.
- Cho, K.H., Beom, J.W., Lee, T.S., Lim, J.H., Lee, T.H. & Yuk, J.H. (2014). Trunk Muscles Strength as a Risk Factor for Nonspecific Low Back Pain: A Pilot Study. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 38(2), 234.
- Cholewicki, J. & McGill, S.M. (1996). Mechanical stability of the in-vivo lumbar spine—implications for injury and chronic low-back-pain, *Clinical Biomechanics*, 11, 1–15.
- Cholewicki, J., McGill, S.M. & Norman, R.W. (1991). Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23(10), 1179–1186.
- Cholewicki, J., Silfies, S.P., Shah, R.A., Greene, H.S., Reeves, N.P., Alvi, K. & Goldber, B. (2005). Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine*, 30, 2614-20.
- Clark, R., Saxion, C., Cameron, K. & Gerber, J. (2010). Associations between three clinical assessment tools for postural stability. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 5(3), 122–130.
- Comerford, M. & Mottram, S. (2001). Movement and stability dysfunction – contemporary developments. *Manual Therapy*, 6(1), 15-26.
- Cook, G., Burton, L. & Hoogenboom, B. (2006). Pre-Participation Screening: The Use of Fundamental Movements as an Assessment of Function – Part 2. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 1(3), 132–139.

- Cresswell, A.G., Grundstrom, H. & Thorstensson, A. (1992). Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra muscular activity in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 144(4), 409-18.
- Cresswell, A.G., Oddsson, L. & Thorstensson, A. (1994). The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Experimental Brain Research*, 98(2), 336-41.
- Crisco, J. J. & Panjabi, M. M. (1992). Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part I: Theory. *Clinical Biomechanics*, 7(1), 19-26.
- Crisco, J.J., Panjabi, M.M., Yamamoto, I. & Oxland, T.R. (1992). Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part 2: *Experimental Clinical Biomechanics*, 7(1), 27-32.
- Cuĝ, M.A., Özdemir, R.A., Korkusuz, F. & Behm, D.G. (2012). The effect of instability resistance training on knee joint proprioception and core strength. *Journal of sport Science and Medicine*, 11, 468-474.
- Cuthbert, S.C. & Goodheart, G.J. (2007). On the reliability and validity of manual muscle testing: a literature review. *Chiropractic & Osteopathy*, 15, 4.
- Dahab, K.S. & McCambridge, T.M. (2009). Strength training in children and adolescents: raising the bar for young athletes? *Sports Health*, 1(3), 223-226.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied biomechanics*, 13, 135-163.
- De Ruyter, C.J., Kooistra, R.D., Paalman, M.I. & de Haan, A. (2004). Initial phase of maximal voluntary and electrically stimulated knee extension torque development at different knee angles. *Journal of Applied Physiology*, 97, 1693-1701.
- Deliagina, T.G., Orlovsky, G.N., Zelenin, P.V. & Beloozerova, I.N. (2006). Neural bases of postural control. *Physiology*, 21, 216-225.
- Demoulin, C., Koninckx, S., Mahieu, G., Feiereisen, P., Koch, D., Crielaard, J.M. & Vanderthommen, M. (2008). Analyse corrélative des résultats de différents dynamomètres spécifiques pour l'évaluation des muscles du tronc. *Revue du Rhumatisme*, 75(10-11), 1180.
- Desmedt, J.E. & Godaux, E. (1977). Ballistic contractions in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle. *Journal of Physiology*, 264, 673-693.
- Doemges, F. & Rack, P.M.H. (1992). Changes in the stretch reflex of the human first dorsal interosseous muscle during different tasks. *Journal of Physiology*, 447, 563-573.
- Dreischarf, M., Bergmann, G., Wilke, H. J. & Rohlmann, A. (2010). Different arm positions and the shape of the thoracic spine can explain contradictory results

- in the literature about spinal loads for sitting and standing. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(22), 2015-2021.
- Dunk, N.M., Kedgley, A.E., Jenkyn, T.R. & Callaghan, J.P. (2009). Evidence of a pelvis-driven flexion pattern: are the joints of the lower lumbar spine fully flexed in seated postures? *Clinical Biomechanics*, 24(2), 164-168.
- Durall, C.J., Udermann, B.E., Johansen, D.R., Gibson, B., Reineke, D.M. & Reuteman, P. (2009). The effects of preseason trunk muscle training on low-back pain occurrence in women collegiate gymnasts. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 86-92.
- Dutton, M. (2008). *Orthopaedic Examination, Evaluation, and Intervention*. McGraw-Hill Medical. USA.
- Ebenbichler, G.R., Oddsson, L.I., Kollmitzer, J. & Erim, Z. (2001). Sensory-motor control of the lower back: Implications for rehabilitation. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(11), 1889-1898.
- Edwards, R. (1981). *Human Muscle Function and Fatigue*. Ciba Foundation Symposium, 82, 1-18.
- Enoka, R.M. (2002). *Neuromechanics of Human Movement*. Human Kinetics. Boulder, CO.
- Falk, B. & Tenenbaum, G. (1996). The effectiveness of resistance training in children. A meta-analysis. *Sports Medicine*, 22(3), 176-186.
- Farina, D. & Negro, F. (2012). Accessing the neural drive to muscle and translation to neurorehabilitation Technologies. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 5, 3-14.
- Folland, J.P., Buckthorpe, M.W. & Hannah, R. (2014). Human capacity for explosive force production: neural and contractile determinants. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24, 894-906.
- Fournier, E. & Pierrot-Deseilligny, E. (1989). Changes in transmission in some reflex pathways during movement in humans. *News in physiological science*, 4, 29-32.
- Freddolini, M., Strike, S. & Lee, R. (2014). Dynamic stability of the trunk during unstable sitting in people with low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 39, 785-790.
- Fredericson, M. & Moore, T. (2005). Muscular balance, core stability, and injury prevention for middle- and long-distance runners. *Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America*, 16, 669-689.
- Frymoyer, J.W, Pope, M.H., Clements, J.H., Wilder, D.G., MacPherson, B. & Ashikaga, T. (1983). Risk factors in low-back pain. An epidemiological survey. *Journal of Bone & Joint Surgery. American volume*, 65(2), 213-218.

- Fukunaga, T., Funato, K & Ikegawa, S. (1992). The effects of resistance training on muscle area and strength in prepubescent age. *Annales of Physiological Anthropology*, 11(3), 357–364.
- Gill, K. P. & Callaghan, M. J. (1998). The Measurement of Lumbar Proprioception in Individuals With and Without Low Back Pain. *Spine*, 23(3), 371-377.
- Girolami, G.L., Shiratori, T. & Aruin, A.S. (2011). Anticipatory postural adjustments in children with hemiplegia and diplegia. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 988–997.
- Gomez, T.T. (1994). Symmetry of lumbar rotation and lateral flexion range of motion and isometric strength in subjects with and without low back pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 19(1), 42-48.
- Gordon, A.T., Ambegaonkar, J.P. & Caswell, S.V. (2013). Relationships between core strength, hip external rotator muscle strength, and star excursion balance test performance in female lacrosse players. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(2), 97-104.
- Graham, R.B. & Brown, S.H.M. (2012). A direct comparison of spine rotational stiffness and dynamic spine stability during repetitive lifting tasks. *Journal of Biomechanics*, 45(9), 1593–600.
- Granacher, U., Goesele, A., Roggo, K. & Kriemler, S. (2011). Effects and mechanisms of strength training in children. *International Journal of Sports Medicine*, 32(5), 357-364.
- Granacher, U., Lacroix, A., Muehlbauer, T., Roettger, K. & Gollhofer, A. (2013). Effects of core instability strength training on trunk muscle strength, spinal mobility, dynamic balance and functional mobility in older adults. *Gerontology*, 59(2), 105–113.
- Granacher, U., Schellbach, J., Klein, K., Prieske, O., Baeyens, J.P., Muehlbauer, T. (2014). Effects of core strength training using stable versus unstable surfaces on physical fitness in adolescents: a randomized controlled trial. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 6(1), 40.
- Granata, K.P. & Marras, W.S. (2000). Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability, *Spine*, 25, 1398–1404.
- Grey, M.J., Ladouceur, M., Andersen, J.B., Nielsen, J.B. & Sinkjaer, T. (2001). Group II muscle afferents probably contribute to the medium latency soleus stretch reflex during walking in humans. *Journal of Physiology-London*, 534(3), 925–933.
- Gruther, W., Wick, F., Paul B., Leitner, C., Posch, M., Matzner, M., Crevenna, R. & Ebenbichler, G. (2009). Diagnostic accuracy and reliability of muscle strength

- and endurance measurements in patients with chronic low back pain. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(8), 613-619.
- Gunning, J. L., Callaghan, J. P. & McGill, S. M. (2001). Spinal posture and prior loading history modulate compressive strength and type of failure in the spine: a biomechanical study using a porcine cervical spine model. *Clinical Biomechanics*, 16(6), 471-480.
- Guy, J.A. & Micheli, L.J. (2001). Strength training for children and adolescents. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 9(1), 29-36.
- Hall, L.M., Brauer, S., Horak, F., & Hodges, P.W. (2010). Adaptive changes in anticipatory postural adjustments with novel and familiar postural supports. *Journal of Neurophysiology*, 103(2), 968-976.
- Hammond, P.H. (1956). "The influence of prior instruction to the subject on an apparently involuntary neuro-muscular response." *The Journal of Physiology*, 132(1), 17-18.
- Hancock, M.J., Maher C.G. & Latimer J. (2008). Spinal manipulative therapy for acute low back pain: A clinical perspective. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 16, 198-203.
- Hansen, J.W. (1964). Postoperative management in lumbar disc protrusions. I. Indications, method and results. II. Follow-up on a trained and an untrained group of patients. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 17(Suppl 71), 1-47.
- Harter, R.A., Osternig, L.R., Singer, K.M., James, S.L., Larson, R.L., Jones, D.C. (1998). Long-term evaluation of knee stability and function following surgical reconstruction for anterior cruciate ligament insufficiency. *The American Journal of Sports Medicine*, 16, 434-443.
- Hasan, Z. (2005). "The human motor control system's response to mechanical perturbation: should it, can it, and does it ensure stability?" *Journal of Motor Behavior*, 37(6), 484-493.
- Hayden J.A., van Tulder M. & Tomlinson G. (2005). Systematic review: Strategies for using exercise therapy to improve outcomes in chronic low back pain. *Annales of Internal Medicine*, 142, 776-785.
- Heitkamp, H.C., Horstmann, T., Mayer, F., Weller, J. & Dickhuth, H.H. (201). Gain in strength and muscular balance after balance training. *International Journal of Sports Medicine*, 22(4), 285-290.
- Henchoz Y. & Kai-Lik S.A. (2008). Exercise and nonspecific low back pain: A literature review. *Joint Bone Spine*, 75, 533-539.
- Hendershot, B., Bazrgari, B., Muslim, K., Toosizadeh, N., Nussbaum, M. A. & Madigan, M. L. (2011). Disturbance and recovery of trunk stiffness and reflexive muscle responses following prolonged trunk flexion: influences of

- flexion angle and duration. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(3), 250-256.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Hermens, H. J. & Freriks, B. (1999). *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. The SENIAM CD-ROM (SENIAM 9). Enschede:Roessingh Research and Development.
- Hides, J.A., Richardson, C.A. & Jull, G.A. (1996). Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode lowback-pain. *Spine*, 21, 2763-2769.
- Hides, J.A., Stanton, W.R., Freke, M., Wilson, S., McMahon, S. & Richardson, C.A. (2011). MRI study of the size, symmetry and function of the trunk muscles among elite cricketers with and without low back pain. *Manual Therapy*, 16(3), 279-284.
- Hodges, P.W. & Richardson, C.A. (1999). Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 80, 1005-1012.
- 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, 2640-2650.
- Hodges, P.W. & Richardson, C.A. (1997b). Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. *Ergonomics*, 40(11), 1220-1230.
- 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. & Richardson, C.A. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. (1997a). *Experimental Brain Research*, 114(2), 362-370.
- Hoffer, J.A. & Andreassen, S. (1981)- "Regulation of soleus muscle stiffness in pre-mammillary cats: intrinsic and reflex components." *Journal of Neurophysiology*, 45(2), 267-285.
- Holm, S., Indahl, A. & Solomonow, M. (2002). Sensorimotor control of the spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(3), 219-234.
- Holtermann, A., Roeleveld, K., Engstrom, M. & Sand, T. (2007). Enhanced H-reflex with resistance training is related to increased rate of force development. *European Journal of Applied Physiology*, 101, 301-312.

- Horak, F.B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35, 2, 7-11.
- Hultman, G., Nordin, M., Saraste, H. & Ohisen, H. (1993). Composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. *Journal of Spinal Disorders*, 2, 114-123.
- Hwang, J.A., Bae, S.H., Do Kim, G. & Kim, K.Y. (2013). The effects of sensorimotor training on anticipatory postural adjustment of the trunk in chronic low back pain patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(9), 1189-1192.
- Inani, S.B. & Selkar S.P. (2013). Effect of core stabilization exercises versus conventional exercises on pain and functional status in patients with non-specific low back pain: A randomized clinical trial. *Journal of Back Musculoskeletal Rehabilitation*, 26, 37-43.
- Ito, T., Shirado, O., Suzuki, H., Takahashi, M., Kaneda, K. & Strax, T.E. (1996). Lumbar trunk muscle endurance testing: an inexpensive alternative to a machine for evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 75-79.
- Jacobs, J.V., Henry, S.M. & Nagle, K.J. (2009). People with chronic low back pain exhibit decreased variability in the timing of their anticipatory postural adjustments. *Behavioral Neuroscience*, 123(2), 455-458.
- Jacobs, J.V. & Horak, F.B. (2000). Cortical control of postural responses. *Journal of Neural Transmission*, 114(10), 1339-1348.
- Jacobs, J.V., Lou, J.S., Kraakevik, J.A. & Horak, F.B. (2009). The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience*, 164, 877-885.
- Jiroumaru, T., Kurihara, T., & Isaka, T. (2014). Measurement of muscle length-related electromyography activity of the hip flexor muscles to determine individual muscle contributions to the hip flexion torque. *SpringerPlus*, 3, 624.
- Juker, D., McGill, S., Kropf, P. & Steffen, T. (1998). Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30, 301-310.
- Kaigle, A.M., Holm, S.H & Hansson, T.H. (1997). Kinematic behavior of the porcine lumbar spine: a chronic lesion model, *Spine* 22, 2796-2806.
- Kaigle, A.M., Wessberg, P. & Hansson, T.H. (1998). Muscular and kinematic behavior of the lumbar spine during flexion-extension. *Journal of Spinal Disorders*, 11, 163-174.
- Kankaanpää, M., Laaksonen, D., Taimela, S., Kokko, S.M., Airaksinen, O. & Hanninen, O. (1998). Age, sex, and body mass index as determinants of back

- and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 1069–1075.
- Kanekar, N. & Aruin, A.S. (2014). Aging and balance control in response to external perturbations: role of anticipatory and compensatory postural mechanisms. *Age*, 36(3), 9621.
- Kanekar, N. & Aruin, A.S. (2014). Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: Effect of a single training session. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 400-405.
- Kasukawa, Y., Miyakoshi, N., Hongo, M., Ishikawa, Y., Noguchi, H., Murata, K., Kamo, K., Sasaki, H & Shimada, Y. (2009). Relationships between falls, spinal curvature, spinal mobility and back extensor strength in elderly people. *Journal of Bone & Mineral Metabolism*, 28(1), 82-87.
- Kean, C.O., Behm, D.G. & Young, W.B. (2006). Fixed foot balance training increases rectus femoris activation during landing and jump height in recreationally active women. *Journal of Sports Science & Medicine*, 5, 138-148.
- Keller T.S., Roy A.L. (2002) Posture-Dependent Isometric Trunk Extension and Flexion Strength in Normal Male and Female Subjects. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 15(4), 312-318.
- Kenny W.L., Wilmore J.H. & Costill D.L. (2012). *Physiology of Sport and Exercise*. 5th ed. Human Kinetics; Champaign, IL, USA.
- Kibler, W.B., Press, J. & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36(3), 189-198.
- Kim, K. (2010). Effects of core muscle strengthening training on flexibility, muscular strength and driver shot performance in female professional golfers. *International Journal of Applied Sports Science*, 22(1), 111–117.
- Kinetics.
- Kinzey, S. J. & Armstrong, C. W. (1998). The Reliability of the Star-Excursion Test in Assessing Dynamic Balance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 27(5), 356-360.
- Kohler, J.M., Flanagan, S.P. & Whiting, W.C. (2010). Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(2), 313-321.
- Kovacs, F. M., Gestoso, M., Real, M. T., López, J., Mufraggi, N. & Méndez, J. I. (2003). Risk factors for non-specific low back pain in schoolchildren and their parents: A population based study. *Pain*, 103(3), 259-268.

- Kraemer, W.J., Fleck, S.J. & Evans, W.J. (1996). Strength and power training: physiological mechanisms of adaptation. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 24, 363-397.
- Krismer M. & van Tulder M. (2007). Low back pain (non-specific). *Best Practice & Research: Clinical Rheumatology*, 21, 77-91.
- Kumar, S., Dufresne, R.M. & Van Schoor, T. (1995). Human trunk strength profile in lateral flexion and axial rotation. *Spine*, 20(2), 169-177.
- Ladeira, C.E., Hess, L.W., Galin, B.M., Fradera, S. & Harkness, M.A. (2005). Validation of an abdominal muscle strength test with dynamometry. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(4), 925-930.
- Lanuzzi, A., Pickar, J.G, Khalsa, P.S. (2011). Relationships between joint motion and facet joint capsule strain during cat and human lumbar spinal motions. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 34(7),420-431.
- Larivière, C., Gagnon, D., Gravel, D., Bertrand Arsenault, A., Dumas, J., Goyette, M. & Loisel, P. (2001). A triaxial dynamometer to monitor lateral bending and axial rotation moments during static trunk extension efforts. *Clinical Biomechanics*, 16(1), 80-83.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement*. Champaign, IL: Human kinetics.
- Latikka, P., Battie, M.C., Videman, T. & Gibbons, L.E. (1995). Correlations of isokinetic and psychophysical back lift and static back extensor endurance tests in men. *Clinical Biomechanics*, 10, 325-330.
- Lee, W.A., Buchanan, T.S. & Rogers, M.W. (1987). Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Experimental Brain Research*, 66, 257-270.
- 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 (Phila Pa 1976)*, 24(1), 54-57.
- Lee, D., Koh, D. & Ong, C.N. (1989). Statistical evaluation of agreement between two methods for measuring a quantitative variable. *Computers in Biology and Medicine*, 19, 61-70.
- Leetun, D.T., Ireland, M.L., Willson, J.D., Ballantyne, B.T. & Davis, I.M. (2004). Core Stability Measures as Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 926-934.
- Lehman, G. J., Story, S. & Mabee, R. (2005). Influence of static lumbar flexion on the trunk muscles' response to sudden arm movements. *Chiropractic & Osteopathy*, 13, 23.

- Leinonen, V., Kankaanpää, M., Luukkonen, M., Hänninen, O., Airaksinen, O. & Taimela, S. (2001). Disc herniation-related back pain impairs feed-forward control of paraspinal muscles. *Spine*, 26(16), 367–372.
- Lephart, S.M., Smoliga, J.M., Myers, J.B., Sell, T.C. & Tsai, Y. (2007). An Eight-Week Golf-Specific Exercise Program Improves Physical Characteristics, Swing Mechanics, and Golf Performance in Recreational Golfers. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 860.
- Liemohn, W.P., Baumgartner, T.A. & Gagnon, L.H. (2005). Measuring Core Stability. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(3), 583.
- Loenneke, J.P., & Pujol, T.J. (2009). The Use of Occlusion Training to Produce Muscle Hypertrophy. *Strength and Conditioning Journal*, 31(3), 77-84.
- Luoto, S., Heliovaara, M.H. & Hurri, H.S. (1995). Alaranta, tatic back endurance and the risk of low-back-pain. *Clinical Biomechanics*, 10, 323–324.
- Lust, K.R., Sandrey, M.A., Bulger, S.M. & Wilder, N. (2009). The Effects of 6-Week Training Programs on Throwing Accuracy, Proprioception and Core Endurance in Baseball. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18, 407-426.
- MacKenzie, B. (2005). Performance evaluation tests. Electric word pic, London.
- MacKinnon, C.D., Verrier, M.C. & Tatton, W.G. (2000). Motor cortical potentials precede long-latency EMG activity evoked by imposed displacements of the human wrist. *Experimental Brain Research*, 131(4), 477–490.
- Magnusson, M.L., Aleksiev, A., Wilder, D.G., Pope, M.H., Spratt, K. & Lee, S.H. (1996). European Spine Society-the AcroMed Prize for Spinal Research 1995. Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. *European Spine Journal*, 5(1), 23-35.
- Mannion, A.F. (1999). Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 363–377.
- Marsden, C.D., Merton, P.A. & Morton, H.B. (1972). "Servo action in human voluntary movement." *Nature*, 238, 140–143.
- Masharawi Y. & Nadaf N. (2013). The effect of non-weight bearing group-exercising on females with non-specific chronic low back pain: A randomized single blind controlled pilot study. *Journal of Back Musculoskeletal Rehabilitation*, 26, 353–359.
- Masharawi, Y., Rothschild, B., Dar, G., Peleg, S., Robinson, D., Been, E. & Hershkovitz, I. (2004). Facet orientation in the thoracolumbar spine: three-dimensional anatomic and biomechanical analysis. *Spine*, 29(16), 1755–1763.
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38(1), 35–56.

- Maus, U., Kieffer, O., Siebert, C.H., Müller-Rath, R., Andereya, S., Eisenhardt, D. & Miltner, O. (2010). Comparison of trunk muscle strength of soccer players with and without low back pain. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 148(4), 459-465.
- McGill, S.M. & Cholewicki, J. (2001). Biomechanical basis for stability: an explanation to enhance clinical utility. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 31(2),96-100.
- McGill, S.M. (2007). *Low Back Disorders: Evidence-Based Prevention and Rehabilitation*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- McGill, S.M., Juker, D. & Kropf, P. (1996) Quantitative intramuscular myoelectric activity of quadratus lumborum during wide variety of tasks. *Clinical biomechanics*, 11, 170-172.
- McGill, S.M., McDermott, A. & Fenwick, C.M. (2009). Comparison of different strongman events: trunk muscle activation and lumbar spine motion, load, and stiffness. *Journal of strength and conditioning research*, 23(4),1148-1161.
- Mcgregor, A., Anderton, L., & Gedroyc, W. (2002). The assessment of intersegmental motion and pelvic tilt in elite oarsmen. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(7), 1143-1149.
- Mendis, M.D., Wilson, S.J., Stanton, W. & Hides, J.A. (2010). Validity of real-time ultrasound imaging to measure anterior hip muscle size: a comparison with magnetic resonance imaging. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(9), 577-581.
- Merletti, R. & de Luca, C..J. (1989). *New Techniques in Surface Electromyography*. In: Desmedt J.E., editor. *Computer Aided Electromyography and Expert Systems*. volume 2. Elsevier; Amsterdam, The Netherlands; New York, NY, USA; Oxford, UK. pp. 115-124, Chapter 9 (Section 3).
- Merletti, R., Knaflitz, M. & De Luca, C. J.(1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology*, 69(5), 1810-1820.
- Miller, E.M., Bazrgari, B., Nussbaum, M.A. & Madigan, M.L. (2013). Effects of exercise-induced low back pain on intrinsic trunk stiffness and paraspinal muscle reflexes. *Journal of Biomechanics*, 46(4), 801-805.
- Miltner, O., Siebert, C. & Tschaeppe R. (2010). Volleyballspezifische Rumpfmuskelkraft bei professionellen und nicht professionellen Volleyballspielern. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 148(2), 204-209.

- Miyazaki, J., Murata, S., Horie, J., Uematsu, A., Hortobágyi, T. & Suzuki, S. (2013). Lumbar lordosis angle (LLA) and leg strength predict walking ability in elderly males. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 56(1), 141-147.
- Moreland, J., Finch, E., Stratford, P., Balsor, B. & Gill, C. (1997). Interrater reliability of six tests of trunk muscle function and endurance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26(4), 200-208.
- 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.
- Moseley, G.L., Nicholas, M.K. & Hodges, P.W. (2004). Does anticipation of back pain predispose to back trouble? *Brain*, 127(10), 2339-2347.
- Mueller, J., Engel, T., Mueller, S., Stoll, J., Baur, H. & Mayer, F. (2017). Effects of sudden walking perturbations on neuromuscular reflex activity and three-dimensional motion of the trunk in healthy controls and back pain symptomatic subjects. *PLoS ONE*, 12(3), e0174034.
- Mueller, J., Mueller, S., Stoll, J., Baur, H., Mayer, F. (2014). Trunk extensor and flexor strength capacity in healthy young elite athletes aged 11-15 years. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(5), 1328-1334.
- Muslim, K., Bazrgari, B., Hendershot, B., Toosizadeh, N., Nussbaum, M. A. & Madigan, M. L. (2013). Disturbance and recovery of trunk mechanical and neuromuscular behaviors following repeated static trunk flexion: influences of duration and duty cycle on creep-induced effects. *Applied Ergonomics*, 44(4), 643-651.
- Myer, G.D., Ford, K.R., Brent, J. & Hewett, T.E. (2006). The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes. *Journal of strength & conditioning research*, 20(2), 345-353.
- Mynark, R.G. & Kocejka, D.M. (2002). Down training of the elderly soleus H reflex with the use of a spinally induced balance perturbation. *Journal of Applied Physiology* (1985), 93(1), 127-133.
- Nadler, S.F., Malanga, G.A., Bartoli, L.A., Feinberg, J.H., Prybicien, M. & Deprince, M. (2002). Hip muscle imbalance and low back pain in athletes: influence of core strengthening. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(1), 9-16.
- Nakagawa, L. & Hoffman, M. (2004). Performance in Static, Dynamic, and Clinical Tests of Postural Control in Individuals with Recurrent Ankle Sprains. *Journal of Sport Rehabilitation*, 13(3), 255-268.

- Navalgund, A., Buford, J.A., Briggs, M.S. & Givens, D.L. (2013). Trunk muscle reflex amplitudes increased in patients with subacute, recurrent LBP treated with a 10-week stabilization exercise program. *Motor Control*, 17(1), 1-17.
- Nesser, T. W., Huxel, K. C., Tincher, J. L. & Okada, T. (2008). The Relationship Between Core Stability and Performance in Division I Football Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(6), 1750-1754.
- Nitz, A.J & Peck, D. (1986). Comparison of muscle spindle concentration in large and small human epaxial muscles acting in parallel combinations. *American surgeon*, 52, 273-277.
- Nouillot, P., Bouisset, S. & Do, M.C. (1992). Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? *Neuroscience Letters*, 147, 1-4.
- Nuzzo, J.L., McCaulley, G.O., Cormie, P., Cavill, M.J. & McBride, J.M. (2008). Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 1108-1112.
- Okada, T., Huxel, K.C. & Nesser, T.W. (2011). Relationship Between Core Stability, Functional Movement, and Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(1), 252-61.
- Oliver, G.D. & Di Brezzo, R. (2009). Functional balance training in collegiate women athletes. *Journal of strength & conditioning research*, 23(7), 2124-2212.
- O'Sullivan, P.B., Burnett, A., Floyd, A.N., Gadsdon, K., Logiudice, J., Miller, D. & Quirke, H. (2003). Lumbar repositioning deficit in a specific low back pain population. *Spine*, 28, 1074-1079.
- O'Sullivan, P., Dankaerts, W., Burnett, A., Straker, L., Bargon, G., Moloney, N. & Tsang, S. (2006). Lumbopelvic kinematics and trunk muscle activity during sitting on stable and unstable surfaces. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, 36(1), 19-25.
- Palmer, E. & Ashby, P. (1992). Evidence that a long latency stretch reflex in humans is transcortical. *Journal of Physiology*, 449, 429-40.
- 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.
- Pedersen, M., Essendrop, M., Skotte, J., Jorgensen, K. & Fallentin, N. (2007). Back muscle response to sudden trunk loading can be modified by training among healthcare workers. *Spine Journal*, 32 (13), 1454-1460.
- Pedersen, M.T., Randers, M.B., Skotte, J.H. & Krstrup, P. (2009). Recreational soccer can improve the reflex response to sudden trunk loading among

- untrained women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(9), 2621-2626.
- Pel, J.J., Spoor, C.W., Pool-Goudzwaard, A.L., Hoek van Dijke, G.A. & Snijders, C.J. (2008). Biomechanical analysis of reducing sacroiliac joint shear load by optimization of pelvic muscle and ligament forces. *Annals of Biomedical Engineering*, 36(3), 415-424.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*.
- Pfeifer, M., Begerow, B., Minne, H. W., Schlotthauer, T., Pospeschill, M., Scholz, M., Lazarescu, A.D. & Pollähne, W. (2001). Vitamin D status, trunk muscle strength, body sway, falls, and fractures among 237 postmenopausal women with osteoporosis. *Experimental and Clinical Endocrinology & Diabetes*, 109(02), 87-92.
- Plamondon, A., Marceau, C., Stainton, S. & Desjardins, P. (1999). Toward a better prescription of the prone back extension exercise to strengthen the back muscles. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 9, 226-232.
- Prieske, O., Muehlbauer, T. & Granacher, U. (2015). The Role of Trunk Muscle Strength for Physical Fitness and Athletic Performance in Trained Individuals: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 46(3), 401-419.
- Prieske, O., Muehlbauer, T., Borde, R., Gube, M., Bruhn, S., Behm, D.G., & Granacher, U. (2015). Neuromuscular and athletic performance following core strength training in elite youth soccer: Role of instability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(1), 48-56.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M.M. & Patel, T.C. (2000). Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(8), 947-954.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G.K. & Greene, H.S. (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*, 26(7), 724-730.
- Ramsay, J.A., Blimkie, C.J., Smith, K., Garner, S., MacDougall, J.D. & Sale, D.G. (1990). Strength training effects in prepubescent boys. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 22(5), 605-614.
- Reid J.G., Livingston L.A., Pearsall D.J. (1994). The geometry of the psoas muscle as determined by magnetic resonance imaging. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(6), 703-708.
- Richardson, C., Jull, G., Hodges, P. & Hides, J. (1999). *Therapeutic exercises for spinal segmental stabilization in low back pain*. London: Churchill Livingstone, Edinburgh, pp. 61-76.

- Richardson, C.A., Hodges, P.W. & Hides, J. (2004). *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization: A Motor Control Approach for the Treatment and Prevention of Low Back Pain*. 2 ed. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Robert, T. & Latash, M. L. (2008). Time evolution of the organization of multimuscle postural responses to sudden changes in the external force applied at the trunk level. *Neuroscience Letters*, 438(2), 238-241.
- Roberts, S., Eisenstein, S.M., Menage, J., Evans, E.H. & Ashton, K. (1995). Mechanoreceptors in intervertebral discs. Morphology, distribution, and neuropeptides. *Spine*, 20, 2645-2651.
- Saito, H., Yamanaka, M., Kasahara, S. & Fukushima, J. (2014). Relationship between improvements in motor performance and changes in anticipatory postural adjustments during whole-body reaching training. *Human Movement Science*, 37, 69-86.
- Sajko, S. & Stuber, K. (2009). Psoas Major: a case report and review of its anatomy, biomechanics, and clinical implications. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 53(4), 311-318.
- Sanchez-Zuriaga, D., Adams, M. A. & Dolan, P. (2010). Is activation of the backmuscles impaired by creep or muscle fatigue? *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(5), 517-525.
- Santos, M.J., Kanekar, N. & Aruin, A.S. (2010). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 388-397.
- Sato, K. & Mokha, M. (2009). Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners? *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(1), 133-140.
- Sato, T., Ito, T., Hirano, T., Morita, O., Kikuchi, R., Endo, N. & Tanabe, N. (2008). Low back pain in childhood and adolescence: A cross-sectional study in Niigata City. *European Spine Journal*, 17(11), 1441-1447.
- Schleip, R., Vleeming, A., Lehmann-Horn, F. & Kingler W. (2007). Letter to the Editor concerning 'A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction' (M. Panjabi) *European Spine Journal*, 16(10), 1733-1735.
- Schwab, R., Johnson, G. O., Housh, T. J., Kinder, J. E., & Weir, J. P. (1993). Acute effects of different intensities of weight lifting on serum testosterone. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 25(12).
- Sharma, M., Langrana, N. A, Rodriguez, J. (1995). Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(8), 887-900.

- Sharrock, C., Cropper, J., Mostad, J., Johnson, M. & Malone, T. (2011). A pilot study of core stability and athletic performance: Is there a relationship? *International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(2), 63–74.
- Shemmell, J., Krutky, M. A., & Perreault, E. J. (2010). Stretch sensitive reflexes as an adaptive mechanism for maintaining limb stability. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 121(10), 1680–1689.
- Shenoy, S., Balachander, H. & Sandhu, J.S. (2013). Long latency reflex response of superficial trunk musculature in athletes with chronic low back pain. *Journal of Back & Musculoskeletal Rehabilitation*, 26(4), 445–450.
- Shirado, O., Ito, T., Kaneda, K., & Strax, T. E. (1995). Flexion-Relaxation Phenomenon In The Back Muscles. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 74(2), 139-144.
- Shiratori, T. & Latash, M. (2000). The roles of proximal and distal muscles in anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on rollerskates. *Clinical Neurophysiology*, 613–623.
- Shiratori, T. & Latash, M.L. (2001). Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. *Clinical Neurophysiology*, 112:1250–1265.
- Sihvonen, T., Partanen, J., Hänninen, O. & Soimakallio, S. (1991). Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(13), 1080-1087.
- Simmonds, M.J., Olson, S.L., Jones, S., Hussein, T., Lee, C.E., Novy, D. & Radwan, H. (1998). Psychometric characteristics and clinical usefulness of physical performance tests in patients with low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23(22), 2412-2421.
- Sinkjaer, T. & Hayashi, R. (1989). "Regulation of wrist stiffness by the stretch reflex." *Journal of Biomechanics*, 22(11-12), 1133–1140.
- Sjolander, P., Johansson, H. & Djupsjobacka, M. (2002). The sensory function of ligaments. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, 167–176.
- Skoog, B. (1996). A comparison of the effects of two antispastic drugs, tizanidine and baclofen, on synaptic transmission from muscle spindle afferents to spinal interneurons in cats. *Acta Physiologica Scandinavica*, 156(1), 81–90.
- Slijper, H. & Latash, M. (2000). The effects of instability and additional hand support on anticipatory postural adjustments in leg, trunk, and arm muscles during standing. *Experimental Brain Research*, 135, 81–93.
- Solomonow, M. (2009). Ligaments: a source of musculoskeletal disorders. *Journal of Body Movement Therapy*, 13(2), 136-154.

- Solomonow, M., Eversull, E., He Zhou, B., Baratta, R. V. & Zhu, M. P. (2001). Neuromuscular neutral zones associated with viscoelastic hysteresis during cyclic lumbar flexion. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(14), E314-324.
- Stanforth, D., Stanforth, P. R., Hahn, S. R & Phillips, A. (1998). A 10-week training study comparing Resistaball and traditional trunk training. *Journal of Dance Medicine & Science*, 2(4), 134-140.
- Stanton, R., Reaburn, P. R. & Humphries, B. (2004). The Effect of Short-Term Swiss Ball Training on Core Stability and Running Economy. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(3), 522.
- Stark, T., Walker, B., Phillips, J.K., Fejer, R. & Beck, R. (2011). Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM & R*, 3(5), 472-479.
- Strang, A.J. & Berg, W. P. (2007). Fatigue-induced adaptive changes of anticipatory postural adjustments. *Experimental Brain Research*, 178(1), 49-61.
- Sukalinggam, C. L., Sukalinggam, G. L., Kasim, F. & Yusof, A. (2012). Stability Ball Training on Lower Back Strength has Greater Effect in Untrained Female Compared to Male. *Journal of Human Kinetics*, 33, 133-141.
- Suri, P., Kiely, D. K., Leveille, S. G., Frontera, W. R. & Bean, J. F. (2009). Trunk Muscle Attributes Are Associated With Balance and Mobility in Older Adults: A Pilot Study. *Pm&r: the journal of injury, function and rehabilitation*, 1(10), 916-924.
- Swezey, R.L., Swezey, A. & Adams, J. (2000). Isometric progressive resistive exercise for osteoporosis. *Journal of Rheumatology*, 27(5), 1260-1264.
- Szpalski, M., Gunzburg, R., Balagué, F., Nordin, M. & Mélot, C. A. (2002). 2-year prospective longitudinal study on low back pain in primary school children. *European Spine Journal*, 11(5), 459-464.
- Tayashiki, K., Maeo, S., Usui, S., Miyamoto, N. & Kanehisa, H. (2016). Effect of abdominal bracing training on strength and power of trunk and lower limb muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 116(9), 1703-1713.
- Tesh, K.M., Dunn, J.S., Evans & J.H. (1987). The abdominal muscles and vertebral stability. *Spine (Phila Pa 1976)*, 12, 501-508.
- Thistle, H.G., Hislop, H.J., Moffroid, M. & Lowman, E.W. (1967). Isokinetic contraction: a new concept of resistive exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 48(6), 279-282.
- Tong, T.K., Wu, S. & Nie, J. (2014). Sport-specific endurance plank test for evaluation of global core muscle function. *Physical Therapy in Sport*, 15(1), 58-63.

- Tsai, Y.S., Sell, T.C., Myers, J.B., McCrory, J.L., Laudner, K.G., Pasquale, M.R. & Lephart, S. (2004). The relationship between hip muscle strength and golf performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(5), S9.
- Tsao, H. & Hodges, P.W. (2007). Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Experimental Brain Research*, 181(4), 537-546.
- Tsao, H. & Hodges, P.W. (2008). Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(4), 559-567.
- Tse, M. A., Mcmanus, A. M. & Masters, R. S. (2005). Development and Validation of a Core Endurance Intervention Program: Implications for Performance in College-Age Rowers. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 547.
- Tveit, P., Daggfeldt, K., Hetland, S. & Thorstensson, A. (1994). Erector spinae lever arm length variations with changes in spinal curvature. *Spine*, 19, 199-204.
- Ullrich, P.F. (2014). *Low Impact Aerobic Exercise*. [(accessed on 15 November 2014)]. Available online: <http://www.spine-health.com/wellness/exercise/low-impact-aerobic-exercise>.
- van Dieën, J.H., Cholewicki, J. & Radebold, A. (2003). Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(8), 834-841.
- Vanderthommen, M. & Duchateau, J. (2007). Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 35(4), 180-185.
- Vasseljen, O., Unsgaard-Tøndel, M., Westad, C., Mork, P.J. (2012). Effect of core stability exercises on feed-forward activation of deep abdominal muscles in chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Spine (Phila Pa 1976)*, 37(13), 1101-1118.
- Vera-Garcia, F.J., Grenier, S.G. & McGill, S.M. (2000). Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical Therapy*, 80, 564-569.
- Vila-Cha, C., Falla, D. & Farina, D. (2010). Motor unit behavior during submaximal contractions following six weeks of either endurance or strength training. *Journal of Applied Physiology*, 109, 1455-1466.
- Visser, J.J., Hoogkamer, J.E., Bobbert, M.F. & Huijing, P.A. (1990). Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(5-6), 453-460.

- Vleeming, A. & Willard, F.H. (2010). Force closure and optimal stability of the lumbopelvic region. In: Vleeming A, editor. 7th Interdisciplinary World Congress on Low Back & Pelvic Pain. Los Angeles: Worldcongress LBP Foundation, pp. 23–35.
- Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A.L., Stoeckart, R., Wingerden, J.V. & Snijders, C. J. (1995). The Posterior Layer of the Thoracolumbar Fascia|Its Function in Load Transfer From Spine to Legs. *Spine*, 20(7), 753-758.
- Voglar, M. & Šarabon, N. (2014). Reflex delays of the trunk muscles in response to postural perturbations: a reliability study. *Journal of Biomechanics*, 47(11), 2807-2812.
- Wahl, M.J. & Behm, D.G. (2008) Not all instability training devices enhance muscle activation in highly resistance trained individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(4), 1360–1370.
- Walsworth, M. (2004). Lumbar paraspinal electromyographic activity during trunk extension exercises on two types of exercise machines. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 44(4), 201-207.
- Ward, S.R., Eng, C.M., Smallwood, L.H., & Lieber, R.L. (2009). Are Current Measurements of Lower Extremity Muscle Architecture Accurate? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467(4), 1074–1082.
- Weir, A., Darby, J., Inklaar, H., Koes, B., Bakker, E. & Tol, J.L. (2010). Core stability: inter- and intraobserver reliability of 6 clinical tests. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 20(1), 34-38.
- Weston, M., Hibbs, A. E., Thompson, K. G. & Spears, I. R. (2015). Isolated Core Training Improves Sprint Performance in National-Level Junior Swimmers. *International Journal of Sports Physiology and Performance* , 10(2), 204-210.
- Wilder, G.H., Pope, M.H. & Frymoyer, J.W. (1988). The biomechanics of lumbar disc herniation and the effect of overload and instability, *Journal of Spinal Disorders* 1,, 16–32.
- Wilke, H.J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T. & Claes, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(8), 755-762.
- Wilke, H.J., Wolf, S., Claes, L.E., Arand, M., Wiesend, A. (1995). Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine*, 20, 192-198.
- Willardson, J.M. (2007). Core stability training: applications to sports conditioning programs. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 979–985.

- Winter, D.A., Rau, G., Kedefors, R., Broman, H. & DeLuca, C.J. (1980). *Units, Terms and Standards in the Reporting of EMG Research*. Boston, MA: International Society of Electrophysiological Kinesiology.
- Wojtys, E.M., Huston, L.J., Taylor, P.D. & Bastian, S.D. (1996). Neuromuscular adaptations in isokinetic, isotonic, and agility training programs. *American Journal of Sports Medicine*, 24(2), 187–192.
- Wolf, S.L., Segal, R.L., Heter, N.D. & Catlin, P.A. (1995). Contralateral and long latency effects of human biceps brachii stretch reflex conditioning. *Experimental Brain Research*, 107(1), 96-102.
- Woodley, S.J. & Mercer, S.R. (2005) Hamstring muscles: architecture and innervation. *Cells Tissues Organs* 179(3), 125-141.
- Yahia, L.H, Pigeon, P. & DesRosiers, E.A. (1993). Viscoelastic properties of the human lumbodorsal fascia. *Journal of Biomedical Engineering*, 15(5), 425–429.
- Yiou, E., Mezaour, M. & Le Bozec, S. (2009). Anticipatory postural adjustments and focal performance during bilateral forward-reach task under different stance conditions. *Motor Control*, 13:142–160.
- Zazulak, B., Cholewicki, J., & Reeves, N. P. (2008). Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 16(9), 497–505.
- Zazulak, B.T., Hewett, T.E. & Reeves, N.P. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic Study. *American Journal of Sports Medicine*, 35 (7), 1123-1130.
- Zech, A., Hübscher, M., Vogt, L., Banzer, W., Hänsel, F., Pfeifer, K. (2010). Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: a systematic review. *Journal of Athletic Training*, 45(4), 392-403.
- Zwick, E.B. & Konrad, P. (1993). *The EMG Handbook*. Berlin: Noraxon EMG.