

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

APLIKATIVNA KINEZILOGIJA

**PONOVLJIVOST SAMODEJNIH
AKTIVACIJSKIH VZORCEV MIŠIC
TRUPA IZZVANIH Z RAZLIČNIMI
NENADNIMI MEHANSKIMI
MOTNJAMI**

Magistrsko delo

MENTOR
doc. dr. Nejc Šarabon

Avtor
MATEJ VOGLAR

Koper, 2012

UNIVERZA NA PRIMORSKEM

UNIVERSITÀ DEL LITORALE / UNIVERSITY OF PRIMORSKA

FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

FACOLTÀ DI SCIENZE MATEMATICHE NATURALI E TECNOLOGIE INFORMATICHE

FACULTY OF MATHEMATICS, NATURAL SCIENCES AND INFORMATION TECHNOLOGIES

Glagoljaška 8, SI - 6000 Koper

Tel.: (+386 5) 611 75 70

Fax: (+386 5) 611 75 71

www.famnit.upr.si

info@famnit.upr.si

IZJAVA O AVTORSTVU MAGISTRSKEGA DELA

Podpisani Matej Voglar študent magistrskega študijskega programa 2. stopnje Aplikativna kineziologija,

izjavljam,

da je magistrsko delo z naslovom "Ponovljivost samodejnih aktivacijskih vzorcev mišic trupa izzvanih z različnimi nenadnimi mehanskimi motnjami"

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

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

Podpis študenta:

V Kopru, dne 27.08.2012

ZAHVALA

*Posebno zahvalo namenjam mentorju doc. dr. Nejcu Šarabonu. Hvala za usmeritev,
nasvete in spodbude.*

*Zahvala podjetju S2P – znanost v prakso za izdelavo tehničnih in programskih
rešitev.*

*Zahvala vsem, ki ste pomagali pri izvedbi meritev in pri pregledu obsežne količine
podatkov.*

*Borutu za številne koristne nasvete pri pisanju magistrskega dela in Alenki za
lektoriranje.*

*Ne nazadnje neizmerna hvala Bojani in mojim najbližjim za pomoč, razumevanje in
podporo.*

Ime in PRIIMEK: Matej VOGLAR

Naslov magistrskega dela: Ponovljivost samodejnih aktivacijskih vzorcev mišic trupa izzvanih z različnimi nenadnimi mehanskimi motnjami

Kraj: Koper Leto: 2012

Število listov: 40 Število slik: 10 Število tabel: 4

Število prilog: 1 Št. strani prilog: 1 Število referenc: 82

Mentor: doc. dr. Nejc Šarabon

UDK: 612.06:796(043.2)

Ključne besede: živčno-mišična kontrola, stabilizacija trupa, anticipatorne posturalne prilagoditve, posturalne reakcije, bolečina v križu

Povzetek: UVOD: Mehanske motnje stabilnosti trupa, ki so lahko posledica hotenih gibov ali vplivov iz okolja, zahtevajo hitre prilagoditve drže. Živčno-mišična kontrola predvidi in/ali zazna spremenjene zahteve za ohranitev stabilnosti ter ukrepa s spremembo mišične aktivnosti. Na podlagi poročil sorodnih študij in izkušenj iz predhodno izvedene pilotske študije smo razvili štiri protokole merjenja teh sprememb. Cilj naloge je bil preveriti ponovljivost omenjanih merilnih protokolov in določiti minimalno število ponovitev merjenja, ki bo še zagotovilo visoko ponovljivost znotraj obiska (intra-klasni korelacijski koeficient (ICCs) $> 0,85$) in srednjo ponovljivost med obiskoma (ICCs $> 0,60$). METODE: V raziskavi je sodelovalo 24 subjektov brez strukturnih sprememb lokomotornega aparata in brez nevroloških izpadov. Trinajst od teh subjektov je v 30-ih dneh opravilo enake meritve ponovno za določanje ponovljivosti med obiskoma. Udeleženci so izvedli meritve anticipatornih posturalnih prilagoditev na hitre gibe rok, meritve posturalnih reakcij na nenadne obremenitve preko rok ter meritve reakcij na nenadne razbremenitve preko rok v smeri upogiba in v smeri iztega trupa. Pri vsakem merjenju so opravili 40 ponovitev. S površinsko elektromiografijo smo spremljali odzive devetih mišic trupa. REZULTATI: Visoka ponovljivost (ICCs $> 0,85$) znotraj obiska in srednja ponovljivost (ICCs $> 0,60$) med obiskoma je bila dosežena pri vseh štirih protokolih in pri večini spremljanih mišic. Standardna napaka meritev znotraj obiska je bila pri vseh štirih metodah nizka (od 2,8 ms do 8,6 ms). Med obiskoma se je povečala, a ostala pri vseh protokolih pri večini mišic pod 13 ms. ZAKLJUČEK: Najvišjo ponovljivost odzivov iztegovalk trupa znotraj obiska in med obiskoma smo izmerili pri metodi merjenja odzivov na nenadno obremenitev. Pri upogibalkah trupa je bila najvišja ponovljivost izmerjena pri metodi odzivov na nenadne razbremenitve v smeri upogiba trupa. Metodološka dognanja kažejo na možnost večje avtomatizacije prepoznave odzivov, kar bi omogočilo širšo praktično uporabnost merilnih protokolov.

Name and SURNAME: Matej Voglar

Title of master thesis: Repeatability of trunk muscles` activation patterns evoked by different sudden mechanical perturbations

Place: Koper Year: 2012

Number of pages: 40 Number of pictures: 10 Number of tables: 4

Number of enclosures: 1 Number of enclosure pages: 1

Number of references: 82

Mentor: Assist. Prof. Nejc Šarabon

UDC: 612.06:796(043.2)

Key words: neuro-muscular control, trunk stability, anticipatory postural adaptations, postural reactions, low back pain

Abstract: INTRODUCTION: The purpose of this study was to investigate anticipatory postural adjustments to voluntary movement and compensatory postural reactions to unexpected external perturbations. We developed four different protocols based on the literature and experiences from the pilot study. The goal of this study was to investigate repeatability of these protocols and to define minimal number of repetitions needed to achieve good within visit (intraclass correlation coefficient (ICCs) > 0.85) and moderate between visits repeatability (ICCs > 0.60). METHODS: 24 healthy subjects participated in the study. We assessed anticipatory postural adaptations to fast arm rising, postural reactions to unexpected arm loading and postural reactions to unexpected force release in the direction of trunk flexion and trunk extension. With surface electromyography we monitored activation timing of 9 trunk muscles. 40 repetitions of each test were performed and 13 subjects repeated test protocol within 30 days to determine between visit repeatability. RESULTS: Good within visit repeatability (ICCs > 0.85) and moderate between visit repeatability (ICCs > 0.60) was reached with all four protocols in most monitored trunk muscles. Standard error of measurement within visit was low (from 2.8 ms do 8.6 ms). Between visits standard error of measurement was higher but still less than 13 ms for most monitored muscles in all four protocols. CONCLUSION: The highest within visit and between visits repeatability of trunk extensor muscles was reached with sudden loading protocol. Trunk flexor muscles, reached the highest repeatability with protocol of sudden force release in direction of the trunk flexion. Methodological findings of these study show possibility of better automatization of the signal processing. Easier and faster signal processing would have practical value and would enable the usage of such protocols in everyday practice.

KAZALO VSEBINE

1 UVOD	1
2 PREDMET, PROBLEM, NAMEN	8
2.1 Površinska elektromiografija.....	9
2.2 Anticipacijske posturalne prilagoditve	11
2.3 Posturalne reakcije na motnje.....	16
3 CILJI IN HIPOTEZE	19
3.1 Cilji.....	19
3.2 Hipoteze.....	19
4 METODE.....	20
4.1 Subjekti	20
4.2 Priprava merjencev in zajem signalov	20
4.3 Predhodna pilotska raziskava in razvoj opreme	22
4.4 Raziskovalni protokoli.....	26
4.5 Meritve anticipacijskih posturalnih prilagoditev	27
4.6 Merjenje posturalnih reakcij na obremenitve.....	27
4.7 Merjenje posturalnih reakcij na nenadno razbremenitev	28
4.8 Vrednotenje signalov in statistična obdelava podatkov	31
5 REZULTATI	33
5.1 Anticipatorne posturalne prilagoditve.....	33
5.2 Posturalne reakcije na nenadne obremenitve	36
5.3 Nenadne razbremenitve.....	39
6 RAZPRAVA.....	45
6.1 Anticipatorne posturalne prilagoditve.....	46
6.2 Posturalne reakcije na obremenitve	49
6.3 Posturalne reakcije na razbremenitve	53
6.4 Razbremenitev v smeri upogiba trupa.....	53
6.5 Razbremenitev v smeri iztega trupa.....	56
7 ZAKLJUČEK.....	59
8 VIRI	62
PRILOGE	69
KAZALO PRILOG.....	70

KAZALO TABEL

Tabela 1: Parametri ponovljivosti za anticipatorne posturalne prilagoditve	34
Tabela 2: Nenadna obremenitev	37
Tabela 3: Nenadna razbremenitev v smeri upogiba trupa	40
Tabela 4: Nenadna razbremenitev v smeri iztega trupa	43

KAZALO SLIK

Slika 1: Postavitev elektrod.	21
Slika 2: Merjenje posturalnih reakcij na nenadno obremenitev v pilotski študiji. ..	23
Slika 3: Elektrokardiogram.	24
Slika 4: EKG artefakti znotraj EMG signal mišice trebušne stene.....	25
Slika 5: Ročni in avtomatski mehanizem za sprostitev bremena.	26
Slika 6: Metoda merjenja anticipatornih posturalnih prilagoditev.	27
Slika 7: Metoda merjenja odzivov mišic trupa na nenadne obremenitve preko rok	28
Slika 8: Metoda merjenja odzivov mišic trupa na nenadne razbremenitve preko rok, v smeri upogiba trupa	29
Slika 9: Metoda merjenja odzivov mišic trupa na nenadne razbremenitve preko rok, v smeri iztega trupa	30
Slika 10: EMG odziv mišice trupa na nenadno razbremenitev.....	32

1 UVOD

Evolucijski prehod človeka iz štirinožnega v pokončen dvonožni položaj je povzročil številne anatomske in funkcionalne prilagoditve. Povečala se je zahtevnost uravnavanja razmerja dveh nasprotnih funkcij, to sta mobilnost in stabilnost. Največje spremembe so se zgodile v predelu hrbtenice, saj se je nanjo prenesla celotna masa zgornjega dela telesa. Posledično so se povečale sile, ki delujejo na spodnji del hrbta in medenico. Funkcija mišic se je novim zahtevam prilagodila. Nekatere mišice so se prilagodile in omogočile upiranje gravitaciji. Proste roke so omogočile rokovanje s predmeti in hiter vsestranski nadaljnji razvoj vrste. Skupaj z zmanjšanjem podporne ploskve, višjim težiščem telesa in velikim številom prostosti gibanja se je povečala zahtevnost ohranjanja drže in ravnotežnega položaja.

Držo lahko opredelimo kot relativni položaj med posameznimi deli telesa in njihov položaj v prostoru. Dodatno pomemben referenčni okvir je polje gravitacije. Uravnavanje drže glede na silo gravitacije je pomembno za ohranjanje ravnovesja drže. Ravnovesje drže je opredeljeno kot stanje, v katerem so vse sile, ki delujejo na telo uravnotežene tako, da telo ohranja položaj (statično ravnovesje) ali je zmožno izvedbe načrtovanega gibanja (dinamično ravnovesje) brez izgube ravnotežja (Kandel, Schwartz, & Jessell, 2000). Za potrebe magistrskega dela bomo smatrali ravnotežje kot stanje, v katerem so sile v takem ravnovesju, da je telo sposobno ohraniti položaj ali izvesti načrtovano gibanje. Poenostavljeno lahko smatramo telo kot negibljivo celoto, katere ravnotežje je zagotovljeno, kadar je projekcija sile težišča na podlago znotraj podporne ploskve. Lokalno mora biti vsak segment telesa uravnotežen glede na segment pod njim (Bouisset & Do, 2008). Vzdrževanje pokončne drže je aktiven proces, saj pasivne strukture same ne morejo zagotoviti ravnotežja. Drža je znotraj meja podporne ploskve stabilna, dokler so notranje sile zadostne, da kljubujejo motnjam (Bouisset & Do, 2008). S pojmom stabilnosti opisujemo torej sposobnost posameznika, da se upira motnjam (Haywood & Getchell, 2009), pri čemer govorimo o globalni stabilnosti ali stabilnosti telesa kot celote.

V sedemdesetih letih so raziskovalci začeli opisovati koncept stabilizacije hrbtenice (Barr, Griggs, & Cadby, 2005). Zadnjih nekaj desetletij je bilo veliko pozornosti klinične prakse in raziskovanja usmerjeno v lokalno stabilnost trupa, predvsem v stabilnost jedra (ang. core stability), ki se najpogosteje nanaša na stabilnost ledveno medeničnega predela (Willson, Dougherty, Ireland, & Davis, 2005). Potrebna je bila natančna opredelitev stabilnosti, ki je primerna za mišično-skeletni

sistem in hkrati v skladu z mehanskimi ter fiziološkimi zahtevami. Stabilnost trupa je opredeljena kot sposobnost, da se trup po motnji povrne v stanje, ki je podobno tistemu pred motnjo ali nadaljuje načrtovano gibanje (Reeves, Narendra, & Cholewicki, 2007; Zazulak, Cholewicki & Reeves, 2008). Panjabi (1992), eden izmed pionirjev na tem področju, pravi, da je naloga stabilizacijskega sistema hrbtenice zagotoviti stabilnost hrbtenice ob spremembah položaja ter stabilnost za ohranjanje položaja ob delovanju statičnih in dinamičnih obremenitev. Stabilizacijski sistem hrbtenice je razdelil v tri podsisteme, to so pasivni podsistem, aktivni podsistem in kontrolni podsistem.

Pasivni podsistem zajema vretenca, sklepe, sklepne kapsule, medvretenčne ploščice, in ligamente. K pasivnemu sistemu lahko štejemo tudi pasivne mehanske lastnosti mišic in fascij. Glavna funkcija pasivnih struktur je prenos sil med posameznimi segmenti in omejevanje gibanja (Bergmark, 1989). Pasivni sistem ima pomembnejšo stabilizacijsko vlogo proti končnim obsegom giba, kjer pride do napetosti pasivnih struktur. V predelu nevtralne drže delujejo pasivne strukture predvsem kot receptorji položaja in gibanja v funkciji kontrolnega podsistema. Poškodbe pasivnih struktur so posledica preobremenitve zdravih struktur ali normalne obremenitve šibkih struktur (Panjabi, 1992). Strukture so lahko šibke zaradi degeneracije ali bolezni. Možna posledica je disfunkcija pasivnega podsistema, kar lahko zahteva spremembe v aktivnem podsistemu.

Aktivni podsistem zajema mišice in kite, ki varujejo ledveno hrbtenico pred prekomernimi gibi in omogočajo vzdrževanje pokončnega položaja. Bergmark (1989) je aktivni podsistem razdelil in opisal s klinično uporabnim konceptom lokalnih in globalnih mišic. Vse mišice, ki potekajo med medenico in prsnim košem ter imajo narastišče ali prijemališče na vretencih, pripadajo lokalnemu sistemu (razen m. psoas, ki ima globalno mehansko vlogo). Naloga lokalnega sistema je vzdrževanje mehanske togosti hrbtenice in omejevanje medsegmentnega gibanja. Togost je dosežena s specifičnim vzorcem aktivacije, ki je odvisen od položaja sklepa in obremenitve hrbtenice (Barr idr., 2005). Aktivacijski vzorci globalnih mišic kažejo na njihovo kombinirano vlogo stabilizatorjev trupa, generatorjev navorov in prenašalcev obremenitve med spodnjimi udi, medenico, hrbtenico, trupom in zgornjimi udi. Globalni sistem uravnoteži zunanje sile do te mere, da jih lahko lokalni sistem obvlada. Posledično relativno velike zunanje mehanske motnje povzročijo le majhne mehanske motnje na ravni ledvene hrbtenice. Lokalni sistem je tako odvisen od velikosti (ne razporejenosti) zunanjih sil in od položaja ledvene hrbtenice (Bergmark, 1989). Zaradi degeneracije, bolezni ali poškodbe lahko aktivni

sistem razvije zmanjšano sposobnost sprejemanja in/ali izvajanja ukazov iz kontrolnega podsistema (Panjabi, 1992).

Kontrolni podsistem je Panjabi (1992) opredelil kot živčni podsistem, ki sprejema informacije iz senzoričnih organov, določi zahteve stabilnosti hrbtenice in preko prilagoditev aktivnega podsistema doseže stabilnost. Napetost posamezne mišice se neprestano nadzoruje in prilagaja. Kontrolni podsistem mora aktivirati prave mišice v pravem času in s pravo jakostjo, da zaščiti hrbtenico pred poškodbami ter hkrati omogoči načrtovano gibanje (Barr idr., 2005). Aktivacija mišic je osrednja tema magistrskega dela, zato je potrebna natančnejša opredelitev kontrolnega podsistema.

V literaturi se pojavlja različno poimenovanje mehanizmov uravnavanja mišične aktivnosti. V angleški literaturi se pogosto pojavlja izraz motorična kontrola (ang: motor control), ki je opredeljena kot zmožnost prilagajanja ali upravljanja mehanizmov potrebnih za gibanje (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Motorična kontrola v svojem imenu in definiciji ne izpostavlja senzorične komponente gibanja, ki je ključna za ohranjanje stabilnosti. Drug pogost izraz v angleški literaturi je živčno-mišična kontrola ali živčno-mišični nadzor (ang: neuro-muscular control) (Cholewicki idr., 2002; Hammill, Beazell, & Hart, 2008; Zazulak idr., 2008; Zazulak, Hewett, Reeves, Goldberg, & Cholewicki, 2007). Pojavi se dilema uporabe izraza v slovenskem jeziku, saj sta možna oba prevoda. Dilema se pojavi predvsem z vidika motorične komponente. Nadzor je v slovarju slovenskega knjižnega jezika opredeljen kot sistematično pregledovanje, spremljanje poteka ali razvoja, medtem ko je kontrola opredeljena kot ugotavljanje dejanskega stanja, ugotavljanje skladnosti ter tudi kot prevlada in oblast (možnost vplivati na koga, da ravna po določenih zahtevah oz. možnost vplivati na kaj). Predvsem slednje lahko opiše relacijo med centralnim živčnim sistemom (CŽS) in mišico z vidika motorične komponente gibanja. Za potrebe magistrske naloge bomo uporabljali izraz živčno-mišična kontrola.

Hrbtenica je brez koordiniranega delovanja aktivnih elementov zelo nestabilna. Preparati hrbtenice brez mišične podpore se ukrivijo in vdajo že ob 90N aksialne obremenitve (Crisco & Panjabi, 1992). Veliko poudarka je v literaturi namenjenega živčno-mišični kontroli mišic multifidus (MF) in transversus abdominis (TrA). Obe mišici sta normalno aktivirani pred izvedbo hotenih gibov in sodita med lokalne stabilizatorje. Mišici MF in TrA med funkcijo nista tonično ko-aktivirani. Sklepamo lahko, da je kontrola TrA neodvisna od drugih mišic, ki zagotavljajo pokončno držo

(Hodges, 1999, 2001). Čeprav je mišica TrA aktivirana prej kot mišica MF je možno, da se njun mehanski efekt zgodi simultano. Razlog je daljša elektromehanična zakasnitev mišice TrA, ki je posledica dolge elastične anteriorne fascije (MacDonald, Moseley, & Hodges, 2006). Anatomijski in biomehanski dokazi podpirajo klinična predvidevanja o stabilizacijski funkciji globoke plasti mišice MF, ki omogočajo kontrolo posameznega segmenta medvretenčnega gibanja brez povzročitve gibalnega momenta in brez ko-kontrakcije abdominalnih mišic (MacDonald idr., 2006). Aktivacija mišice TrA med različnimi hotenimi gibi ramenskega sklepa pri zdravi populaciji ne kaže značilnih časovnih razlik (Hodges & Richardson, 1997). To kaže na funkcijo, ki je neodvisna od smeri giba, kot sta povečanje togosti hrbtenice preko povečanja intra-abdominalnega pritiska in/ali preko napenjanja torakolumbalne fascije.

Mišice TrA, diafragma in mišice medeničnega dna tvorijo zaprto abdominalno votlino. Njihova koordinirana ko-aktivacija omogoča povečanje intra-abdominalnega pritiska, namenjenega kontroli stabilnosti hrbtenice (Hodges, 1999) brez hkratnega povečanja kompresijskih sil na hrbtenico (Bergmark, 1989). Intra-abdominalni pritisk ima lokalno (prečno delujoče sile na ledveno hrbtenico) in globalno vlogo (prenos sile med medenico in prsnim košem) (Hodges, Butler, McKenzie, & Gandevia, 1997). Ko-aktivacija diafragme in TrA, dokazana v študiji, je v nasprotju z njuno antagonistično funkcijo med dihanjem, kar kaže na vključenost še drugih živčnih poti, ne le klasičnih respiratornih centrov (Hodges idr., 1997). Nesmiselno je iskati mišico, ki največ prispeva k stabilnosti hrbtenice, saj stabilnost ni mogoča brez usklajenega delovanja lokalnega in globalnega podsistema (Bergmark, 1989). Za koordinacijo aktivacije globalnih in lokalnih mišic je potrebna nemotena živčno-mišična kontrola.

Živčno-mišična kontrola koordinira mišične odzive na pričakovane in nepričakovane motnje stabilnosti (Barr idr., 2005). Kadar obstaja ravnovesje med pasivnimi in aktivnimi silami, ki ga omogoča ravnovesje med sinergističnimi in antagonističnimi mišicami, delujejo vektorji sil pravilno in je trenutni center gibanja ali os rotacije konstantna in stabilna (Comerford & Mottram, 2001). Za ohranjanje stabilnosti dinamičnega sistema je potrebno zagotoviti notranji zaznavni sistem, ki zagotavlja natančne povratne informacije (Reeves idr., 2007). V ta namen CŽS prejema informacije iz vidnega, vestibularnega in somatosenzoričnega sistema. Ob mehanskih motnjah stabilnosti imajo največji vpliv informacije iz somatosenzornega sistema (Shumway-Cook & Woollacott, 2007), predvsem informacije iz mehanoreceptorjev (Proske & Gandevia, 2009). Mehanične deformacije perifernih mehanoreceptorjev v koži, mišicah, kitah, ligamentih, sklepih in sklepnih kapsulah

omogočijo specializiran občutek imenovan propriocepcija (Lephart & Fu, 2000). Mnenja o pomembnosti posameznih receptorjev, ki jih bomo v nadaljevanju imenovali proprioceptorji, so deljena. V preteklosti so zelo pomembno vlogo pripisovali sklepnim proprioceptorjem. Danes se verjame, da imata najpomembnejšo proprioceptivno funkcijo mišično vreteno in Golgijev kitni organ (Proske & Gandevia, 2009). Propriocepcija omogoča tri glavne občutke. To so občutek za položaj in gibanje sklepov, občutek za zaznavo pričetka mišične kontrakcije ter občutek za silo in napor ob obremenitvi (Proske & Gandevia, 2009; Rosker & Sarabon, 2010). Propriocepcija zagotavlja informacije o lokalni in globalni stabilnosti ter povratne informacije o učinkih živčno-mišične kontrole na pasivni in aktivni podsistem.

Proprioceptivne informacije se prenašajo po debelih živčnih vlaknih tipa A, ki omogočajo hiter prenos do CŽS (Lephart & Fu, 2000). Radebold in sodelavci (2001) so opredelili tri nivoje živčno-mišične kontrole, to so hrbtenjača, možgansko deblo in višji centri. Refleksi na nivoju hrbtenjače predstavljajo neposreden odziv na proprioceptivne informacije. Možgansko deblo proprioceptivne informacije uskladi z informacijami iz vestibularnega in vidnega sistema ter tako omogoča ohranjanje ravnotežja. Glede na pretekle izkušnje omogočajo višji centri končne hotene prilagoditve ter prilagoditve, ki se zgodijo pred pričetkom hotenega gibanja. Za doseganje primernih mišičnih odzivov morajo vsi nivoji delovati usklajeno. Vpliv posameznih nivojev na ohranjanje stabilnosti bo natančneje opisan v nadaljevanju. Kljub veliki količini senzoričnih informacij je položaj hrbtenice v CŽS le približek realnega stanja. Toleranca na takšno negotovost in sposobnost ohranjanja stabilnosti sistema ob mehanskih motnjah je vprašanje robustnosti oz. odpornosti sistema. Robusten je sistem, ki lahko značilno spremeni parametre brez izgube stabilnosti (Reeves idr., 2007). Ena najpogostejših napak je določanje stopnje stabilnosti. Stabilnost ni kontinuirana spremenljivka, kar pomeni da je nek sistem lahko le stabilen ali nestabilen.

Cholewicki in McGill (1992) sta v raziskavi mehanike hrbtenice pri dvigalcih uteži z videofluoroskopijo posnela trenutek izgube stabilnosti sklepa ledvene hrbtenice. Ob začetku dviganja uteži s tal se sklepi ledvene hrbtenice približajo končnemu položaju gibljivosti. V omenjenem primeru se je sklep ledvene hrbtenice le za trenutek in za manj kot 1° zavrtel preko fiziološke meje gibljivosti. Prišlo je do poškodbe. McGill (2001) je opisal model stabilnosti ledvene hrbtenice. Izpostavil je zahtevnost živčno-mišične kontrole, saj se sklepi hrbtenice vrtijo in drsijo okoli treh osi, kar predstavlja šest prostosti gibanja za vsak sklep. Neprimerna sila posamezne mišice ali poškodba pasivne strukture lahko povzroči nestabilnost v vsaj

eni od prostosti gibanja. Stabilnost je zagotovljena s povečanjem togosti, ki narašča s povečanjem mišične aktivnosti. Togost narašča hitro in nelinearno, tako že nizka stopnja mišične aktivnosti zagotavlja tog in stabilen sklep (McGill, 2001). Ob predpostavki, da so pasivne strukture nepoškodovane, je izguba stabilnosti verjetno posledica napake živčno-mišične kontrole.

Zazulak in sodelavci (2008) predpostavljajo, da učinkovita živčno-mišična kontrola zagotavlja manjše premike, posledično pa so za zagotavljanje stabilnosti sistema potrebne manjše sile. Okvara živčno-mišične kontrole segmenta se bo odražala v večjih premikih in večjih silah, ki se prenašajo preko celotne kinetične verige in izpostavijo sistem nevarnosti poškodbe. Poškodba se bo najverjetneje zgodila na najšibkejšem členu kinetične verige. Ugotovili so:

- zakasneli refleksni odzivi mišic trupa povečajo verjetnost poškodbe hrbta pri moških in ženskah;
- slaba propriocepcija trupa poveča verjetnost poškodbe kolena pri ženskah;
- povečano nihanje težišča poveča verjetnost poškodbe gležnja pri ženskah;
- povečan odklik trupa zaradi mehanske motnje poveča verjetnost poškodbe kolena pri moških in ženskah, ter;
- predhodna poškodba izpostavi atleta večji nevarnosti ponovne poškodbe pri moških in ženskah.

Panjabi (2006) v svoji hipotezi predvideva, da enkratna poškodba ali veliko ponavljajočih manjših preobremenitev povzroči spremembo proprioceptivnih informacij. Posledica so spremenjeni vzorci mišične aktivacije, o čemer sklepajo tudi številni drugi avtorji (Hodges & Richardson, 1998; Hodges, van den Hoorn, Dawson & Cholewicki, 2009; McGill, 2001). Spremenjeni vzorci mišične aktivacije pri subjektih brez znanih predhodnih poškodb povečajo verjetnost poškodbe hrbta (Cholewicki idr., 2005; Radebold, Cholewicki, Panjabi, & Patel, 2000) in sklepov spodnjih udov (Willson idr., 2005; Zazulak idr., 2007). Obratno pa je lahko tudi bolečina vzrok sprememb živčno-mišične kontrole. Hodges idr., (2003) so dokazali, da eksperimentalno povzročena bolečina povzroči spremembe v živčno-mišični kontroli, ki ne vključujejo le inhibicije, ampak tudi kompleksne spremembe načrtovanja gibanja. Subjekti z bolečino v križu (BVK) izkazujejo tudi zmanjšano variabilnost latenc in bolj stereotipne vzorce anticipatornih posturalnih prilagoditev nekaterih mišic trupa (Jacobs, Henry, & Nagle, 2009). Živčno-mišična kontrola se po prenehanju akutnih simptomov pogosto ne povrne spontano v stanje pred pojavom bolečine (Hodges idr., 2003). Subjekti z BVK so lahko zaradi slabše

odpornosti posturalnih mišic na utrujanje in povečane ko-kontraksije teh mišic ujeti v začaran krog, ki lahko razloži ponavljajoče epizode bolečine (Reeves idr., 2007). Zavedati se je potrebno, da je etiologija BVK zelo kompleksna in pogosto tudi psihosomatsko pogojena. Kljub temu je potrebno razumevanje mehanizmov, ki se pogosto pojavljajo pri posameznikih z BVK. Pomembno je prepoznati spremenjene vzorce aktivacije posturalnih mišic, saj jih je mogoče z vadbo izboljšati in tako zmanjšati verjetnost poškodbe hrbta ali drugih sklepov v kinetični verigi (O'Sullivan, 2000; Pedersen, Essendrop, Skotte, Jørgensen, & Fallentin, 2004). Za prepoznavo subjektov s povečano verjetnostjo poškodbe hrbta in sklepov spodnjih udov je potreben ponovljiv in veljaven protokol testiranja živčno-mišične kontrole mišic trupa. Tak test bi bil lahko uporaben tudi za spremljanje napredka subjektov, ki so že vključeni v programe rehabilitacije BVK ali v programe namenjene preprečevanju nastanka BVK.

2 PREDMET, PROBLEM, NAMEN

Čeprav pokončna drža od nas ne zahteva posebnega napora in jo vzdržujemo samodejno, v ozadju ves čas poteka preverjanje trenutnega položaja telesnih segmentov in fino uravnavanje sil v mišicah odgovornih za položaj telesa. Na področju živčno-mišične kontrole ločimo dva osnovna koncepta, to sta kontrola preko mehanizma odprte zanke (ang. feed-forward control) in kontrola preko mehanizma zaprte zanke (ang. feed-back control) (Kandel idr., 2000; Latash, 2008). Oba mehanizma bosta podrobneje opisana v nadaljevanju, saj sta potrebna za zagotavljanje primerne togosti in posledično stabilnosti hrbtenice.

Togost zagotavlja kombinacija intrinzičnih lastnosti pasivnih tkiv, intrinzičnih lastnosti mišic in mišične aktivnosti (Brown & McGill, 2009). Togost se hitro in nelinearno poveča z mišično aktivacijo (McGill, 2001). Samo intrinzična mišična togost ni dovolj za zagotavljanje zadostne sklepne togosti, ki bi preprečevala prekomerne rotacije v sklepu med nenadno mehansko motnjo (Brown & McGill, 2009; Granata, Slota, & Bennett, 2004). Refleksna aktivnost zagotavlja glavino mišičnega doprinosa k stabilnosti trupa, kar nakazuje pomembnost vzdrževanja optimalne kontrole in stabilnosti hrbtenice med dinamičnimi aktivnostmi (Brown & McGill, 2009). Povečanje togosti dela sistema ne bo nujno povečalo odpornosti stabilnosti celotnega sistema (Reeves idr., 2007), saj je stabilnost sistema le toliko odporna, kolikor je odporen najšibkejši člen.

Povečana togost je kratkoročna rešitev, ki lahko zmanjša bolečino ali kompenzira učinke primarne poškodbe, vendar ni primerna dolgoročna rešitev. S povečanjem togosti se hkrati povečajo kompresijske obremenitve sklepov (Brown & McGill, 2009). Bolj toga hrbtenica povzroča večje gibe telesa med ravnotežnimi nalogami, saj se s povečanjem mišične aktivacije poveča tudi variabilnost. Potrebno je več mišične sile za ohranjanje ravnotežja (Reeves idr., 2007). Podaljšana ko-kontraktacija antagonističnih mišic trupa je metabolično neučinkovita, omejuje gibanje in lahko celo poveča nevarnost za nastanek poškodb (Willson idr., 2005), lahko pripomore k ponovitvi poškodbe ali vztrajanju simptomov (Hodges idr., 2009).

Hrbtenica je brez delovanja aktivnih elementov zelo nestabilna. Ko-kontraktacija mišic trupa poveča togost in posledično zagotavlja stabilnost (Borghuis, Hof & Lemmink, 2008). Kadar je togost zadostna, je stabilnost avtomatično vzdrževana takoj, ko je doseženo ravnovesje. Obstaja kritična togost, nad katero je ravnovesje

stabilno. Kadar je togost premajhna, se ravnovesje poruši in stabilnost izgubi, vendar je odmik iz stabilnega položaja običajno majhen in se korigira s primerno mišično aktivacijo (Reeves idr., 2007). Togost mora biti torej vzdrževana malo nad kritično vrednostjo. Ob delovanju zunanjih ali notranjih mehanskih motenj je potrebna pravilna in pravočasna aktivacija mišic, ki povečajo togost in zagotovijo stabilnost.

2.1 Površinska elektromiografija

Preden se zgodi vidna mišična kontrakcija je potreben prenos ukaza vzdolž motoričnega nevrona do mišice. Ukazi se prenašajo po živčnih vlaknih in med živčnimi vlakni v obliki akcijskih potencialov. Akcijski potencial predstavlja prehodno električno napetost celične membrane zaradi depolarizacije, ki omogoča hiter prenos časovno občutljivih informacij preko večjih razdalj. Propagirajo se po celični membrani vstran od mesta produkcije do motorične ploščice, kjer se motorični nevron stika z mišično celico. Kot odziv na stimulacijo motorične ploščice se tvorijo mišični akcijski potenciali (Kandel idr., 2000). Tovrstno električno aktivnost mišic lahko beležimo s pomočjo elektromiografije (EMG). EMG je opredeljena kot eksperimentalna metoda, ki zadeva razvoj, snemanje in analizo mišičnih električnih signalov, ki se generirajo s fiziološkimi spremembami v stanju membrane mišičnega vlakna (Basmajian & De Luca, 1985). EMG je indirektna metoda za prepoznavanje časovnih parametrov in relativne intenzivnosti mišične funkcije s snemanjem signalov aktivacije (Perry & Burnfield, 2010). Živčno-mišični nadzor gibanja je neločljivo povezan z gibanjem samim. Elektromiogram podaja informacijo o končnem kontrolnem signalu posamezni mišici.

Električne signale se zajema z uporabo površinskih elektrod, pri čemer sta najpogosteje uporabljeni monopolarna ali bipolarna tehnika postavitve elektrod (Basmajian & De Luca, 1985). Amplituda EMG signala je odvisna od števila rekrutiranih motoričnih enot in frekvence njihove aktivacije (Merletti & Parker, 2004). Posamezni akcijski potencial v motoričnem nevronu lahko sinhrono aktivira več sto mišičnih vlaken. Tokovi se seštejejo in tvorijo električni signal, ki ga je moč zaznati tudi zunaj mišične celice (Kandel idr., 2000). EMG signal ene motorične enote, ki ga zabeležimo na površini kože, ima kompleksno obliko (polifazno), saj nastane kot posledica aktivnosti po volumnu mišice razpršenih mišičnih vlaken. Slednje namreč vodi v časovne zamike sicer bifaznih akcijskih potencialov posamičnega mišičnega vlakna (Perry & Burnfield, 2010). Teoretično je možno

zaznati akcijski potencial kjerkoli na mediju, vendar dokazi kažejo, da se napetostni količnik hitro zmanjša. Tako bodo elektrode, postavljene več kot 2 do 3 mm od površine aktivnega mišičnega vlakna, zaznale zelo majhno amplitudo signala, morda celo nižjo od zunanjega motečega signala (Basmajian & De Luca, 1985). EMG signal namreč vsebuje električni signal, ki izvira iz mišice in številne motnje iz okolja, ki so naključne in neizogibne. Obstajajo številni zunanji in notranji viri motenj, ki jih imenujemo tudi šum (ang. noise). Skupaj te motnje tvorijo osnovni šum, ki ga zaznamo kadarkoli, ko so elektrode pritrjene na kožo. Dodatni viri motenj so posledica gibanja kože nad mišico, premikov same elektrode ali premikanja kablov, ki povzročijo nizkofrekvenčne premike v elektromiogramu imenovane artefakti (Winter, 2009). Te motnje kontaminirajo površinski EMG signal in lahko povzročijo napačno interpretacijo predvsem, kadar zajemamo EMG med dinamično aktivnostjo (De Luca, Gilmore, Kuznetsov, & Roy, 2010). Pojav motenj je odvisen tudi od tehnike zajemanja signala (monopolarna, bipolarna itd.). Monopolarna tehnika se uporablja predvsem v raziskovalne namene, saj je bolj občutljiva na zunanje motnje kot bipolarna. V raziskavah živčno-mišične kontrole trupa se uporablja pretežno bipolarna tehnika (Cholewicki idr., 2005; Granata idr., 2004; Hodges idr., 2003; Hodges & Richardson, 1997; Radebold idr., 2001), ki predstavlja način zajema električne napetosti med dvema točkama (Merletti & Parker, 2004).

Živčno-mišična kontrola izraža določeno biološko variabilnost aktivacije mišic, kar vpliva na ponovljivost meritev. Nefiziološke motnje lahko ponovljivost dodatno zmanjšajo. Vpliv zunanjih in notranjih motenj želimo kar se da zmanjšati, pri čemer je idealni cilj zajem EMG signala brez šuma in artefaktov (Winter, 2009). Iz prostora, v katerem se izvaja EMG, je potrebno odstraniti odvečne električne naprave in poskrbeti za ozemljitev merjenca ter merilnih naprav. Signale se dodatno filtrira s pasovno-prepustnim filtrom (med 10-20 Hz in 400-450 Hz), s čemer odstranimo nefiziološke frekvence (Merletti & Parker, 2004). V izogib motnjam je potrebna dobra priprava kože, ki predstavlja nehomogeno mejo med dvema medijema. Tkivo deluje kot visoko prepustni filter, saj je upornost tkiva nižja za višje frekvence (Basmajian & De Luca, 1985). Vsak kontakt med kožo in elektrodo predstavlja določeno upornost, ki jo želimo kar se da zmanjšati. Upornost stika je odvisna od debeline posamezne plasti kože (predvsem maščobnega tkiva), plasti odmrlih celic povrhnjice, poraščenosti, mastnosti kože, temperature prevodnega gela (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug & Rau, 2000). Najpogostejši postopek priprave kože vključuje britje, razmaščevanje in abrazijo kože (Basmajian & De Luca, 1985; Merletti & Parker, 2004; Winter, 2009). Zagotoviti je potrebno

stabilno pritrditev elektrod na kožo in dober stik med kožo in elektrodo, ki ga izboljša kontaktno sredstvo. Merletti in Parker (2004) sta izpostavila tudi pomen lokacije elektrod. Potrebno jih je postaviti med motorično ploščico in kitno-mišični stik, saj postavitve vsakega od parov elektrod na nasprotni strani motorične ploščice zmanjša razliko v napetosti med elektrodama. Prav tako je pomembna razdalja med elektrodama. S povečanjem razdalje se poveča zastopanost globljih motoričnih enot in tudi amplituda EMG odziva. V tem primeru je bolj prisoten tudi učinek prostorskega in časovnega seštevanja ter potencialnih odštevanj nasprotnih faz akcijskih potencialov. S povečanjem razdalje med elektrodama se hkrati poveča verjetnost zajema neželenih signalov iz sosednjih mišic (ang.: cross-talk). Kadar je mogoče, preverimo morebitni zajem signalov iz sosednjih mišic s pomočjo ročnega upora na posamezno mišico (Winter, 2009). Kadar izolirana kontrakcija posamezne mišice ni mogoča, kar velja za večino mišic trupa, zmanjšamo nevarnost zajemanja signala iz sosednjih mišic z manjšo razdaljo med elektrodama. Nevarnosti zajemanja signalov iz sosednjih mišic se je potrebno zavedati predvsem, kadar nas zanimajo časovni parametri mišične aktivacije.

Pomemben napredek predstavlja uvedba standarda SENIAM (ang.: surface electromyography for a non-invasive assessment of muscle) za neinvazivno površinsko EMG mišic (Hermens idr., 2000). Standard vključuje priporočila o obliki, velikosti in materialih elektrod, tipu elektrod (monopolarne, bipolarne), pripravi kože in razdalji med elektrodama ter priporočila o položaju in orientaciji elektrod za 27 mišic. Priporočila omenjenega standarda slabo pokrivajo prav področje trupa. Raziskovalni članki iz področja aktivacije mišic trupa tako za nekatere mišice navajajo različne postavitve elektrod (Hibbs, Thompson, French, Hodgson & Spears, 2011; Masani idr., 2009; Radebold idr., 2001; Stokes, Gardner-Morse, Henry & Badger, 2000). Nejasnosti lahko prispevajo k slabši ponovljivosti rezultatov in s tem nasprotujočim izsledkom (Merletti & Parker, 2004; Winter, 2009). Za boljšo primerljivost rezultatov med študijami in izboljšanje osnovnih metrijskih značilnosti merilnih postopkov bi bilo potrebno mednarodno standardizirati postavitve EMG elektrod za beleženje aktivnosti mišic trupa in medeničnega obroča.

2.2 Anticipacijske posturalne prilagoditve

Kadar smatramo človeško telo kot celoto, so mišične sile notranje sile sistema. Kot take ne morejo opredeliti gibanja telesa, lahko le izzovejo gibanje segmentov. Globalno težišče telesa se lahko premakne le, kadar ima telo upor iz okolja. Obstaja

zunanja reakcija na akcijo, ki jo povzroči gibanje segmentov in se odraža v gibanju težišča ali v gibanju okoli težišča telesa. O hotenem gibanju lahko govorimo, kadar je namen gibanja izvesti načrtovano nalogo. Gibanje udov in aktivnosti, kot so na primer dvig bremena, met žoge, vlečenje vrvi, zahtevajo za izvedbo stabilizacijsko aktivacijo posturalnih mišic. Kadar mišično krčenje povzroči na primer upogib zgornjega uda, to povzroči sile, ki želijo premikati ostalo telo v nasprotno smer. Reakcija je enaka akciji subjekta (Bouisset & Do, 2008).

Dve vrsti posturalnih motenj sta vezani na gibe udov. Kot prvo, sprememba geometrije telesa spremeni projekcijo težišča telesa, lahko tudi izven podperne ploskve. Kot drugo, notranje sile povzročijo spremembe navorov v številnih sklepih, tudi tistih povezanih s posturano kontrolo (Latash, 2008). Sprememba lahko zahteva večje posturalne spremembe za ohranitev stabilnosti. ČŽS predvidi posledice gibanja udov na trup in glede na predvidevanje načrtuje stabilizacijsko mišično aktivnost (Barr idr., 2005). Nekatere spremembe se zgodijo pred izvedbo hotenega giba po principu mehanizma odprte zanke, in to so anticipacijske posturalne prilagoditve (APP). Pomembno je, da APP ločimo od avtomatskih posturalnih reakcij, ki se zgodijo kot odziv na motnjo stabilnosti (Cordo & Nashner, 1982). Aktivacija posturalnih mišic pred pričetkom gibanja udov zagotovi stabilnost bližnjih sklepov ob hkratnem ohranjanju projekcije sile težišča znotraj podperne ploskve (Hodges & Richardson, 1997b). Tudi elastične lastnosti pasivnih in aktivnih struktur pomagajo stabilizirati hrbtenico in blažijo učinke motnje neodvisno od APP (Aruin idr., 1998). Anticipacijski aspekt posturalne kontrole pripravi senzorični in motorični sistem na posturalne zahteve s pomočjo učenja in glede na prejšnje izkušnje. Značilnosti APP so odvisne predvsem od jakosti motnje, značilnosti motorične aktivnosti, ki povzroči motnjo, in od posturalne stabilnosti (Aruin, Forrest, & Latash, 1998; Latash, 2008). Hoteni gibi in APP so medsebojno odvisni in interaktivni. Še zmeraj ni popolnoma pojasnjeno, ali so APP podenota skupnega programa za izvedbo hotenega giba ali gre za dva ločena ukaza.

APP so generirane v višjih centrih ČŽS in niso refleksne narave (Cordo & Nashner, 1982; Latash, 2008). ČŽS ima sposobnost vključitve vsakega telesnega segmenta, ki ima stik s stabilno površino, v strategije za povečanje posturalne stabilnosti. Kadar na primer obstaja možnost oprijema neke stabilne opore z roko, so mišice roke takoj vključene v APP. Za ČŽS je ključnega pomena poznavanje potencialne stabilnosti predmeta, na katerega se telo naslanja. Kadar je na voljo nova podperna možnost, se prilagoditve zgodijo že ob prvi ponovitvi, kasneje se dogajajo le še minimalne dodatne prilagoditve. Aktivacija mišic trupa se v različnih pogojih opore

spremeni. V primerih, ko je na voljo več različnih podpornih možnosti, CŽS prilagodi relativno razporeditev sil. Posturalni odgovori kažejo, da je CŽS zmožen organizacije optimalne podporne strategije, kadar je na voljo več podpornih strategij, saj lahko vnaprej določi najboljšo možno kombinacijo (Hall, Brauer, Horak & Hodges, 2010). Kadar je stabilnost telesa zagotovljena, so APP zmanjšane, kar se odraža v kasnejši aktivaciji ter manjši amplitudi aktivacije nekaterih posturalnih mišic, ki so aktivirane pred pričetkom hotenega giba.

Prilagoditve APP se dogajajo tudi v nestabilnih pogojih. APP najpogosteje zmanjšajo učinek motnje zaradi hotenega giba uda tako, da predhodno začnejo nagib telesa v nasprotno smer (De Wolf, Slijper, & Latash, 1998). Aruin in sodelavci (1998) so v raziskavi APP na nestabilni podlagi ugotovili, da je amplituda anticipatornih odzivov nekaterih mišic trupa odvisna od smeri nestabilnosti in od širine podporne ploskve. V nestabilnih pogojih se lahko zgodi, da so pozitivni učinki APP manjši od možnih negativnih učinkov. Kadar delujeta motnja zaradi nestabilnosti in APP v enako smer, lahko APP povzročijo dodatno motnjo ravnotežja. Zmanjšana amplituda ali odsotnost APP v nestabilnih pogojih lahko predstavlja obrambni mehanizem CŽS pred dodatno motnjo. APP se ves čas prilagajajo trenutnemu položaju telesa. Aruin (2003) je dokazal spremembe APP na gibe rok, izvedene v pokončnem položaju telesa in v različnih položajih upogiba trupa. Upogib trupa spremeni razmerja dolžin mišic trupa, kar je povezano s spremembo produkcije sile. Sprememba položaja povzroči tudi spremembo projekcije sile težišča, ki se med upogibom trupa premakne bolj naprej in tako približa meji podporne ploskve. CŽS v takih primerih prilagodi APP podobno kot v nestabilnih pogojih.

Zgodnejše APP se zgodijo po utrujanju gibalnih (Kanekar, Santos & Aruin, 2008) in posturalnih mišic (Kanekar idr., 2008; Morris & Allison, 2006; Strang & Berg, 2007; Strang, Berg, & Hieronymus, 2009). Zgodnejše APP so potrebne za doseg mišičnega impulza, podobnega tistemu, ki zagotavlja stabilnost, kadar mišica ni utrujena (Strang & Berg, 2007). CŽS je dobro prilagojen za ohranjanje stabilnosti v stanju utrujenosti, saj se sprememba projekcije sile težišča in hitrost spremembe med hitrimi gibi v stanju utrujenosti, ne spremeni (Strang & Berg, 2007). Sprememb tudi ni zaznati v verjetnosti aktivacije posameznih posturalnih mišic (Morris & Allison, 2006; Strang & Berg, 2007; Strang idr., 2009). Zgodnejše APP v stanju utrujenost morda sestavljajo del funkcionalne prilagoditve za vzdrževanje dinamične stabilnosti. CŽS v stanju utrujenosti zmanjša jakost aktivacije mišic, ki sodelujejo v APP (Kanekar idr., 2008; Morris & Allison, 2006). Spremembe APP v stanju utrujenosti so posledica sprememb motoričnih ukazov iz CŽS (Morris &

Allison, 2006; Strang idr., 2009). Možno je, da poskuša CŽS tako ohraniti ravnovesje, saj zazna utrujenost kot stanje zmanjšane stabilnosti. Zmanjšane APP v bolj dinamičnih mišicah (npr. erector spinae, rectus abdominis) spremlja povečanje aktivnosti v bolj stabilizacijskih mišicah (npr. internal obliquus, transversus abdominis). Teoretično se take prilagoditve odražajo kot bolj konservativne posturalne strategije za ohranjanje stabilnosti v stanju utrujenosti (Morris & Allison, 2006; Strang & Berg, 2007).

APP so pomembne tudi za manipulacije s predmeti. Kadar sežemo po predmet in ga dvignemo, so APP razdeljene na dva ločena dela. Aimola in sodelavci (2011) so dokazali, da so APP pred začetkom seganja po predmetu kontrolirane ločeno in neodvisno od APP pred dviganjem predmeta. APP pred seganjem po predmetu so tako neodvisne od mase predmeta in od tega, ali je masa vnaprej poznana. Jakost in časovne značilnosti APP pred začetkom dviganja predmeta se spremenijo v odvisnosti od mase predmeta. Kadar masa predmeta ni vnaprej poznana, so značilnosti APP pred začetkom dviganja predmeta podobne kot ob težjih bremenih. Ugotovitve nakazujejo od naloge neodvisne strategije kontrole stabilnosti, kadar CŽS ne more predvideti posledic motorične akcije.

APP so odvisne od dominantne strani telesa (Teyssèdre, Lino, Zattara & Bouisset, 2000) in se s starostjo spremenijo (Bleuse idr., 2006). Teyssèdre in sodelavci (2000) so dokazali, da se APP zgodijo prej takrat, ko je gib izveden z dominantno roko. Večja je tudi hitrost gibanja dominantne roke, vendar ta ni bila razlog za zgodnejše APP. S starostjo se hitrost giba ne spremeni, čeprav je ravnotežje slabše. Starejši ohranijo hitrost giba tako, da se poveča aktivacija nekaterih mišic udeleženih v APP brez spremembe v zaporedju proženja (Bleuse idr., 2006).

Aruin in Shiratori (2004) sta opazovala APP pri različnih amplitudah motorične akcije s standardizirano motnjo. Subjekti so držali breme med dlanmi z rokami iztegnjenimi pred seboj v višini ramen. Izvajali so odmik dlani v horizontalni ravnini z različnimi amplitudami giba. Širina začetnega položaja dlani, širina končnega položaja dlani in amplituda giba niso imeli pomembnega vpliva na načrtovanje APP. Različne amplitude motorične akcije, ki povzročijo standardno motnjo, torej ne vplivajo na značilnosti APP. Ob predvidljivi jakosti motnje se, kot kaže, CŽS bolj zanaša na informacije o jakosti motnje kot na informacije o amplitudi motorične akcije.

Pogosto se zgodi, da moramo izvesti hiter gib rok nenadoma kot reakcijo na neko dogajanje v okolju. Kadar želimo simulirati tako situacijo v raziskovalnem okolju,

subjekti izvajajo gib, kar se da hitro na dogovorjen zunanji dražljaj (svetlobni, zvočni, taktilni itd.). Tak odziv imenujemo enostaven reakcijski čas (RČ). Večja zahtevnost ohranjanja posturalne stabilnosti poveča RČ hotenega giba ter povzroči zakasnitev in zmanjšano amplitudo miotatičnega refleksa (Cordo & Nashner, 1982). Aktivni gib je tako lahko inhibiran do pričetka APP. De Wolf in sodelavci (1998) so dokazali, da se čas med začetkom aktivnosti posturalnih mišic in aktivnostjo gibalnih mišic v pogojih RČ zmanjša. Vzorec aktivacije se ne le zamakne, temveč se tudi spremeni. Vzorec aktivacije mišic, ki potekajo preko enega sklepa, ima med hitrimi gibi pogosto značilno obliko, ki je poznana kot trifazni vzorec aktivacije. Tak vzorec je tipično sestavljen iz dveh do treh izmeničnih izbruhov aktivnosti agonistov in antagonistov. Za trifazni vzorec je značilno tudi povečanje amplitude agonistov in antagonistov ter krajša latenca aktivacije antagonistov. Podobne spremembe je mogoče opaziti v aktivnosti posturalnih mišic RA in ES med hitrim dvigom rok v pogojih RČ (De Wolf, Slijper & Latash 1998).

Dosedanje raziskave so pokazale spremembe APP pri subjektih z BVK, ki so lahko posledica sprememb načrtovanja gibanja ali posledica sprememb v prenosu descendentnih motoričnih ukazov v živčnem sistemu (Hodges, 2001). Kronična ponavljajoča BVK spremeni odzive mišic trupa tako pri enostavnih kot kompleksnih RČ (Hodges idr., 2003). Raziskave so v preteklosti veliko pozornosti namenile spremembam aktivacije mišice TrA. Za omenjeno mišico je dolgo veljalo, da so APP od smeri giba neodvisne (Hodges & Richardson, 1997). Nasprotno so novejšie raziskave pokazale na smer giba specifično in asimetrično aktivnost mišice TrA (Allison, Morris & Lay, 2008). APP mišic, ki jih lahko spremljamo s površinsko EMG, so od smeri giba odvisne. Spremembe aktivacije globalnih mišic trupa so bile med subjekti in med nalogami bolj variabilne (Hodges idr., 2003). Različne raziskave so dokazale spremenjene APP globalnih mišic trupa pri subjektih z BVK. Jacobs, Henry in Nagle (2009) so dokazali zmanjšano variabilnost latenc APP nekaterih mišic trupa pri subjektih s kronično BVK. Izsledki nakazujejo zmanjšano sposobnost prilagajanja APP za zagotavljanje dinamične stabilnosti pri subjektih s kronično BVK. Zakasnele APP so lahko razlog za povečane obremenitve pasivnih struktur hrbtenice na začetku hotenega gibanja, in tako razlog za nastanek BVK (Hammill idr., 2008). Nasprotno lahko eksperimentalno izzvana bolečina povzroči spremembe in zakasnitve APP. Glede na izsledke dosedanjih raziskav so spremembe živčno-mišične kontrole APP lahko vzrok za nastanek BVK kakor tudi posledica bolečine. Tudi kadar APP niso patološko spremenjene, so pogosto premajhne in posledično pride do mehanske motnje stabilnosti, ki jim kljubujejo posturalne reakcije.

2.3 Posturalne reakcije na motnje

Stališča o pomembnosti refleksov za človeško gibanje so deljena in posledično ne obstaja splošno sprejeta definicija. Za potrebe te naloge bomo refleks opredelili kot nehoteno mišično aktivnost, ki je posledica zunanjega dražljaja (Latash, 2008). Osnovna enota vseh refleksov je refleksni lok, ki je sestavljen iz aferentnih nevronov, centralnih sinaps in eferentnega nevrona. Odzivi na senzorične informacije iz mišic, sklepov in kože se zgodijo na nivoju hrbtenjače pod vplivom supraspinalnih nivojev (Kandel idr., 2000). Reflekse ločimo glede na število centralnih sinaps. Pri monosinaptičnih refleksih dražljaj izvira iz mišičnega vretena in prečka eno centralno sinapso za prehod iz senzoričnega aferentnega na motorični eferentni nevron iste mišice (redko agonistične mišice). Monosinaptični refleksi so najenostavnejša oblika refleksov, kompleksnejši so oligosinaptični (dve do tri sinapse) in polisinaptični refleksi (več kot tri sinapse). Kompleksni refleksi, ki vključujejo več nevronov, imajo zmožnost generiranja funkcionalno pomembnih odzivov na zunanji dražljaj. Tipična primera oligosinaptičnih refleksov sta inhibitorna mišična reakcija antagonistov, ki se zgodi kot posledica vzdraženja mišičnega vretena agonista, in oligosinaptični refleks Golgijevega kitnega organa, čigar vzdraženje povzroči inhibicijo agonista in aktivacijo antagonistov. Za kompleksnejše funkcionalne odzive, kot je umaknitveni refleks, ki je posledica boleče stimulacije kože, so potrebni polisinaptični refleksi (Latash, 2008). Skupna značilnost omenjenih odzivov je recipročno oživčenje, ki je hkrati ključni princip motorične organiziranosti gibanja. Recipročno oživčenje omogoča tudi hkratno aktivacijo agonistov in antagonistov (ko-aktivacija), ki je potrebna za izvedbo natančnih gibov in stabilizacijo sklepov (Kandel idr., 2000).

Reflekse lahko razdelimo tudi na fazične in tonične (Latash, 2008). Značilnost fazičnih refleksov je nenadno povečanje ali zmanjšanje mišične aktivnosti, ki se odraža v trzljaju ali v seriji trzajočih gibov. Tonični refleksi so odvisni od stopnje stimulacije, ki vodi v vzdrževano mišično kontrakcijo in gladko gibanje. Tonični refleks prispeva k viskoelastičnim lastnostim mišice. Elastične intrinzične lastnosti pasivnih in aktivnih struktur ves čas zagotavljajo določeno togost, vendar niso dovolj za zagotavljanje zadostne sklepne stabilnosti ob nenadni motnji (Brown & McGill, 2009). Potrebne so refleksne mišične reakcije na motnje stabilnosti, ki imajo določeno časovno zakasnitev, imenovano latenca refleksa. Latenca je seštevek časa aferentnega prevajanja, centralne zakasnitve in eferentnega prevajanja. Kadar je mišica hitro raztegnjena, izzove monosinaptične in polisinaptične reflekse. Glede na latenco si sledijo monosinaptični (30 ms) in polisinaptični refleksi (50 ms),

avtomatske posturalne reakcije (70 ms) in kot zadnje hotene posturalne reakcije (150 ms) (Latash, 2008). Za zagotavljanje stabilnosti delujejo vsi nivoji usklajeno po principu mehanizma povratne zanke.

Avtomatske posturalne reakcije, ki so kompleksni polisinaptični refleksi pod močnim vplivom volje in hotene reakcije, so odgovorne predvsem za zagotavljanje globalne stabilnosti in ohranjanje ravnotežja. Za zagotavljanje sklepne stabilnosti in preprečevanje gibov preko fizioloških meja je pomemben zgoden koordiniran refleksni odziv na motnjo, ki ga zagotavlja kombinacija monosinaptičnih in polisinaptičnih refleksnih odzivov. Granata in sodelavci (2004) so dokazali, da je amplituda refleksnih odzivov nelinearno povezana z jakostjo motnje. Povečanje motnje namreč povzroči manj kot linearno povečanje refleksnih odzivov. Za razliko od amplitude odziva latence refleksnih odzivov niso odvisne od jakosti motnje (Moorhouse & Granata, 2007). Predobremenitve poveča dušenje gibanja (Moorhouse & Granata, 2007) in hkrati značilno podaljša latence refleksov (Granata idr., 2004). Refleksna aktivnost zagotavlja glavnino mišičnega doprinosa k stabilnosti trupa in nakazuje pomembnost živčno-mišične kontrole pri vzdrževanju optimalne stabilnosti hrbtenice med dinamičnimi aktivnostmi (Brown & McGill, 2009; Moorhouse & Granata, 2007).

Sprememba živčno-mišične kontrole ledvene hrbtenice je eden od možnih mehanizmov nastanka BVK (Cholewicki idr., 2005; Hodges idr., 2009; Radebold idr., 2001; Stokes, Fox, & Henry, 2006). Radebold in sodelavci (2000) so dokazali, da so odzivni časi mišic trupa na nenadno razbremenitev daljši pri subjektih z BVK. Subjekti z BVK med nenadno razbremenitvijo ohranijo aktivacijo mišic, kar povečujejo motnjo stabilnosti, in hkrati aktivirajo mišice, ki delujejo v nasprotno smer. Kontrolna skupina brez simptomov kaže takojšnji preklap. Ta razlika lahko predstavlja potencialni razlog za nastanek BVK. Posameznik ima večje možnosti za nastanek poškodbe, če je njegov mišični odgovor na nenadno obremenitev trupa nezadosten, kar lahko ogrozi stabilnost (Cholewicki idr., 2005). Nasprotna je hipoteza, da poškodba ali bolečina sama povzroči spremembo motorične kontrole. Okvara receptorjev v mehkih tkivih ledvene hrbtenice bi lahko okvarila nadzorni sistem povratne zanke in posledično zakasnila reflekse (Hodges idr., 2003; Panjabi, 2006).

Elastične lastnosti mišic so odvisne od aktivnosti mišice. Živčno-mišična kontrola ima tako možnost prilagajanja togosti s ko-aktivacijo agonistov in antagonistov (Latash, 2008). V sistemu, ki ima zmanjšano sposobnost dušenja, lahko povečana

togost zmanjša maksimalne premike ob motnji. Subjekti s ponavljajočo BVK kažejo večjo togost hrbta in zmanjšano sposobnost dušenja gibanja (Hodges idr., 2009). Zmanjšano dušenje pri subjektih z BVK se lahko kaže kot podaljšan čas in večje število oscilacij pred uravnoteženjem po motnji. Če se prilivi iz propioceptorjev zmanjšajo, je lahko odziv premajhen ali prevelik. Tako povečana togost (Hodges idr., 2009; Reeves idr., 2007) kot zmanjšano dušenje vplivata na projekcijo sile težišča po motnji (Hodges idr., 2009).

Možne so prilagoditve odzivov na nenadne obremenitve. Reakcijski časi so značilno daljši in amplituda EMG odziva posturalnih mišic nižja ob prvi izpostavljenosti nenadni obremenitvi glede na povprečje 3. do 10. ponovitve (Skotte idr., 2004). Zaznati je tudi značilne razlike med posamezniki. Nekateri izboljšajo odziv na motnjo znotraj prvih treh ponovitev, drugi pa imajo ustrezen motorični program od prve ponovitve (Skotte idr., 2004). Razlika lahko igra pomembno vlogo v vsakodnevnih življenju. Latence je mogoče skrajšati tudi s treningom. Pedersen in sodelavci (2004) so dokazali skrajšanje reakcijskih časov mišic trupa ob nenadni motnji po treningu. Nekatere prilagoditve na trening so ostale prisotne tudi eno leto po končanem programu treninga. Trening ima lahko pomembno vlogo pri rehabilitaciji oseb z BVK, pomembna pa je tudi preventivna vloga.

Predmet magistrskega dela je spremljanje časovnih parametrov posturalnih prilagoditev na mehansko motnjo stabilnosti. Spremljali smo anticipatorne posturalne prilagoditve na hotene gibe in posturalne reakcije na nenadne obremenitve ter reakcije na nenadne razbremenitve. Problem je fiziološka variabilnost opazovanih parametrov, ki predstavlja grožnjo ponovljivosti metode. Obravnava posameznih EMG signalov iz serije ponovljenih motenj, ki so predstavljeni kot neodvisni dogodki, lahko namreč povzroči napačno interpretacijo podatkov (Skotte idr., 2004). Namen naloge je ugotoviti, ali so uporabljene metode za spremljanje posturalnih prilagoditev ponovljive, in določiti priporočila o minimalnem številu ponovitev za posamezno metodo spremljanja posturalnih prilagoditev na mehansko motnjo.

3 CILJI IN HIPOTEZE

3.1 Cilji

Cilj naše raziskave je določiti minimalno število ponovitev, ki bo zagotavljala visoko ponovljivost znotraj obiska ((intra-klasni korelacijski koeficient (ICCs) $> 0,85$) in srednjo ponovljivost med obiski (ICC $> 0,60$) za:

- metodo merjenja anticipacijskih prilagoditev posturalnih mišic na hitre gibe rok;
- metodo merjenja odzivov posturalnih mišic na nenadne obremenitve preko rok;
- metodo merjenja odzivov posturalnih mišic na nenadne razbremenitve preko rok v smeri upogiba trupa;
- metodo merjenja odzivov posturalnih mišic na nenadne razbremenitve preko rok v smeri iztega trupa.

3.2 Hipoteze

H1: Ponovljivost opazovanih parametrov avtomatskih posturalnih reakcij se bo povečevala s povečevanjem števila zaporednih ponovitev.

H2: Za zagotavljanje visoke stopnje ponovljivosti znotraj obiska (ICCs $> 0,85$) bo pri vseh opazovanih mišicah in pri vseh stabilizacijskih nalogah potrebno povprečenje več kot 10-ih zaporednih ponovitev.

H3: Za zagotavljanje srednje stopnje ponovljivosti med obiski (ICCs $> 0,60$) bo pri vseh opazovanih mišicah in pri vseh stabilizacijskih nalogah potrebno povprečenje več kot 20-ih zaporednih ponovitev.

H4: Med podseti mišičnih odzivov znotraj iste stabilizacijske naloge ne bo sistematičnih učinkov.

H5: Ponovljivost mišic hrbta bo višja od ponovljivosti mišic trebušne stene in kolka.

4 METODE

4.1 Subjekti

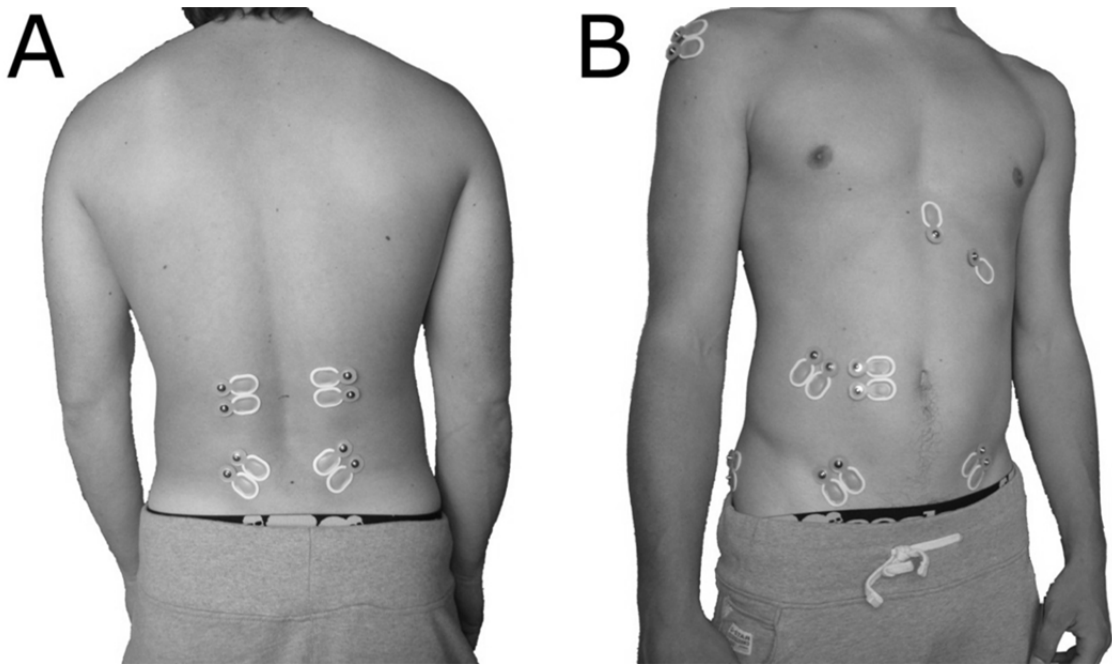
V raziskavi je sodelovalo 24 zdravih subjektov obeh spolov povprečno starih $28,6 \pm 5,8$ let (od 21 do 39 let). Subjekti niso imeli znanih nevroloških ali motoričnih bolezenskih sprememb. Za določanje ponovljivosti med obiski smo 13 subjektov moškega spola povprečno starih $29,1 \pm 5,2$ let (od 21 do 37 let) ponovno izmerili. Med obema obiskoma ni minilo več kot 30 dni. Subjekti v zadnjih 6. mesecih niso imeli bolečin v spodnjem delu hrbta, ki bi trajale več kot tri dni ali bile razlog za zmanjšano funkcionalno sposobnost in odsotnost z dela. Subjektom smo predstavili namen in potek raziskave v skladu s Helsinško deklaracijo in Oviedsko konvencijo. Vsi subjekti so podali izjavo o informiranem, prostovoljnem sodelovanju v raziskavi. Raziskavo je odobrila komisija za medicinsko etiko republike Slovenije.

4.2 Priprava merjencev in zajem signalov

Pred pričetkom meritev so subjekti opravili standardizirano ogrevanje. Sledila je namestitvev 10 parov površinskih EMG elektrod Blue Sensor N (Ambu A/S, Denmark) za enkratno uporabo (slika 1). Razdalja med parom elektrod je bila 2 cm. Merletti in Parker (2004) v EMG signalu nista ugotovila razlik v zastopanosti globokih in površinskih motoričnih enot, kadar je bila razdalja med elektrodama večja od 2 cm in manjša od 4 cm. Za razmik 2 cm smo se odločili zaradi zmanjšanja nevarnosti zajema električnih signalov sosednjih mišic. Spremljali smo EMG mišic rectus abdominis (RA), obliquus externus (OE), gluteus medius (GM) in deltoideus – anteriorni del (DA) na desni polovici telesa ter mišic multifidus (MF), erektor spine (ES) in obliquus internus (OI) obojestransko. Elektrodi na mišici RA sta bili nameščeni 3 cm desno od popka in orientirani vertikalno. Elektrodi na mišici OE sta bili nameščeni nad sprednji zgornji trn črevnice (lat.: anterior superior iliac spine) v višini popka in orientirani pod kotom 45° lateralno glede na vertikalno os (Masani idr., 2009; Radebold idr., 2000). Mišico GM smo spremljali z vertikalno orientiranim parom elektrod nameščenim na polovici med zgornjim robom grebena črevnice in velikim trohantrrom. Signale mišice DA smo spremljali s parom elektrod postavljenih na imaginarno črto med sprednjim delom akromiona in palcem, 2 cm anteriorno in 2 cm lateralno od sprednjega roba akromiona. Par elektrod za spremljanje mišice MF je bil nameščen v višini trnastega odrastka petega ledvenega vretenca. Elektrodi sta bili postavljeni na imaginarno črto med zadnjim zgornjim

trnom črevnice (lat.: spina iliaca posterior superior), odmaknjeni lateralno 2 do 3 cm od sredine hrbta (Hibbs idr., 2011; Masani idr., 2009; Stokes idr., 2006). ES (longissimus thoracis pars lumborum) smo spremljali z vertikalno orientiranimi elektrodama v višini prvega ledvenega trnastega odrastka hrbtenice. Par elektrod za zajem signalov mišice OI je bil orientiran pod kotom 45° v medialni smeri glede na vertikalno linijo. Elektrodi sta bili nameščeni nad ingvinalni ligament 2 cm medialno in 2 cm kavalno od sprednjega zgornjega trna črevnice (Hibbs, Thompson, French, Hodgson in Spears, 2011; Radebold idr., 2000).

Slika 1: Postavitev elektrod.



Signale smo zajemali s 3000-kratno ojačitvijo (Biovision, Germany) in frekvenco zajemanja 10000 Hz. Signali so bili pretvorjeni v digitalno obliko z analogno-digitalno kartico NI USB-6343 (National Instruments, Texas, USA). Za zajemanje in shranjevanje signalov smo uporabljali namenski program izdelan v razvojnem okolju Labview (National Instruments, Texas, USA), ki je omogočal časovno usklajenost zajetih signalov in sprotno spremljanje pojava morebitnih motenj na posameznem kanalu. Program je omogočal generiranje sprožilnega signala naključne narave usklajenega z R fazo elektrokardiogramskega (EKG) signala.

4.3 Predhodna pilotska raziskava in razvoj opreme

V okviru priprav na raziskavo smo opravili pilotsko raziskavo. V prvi pilotski raziskavi je sodelovalo 16 subjektov (9 moških, 7 žensk) starih 24.7 ± 4.4 let. Izvedli smo meritve anticipacijskih prilagoditev mišic trupa, meritve odzivov mišic trupa na obremenitve in meritve odzivov mišic trupa na razbremenitve v smeri iztega trupa. Namen pilotske raziskave je bil preizkusiti načrtovane pripomočke in merilne protokole. Ugotoviti smo želeli, ali so odzivi mišic na planirane obremenitve in razbremenitve dovolj razločni. Preverili smo tudi, ali protokol povzroči subjektivni občutek utrujenosti. Ugotovili smo pomanjkljivosti opreme in protokolov.

Za spremljanje APP so subjekti izvajali bilateralni dvig iztegnjenih rok do višine ramen. Izvajali so gib z maksimalno hitrostjo v roku treh sekund po ustnem ukazu za izvedbo. Gib je imel samoiniciativni začetek, brez značilnosti izvedbe v pogojih reakcijskih časov. Izvajali smo 4 serije po 10 ponovitev z 1 min odmora med serijami. Protokol smo kasneje za potrebe magistrske raziskave prilagodili predvsem zaradi zajemanja EKG artefakta na signalih nekaterih mišic (predvsem RA in OE).

Odzive mišic trupa smo izzvali z mehansko motnjo preko rok. Subjekti so stali vzravnano in v rokah držali pladenj, na katerega smo z višine 25 cm spuščali 2 kg vrečo peska (Slika 2). Breme smo spuščali naključno vsakih 5 do 10 s. Izvajali smo 4 serije po 10 ponovitev z 1 min odmora med serijami. Težava se je pojavila s simetričnostjo obremenjevanja. Subjekti so morali imeti pokrite oči za zagotavljanje nepričakovane motnje, kar je zmanjšalo stabilnost in vplivalo na odzive. Tudi med meritvami odzivov mišic trupa na obremenitve so bili prisotni EKG artefakti v časovnem oknu pričakovanih posturalnih reakcij.

Slika 2: Merjenje posturalnih reakcij na nenadno obremenitev v pilotski študiji.

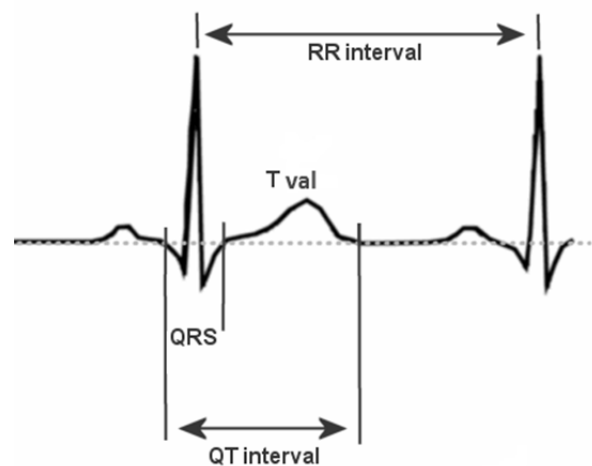


Razbremenitve trupa preko rok z motnjo v smeri iztega trupa smo izvajali z 9-kilogramskim bremenom. Subjekti so stali vzravnano, z rokami ob telesu in pokrčenimi komolci. V rokah so držali palico, ki je bila preko vrvi povezana z bremenom. Z upogibom komolcev do 90° so subjekti dvignili breme od tal. Naključno 5 do 10 s po dvigu bremena smo ročno sprostili mehanizem, kar je prekinilo povezavo med palico in bremenom. Sprostitev bremena je povzročila motnjo v smeri iztega trupa. Izvajali smo 4 serije po 10 ponovitev z 1 min odmora med serijami. Subjekti so imeli pokrite oči, kar je onemogočalo pogled na sprostilni mehanizem in posledično predvidevanje pričetka motnje. Tudi tukaj smo imeli težave s pojavom EKG artefaktov na signalih nekaterih mišic.

Morris in Allison (2006) poročata o 25 % izključitvi signalov zaradi pojava EMG artefakta v časovnem oknu za pričakovan začetek APP. Z izključevanjem signalov, kjer se pojavi EKG artefakt v časovnem oknu pričakovanih odzivov, bi bilo potrebno izvesti dodatne serije. S tem bi izdatno povečali možnost utrujanja subjektov (Skotte idr., 2004). Druga možnost, ki se pojavlja v literaturi, je dodatno filtriranje signalov (Stokes idr., 2006). Odločili smo se za tretjo možnost, ki se pojavlja v novejši literaturi, to je usklajevanje odzivov z EKG signalom. S to metodo želimo

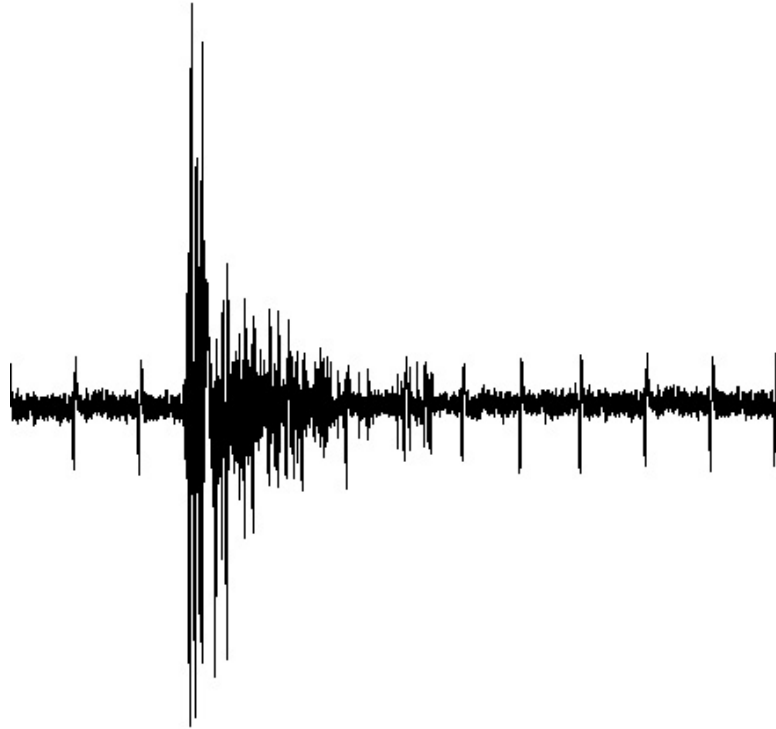
pričetek pričakovanega odziva umestiti med dve R fazi EKG signala (slika 3). V ta namen je potreben dodaten kanal, ki spremlja EKG signal. Motnjo za avtomatsko prepoznavo začetka aktivacije predstavlja le R faza. Pri srčnem utripu 80 udarcev na minuto traja interval med dvema R fazama povprečno 750 ms. Namenski program, izdelan v razvojnem okolju Labview (National Instruments, Texas, USA), je prepoznal R faze EKG signala in generiral sprožilni signal s primerno latenco. Upoštevali smo latenco hotenih gibov in njihovih APP ter latenco refleksnih odzivov mišic trupa. Za testiranje APP smo določili latenco svetlobnega signala za izvedbo giba na 100 ms po R fazi EKG signala. Za testiranje reakcijskih odzivov na obremenitve in razbremenitve, kjer pričakujemo refleksne odzive mišic trupa, smo določili latenco 150 ms po R fazi EKG signala.

Slika 3: Elektrokardiogram.



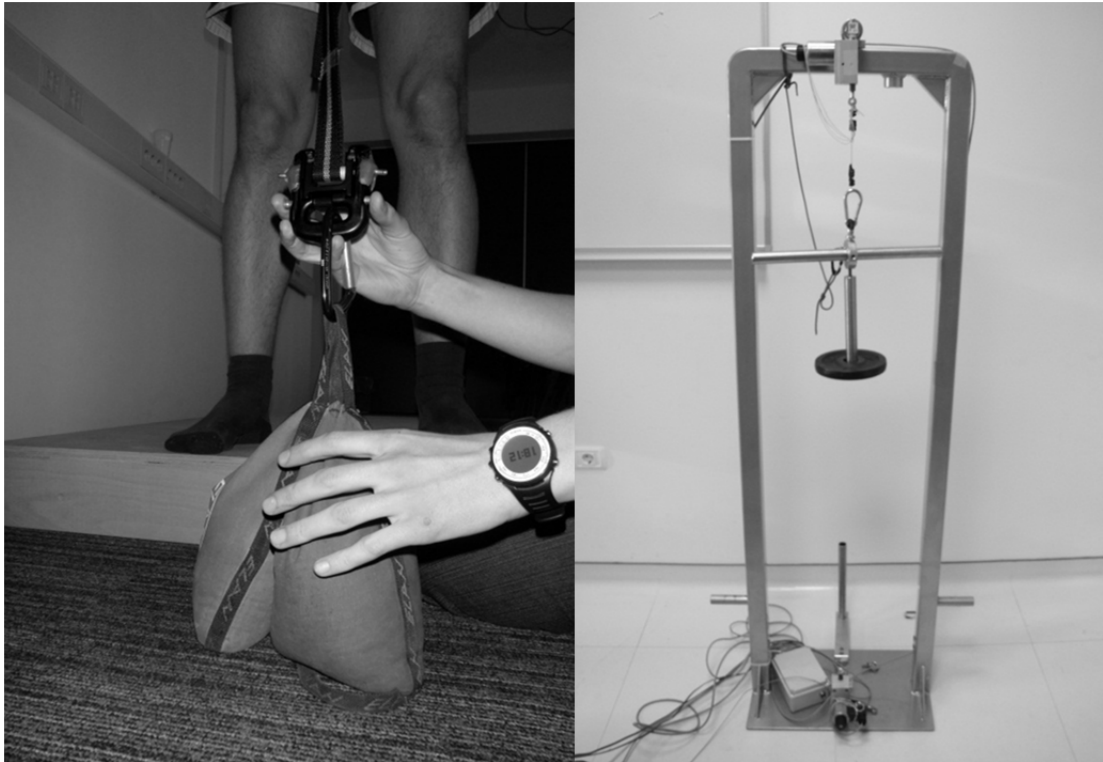
Prilagodili smo protokole in opremo. Spremeniti je bilo potrebno protokol testiranja APP. Za uskladitev EMG signalov z EKG signali je bila potrebna izvedba meritve v pogojih enostavnega reakcijskega časa tako, da se začetek APP zgodi med dvema R fazama (slika 4).

Slika 4: EKG artefakti znotraj EMG signal mišice trebušne stene.



Tudi obremenitve trupa je bilo potrebno uskladiti z EKG signalom, česar mehanizem za ročno sprostitev bremena ni omogočal (slika 5-A). To je zahtevalo uporabo avtomatskega mehanizma za sprostitev bremena. V ta namen se v literaturi najpogosteje navaja uporabo elektromagneta (Cholewicki idr., 2005; Radebold idr., 2000). Elektromagneti, ki bi omogočili direktno sprostitev bremena težjega od 2 kg, so veliki in dragi. Odločili smo se za izdelavo mehanizma za sprostitev bremena. Za osnovo smo uporabili mehanizem, ki se uporablja v lokostrelstvu. Mehanizem je namenjen napenjanju tetive loka med streljanjem in omogoča sprostitev tetive z blagim pritiskom na sprožilec. Za sprožitev mehanizma smo uporabili manjši elektromagnet, ki je premaknil sprožilec. Tak mehanizem je omogočil usklajevanje odzivov med dve R fazi EKG. Za tekočo izvedbo meritev je bilo potrebno po sprostitvi vrniti mehanizem z bremenom v stanje pripravljenosti v kratkem času. Omenjeni mehanizem je to sicer omogočal, vendar se je že v času preizkušanja pogosto zatikal. Potrebno je bilo izdelati povsem nov, zanesljivejši mehanizem za sprostitev. Nov mehanizem deluje na zatič, ki ga sprosti močnejši elektromagnet, in omogoča hitro povrnitev v stanje pripravljenosti (slika 5-B). Ta mehanizem omogoča tudi izvedbo meritev brez pokritih oči, saj ni mogoče predvideti trenutka sprostitve. Morebitno asimetričnost obremenjevanja smo zmanjšali z izdelavo ročaja z možnostjo pritrditve uteži na sredini (slika 5-B). Enakomerna oddaljenost dlani od sredine omogoča enakomerno obremenitev obeh rok.

Slika 5: Ročni in avtomatski mehanizem za sprostitev bremena.



Na levi polovici je mehanizem za ročno sprostitev bremena; na desni je mehanizem za avtomatsko sprostitve bremena in ročaj, ki omogoča simetrično obremenitev obeh rok.

4.4 Raziskovalni protokoli

Subjekt je bil ob prihodu seznanjen z namenom raziskave in potekom meritev. Pred zgoraj opisano namestitvijo površinskih EMG elektrod je vsak subjekt opravil standardizirano ogrevanje. Ogrevanje je sestavljalo 5 min stopanja na stopnico (menjava vodilne noge vsakih 30 s), bilateralno kroženje v ramenskem sklepu z iztegnjenimi rokami (30 s v vsako smer), kroženje z boki (30 s v vsako smer) in 10 počepov.

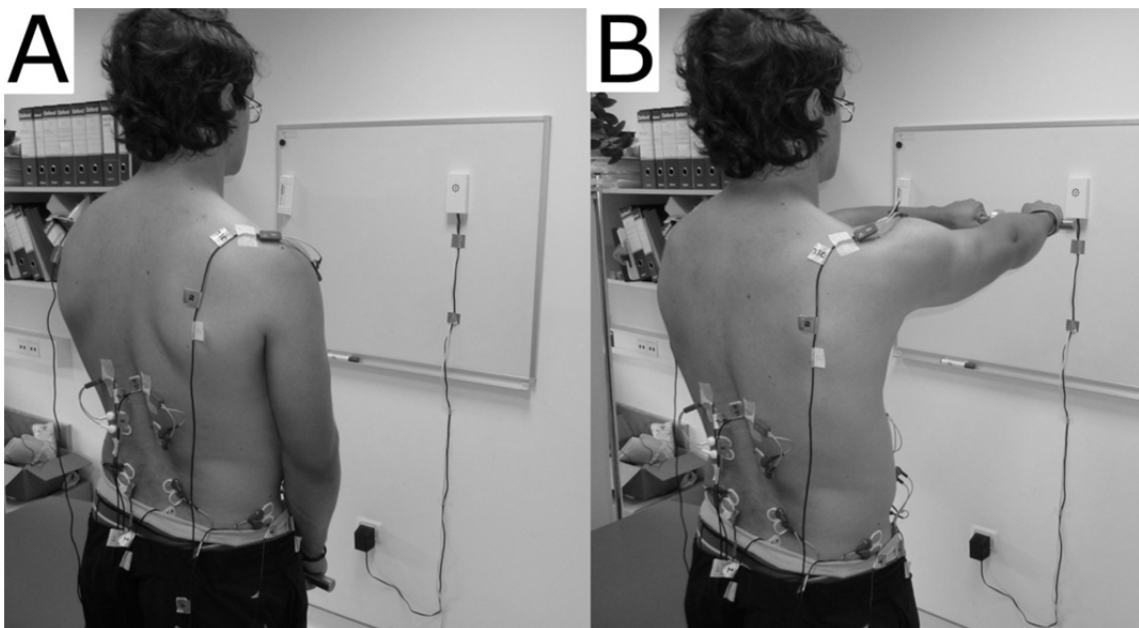
Meritve so bile razdeljene na štiri sklope. Meritve anticipacijskih posturalnih prilagoditev so bile izvedene najprej, sledile so meritve posturalnih reakcij na obremenitve, nato meritve posturalnih reakcij na nenadno razbremenitev, ki povzroči gibanje v smeri upogiba trupa, in kot zadnje meritve posturalnih reakcij na nenadno razbremenitev, ki povzroči gibanje v smeri iztega trupa. Za tak vrstni red smo se odločili glede na pričakovano utrujenost, ki jo posamezna meritev lahko povzroči. Meritev APP smo izvedli najprej, saj so najbolj občutljive na utrujenost. Meritve APP niso vključevale zunanjih motenj in tako ni bilo pričakovati utrujenosti, ki bi vplivala na nadaljnje meritve. Za izvedbo meritev posturalnih reakcij na obremenitve pred meritvami posturalnih reakcij na nenadno razbremenitev smo se

odločili, ker prve ne vključujejo meritev največje hotene sile in tudi ne vključujejo vzdrževanja mišične sile. Nazadnje smo izvedli meritve posturalnih reakcij na nenadno razbremenitev, ki povzroči gibanje v smeri iztega trupa. Slednje vključujejo vzdrževanje kontrakcije mišic hrbta, kar bi lahko povzročilo njihovo utrujenost in vplivalo na njihove odzive.

4.5 Meritve anticipacijskih posturalnih prilagoditev

Subjekti so najprej opravili meritve anticipacijskih posturalnih prilagoditev (APP). Stali so sproščeno, s stopali vzporedno in z razdaljo med zunanji robovi stopal 30 cm. V rokah so držali palico z maso 1 kg, ki je zagotavljala simetričen dvig obeh rok (slika 6). Na palici je bil pritrjen merilec pospeška, ki je zagotovil podatek o pričetku hotenega giba. Na svetlobni znak so vsakih 8 do 12 s izvedli kar se da hiter dvig obeh iztegnjenih rok do višine ramen. Svetlobni znak je bil naključne narave in usklajen z EKG. Subjekti so izvedli 4 serije po 10 ponovitev. Med posameznimi serijami je bila 1 minuta odmora.

Slika 6: Metoda merjenja anticipatornih posturalnih prilagoditev.



A: sproščen pokončen položaj preiskovanca. B: hiter dvig roke do višine ramen na znak.

4.6 Merjenje posturalnih reakcij na obremenitve

Sledilo je merjenje posturalnih reakcij na obremenitve (PRO). Subjekti so stali sproščeno in z razdaljo med 30 cm med zunanji robovi stopal. Roke so bile ob

telesu s pokrčenimi komolci pod kotom 90° . Dlani so nežno prislonili ob ročaj širine 30 cm (slika 7). Maso bremena smo določili relativno na maso subjekta. Na osnovno držalo, ki je tehtalo 3,3 kg, smo dodajali uteži z maso 1 kg. Masa obremenitve je znašala 8 % ($\pm 0,5$ kg) telesne mase subjekta. Namensko proizvedeni sprostilni mehanizem (slika 8) je naključno vsakih 8 do 12 s usklajeno z EKG signalom sprostil breme. Navodila subjektu so bila, da stoji kar se da sproščeno in se po obremenitvi kar se da hitro vrne v začetni položaj in umiri. Subjekti so izvedli 4 serije po 10 ponovitev. Med posameznimi serijami je bila 1 minuta odmora.

Slika 7: Metoda merjenja odzivov mišic trupa na nenadne obremenitve preko rok.

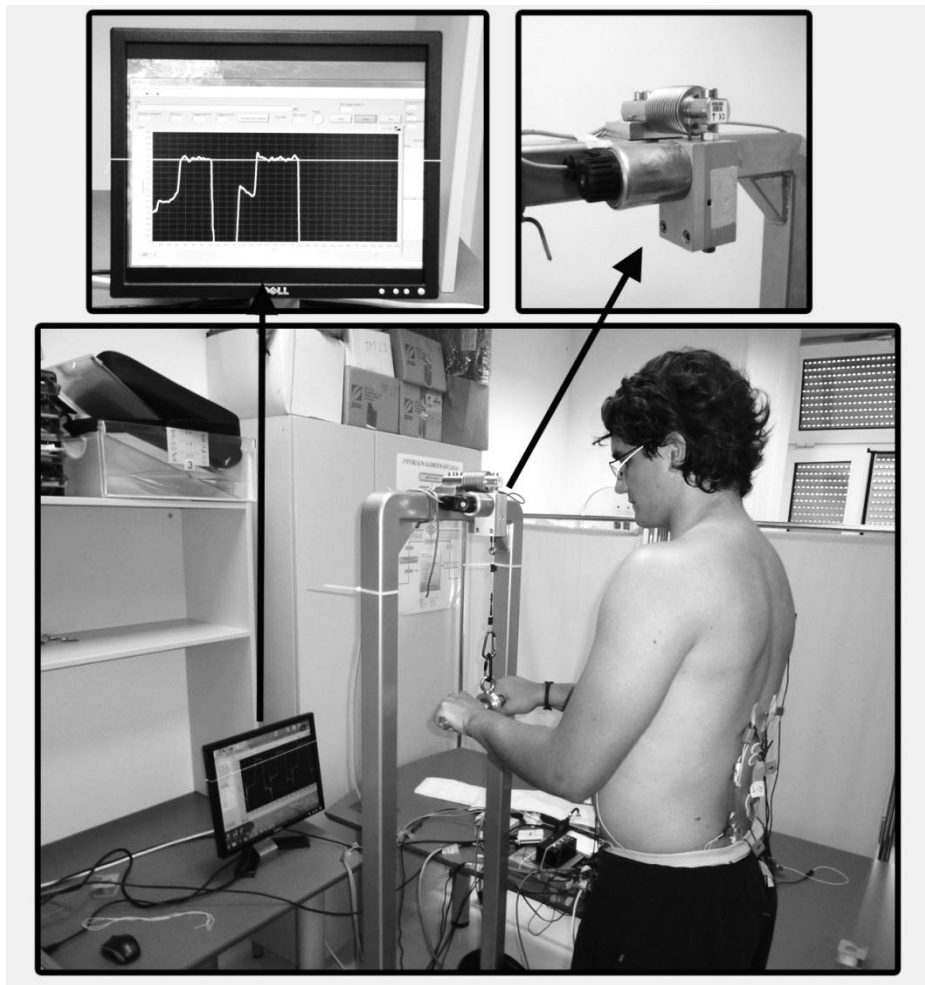


4.7 Merjenje posturalnih reakcij na nenadno razbremenitev

Merjenje posturalnih reakcij na nenadno razbremenitev je potekalo v dveh smereh. V prvem položaju smo merili posturalne reakcije na nenadno razbremenitev, ki je povzročila gibanje v smeri upogiba trupa (PRRU) (slika 8). Vrv je bila vpeta v sprostilni mehanizem pred subjektom na višini 1,7 metra. Držalo širine 30 cm je bilo povezano z vrvjo na SM in senzor sile Z6FC3, 200kg (HBM, Nemčija). Držalo je

bilo nameščeno na višini, ki je omogočala položaj rok ob telesu s pokrčenimi komolci pod kotom 90° . Subjekti so generirali izometrično silo v smeri iztega v komolčnem sklepu. Najprej so v opisanem položaju izvedli 3 ponovitve meritev za določitev največje hotene sile. Za meritev reakcij na nenadno razbremenitev so subjekti na svetlobni znak vzpostavili in vzdrževali 25 % največje hotene sile s pomočjo povratne informacije na monitorju. Izteg komolcev proti uporju povzroči moment v smeri iztega trupa. Sprostilni mehanizem je usklajeno z EKG popustil naključno 3 do 6 s po znaku za vzpostavitev 25 % največje hotene sile. Razbremenitev je povzročila gibanje trupa v smeri upogiba trupa. Sledilo je 5 s odmora, v katerem je merilec vrnil mehanizem v stanje pripravljenosti. Navodila subjektu so bila, da ob svetlobnem znaku s pomočjo povratne informacije razvije in natančno vzdržuje dogovorjeno silo, po razbremenitvi pa se hitro vrne v začetni položaj in umiri. Subjekti so izvedli 5 serij po 8 ponovitev. Med posameznimi serijami je bila 1 minuta odmora.

Slika 8: Metoda merjenja odzivov mišic trupa na nenadne razbremenitve preko rok, v smeri upogiba trupa.



V drugem položaju smo merili posturalne reakcije na nenadno razbremenitev, ki je povzročila gibanje v smeri iztega trupa (PRRI) (slika 9). Vrv je bila vpeta v sprostilni mehanizem na tleh pred subjektom. Držalo širine 30 cm je bilo povezano z vrvjo na sprostilni mehanizem in senzor sile. Držalo je bilo nameščeno na višini, ki je omogočala položaj rok ob telesu s pokrčenimi komolci pod kotom 90° . Subjekti so generirali izometrično silo v smeri upogiba v komolčnem sklepu. Najprej so v opisanem položaju izvedli 3 ponovitve meritev za določitev največje hotene sile. Za meritev reakcij na nenadno razbremenitev so subjekti na svetlobni znak vzpostavili in vzdrževali 25 % največje hotene sile s pomočjo povratne informacije na monitorju. Upogib komolcev proti uporju povzroči moment v smeri upogiba trupa. Sprostilni mehanizem je usklajeno z EKG signalom popustil naključno 3 do 6 s po znaku za vzpostavitev 25 % največje hotene sile. Razbremenitev je povzročila gibanje trupa v smeri iztega trupa. Sledilo je 5 s odmora, v katerem je merilec vrnil sprostilni mehanizem v stanje pripravljenosti. Navodila subjektu so bila, da ob svetlobnem znaku s pomočjo povratne informacije razvije in natančno vzdržuje dogovorjeno silo, po razbremenitvi pa se hitro vrne v začetni položaj in umiri. Subjekti so izvedli 5 serij po 8 ponovitev. Med posameznimi serijami je bila 1 minuta odmora.

Slika 9: Metoda merjenja odzivov mišic trupa na nenadne razbremenitve preko rok, v smeri iztega trupa.



4.8 Vrednotenje signalov in statistična obdelava podatkov

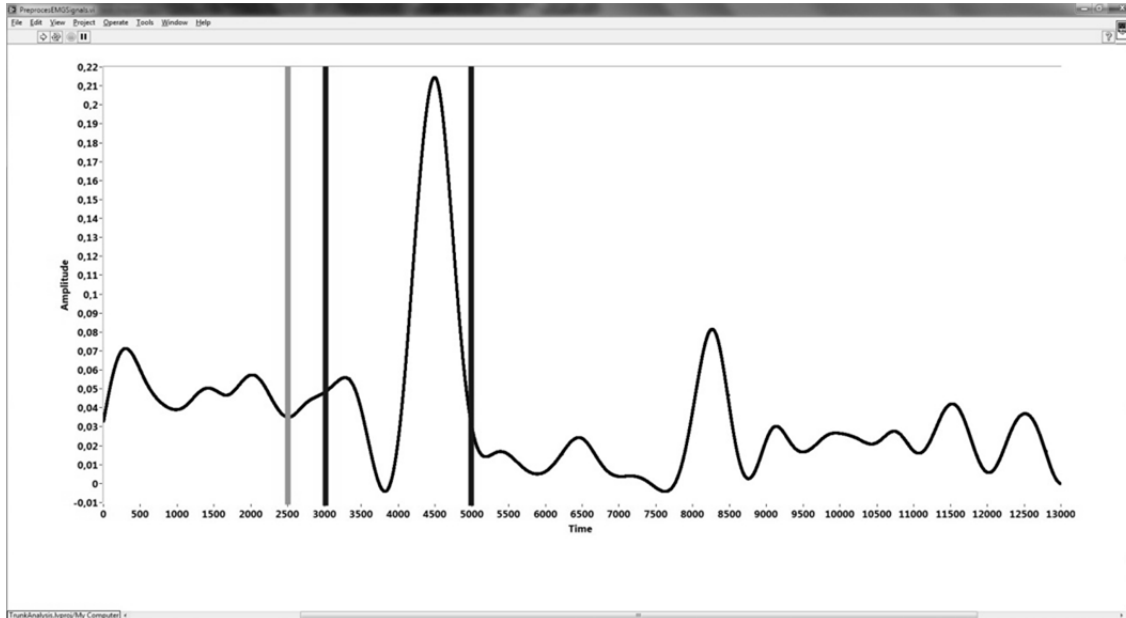
EMG signale smo obdelali in vrednotili s pomočjo namenskega programa izdelanega v razvojnem okolju Labview (National Instruments, Texas, USA). Signale smo filtrirali s pasovno prepustnim filtrom (10 Hz/1 kHz) in pogladili s korenomo povprečnih kvadratov (ang. root mean square - RMS) na tekočem oknu 20 ms ter naredili linearno ovojnico (eng. linear envelope) (nizko prepustni filter pri 10 Hz). Za določitev trenutka začetka aktivacije mišice smo uporabili avtomatsko zaznavo. Kot kriterij smo uporabili spremembo EMG aktivnosti za več kot dva standardna odklona glede na bazično aktivnost v časovnem oknu 50 ms pred referenčnim dogodkom (gib oz. motnja). Vse avtomatsko vrednotene signale smo ročno pregledali. V kolikor je bila avtomatska postavitev napačna (posledica artefakta ali velike variabilnosti signala v referenčnem oknu), smo pričetek aktivnosti določili ročno. V procesu pregledovanja in vrednotenja signalov smo izločili signale, pri katerih ni bilo mogoče prepoznati odziva mišice. Glede na število izbranih signalov smo za primerjavo setov znotraj obiska in setov med obiskoma določili število ponovitev v posameznem setu, ki je še zagotavljala zadostno število subjektov. Za analizo APP smo določili T_0 , ki je bil določen kot trenutek premika roke, ki smo ga zaznali z merilcem pospeška. Izračunali smo reakcijski čas od svetlobnega ukaza do T_0 . Okno za spremljanje APP smo določili od 100 ms pred do 100 ms po T_0 (De Wolf idr., 1998; Robert & Latash, 2008). Za vsako mišico smo odčitali latenco aktivacije kot razliko med začetkom aktivacije analizirane mišice in T_0 . Latence APP so negativne, kadar je opazovana mišica aktivirana pred T_0 , in pozitivne, kadar je opazovana mišica aktivirana po T_0 .

Za analizo PRO je bil T_0 določen kot trenutek sprostitve mehanizma. Okno za spremljanje posturalnih reakcij smo določili od 0 ms do 200 ms po T_0 . Za vsako mišico smo izračunali latenco posturalne reakcije kot razliko med časom aktivacije analizirane mišice in T_0 , kar bomo imenovali vklop mišice. Latence posturalnih reakcij na obremenitve so pozitivne, saj se zgodijo kot odziv na motnjo (T_0).

Tudi za analizo PRRU in PRRI sta bila T_0 in okno za spremljanje odzivov opredeljena tako kot za analizo PRO. Za upogibalke trupa pri metodi merjenja PRRU in za iztegovalke trupa pri metodi merjenja PRRI smo izračunali čas od T_0 do zmanjšanja aktivnosti mišice, kar smo imenovali izklop mišice (slika 10). Izklop mišice smo upoštevali le, kadar je bila v oknu odziva aktivnost mišice na do tega trenutka najnižji vrednosti. Kadar znotraj okna odziva signal ni bil na do takrat najnižji točki,

smo tak dogodek odstranili. Pri preostalih mišicah smo kakor pri metodi mejenja PRO spremljali vklop mišice. Latence posturalnih reakcij na razbremenitve so pozitivne, saj se zgodijo kot odziv na motnjo (T0).

Slika 10: EMG odziv mišice trupa na nenadno razbremenitev.



Krivulja prikazuje obrnjen in poglajen signal mišice, ki se ji je po razbremenitvi zmanjšala aktivnost (izklop). Med vertikalno sivo in prvo črno vertikalno črto je referenčno okno. Prva črna vertikalna črta označuje trenutek razbremenitve, med obema črnima črtama pa je okno za zaznavo odziva.

Podatke smo interpretirali z opisno statistiko vseh glavnih parametrov. Za določanje ponovljivosti časa APP, PRO, PRRU in PRRI smo uporabili izračun intra-klasnega korelacijskega koeficienta ICC, koeficienta variacije (%CV) in standardne napake meritve (TE). ICC smo interpretirali kot nizek (ICC < 0,40), srednji (ICC od 0,40 do 0,75) in visok (ICC > 0,75) (Lee & Granata, 2008; Santos idr., 2011). ICC vključuje dve oceni. Prva izraža ponovljivost ene meritve (ICCs), druga pa ponovljivost povprečja n meritev (ICCa). Primerna metoda je odvisna od tega, ali se bomo zanašali na rezultate ene meritve ali rezultate povprečja n meritev (McGraw & Wong, 1996). TE je absolutna mera ponovljivosti in je izražena v enakih enotah (ms), kot latence odzivov. %CV izraža odstotek, ki ga predstavlja TE glede na povprečje meritev, in je torej relativna mera ponovljivosti. Za ugotavljanje sistematičnih razlik smo uporabili parne t-teste. Statistično analizo smo izvedli s programom SPSS PASW Statistics 19 (Chicago, Illionis, USA) in Labview (National Instruments, Texas, USA). Nivo statistične značilnosti je bil sprejet pri $p < 0,05$.

5 REZULTATI

Na podlagi ohranjenih signalov smo določili set meritev, ki je zagotavljal še sprejemljivo število subjektov pri vseh štirih metodah merjenja. Število subjektov se je spreminjalo pri posamezni mišici in metodi merjenja. Za primerjavo znotraj obiska smo upoštevali dva seta po 18 ponovitev (APP: N od 20 do 23; PRO: N od 20 do 24; PRRU: N od 7 do 24; in PRRI: N od 18 do 24). Za primerjavo med obiskoma smo določili krajši set (18 ponovitev) (APP: N od 10 do 13; PRO: N = 13; PRRU: N od 11 do 13; in PRRI: N od 9 do 13) in daljši set meritev (36 ponovitev) (APP: N od 10 do 12; PRO: N od 9 do 13; PRRU: N od 3 do 12; in PRRI: N od 7 do 13).

5.1 Anticipatorne posturalne prilagoditve

Rezultati meritev APP so pokazali aktivnost vseh opazovanih mišic pred pričetkom hotenega giba rok (od $72,3 \pm 18,9$ ms pred pričetkom giba rok za mišico ESL do $23,4 \pm 21,3$ ms pred pričetkom giba rok za mišico OI_{desno}). Pri tem so bile mišice iztegovalke trupa v povprečju aktivirane prej kot mišice upogibalke trupa (iztegovalke ~ 62 ms in upogibalke ~ 37 ms pred pričetkom giba rok). V krajšem setu meritev je bila ICCs znotraj obiska višja (od 0,65 za mišico GM do 0,93 za mišico OE) kot med obiskoma (od 0,25 za mišico ES_{desno} do 0,74 za mišico ES_{levo}). S povečanjem števila ponovitev na daljši set se ICCs med obiskoma ni izboljšala (od 0,34 za mišico GM do 0,72 za mišico ESL). ICCs znotraj obiska je bila višja pri upogibalkah trupa (ICCs od 0,78 za mišico RA do 0,93 za mišico OE) v primerjavi z iztegovalkami trupa (ICCs od 0,75 za mišico ES_{levo} do 0,86 za mišico ES_{desno}). Hkrati so meritve APP upogibalk v primerjavi z meritvami iztegovalk trupa izkazale večjo relativno variabilnost (%CV od 17,3 % do 33,7 % proti 8,0 % do 11,0 %) in absolutno variabilnost (TE od 5,0 do 6,6 ms proti 6,7 do 8,6 ms). Med obema setoma meritev ni bilo sistematskih vplivov na večino opazovanih mišic znotraj obiska in na vse opazovane mišice med obiskoma (T-T $p > 0,05$). Izjema je statistično značilno krajša pred-aktivacija mišic MF_{desno} ($-62,0 \pm 15,0$ proti $-57,8 \pm 13,2$; $p = 0,045$) in ES_{desno} ($-63,8 \pm 15,4$ proti $-60,2 \pm 13,5$; $p = 0,026$) v drugem setu meritev znotraj obiska. Za doseganje visoke ponovljivosti povprečja (ICCa $> 0,90$) je za večino opazovanih mišic potrebnih 20 ponovitev (od 11 za mišici OE in OI_{levo} do 20 za mišico MF_{desno}) razen za mišici ES_{levo} in GM, kjer je bilo potrebnih 40 ponovitev meritve APP.

Tabela 1: Parametri ponovljivosti za anticipatorne posturalne prilagoditve.

		Test 1	Test 2	TE	%CV	ICCs	T-T (p)	N (ICCa > 0,90)
MF _{levo}	INTRA-18	-59,0 (14,5)	-57,0 (13,0)	6,1	-10,6 (-8,2 - -15,0)	0,80 (0,59 - 0,91)	0,286	16
	INTER-18	-59,5 (15,7)	-62,8 (11,0)	8,2	-13,5 (-9,7 - -22,2)	0,63 (0,17 - 0,87)	0,331	
	INTER-36	-57,9 (14,8)	-61,2 (11,9)	7,4	-12,5 (-8,8 - -21,2)	0,69 (0,25 - 0,90)	0,292	
MF _{desno}	INTRA-18	-62,0 (15,0)	-57,8 (13,2)	6,6	-11,0 (-8,47 - -15,50)	0,76 (0,50 - 0,89)	0,045	20
	INTER-18	-60,1 (15,3)	-62,5 (11,5)	8,6	-14,0 (-10,0 - -23,1)	0,61 (0,11 - 0,86)	0,496	
	INTER-36	-58,3 (15,1)	-62,2 (13,2)	8,6	-14,2 (-10,1 - -24,2)	0,63 (0,15 - 0,88)	0,288	
ES _{levo}	INTRA-18	-63,8 (11,4)	-60,5 (13,9)	6,2	-9,9 (-7,69 - -14,065)	0,75 (0,49 - 0,89)	0,090	40
	INTER-18	-63,6 (11,1)	-67,0 (10,0)	5,1	-7,9 (-5,64 - -12,98)	0,74 (0,36 - 0,91)	0,104	
	INTER-36	-62,3 (10,8)	-66,7 (12,6)	5,8	-9,0 (-6,38 - -15,30)	0,72 (0,29 - 0,91)	0,115	
ES _{desno}	INTRA-18	-63,8 (15,4)	-60,2 (13,5)	5,0	-8,0 (-6,22 - -11,38)	0,86 (0,67 - 0,94)	0,026	13
	INTER-18	-63,6 (16,9)	-67,0 (9,0)	11,8	-18,1 (-12,5 - -33,1)	0,25 (-0,46 - 0,75)	0,532	
	INTER-36	-63,2 (16,2)	-68,4 (10,2)	10,5	-15,9 (-10,8 - -30,5)	0,40 (-0,28 - 0,82)	0,322	
GM	INTRA-18	-37,2 (13,0)	-36,4 (13,2)	7,8	-21,3 (-16,2 - -31,1)	0,65 (0,30 - 0,85)	0,751	40
	INTER-18	-44,1 (7,9)	-45,1 (12,3)	8,3	-18,6 (-13,2 - -31,6)	0,38 (-0,26 - 0,78)	0,774	
	INTER-36	-44,9 (6,2)	-46,6 (15,1)	9,5	-20,8 (-14,5 - -36,5)	0,34 (-0,34 - 0,77)	0,690	

	INTRA-18	-42,8 (16,4)	-43,2 (14,6)	7,5	-17,3 (-13,3 - -24,8)	0,78 (0,54 - 0,90)	0,851	
RA	INTER-18	-43,6 (14,1)	-50,0 (14,4)	7,9	-16,9 (-12,1 - -27,9)	0,64 (0,18 - 0,88)	0,060	16
	INTER-36	-45,4 (14,9)	-47,6 (17,7)	9,4	-20,3 (-14,2 - -35,6)	0,68 (0,17 - 0,90)	0,606	
	INTRA-18	-37,5 (24,0)	-35,1 (25,4)	6,7	-18,5 (-14,3 - -26,5)	0,93 (0,83 - 0,97)	0,259	
OE	INTER-18	-41,3 (13,4)	-49,8 (20,1)	10,8	-23,8 (-17,1 - -39,3)	0,55 (0,06 - 0,83)	0,069	11
	INTER-36	-40,3 (16,1)	-49,3 (20,3)	10,2	-22,9 (-16,2 - -38,8)	0,63 (0,13 - 0,88)	0,056	
	INTRA-18	-28,3 (28,8)	-26,9 (25,7)	8,6	-31,2 (-23,7 - -45,5)	0,90 (0,78 - 0,96)	0,615	
OI _{levo}	INTER-18	-32,6 (24,4)	-35,6 (21,1)	12,7	-37,3 (-26,8 - -61,6)	0,70 (0,26 - 0,90)	0,550	11
	INTER-36	-34,3 (21,6)	-36,8 (15,6)	11,1	-31,1 (-21,4 - -56,8)	0,67 (0,11 - 0,91)	0,625	
	INTRA-18	-25,5 (26,1)	-23,4 (21,3)	8,2	-33,7 (-25,8 - -48,7)	0,88 (0,74 - 0,95)	0,418	
OI _{desno}	INTER-18	-31,3 (23,3)	-33,3 (26,4)	15,6	-48,4 (-34,3 - -82,2)	0,63 (0,09 - 0,88)	0,761	15
	INTER-36	-30,2 (24,0)	-34,0 (30,7)	17,2	-53,7 (-36,9 - -98,0)	0,63 (0,03 - 0,89)	0,637	

MF – mišica multifidus; ES – mišica erector spinae; GM – mišica dluteus medius; RA – mišica rectus abdominis; OE – mišica obliquus externus; OI – mišica obliquus internus; Test 1 – prvi sklop testiranja; Test 2 – drugi sklop testiranja; TE standardna napaka merjenja; %CV koeficient variance ponovljivosti; ICCs – intra-klasni korelacijski koeficient ene meritve; T-T (p) – t test za razlike med setoma; ICCa – intra-klasni korelacijski koeficient povprečja n meritev.

5.2 Posturalne reakcije na nenadne obremenitve

Meritve PRO so pokazale krajše povprečne latence iztegovalk trupa kot upogibalk trupa (od 89 ms do 97 ms proti 92 ms do 120 ms). V skupini upogibalk trupa so bile povprečne latence mišice OI obojestransko daljše (od 111,8 ms do 120,2 ms) kot latence mišic RA in OE (od 92 ms do 100,5 ms). Iztegovalke trupa so pokazale podobno visoke vrednosti ICCs za krajši set meritev znotraj obiska (ICCs od 0,71 za mišico MF_{desno} do 0,85 za mišico ES_{levo}) in med obiskoma (ICCs od 0,71 za mišico ES_{desno} do 0,93 za mišico MF_{levo}). Vrednosti ICCs med obiskoma se niso izboljšale z daljšim setom (ICCs od 0,66 za mišico ES_{desno} do 0,92 za mišico MF_{desno}). Upogibalke trupa so dosegle nizke vrednosti ICCs med obiskoma v krajšem setu (ICCs od 0,33 za mišico OI_{desno} do 0,66 za mišico OE) in daljšem setu (ICCs od 0,37 za mišico OE do 0,74 za mišico OI_{levo}). Koeficient variance je za vse mišice znotraj obiska nižji od 8 % (%CV od 3,5 % za mišico OI_{desno} do 7,7 % za mišico MF_{desno}) in med obiskoma nižji od 10,5 % (%CV od 4,3 % za mišico MF_{levo} do 10,5 % za mišico OE). Tudi absolutna variabilnost znotraj obiska in med obiskoma je nizka (od 3,9 ms za mišico MF_{desno} do 11,7 ms za mišico GM). Med obema setoma meritev ni bilo sistematskih vplivov na vse opazovane mišice znotraj obiska in med obiskoma (T-T $p > 0,05$). Za doseganje visoke ponovljivosti povprečja (ICCa > 0,90) za meritev PRO je za iztegovalke trupa zadostovalo 18 ponovitev (od 12 za mišico ES_{levo} do 18 za mišico ES_{desno}), za mišice upogibalke trupa pa 37 ponovitev (od 19 za mišico OI_{desno} do 37 za mišico RA).

Tabela 2: Nenadna obremenitev.

		Test 1	Test 2	TE	%CV	ICCs	T-T (p)	N (ICCa > 0,90)
MF _{levo}	INTRA-18	94,2 (15,7)	91,4 (13,1)	6,2	6,7 (5,2 - 9,4)	0,81 (0,60 - 0,91)	0,146	16
	INTER-18	97,0 (15,2)	95,4 (16,9)	4,2	4,3 (3,1 - 7,2)	0,93 (0,80 - 0,98)	0,334	
	INTER-36	96,1 (12,9)	94,8 (14,4)	4,6	4,8 (3,5 - 8,0)	0,89 (0,68 - 0,96)	0,490	
MF _{desno}	INTRA-18	94,3 (15,7)	91,0 (11,2)	7,2	7,7 (6,0 - 10,9)	0,71 (0,44 - 0,86)	0,121	16
	INTER-18	96,7 (16,4)	96,1 (16,9)	5,0	5,2 (3,7 - 8,6)	0,92 (0,75 - 0,97)	0,778	
	INTER-36	95,2 (11,7)	95,0 (14,9)	3,9	4,1 (2,9 - 6,8)	0,92 (0,76 - 0,98)	0,871	
ES _{levo}	INTRA-18	92,1 (16,1)	89,2 (12,6)	5,3	5,8 (4,5 - 8,2)	0,85 (0,68 - 0,94)	0,062	12
	INTER-18	95,9 (16,2)	91,5 (20,0)	5,9	6,3 (4,5 - 10,4)	0,88 (0,63 - 0,96)	0,081	
	INTER-36	94,0 (12,7)	90,1 (16,9)	6,1	6,6 (4,7 - 10,9)	0,82 (0,51 - 0,94)	0,128	
ES _{desno}	INTRA-18	92,7 (14,6)	90,7 (12,6)	5,3	5,8 (4,5 - 8,1)	0,84 (0,68 - 0,93)	0,200	18
	INTER-18	97,0 (11,8)	92,8 (21,6)	9,3	9,8 (7,0 - 16,1)	0,71 (0,31 - 0,90)	0,261	
	INTER-36	95,3 (9,5)	91,6 (18,5)	8,6	9,2 (6,6 - 15,1)	0,66 (0,21 - 0,88)	0,293	
GM	INTRA-18	117,1 (20,9)	114,6 (19,7)	8,8	7,6 (5,9 - 10,7)	0,81 (0,61 - 0,91)	0,340	10
	INTER-18	116,3 (23,7)	112,1 (18,5)	11,2	9,8 (7,1 - 16,3)	0,72 (0,32 - 0,91)	0,361	
	INTER-36	114,6 (21,3)	112,0 (16,7)	11,7	10,4 (7,4 - 17,1)	0,64 (0,15 - 0,87)	0,582	

	INTRA-18	96,9 (9,1)	98,0 (9,6)	4,1	4,2 (3,3 - 5,9)	0,81 (0,61 - 0,91)	0,377	
RA	INTER-18	96,8 (7,0)	98,8 (17,9)	10,1	10,3 (7,4 - 17,0)	0,47 (-0,11 - 0,80)	0,622	37
	INTER-36	96,0 (6,3)	97,9 (14,9)	8,8	9,1 (6,5 - 15,1)	0,41 (-0,17 - 0,78)	0,609	
	INTRA-18	98,5 (10,3)	100,5 (13,5)	7,6	7,6 (5,8 - 11,1)	0,61 (0,24 - 0,82)	0,412	
OE	INTER-18	100,5 (16,0)	97,6 (18,9)	10,4	10,5 (7,5 - 17,3)	0,66 (0,20 - 0,88)	0,501	28
	INTER-36	94,7 (7,4)	92,0 (8,8)	6,4	6,9 (4,8 - 12,1)	0,37 (-0,24 - 0,78)	0,345	
	INTRA-18	116,4 (14,2)	120,2 (17,9)	7,6	6,4 (4,9 - 9,3)	0,77 (0,51 - 0,90)	0,116	
OI _{levo}	INTER-18	113,8 (11,9)	111,8 (12,5)	8,7	7,7 (5,5 - 12,7)	0,51 (-0,04 - 0,82)	0,565	23
	INTER-36	115,0 (12,8)	113,8 (12,6)	6,7	5,8 (4,2 - 9,6)	0,74 (0,33 - 0,91)	0,655	
	INTRA-18	116,4 (16,6)	118,4 (17,7)	4,1	3,5 (2,6 - 5,0)	0,94 (0,86 - 0,98)	0,133	
OI _{desno}	INTER-18	112,1 (13,2)	114,5 (12,8)	10,7	9,4 (6,8 - 15,6)	0,33 (-0,27 - 0,74)	0,570	19
	INTER-36	115,5 (8,5)	112,1 (10,0)	6,5	5,7 (3,9 - 11,0)	0,50 (-0,15 - 0,86)	0,297	

MF – mišica multifidus; ES – mišica erector spinae; GM – mišica dluteus medius; RA – mišica rectus abdominis; OE – mišica obliquus externus; OI – mišica obliquus internus; Test 1 – prvi sklop testiranja; Test 2 – drugi sklop testiranja; TE standardna napaka merjenja; %CV koeficient variance ponovljivosti; ICCs – intra-klasni korelacijski koeficient ene meritve; T-T (p) – t test za razlike med setoma; ICCa – intra-klasni korelacijski koeficient povprečja n meritev.

5.3 Nenadne razbremenitve

Meritve PRRU so pokazale krajše povprečne latence iztegovalk trupa kot upogibalk trupa (~ 61 ms proti ~ 85 ms po nenadni razbremenitvi). Vse mišice so dosegle visok ICCs znotraj obiska (ICCs od 0,84 za mišico RA do 0,96 za mišico MF_{levo}), razen mišice OE. ICCs opazovanih mišic med obiskoma je pokazala srednje in nizke vrednosti. Znotraj obiska je bila nizka relativna variabilnost (%CV od 4,7 za mišico MF_{levo} do 9,5 za mišico RA) in absolutna variabilnost (TE od 2,8 ms za mišico MF_{levo} do 7,7 ms za mišico OI_{levo}), v primerjavi z variabilnostjo med obiskoma (%CV od 5 % za mišico RA do 25,1 za mišico OE in TE od 3 ms za mišico RA do 23,3 ms za mišico OE). Med obema setoma meritev ni bilo zaznani sistematskih vplivov na odzive opazovanih mišic znotraj obiska in med obiskoma (T-T $p > 0,05$). Za doseganje visoke ponovljivosti povprečja (ICCa $> 0,90$) je za večino opazovanih mišic zadostovalo 13 ponovitev (od 3 za mišico OI_{levo} do 13 za mišico RA) razen za mišico OE, ki ni dosegla zastavljene vrednosti ICCa pri meritvah PRRU.

Tabela 3: Nenadna razbremenitev v smeri upogiba trupa.

		Test 1	Test 2	TE	%CV	ICCs	T-T (p)	N (ICCa > 0,90)
MF _{levo}	INTRA-18	59,0 (12,7)	59,0 (12,7)	2,8	4,7 (3,6 - 6,6)	0,96 (0,90 - 0,98)	0,964	
	INTER-18	58,6 (12,4)	53,4 (10,9)	8,2	14,6 (10,5 - 24,1)	0,48 (-0,02 - 0,80)	0,137	7
	INTER-36	59,4 (12,7)	56,2 (10,9)	8,3	14,3 (10,1 - 24,3)	0,51 (-0,04 - 0,83)	0,364	
MF _{desno}	INTRA-18	59,4 (13,1)	59,7 (13,2)	3,3	5,6 (4,3 - 7,9)	0,94 (0,86 - 0,97)	0,788	
	INTER-18	56,4 (11,8)	59,6 (5,3)	8,8	15,2 (10,6 - 26,6)	0,08 (-0,54 - 0,63)	0,421	6
	INTER-36	57,3 (12,5)	60,8 (5,9)	8,8	15,0 (10,3 - 27,3)	0,18 (-0,48 - 0,71)	0,392	
ES _{levo}	INTRA-18	61,3 (10,2)	61,3 (11,3)	3,9	6,4 (5,0 - 9,1)	0,87 (0,72 - 0,94)	0,986	
	INTER-18	60,0 (10,7)	63,2 (8,9)	5,6	9,2 (6,6 - 15,1)	0,66 (0,22 - 0,88)	0,183	12
	INTER-36	60,5 (11,1)	64,5 (8,0)	7,3	11,7 (8,3 - 19,9)	0,41 (-0,13 - 0,78)	0,211	
ES _{desno}	INTRA-18	63,3 (12,2)	63,4 (12,5)	3,6	5,7 (4,4 - 8,0)	0,92 (0,82 - 0,97)	0,914	
	INTER-18	65,1 (13,1)	69,1 (11,8)	8,3	12,3 (8,8 - 20,3)	0,55 (0,06 - 0,84)	0,239	9
	INTER-36	65,1 (13,5)	69,5 (13,4)	9,1	13,5 (9,6 - 23,0)	0,53 (0,01 - 0,84)	0,264	
GM	INTRA-18	80,8 (17,6)	82,1 (18,1)	6,1	7,4 (5,7 - 10,7)	0,89 (0,75 - 0,95)	0,490	
	INTER-18	78,7 (11,1)	81,9 (12,9)	10,7	13,4 (9,6 - 22,1)	0,21 (-0,38 - 0,67)	0,465	7
	INTER-36	81,7 (10,3)	82,0 (13,1)	9,6	11,8 (8,2 - 20,7)	0,35 (-0,35 - 0,78)	0,940	

	INTRA-18	67,2 (14,5)	69,3 (17,8)	6,5	9,5 (6,8 - 15,7)	0,84 (0,57 - 0,95)	0,407	
RA	INTER-18	67,4 (18,0)	62,0 (11,6)	9,1	14,1 (10,1 - 23,3)	0,61 (0,16 - 0,86)	0,159	13
	INTER-36	59,6 (3,2)	59,2 (6,4)	3,0	5,0 (2,6 - 31,4)	0,74 (-1,78 - 0,99)	0,871	
	INTRA-18	89,4 (13,4)	85,7 (14,3)	7,5	8,5 (5,5 - 18,8)	0,71 (0,06 - 0,94)	0,388	
OE	INTER-18	76,8 (18,5)	84,3 (27,4)	14,0	17,4 (12,2 - 30,6)	0,63 (0,12 - 0,88)	0,240	/
	INTER-36	79,0 (15,8)	88,2 (28,1)	15,8	18,9 (13,0 - 34,4)	0,51 (-0,08 - 0,84)	0,224	
	INTRA-18	101,5 (20,3)	100,2 (20,5)	7,7	7,6 (5,5 - 12,2)	0,87 (0,64 - 0,96)	0,651	
OI _{levo}	INTER-18	91,7 (28,4)	93,7 (37,9)	15,5	16,7 (11,7 - 29,3)	0,80 (0,41 - 0,94)	0,773	3
	INTER-36	99,2 (18,8)	106,8 (32,3)	13,6	13,2 (8,5 - 29,0)	0,73 (0,12 - 0,95)	0,338	
	INTRA-18	97,4 (19,6)	95,4 (18,6)	4,9	5,1 (3,7 - 7,8)	0,93 (0,82 - 0,98)	0,269	
OI _{desno}	INTER-18	90,5 (23,6)	87,5 (29,1)	20,5	23,1 (16,4 - 39,2)	0,42 (-0,21 - 0,79)	0,731	6
	INTER-36	94,3 (15,2)	97,7 (24,5)	13,0	13,5 (8,7 - 29,8)	0,62 (-0,19 - 0,92)	0,634	

MF – mišica multifidus; ES – mišica erector spinae; GM – mišica dluteus medius; RA – mišica rectus abdominis; OE – mišica obliquus externus; OI – mišica obliquus internus; Test 1 – prvi sklop testiranja; Test 2 – drugi sklop testiranja; TE standardna napaka merjenja; %CV koeficient variance ponovljivosti; ICCs – intra-klasni korelacijski koeficient ene meritve; T-T (p) – t test za razlike med setoma; ICCa – intra-klasni korelacijski koeficient povprečja n meritev.

Pri meritvah PRRI so iztegovalke in upogibalke trupa izkazale v povprečju podobne latence (~ 59 ms proti ~ 61 ms po nenadni razbremenitvi), latenca mišice GM je bila v povprečju večja (~ 92 ms po nenadni razbremenitvi). Ponovljivost znotraj obiska je bila visoka (ICCs $> 0,85$) za upogibalke trupa in GM, za mišice iztegovalke pa srednja do visoka (ICCs od $0,72$ do $0,80$). ICCs med obiskoma je bil visok za mišico GM po krajšem in daljšem setu meritev. ICCs je bil med obiskoma nizek za upogibalke in iztegovalke trupa po krajšem setu (ICCs $< 0,60$), v daljšem setu se je ICCs izboljšal le za mišico ES obojestransko (ICCs $> 0,75$). Relativna variabilnost znotraj obiska je nižja za upogibalke trupa ($\sim 7,2$ %) v primerjavi z iztegovalkami (~ 10 %), najnižjo variabilnost znotraj obiska izkazuje mišica GM ($3,2$ %). Relativna variabilnost vseh mišic je povprečno nižja znotraj obiska (~ 8 %) kot med meritvama v krajšem setu ($\sim 18,2$ %) in daljšem setu ($\sim 14,6$ %). Absolutna variabilnost ni pokazala razlik med upogibalkami in iztegovalkami (TE $\sim 8,6$ ms). Absolutna variabilnost je bila nizka znotraj obiska (TE $\sim 4,9$ ms), v krajšem setu med obiskoma je narasla (TE $\sim 11,2$ ms) ter se v daljšem setu med obiskoma ponovno zmanjšala (TE $\sim 9,1$ ms). Med obema setoma meritev ni bilo zaznati sistematskih vplivov na odzive večine opazovanih mišic znotraj obiska in med obiskoma (T-T $p > 0,05$). Izjema je mišica RA, pri kateri smo zaznali razlike med obiskoma ($p < 0,05$). Za doseganje visoke ponovljivosti povprečja (ICCa $> 0,90$) je za večino opazovanih mišic zadostovalo 20 ponovitev, razen za mišico ESlevo, kjer je bilo potrebnih 40 ponovitev meritve PRRI.

Tabela 4: Nenadna razbremenitev v smeri iztega trupa.

		Test 1	Test 2	TE	%CV	ICCs	T-T (p)	N (ICCa > 0,90)
MF _{levo}	INTRA-18	57,8 (13,2)	55,7 (10,0)	6,2	10,9 (8,4 - 15,6)	0,72 (0,44 - 0,87)	0,269	
	INTER-18	61,3 (17,7)	58,6 (11,7)	12,2	20,4 (14,7 - 33,7)	0,34 (-0,26 - 0,74)	0,584	16
	INTER-36	59,6 (16,4)	53,5 (5,3)	9,7	17,2 (11,6 - 32,9)	0,35 (-0,28 - 0,79)	0,220	
MF _{desno}	INTRA-18	56,8 (9,4)	58,8 (14,5)	5,8	10,1 (7,8 - 14,4)	0,77 (0,53 - 0,90)	0,256	
	INTER-18	57,7 (10,8)	57,4 (9,8)	7,9	13,8 (9,9 - 22,7)	0,43 (-0,18 - 0,79)	0,914	20
	INTER-36	61,3 (16,7)	59,5 (8,9)	8,0	13,3 (8,9 - 25,4)	0,66 (0,03 - 0,91)	0,643	
ES _{levo}	INTRA-18	53,8 (7,2)	53,5 (8,6)	4,3	8,0 (6,0 - 11,9)	0,72 (0,39 - 0,89)	0,841	
	INTER-18	55,1 (9,7)	61,3 (25,0)	17,2	29,5 (21,2 - 48,7)	0,18 (-0,39 - 0,65)	0,377	40
	INTER-36	56,5 (9,4)	54,4 (13,2)	5,2	9,4 (6,1 - 20,7)	0,80 (0,26 - 0,96)	0,482	
ES _{desno}	INTRA-18	64,1 (19,1)	60,6 (11,5)	6,9	11,0 (8,4 - 16,1)	0,80 (0,57 - 0,92)	0,132	
	INTER-18	63,8 (23,1)	64,2 (14,0)	12,0	18,8 (13,5 - 31,1)	0,62 (0,11 - 0,87)	0,939	13
	INTER-36	69,1 (20,1)	63,1 (15,2)	7,9	12,0 (7,9 - 24,3)	0,78 (0,28 - 0,95)	0,172	
GM	INTRA-18	95,7 (24,8)	93,6 (23,8)	3,0	3,2 (2,4 - 4,8)	0,98 (0,95 - 0,99)	0,045	
	INTER-18	92,7 (27,6)	89,1 (25,6)	8,3	9,1 (6,5 - 15,0)	0,90 (0,72 - 0,97)	0,294	3
	INTER-36	91,8 (28,1)	89,6 (27,6)	8,3	9,1 (6,5 - 15,5)	0,92 (0,74 - 0,98)	0,530	

	INTRA-18	54,9 (15,2)	56,7 (13,2)	5,0	8,9 (6,9 - 12,5)	0,88 (0,74 - 0,94)	0,221	
RA	INTER-18	53,0 (13,0)	61,7 (14,1)	7,8	13,6 (9,2 - 26,1)	0,57 (-0,03 - 0,88)	0,046	5
	INTER-36	54,2 (11,90)	62,6 (12,1)	6,2	10,7 (7,2 - 20,5)	0,60 (-0,05 - 0,90)	0,022	
	INTRA-18	57,7 (16,1)	58,6 (16,7)	5,5	9,4 (7,3 - 13,2)	0,89 (0,77 - 0,95)	0,571	
OE	INTER-18	52,7 (18,9)	57,9 (19,4)	14,0	25,3 (18,1 - 41,7)	0,47 (-0,07 - 0,80)	0,364	9
	INTER-36	54,5 (19,6)	57,0 (18,9)	13,7	24,6 (17,6 - 40,6)	0,51 (-0,05 - 0,82)	0,650	
	INTRA-18	66,4 (11,9)	68,9 (11,2)	3,2	4,7 (3,7 - 6,6)	0,90 (0,73 - 0,96)	0,012	
OI _{levo}	INTER-18	65,1 (12,2)	66,7 (16,5)	9,7	14,8 (10,6 - 24,4)	0,57 (0,03 - 0,85)	0,683	12
	INTER-36	66,0 (11,3)	67,4 (18,2)	10,5	15,7 (11,3 - 26,0)	0,54 (-0,02 - 0,83)	0,741	
	INTRA-18	65,6 (11,7)	68,6 (11,5)	3,9	5,8 (4,5 - 8,1)	0,86 (0,66 - 0,94)	0,014	
OI _{desno}	INTER-18	63,8 (14,7)	64,2 (15,5)	12,0	18,7 (13,4 - 30,9)	0,39 (-0,22 - 0,77)	0,940	5
	INTER-36	65,8 (13,9)	63,7 (17,4)	12,7	19,6 (14,1 - 32,4)	0,36 (-0,24 - 0,75)	0,675	

MF – mišica multifidus; ES – mišica erector spinae; GM – mišica dluteus medius; RA – mišica rectus abdominis; OE – mišica obliquus externus; OI – mišica obliquus internus; Test 1 – prvi sklop testiranj; Test 2 – drugi sklop testiranj; TE standardna napaka merjenja; %CV koeficient variance ponovljivosti; ICCs – intra-klasni korelacijski koeficient ene meritve; T-T (p) – t test za razlike med setoma; ICCa – intra-klasni korelacijski koeficient povprečja n meritev.

6 RAZPRAVA

Namen te naloge je bil ugotoviti ponovljivost različnih metod za spremljanje posturalnih prilagoditev mišic trupa na nenadno mehansko motnjo. Ponovljivost smo izračunali na dva načina, in sicer ponovljivost ene meritve (ICCs), ki smo jo izračunali iz dveh setov meritev, in ponovljivost povprečja (ICCa), ki smo jo izračunali iz meritev enega seta. Priporočeno število opravljenih meritev smo določili z izračunom ICCa. Metoda je v tem primeru primerna, saj nas zanimajo rezultati povprečja meritev. V literaturi je sicer pogosteje poročana ICCs, zato bomo poročali obe vrednosti. Pri uporabljenih metodah je bilo za doseganje visoke ponovljivosti povprečja (ICCa > 0,90) večine mišic znotraj seta potrebnih 20 ponovitev. Najmanj ponovitev je bilo potrebnih za metodo nenadne razbremenitve v smeri upogiba trupa. Pri omenjeni metodi so vse mišice, razen mišice OE (ICCa < 0,90), dosegle visoko ponovljivost pri povprečenju 13 ponovitev ali več. Na tej osnovi lahko potrdimo hipotezo, da je za doseg visoke ponovljivosti metode merjenja posturalnih odzivov na motnjo potrebnih več kot 10 ponovitev. Pri vseh metodah se je ponovljivost meritev latenc mišičnih odzivov povečala s povečanjem števila ponovitev ter se na določeni stopnji ustalila.

Ponovljivost med obiskoma je bila pričakovano nižja od ponovljivosti enakega števila meritev znotraj obiska za večino mišic. Izjema je bila metoda merjenja PRO, kjer so iztegovalke trupa izkazale srednjo do visoko ponovljivost tudi med obiskoma (ICCs od 0,71 za mišico ESdesno do 0,93 za mišico MDlevo). Za določanje ponovljivosti posturalnih odzivov na mehanske motnje med obiskoma smo uporabili krajši in daljši set meritev. S povečanjem števila meritev med obiskoma se v večini primerov ponovljivost med obiski ni bistveno izboljšala. Podrobnejši vpogled v analizo kaže, da se je izboljšanje ponovljivosti ustalilo na določeni vrednosti, pri večini mišic prej kot v 18-ih ponovitvah.

Povečanje seta meritev ni imelo enotnega vpliva na absolutne in relativne mere variabilnosti. Izmerjena variabilnost ne izkazuje le fiziološke variabilnosti aktivacijskih vzorcev mišic, temveč je posledica številnih dejavnikov. K skupni variabilnosti prispevajo razlike med posamezniki, tehnični razlogi in tudi vpliv učenja in/ali utrujanja. Fiziološke razlike med posamezniki, kot so spol, odstotek maščobne mase, telesna višina in treniranost udeležencev lahko povečajo variabilnost. Med tehničnimi razlogi velja omeniti mehanske motnje, postavitev elektrod in način vrednotenja signalov. Največja relativna variabilnost, znotraj meritve in tudi med meritvama, je bila pri metodi merjenja APP. Visoka variabilnost

časovnih parametrov APP pri zdravih osebah je pričakovana in v skladu z ugotovitvami drugih avtorjev (Jacobs idr., 2009).

Med seti meritev znotraj obiska ali med seti meritev med obiskoma ni bilo zaznati sistematičnih vplivov na latence odzivov večine mišic (t-test, $p > 0,05$). Zaradi velikega skupnega števila ponovitev znotraj posameznega obiska smo želeli preprečiti predvsem učinek utrujanja in akomodacijo refleksnih odzivov. Ves čas meritev smo skrbeli za dosledno upoštevanje odmorov, med katerimi so udeleženci sedeli. Morebitnemu pojavu utrujenosti smo se poskušali izogniti z načrtovanjem vrstnega reda meritev. Kot prve smo zato izvedli meritve APP, ki so na utrujanje najbolj občutljive, čeprav utrujanja ni bilo pričakovati, ker vključuje le hotene gibe z minimalno obremenitvijo (1 kg). Tudi akomodacije refleksov, ki se lahko pojavi kot adaptacija na ponavljajoč dražljaj, nismo zaznali.

6.1 Anticipatorne posturalne prilagoditve

APP smo merili med izvedbo hitrih gibov rok do višine ramen. Znak za izvedbo je bil svetlobni signal, torej so bili gibi izvedeni v pogojih enostavnega reakcijskega časa. Meritve APP so pokazale anticipatorno aktivacijo vseh opazovanih mišic (~ 48 ms pred začetkom giba rok). Iztegovalke trupa so bile v povprečju aktivne prej (~ 62 ms pred začetkom giba rok) kot mišice upogibalke trupa (~ 37 ms pred začetkom giba rok). Večina avtorjev je spremljala pričetek APP glede na začetek aktivacije glavnega agonista gibanja giba rok, to je mišice deltoideus (Hodges, Moseley, Gabrielsson & Gandevia, 2003; Morris & Allison, 2006; Strang, Choi & Berg, 2008; Strang, Berg & Hieronymus, 2009). Naši rezultati niso direktno primerljivi z rezultati omenjenih raziskav, ki so določale časovne parametre APP glede na aktivacijo glavne gibalne mišice. Spremljali smo tudi odzivne čase mišice DA, kar nam omogoča izračun rezultatov primerljivih z omenjenimi študijami, vendar nas je zanimalo predvsem, ali se odzivi mišic trupa v pogojih RČ zgodijo pred premikom roke, ki predstavlja motnjo stabilnosti. Naša raziskava se torej razlikuje tudi po tem, da smo gibe rok izvajali v pogojih RČ, kar vpliva na čas pričetka APP. V pogojih RČ se skrajša čas med aktivacijo stabilizacijskih mišic in aktivacijo gibalnih mišic (De Wolf, Slijper, & Latash 1998), vendar nam je tak protokol omogočil zajemanje odzivov brez EKG artefaktov, ki bi lahko povzročili napačno interpretacijo rezultatov.

Pri metodi merjenja APP je za doseganje visoke ponovljivosti povprečja znotraj seta (ICCa > 0,90) pri večini mišic potrebno povprečenje 20-ih zaporednih meritev. Izjema sta mišici GM in ESlevo, pri katerih je bilo potrebno povprečenje 40-ih zaporednih meritev. Ob povprečenju krajšega seta meritev je metoda merjenja in analize APP omogočila visoko ponovljivost (ICCs > 0,75 in ne ICCs > 0,85) rezultatov znotraj obiska pri vseh spremljanih mišicah razen mišice GM, pri kateri je bila dosežena srednja ponovljivost. Ponovljivost znotraj obiska je bila višja pri upogibalkah trupa (ICCs ~ 0,87) kot pri iztegovalkah trupa (ICCs ~ 0,79). Ponovljivost med obiskoma je bila nižja, saj je po krajšem setu večina mišic dosegla srednjo ponovljivost (ICCs ~ 0,64) (razen mišic ESdesno in GM, ki sta izkazali nizko ponovljivost ICCs < 0,40). S podaljšanjem seta se ponovljivost ni bistveno izboljšala.

Fiziološka variabilnost omogoča posamezniku, da izvede določeno hoteno gibanje na več različnih načinov, pri čemer je cilj gibanja dosežen (Latash, 2008). %CV je pri analizi rezultatov APP manj primerna mera, saj so vrednosti ob nespremenjeni TE višje, kadar je povprečje bližje 0. Tako je znotraj obiska relativna varianca iztegovalk trupa občutno nižja (%CV ~ 9,8 %) od variance upogibalk trupa (%CV ~ 25,1 %), čeprav je absolutna razlika majhna (TE ~ 6 ms proti ~ 7,8 ms). Iz tega razloga smo spremljali le absolutno variabilnost, ki se je med obiskoma povečala in bila znotraj krajšega seta za iztegovalke trupa še zmeraj nižja (TE ~ 8,4 ms) kot za upogibalke trupa (TE ~ 11,8 ms). S podaljšanjem seta se absolutna variabilnost ni bistveno spremenila (TE ~ 12,0 ms).

Aruin (2003) je dokazal, da lahko telesna drža vpliva na APP, s čimer lahko razlagamo del variabilnosti med preiskovanci v naši študiji. V omenjeni raziskavi predpostavljajo, da se različne drže odražajo v drugačni projekciji sile težišča na podlago. Kadar je ta projekcija bližje robu podporne ploskve, lahko telo tak položaj zazna kot položaj zmanjšane stabilnosti in zmanjša amplitudo APP, ki bi lahko povzročile gibanje projekcije sile težišča izven podporne ploskve. Meritve smo izvajali v sproščenem pokončnem položaju, v katerem pri zdravi populaciji brez nevroloških in strukturnih sprememb lokomotornega aparata ni pričakovati projekcije sile težišča na podlago v neposredni okolici meja podporne ploskve. Definirali smo tudi površino podporne ploskve, in sicer tako, da smo določili širino zunanjih robov stopal pri 30 cm. Širino koraka smo povzeli po Aruin, Forrest in Latash (1998), ki so spremljali APP v nestabilnih pogojih in dokazali prilagoditve APP v odvisnosti od stabilnosti podlage. Del variabilnosti med posamezniki lahko pripišemo tudi izvedbi naloge. Čeprav smo udeležence ves čas spodbujali k izvedbi

največje možne hitrosti giba rok, sta trenutna motivacija in osredotočenost vsekakor pomembna dejavnika, ki lahko nihata tekom serije zaporednih ponovitev. Izvedba z največjo možno hitrostjo povzroči večjo motnjo stabilnosti, kar lahko vpliva na APP (De Wolf idr., 1998).

Med seti meritev pri večini mišic nismo zaznali sistemskih vplivov (T-test, $p > 0,05$). Izjema sta mišici MFdesno in ESdesno), pri katerih je bila značilna razlika med dvema setoma meritev znotraj obiska. Obe mišici sta v drugem setu meritev izkazali krajši čas predaktivacije. Utrujanje povzroči daljše APP, kar je najverjetneje posledica daljšega časa, potrebnega za doseganje zadostne mišične sile, ki zagotovi stabilnost trupa (Kanekar, Santos, Aruin, 2008; Morris & Allison, 2006; Strang, Choi & Berg, 2008; Strang idr., 2009). Krajši čas predaktivacije kaže na povečanje tolerance na motnjo stabilnosti, ki ne ogroža ravnotežja (Hay & Redon, 2001). Prisoten je torej vpliv učenja pri izvedbi meritve in ne vpliv utrujanja. Vpliv učenja bi v prihodnje lahko zmanjšali z izvedbo seta poskusnih ponovitev dviga rok do višine ramen z največjo možno hitrostjo. S tem bi dodatno zmanjšali variabilnost APP nekaterih mišic in izboljšali ponovljivost metode.

CŽS spremeni strategije APP mišic trupa pri osebah z akutno BVK (Hodges idr., 2003) in tudi pri osebah s ponavljajočo bolečino, ki so trenutno brez bolečin (Moseley, Nicholas, & Hodges, 2004). Cilj sprememb APP je verjetno zaščita hrbtenice, vendar dolgoročno take spremembe povečajo verjetnost poškodbe hrbta (Hammill idr., 2008). Spremembe živčno-mišične kontrole se zgodijo že kot odziv na pričakovano bolečino. Moseley idr. (2004) so dokazali, da zavedanje možnosti pojava bolečine pri osebah brez klinične BVK povzroči zakasnitve aktivacije nekaterih lokalnih mišic ter povečanje aktivnosti nekaterih globalnih mišic trupa. Pri osebah s kronično BVK je zaznati tudi zmanjšano variabilnost APP mišic trupa v primerjavi z osebami brez BVK (Jacobs idr., 2009). Zmanjšana variabilnost odraža bolj stereotipne odzive mišic trupa, ki najverjetneje predstavljajo obrambni mehanizem, s katerim CŽS zmanjšuje verjetnost vzdraženja bolečine. Osebe s kronično BVK so morda posledično manj sposobne prilagajanja APP in s tem zagotavljanja stabilnosti trupa med gibanjem.

Zagotavljanje ponovljivih rezultatov merjenja APP je potrebo tako v klinični praksi, kakor tudi v raziskovalnih študijah. Metoda kaže občutljivost na razlike v živčno-mišični kontroli trupa med subjekti z in brez BVK. Tudi po prenehanju akutnih simptomov BVK ostanejo APP pogosto spremenjene. Prepoznavanje teh sprememb bi omogočilo prepoznavanje subjektov, ki so v večji nevarnosti za ponovno epizodo

BVK. V naši študiji smo spremljali le ponovljivost časovnih parametrov. Variabilnost časovnih parametrov APP pri zdravih osebah je višja kot pri osebah z BVK, kar so Jacobs idr. (2009) dokazali s primerjavo standardnih odklonov meritev. Primerjava standardnih odklonov se tako ponuja kot dodatna možnost pri spremljanju razlik med osebami z in brez BVK.

Pri metodi merjenja APP je za doseganje visoke ponovljivosti rezultatov (ICCa > 0,90) večine spremljanih mišic potrebno povprečenje 20-ih zaporednih meritev. Izjema sta mišici GM in ESlevo, pri katerih je bilo potrebno povprečenje 40-ih zaporednih meritev. Opisovanje relativne variabilnosti (%CV) se je pokazalo kot manj primerno zaradi nizkih povprečnih vrednosti nekaterih mišic. Absolutna mera variabilnosti (TE) se je pokazala kot bolj reprezentativen podatek. Zakasnele APP so dejavnik tveganja poškodbe hrbta in so pogosto prisotne pri osebah z BVK (Moseley idr., 2004). Kot dodatna mera sprememb živčno-mišične kontrole trupa se ponuja primerjava standardnih odklonov časovnih parametrov APP, ki so statistično značilno nižji pri osebah z BVK (Jacobs idr., 2009).

6.2 Posturalne reakcije na obremenitve

PRO smo v naši raziskavi izzvali z aplikacijo bremena preko rok v pokončnem položaju brez zunanje stabilizacije medenice. Povprečne izmerjene latence PRO so bile nižje pri iztegovalkah trupa (~ 93,8 ms) v primerjavi z upogibalkami trupa (~ 106,2 ms), pri katerih so bile latence mišic OE in RA nižje (~ 97 ms) od latenc mišic OI obojestransko (~ 115,0 ms). Latence iztegovalk trupa izmerjene v naši raziskavi so primerljive z latencami izmerjenimi v primerljivi študiji (~ 91 ms), kjer so breme aplicirali preko rok (Gregory, Brown, & Callaghan, 2008). Razlika je bila v vzorcu aktivacije, saj so Gregory idr. (2008) v študiji zabeležili najkrajše latence pri mišici RA (~ 69 ms). Latence v študijah, kjer so izvajali obremenitve preko trupa, so nižje (Granata, Slota, & Bennett, 2004; Skotte idr., 2004). Daljše latence refleksnih odzivov mišic trupa v študijah, kjer se aplicira nenadna obremenitev preko rok, je verjetno posledica mehanske zakasnitve, potrebna je namreč refleksna aktivacija mišic rok za prenos motnje na trup.

Pri metodi merjenja PRO je bilo za doseganje visoke ponovljivosti povprečja (ICCa > 0,90) pri iztegovalkah trupa potrebnih 18 zaporednih meritev in pri upogibalkah trupa 37 zaporednih meritev. Ponovljivost med dvema setoma meritev znotraj obiska je bila pri večini mišic visoka (ICCs od 0,77 do 0,94) razen pri mišicah

MFdesno (ICCs 0,71) in OE (ICCs 0,61). Ponovljivost upogibalk trupa med obiskoma pri krajšem setu (ICCs od 0,33 do 0,66) in daljšem setu (ICCs od 0,37 do 0,74), izmerjena v naši študiji, je podobna kot ponovljivost poročana v primerljivi študiji (ICCs od 0,41 do 0,61), kjer so breme aplicirali preko trupa (Herrmann, Madigan, Davidson, & Granata, 2006). Ponovljivost latenc iztegovalk trupa bi lahko dodatno izboljšali s povprečenjem rezultatov antagonističnih mišic (Hendershot, Bazrgari, Nussbaum, & Madigan, 2012; Santos idr., 2011). Ponovljivost med obiskoma je bila pri iztegovalkah trupa srednja do visoka pri uporabi krajšega (ICCs od 0,71 do 0,93) in prav tako daljšega seta ponovitev (ICCs od 0,66 do 0,92), kar je nad poročanimi vrednosti v literaturi, ki navaja srednje visoko ponovljivost PRO (Herrmann idr., 2006; Vera-Garcia, Brown, Gray & McGill, 2006). Omenjeni študiji sta povprečili le 3 oz. 5 odzivov, pri čemer so Vera-Garcia idr. (2006) s pomočjo modela predvideli, da bi za doseganje visoke ponovljivosti (ICCs > 0,75) bilo potrebnih več kot 100 ponovitev v enem dnevu ali povprečenje rezultatov dveh ločenih merilnih dni z opravljenimi po 20 ponovitvami. V naši študiji smo visoko ponovljivost večine iztegovalk trupa dosegli s povprečenjem 18-ih meritev.

V naši raziskavi je bila TE znotraj obiska nizka pri iztegovalkah in upogibalkah trupa ($\sim 6,0$ ms in $\sim 5,9$ ms). Med obiskoma je bila pri krajšem setu variabilnost upogibalk nekoliko večja ($\sim 10,0$ ms), med tem ko se variabilnost iztegovalk trupa ni spremenila ($\sim 6,1$ ms). Največja variabilnost je bila pri mišici GM (znotraj obiska 8,8 ms in med obiskoma $\sim 11,2$ ms), kar je še zmeraj manj od vrednosti poročanih v primerljivi študiji (~ 16 ms), kjer so povprečili 6 zaporednih meritev (Santos idr., 2011). Število povprečenih zaporednih meritev zmanjša variabilnost rezultatov. Vera-Garcia idr. (2006) so kot možne razloge za veliko variabilnost refleksnih odzivov ob nenadnih motnjah navedli: veliko variabilnost vzorcev aktivacije, ki omogočajo enak kinematični odziv; različne mase zgornjega dela trupa pri subjektih; razlike EMG aktivnosti v mirovanju; različno število zaznanih odzivov med različnimi stopnjami predaktivacije. Santos idr. (2011) so ločeno izračunali deleže variance, ki ga lahko pripišejo posameznim dejavnikom. Vplivi zaporednega dne in zaporedne meritve so bili v omenjeni študiji minimalni. Največji delež variance so ob varianci, ki jo lahko pripišemo razlikam med posamezniki, pripisali stohastični naravi EMG odziva in drugim nepojasnenim virom variance. Na zmanjšanje variance smo v naši študiji vplivali z izvedbo protokola merjenja PRO, ki je vključevala aplikacijo bremena preko rok, kar omogoča večje odzive mišic trupa (McMulkin, Woldstad, & Hughes, 1998), in brez predobremenitev mišic, kar bi lahko zmanjšalo verjetnost zaznave refleksnega odziva (Stokes, Fox & Henry, 2006).

Med setoma meritev znotraj obiska ter med obiskoma v naši študiji ni bilo statistično značilnih razlik (t-test, $p > 0,05$). To kaže na odsotnost sistemskih vplivov, kot sta učenje in utrujenost, kar je v skladu z ugotovitvami v drugih študijah (Hendershot idr., 2012; Vera-Garcia idr., 2006). Tudi Skotte idr. (2004), ki so odkazali večjo EMG amplitudo refleksnega pri prvi ponovitvi glede na povprečja tretje do desete meritve, niso dokazali daljših latenc refleksnih odzivov pri prvi ponovitvi. Prilagoditev na zaporedne meritve se, kot kaže, odraža v spremembi amplitud in ne v spremembi latenc refleksnih odzivov.

Med pregledovanjem signalov nismo opazili odsotnosti odzivov po večjem številu obremenitev, kar kaže na to, da do akomodacije refleksnih odzivov na dražljaj med meritvami PRO ni prišlo. Čeprav utrujanje ne vpliva na latence refleksnih odzivov na obremenitve (Grondin & Potvin, 2009; Herrmann idr., 2006), je pri meritvah PRO potrebno zagotavljanje primernih odmorov. Pri nekaterih subjektih je možen pojav bolečine med dalj časa trajajočim stanjem, kar lahko podaljša latence refleksnih odzivov nekaterih mišic trupa (Gregory idr., 2008). V naši študiji smo dosledno izvajali odmore med serijam (vsakih 10 ponovitev). V odmorih smo udeležencem omogočili sedenje na višjem stolu, saj je bilo zaradi namestitve elektrod sedenje na stolu standardne višine ovirano. Sodelujoči v študiji niso poročali o subjektivnem občutku utrujenosti ali pojavu bolečin zaradi dalj časa trajajočih meritev.

Refleksni odzivi imajo pomembno vlogo pri zagotavljanju stabilnosti trupa in hrbtenice, saj je stabilnost odvisna od intrinzične togosti in refleksne mišične aktivnosti. Brown in McGill (2009) sta dokazala, da samo intrinzična togost ne zagotavlja zadostne sklepne togosti. V omenjeni študiji so zmanjšali vpliv refleksne aktivnosti z izvedbo gibov v ležečem položaju na drseči podlagi. Ugotovili so občutno večje gibe (več kot 50 % obsega gibljivosti) v smeri upogiba in stranskega odklona trupa kot ob primerljivih motnjah v stoječem položaju, kar kaže na pomembnost refleksnih odzivov pri zagotavljanju sklepne stabilnosti. Nekateri avtorji poročajo o več kot 40 % doprinosa refleksnih odzivov k skupni togosti hrbtenice (Moorhouse & Granata, 2007). Togost hrbtenice se lahko poveča s povečanjem koaktivacije mišic trupa, s čimer se poveča togost mišic in posledično zagotovi stabilnost (Brown & McGill, 2009; Hodges, van den Hoorn, Dawson, & Cholewicki, 2009). S povečanjem aktivacije mišic in posledičnim povečanjem togosti se latence refleksov povečajo, prav tako pa se poveča tudi obremenitev hrbtenice (Vera-Garcia idr., 2006). V naši raziskavi so bila navodila preiskovancem, da zavzamejo svoj običajen stoječ položaj in stojijo kar se da sproščeno. Sprotno

smo v realnem času spremljali tudi signale opazovanih mišic in subjekte ves čas opozarjali na sproščeno stoji.

Togost trupa se poveča tudi pri osebah z BVK. Hodges idr. (2009) so dokazali povečano togost med sproščeno pokončno stoji pri osebah z BVK. Povečana togost je lahko začasna rešitev, ki omogoča organizmu, da zmanjša verjetnost nastopa bolečine. Tak obrambni mehanizem je dolgoročno neučinkovit, saj se hkrati povečajo kompresijske obremenitve hrbtenice, ki lahko pripomorejo k vztrajanju simptomov in/ali ponavljanju epizod BVK. S povečanjem togosti se sicer stabilnost poveča, vendar pa je ob zunanjih motnjah pogosto potreben tudi refleksni odgovor. Povečana mišična aktivnost je lahko sama po sebi razlog za zakasnele mišične odzive (Stokes, Gardner-Morse, Henry & Badger, 2000; Vera-Garcia idr., 2006), ki so bili dokazani pri osebah z BVK v številnih študijah (Gregory, Brown & Callaghan, 2008; Hodges & Richardson, 1996; Hodges idr., 2009; Stokes idr., 2000). Spremembe živčno-mišične kontrole so lahko tudi posledica bolečine. Boudreau idr. (2011) so dokazali povečanje latenc mišic OE in ES po eksperimentalno izzvani BVK. Razmerje med časom aktivnosti OE in ES se pri tem ni spremenilo. Zakasneli refleksni odzivi lahko povzročijo zmanjšano dušenje gibanja pri osebah z BVK. Hodges idr. (2009) so dokazali, da osebe z BVK, ki imajo zmanjšano zmožnost dušenja gibanja, povečajo togost trupa s povečanjem mišične aktivnosti. Posledica je večje število oscilacij gibanja pred umiritvijo v ravnovesju in daljši čas do umiritve po nenadni mehanski motnji. Predvidevajo, da je najverjetnejši razlog zmanjšan proprioceptivni priliv iz mišičnih vreten, kar povzroči večje latence refleksnih odzivov ter neprimerno jakost aktivacije mišic.

Visoka ICCs iztegovalk trupa med obiskoma in nizka TE vseh spremljanih mišic, izmerjena v tej študiji, nakazuje praktično uporabnost metode merjenja PRO pri prepoznavi sprememb živčno-mišične kontrole mišic trupa. TE je pomembna pri oceni posameznika, predvsem kadar so opravljene ponovljene meritve, za spremljanje napredka posameznika v rehabilitacijskem ali preventivnem programu (Vera-Garcia idr., 2006). Tako bi bilo mogoče spremljati uspešnost rehabilitacijskih programov za odpravljanje BVK in preprečevanje ponavljajoče BVK. Ponuja se tudi možnost ocenjevanja preventivnih vadbenih programov, katerih cilj je izboljšanje živčno-mišične kontrole trupa (Pedersen idr., 2007; Pedersen idr., 2004). Uporaba protokola merjenja PRO z obremenjevanjem preko rok je možna tudi pri osebah z BVK, saj so Leinonen idr. (2007) dokazali, da se pri osebah z BVK ob nenadni obremenitvi preko rok latence refleksnih odzivov mišice biceps brachii ne povečajo. Sklepamo lahko, da pri nenadnem obremenjevanju preko rok ne pride do

zakasnitev mehanske motnje na trup, saj se pri osebah z BVK latence odzivov mišic rok ne povečajo. Obremenjevanje preko rok imitira dnevne aktivnosti in izzove večje odzive kot obremenjevanje preko trupa (McMulkin idr., 1998). Rezultati študije niso direktno primerljivi s študijami, ki so izvajale obremenjevanje preko trupa, med tem ko študije, ki so aplicirale breme preko rok, kažejo podobne latence.

Metoda merjenja in analize PRO je pokazala visoko ponovljivost večine mišic iztegovalk trupa znotraj obiska in med obiskoma, kar ima pomembno praktično vrednost. Za doseganje visoke ponovljivosti ($ICCa > 0,90$) je za mišice iztegovalke trupa potrebno povprečenje 18 zaporednih meritev in za mišice upogibalke trupa 28 zaporednih meritev. Ob tem je bil TE vseh mišic znotraj obiska in med obiskoma nizek ($TE \sim 7,2$ ms), kar je pomembno predvsem pri ponovljenih meritvah posameznika.

6.3 Posturalne reakcije na razbremenitve

V raziskavi smo izvajali razbremenitve preko rok za razliko od večine do sedaj opravljenih raziskav, kjer so izvajali nenadne razbremenitve preko trupa (Cholewicki idr., 2005; Radebold, Cholewicki, Panjabi & Patel, 2000; Radebold, Cholewicki, Polzhofer & Greene, 2001). Za razbremenjevanje preko rok smo se odločili, ker so nenadne spremembe obremenitve rok pogostejše v vsakdanjem življenju. Dokazano bilo tudi, da aplikacija motnje preko rok povzroči večji odziv kot aplikacija preko trupa (McMulkin idr., 1998). V raziskavah je pogosta tudi stabilizacija udeležencev preko medenice, s čemer so izolirali odzive na spodnji del hrbta in ledveno medenični prehod (Cholewicki idr., 2005; Radebold idr., 2000, 2001). V naši raziskavi fiksacije medenice nismo uporabili, saj smo želeli oceniti odzive v funkcionalnem pokončnem položaju.

6.4 Razbremenitev v smeri upogiba trupa

Dosedanje raziskave pri meritvah PRRU (Cholewicki idr., 2005; Radebold idr., 2000, 2001) poročajo o povprečnih latencah vklopa iztegovalk trupa od 58 do 69 ms po razbremenitvi, kar je primerljivo s povprečjem naše raziskave (~ 61 ms). Latence izklopa upogibalk trupa v omenjenih raziskavah so bile od 53 do 63 ms, kar je manj

od povprečja latenc izklopa upogibalk izmerjenega v naši raziskavi (~ 85 ms). V naši raziskavi so bile v skupini upogibalk trupa z omenjenimi raziskavami primerljive le latence izklopa mišice RA (~ 62 ms), občutno kasnejši pa je bil izklop mišice OI obojestransko (~ 96 ms). Latence PRRU iztegovalk trupa in mišice RA izmerjene v naši študiji so primerljive z latencami v omenjenih raziskavah. Iz tega lahko sklepamo, da je razbremenitev preko rok povzročila posredno motnjo na trup brez pomembne časovne zakasnitve. Razloge za daljše latence upogibalk trupa lahko najverjetneje pripišemo kriterijem zaznave izklopa mišic. Znotraj okna za zaznavo odziva je namreč kot posledica trifaznega odziva pogosto prišlo do dveh ali celo treh zaporednih izklopov mišice. Upoštevali smo prvi izklop znotraj okna odziva, pri katerem se je signal spustil na do takrat najnižjo točko. Kadar je bil prvi izklop le delen in vrednost ni padla na do takrat najnižjo točko, smo upoštevali naslednji izklop, v kolikor je le ta ustrezal kriterijem. V nasprotnem primeru meritve nismo upoštevali. Skrajšanje okna zaznave na 150 ms po razbremenitvi (Brown & McGill, 2009; Cholewicki idr., 2005) bi zmanjšalo verjetnost vključitve drugega izklopa v analizo. S tem bi se sicer dodatno povečalo število neustreznih odzivov, kar bi lahko korigirali s povečanjem števila ponovitev ali upoštevanjem maksimalne latence (150 ms) v primerih, ko signal znotraj okna ne ustreza kriterijem izklopa mišice (Cholewicki idr., 2005).

Pri metodi merjenja PRRU je bilo za doseg visoke ponovljivosti povprečja znotraj seta ($ICCa > 0,90$) večine mišic potrebnih 13 zaporednih meritev. Izjema je mišica OE, ki ni dosegla kriterija visoke ponovljivosti niti po 40 ponovitvah. $ICCa$ mišice OE se je ustalila nad vrednostjo 0,85, in sicer po 13 ponovitvah, po 30 ponovitvah je $ICCa$ prehodno dosegel vrednost 0,90, vendar ni ostal nad zastavljenim kriterijem. V dosedanjih raziskavah je bilo za posamezno metodo opravljenih manjše število ponovitev od priporočil te študije. Študije poročajo o izvedbi 3 (Radebold idr., 2000, 2001; Stokes idr., 2006) do 5 ponovitev (Cholewicki idr., 2005).

Znotraj obiska je bila v naši študiji relativna variabilnost iztegovalk trupa nižja (%CV od 4,7 % do 7,4 %) od variabilnosti upogibalk trupa (%CV od 5,1 % do 8,5 %). %CV med obiskoma je bil večji in se s podaljšanjem seta ni bistveno spremenil (krajši set od 9,1 % do 24 % in daljši set od 9,1 % do 29,5 %). Za večino mišic se je s povečanjem števila ponovitev variabilnost med obiskoma zmanjšala. Nižja variabilnost meritev je med drugim posledica večjega števila meritev, saj se %CV znižuje s povečanjem števila meritev. Variabilnost vklopa iztegovalk trupa v primerjavi z izklopom upogibalk trupa je nižja tudi zaradi fizioloških in tehničnih razlogov. Od fizioloških dejavnikov velja omeniti maščobno maso, ki lahko poveča

oddaljenost elektrode od mišice in hkrati deluje kot filter visokih frekvenc. Težave z maščobno maso se pogosteje pojavljajo v predelu trebuha; v predelu hrbta teh težav nismo zaznali. Iz tehničnega stališča bi bil za zmanjšanje %CV med ponovljenimi seti meritev uporaben tudi zgoraj opisan ukrep, kjer smo predlagali skrajšanje okna za zaznavo odziva.

Protokol izvedbe meritev in vrednotenja PRRU, ki bi omogočal doseganje visoke ponovljivosti, bi bil pomemben tudi v praktičnem smislu. Radebold idr. (2000, 2001), ki so primerjali latence izklopa mišic trupa ob razbremenitvi med osebami z in brez BVK, so pri prvih dokazali statistično značilno daljše latence izklopa upogibalk trupa in daljše latence vklopa iztegovalk trupa. Omenjeni raziskavi ne podajata informacije o tem, ali so zakasnele latence vzrok za nastanek BVK ali posledica le te. Avtorji sklepajo, da bolečinska inhibicija najverjetneje ni razlog za zakasnele odzive, saj udeleženci v času raziskave niso imeli BVK. Cholewicki idr. (2005) so dokazali, da so zakasneli izklopi mišic upogibalk trupa statistično značilni rizični dejavnik za poškodbo hrbta. Razvili so model, s pomočjo katerega so z veliko verjetnostjo napovedali poškodbo hrbta. Ključni rizični dejavniki v modelu so večje latence izklopa upogibalk trupa, predhodna BVK, prekomerna telesna teža. Z večjim številom meritev bi zagotovili boljše ponovljivost rezultatov, kar bi omogočalo primerjavo rezultatov posameznika z rezultati populacije ter primerjavo rezultatov posameznika pred in po aplikaciji rehabilitacijske ali preventivne intervencije.

Osebe z BVK izražajo večjo variabilnost odzivov (Radebold idr., 2000, 2001). Na variabilnost odzivov pri osebah z BVK kažejo tudi nasprotujoči rezultati raziskav o verjetnosti aktivacije mišic ob motnji. Radebold idr. (2000) namreč poročajo o manjšem številu aktiviranih mišic ob motnji, med tem ko Gregory idr. (2008) poročajo o večjem številu aktiviranih mišic ob motnji pri osebah z BVK v primerjavi z osebami brez BVK. Ocena variabilnosti odzivov se tako ponuja kot eden od parametrov, ki lahko pomaga opisati spremembe živčno-mišične kontrole pri osebah z BVK.

Med seti meritev nismo zaznali sistemskih vplivov (t -test, $p > 0,05$). Težav z metodo merjenja PRRU med izvajanjem meritev nismo zaznali. Vsi udeleženci so po treh poskusnih ponovitvah uspeli zelo natančno vzdrževati 25 % svoje največje sile. Navodilo udeležencem, da enakomerno vzdržujejo predhodno določeno silo s pomočjo povratne informacije, je zmanjšalo njihovo osredotočenost na pričakovano motnjo. Sprotno prilagajanje sile je imelo tudi negativne vplive, saj je bila variabilnost signala pred motnjo večja, kar je pogosto onemogočilo prepoznavo

prvega izklopa mišice po zastavljenem kriteriju. Variabilnost bi lahko zmanjšali z uporabo standardiziranega bremena (npr. % telesne mase, kot pri metodi merjenja PRO) namesto vzdrževanja sile preko povratne informacije. Metoda bi bila tako še enostavnejša, za njeno izvedbo pa ne bi potrebovali senzorjev sile. Večjo aktivacijo upogibalk trupa pred motnjo in izrazitejši izklop upogibalk trupa bi lahko v prihodnje dosegli z navodilom merjencem, da naj za zadrževanje sile uporabijo tudi upogibalke trupa.

Za zagotavljanje visoke ponovljivosti metode merjenja PRRU je potrebnih vsaj 13 ponovitev. Metoda razbremenitve preko rok ne povzroča znatnih zakasnitev odzivov mišic trupa. Iz tega razloga bi lahko okno zaznave odziva skrajšali, in sicer od 0 ms do 150 ms po sprostitvi mehanizma. Za doseglo bolj jasnega izklopa upogibalk trupa bi bilo potrebno navodilo udeležencem, da med vzdrževanjem sile zavestno aktivirajo upogibalke trupa.

6.5 Razbremenitev v smeri iztega trupa

V raziskavi PRRI smo izmerili podobne latence izklopa iztegovalk trupa (~ 59 ms) in vklopa upogibalk trupa (~ 61 ms). V študiji, kjer so izvajali razbremenitev preko rok, so spremljali čas do maksimalnega odziva (Brown, Haumann & Potvin, 2003), zaradi česar rezultati niso primerljivi, saj smo v naši raziskavi spremljali čas do začetka odziva. Latence odzivov zdravih oseb v primerljivih študijah, kjer so razbremenitve izvajali preko trupa, so podobne našim, in sicer za izklop iztegovalk trupa od 48 ± 12 ms do 57 ± 21 ms in vklop upogibalk trupa od 58 ± 9 ms (Cholewicki idr., 2005) do 69 ± 18 ms (Radebold idr., 2001) V omenjenih primerljivih študijah so bile latence izklopa iztegovalk trupa krajše od latenc vklopa upogibalk trupa (od ~ 10 ms (Cholewicki idr., 2005) do ~ 21 ms (Radebold idr., 2001), kar za našo raziskavo ne drži. Odsotnost razlik med izklopom iztegovalk trupa in vklopom upogibalk lahko najverjetneje v večji meri pripišemo kriterijem določanja izklopa iztegovalk trupa. Kakor pri PRRU, kjer smo v primerjavi s primerljivimi študijami izmerili večje latence izklopov upogibalk trupa, je tudi pri PRRI prihajalo do trifaznega odziva. Kadar prvi izklop ni izpolnjeval vseh kriterijev, je daljše okno za zaznavo odziva (200 ms) omogočilo prepoznavo drugega izklopa in posledično vplivalo na povprečje latenc. Najpogostejši razlog neizpolnjevanja kriterija izklopa je bila velika variabilnost signala pred razbremenitvijo in nizka aktivnost iztegovalk trupa pred razbremenitvijo.

Za zagotavljanje visoke ponovljivosti povprečja znotraj seta ($ICCa > 0,90$) je za večino opazovanih mišic posamezniku potrebno povprečenje 20 zaporednih meritev. Izjema je bila le mišica ESlevo, pri kateri je bilo potrebno povprečenje 40 zaporednih meritev. Omenjena mišica je s povprečenjem 20 zaporednih meritev dosegla srednjo ponovljivost ($ICCa > 0,70$). V dosedanjih raziskavah je bilo za posamezno metodo opravljenih manjše število ponovitev od priporočil te študije. Študije poročajo o izvedbi 3 (Radebold idr., 2000, 2001; Stokes idr., 2006) do 5 ponovitev (Cholewicki idr., 2005), kar se odraža v poročani spremenljivi ponovljivosti (ICC 0,37 do 0,88), o kateri poročajo Cholewicki idr. (2005). V naši raziskavi je bila ponovljivost znotraj obiska srednja do visoka ($ICCs$ od 0,72 do 0,98). Med obiskoma je bila ponovljivost krajšega seta meritev nižja ($ICCs \sim 0,50$ od 0,34 do 0,90) in se je le nekoliko izboljšala s povečanjem seta meritev ($ICCs \sim 0,61$ od 0,35 do 0,92). Visoko ponovljivost znotraj obiska ($ICCs - 0,98$) in med obiski (krajši set $ICCs - 0,90$ in daljši set $ICCs - 0,92$) smo zabeležili pri mišici GM. Razloge za nižjo ponovljivost upogibalk in iztegovalk trupa med obiskoma lahko delno pripišemo manjši razpršenosti odzivov.

V naši raziskavi so med setoma znotraj meritev višjo ponovljivost izkazale upogibalke trupa, kjer smo spremljali vklop ($ICCs \sim 0,88$), kot iztegovalke trupa, kjer smo spremljali izklop ($ICCs \sim 0,75$). To razmerje se je ohranilo tudi v krajšem setu meritev med obiskoma, kjer je bila ponovljivost vklopa upogibalk trupa višja ($ICCs \sim 0,5$) od izklopa iztegovalk trupa ($ICCs \sim 0,39$). S podaljšanjem seta med obiskoma se je izboljšala le ponovljivost izklopa iztegovalk trupa ($ICCa \sim 0,64$), medtem ko se ponovljivost latenc vklopa upogibalk ni izboljšala ($ICCs \sim 0,5$). Absolutne mere znotraj obiska so izkazovale nizko variabilnost ($TE \sim 4,9$ ms). Med obiskoma se je povečala absolutna variabilnost krajšega ($TE \sim 11,2$ ms) in daljšega seta ($TE \sim 9,1$ ms). S povečanjem seta se je zmanjšala predvsem absolutna variabilnost iztegovalk trupa (TE iz $\sim 12,3$ ms na $\sim 7,7$ ms).

Latence kompleksnih refleksnih odzivov mišic trupa so po naravi variabilne (Santos idr., 2011). Povečanje števila povprečenih ponovitev izboljša ponovljivost, ki se na določeni stopnji ustali. V naši študiji se s podaljšanjem seta ponovljivost meritev PRRI med obiskoma ni pomembno izboljšala. Stopnja ponovljivosti se je pri večini mišic ustalila pred 18 ponovitvami, kolikor jih je vključeval krajši set. Santos idr. (2011) kot dodatno možnost izboljšanja ponovljivosti metode predlagajo združevanje latenc agonističnih mišic v skupine. Združevanje mišic v skupine glede na funkcijo so uporabili tudi avtorji, ki so dokazali spremembe PRRI pri osebah z BVK (Radebold idr., 2000, 2001). Pri določanju izklopa iztegovalk smo imeli

podobne težave kot pri določanju izklopa upogibalk trupa pri metodi merjenja PRRU. Tudi za metodo merjenja PRRI bi predlagali podobne ukrepe kot pri metodi merjenja PRRU, in sicer skrajšanje okna za zaznavo odziva, uporabo standardiziranega bremena namesto vzdrževanja predhodno določene sile s pomočjo povratne informacije ter spodbujanje udeležencev k zavestni uporabi iztegovalk trupa.

Med seti meritev pri večini mišic nismo zaznali sistemskih vplivov (t-test, $p > 0,05$). Izjema je bila mišici RA, pri kateri je bila značilna razlika med obiskoma pri krajšem in daljšem setu meritev. Razlika je najverjetneje naključne narave, saj pri ostalih mišicah pri vseh izvedenih protokolih, ki spremljajo refleksni odziv mišic, nismo zaznali sistemskih vplivov, kot sta utrujanje in/ali učenje.

Pri metodi merjenja PRRI je za doseganje visoke ponovljivosti večine mišic potrebno povprečenje 20-ih zaporednih meritev. Kakor pri metodi merjenja PRRU velja, da razbremenjevanje preko rok, ne povzroča dodatnih zakasnitev odzivov mišic trupa. Iz tega razloga bi lahko okno zaznave odziva skrajšali, in sicer od 0 ms do 150 ms po sprostitvi mehanizma. Za doseg bolj jasnega izklopa upogibalk trupa bi bilo potrebno navodilo udeležencem, da med vzdrževanjem sile zavestno aktivirajo iztegovalke trupa.

7 ZAKLJUČEK

Mehanske motnje stabilnosti trupa, ki so lahko posledica hotenih gibov ali vplivov iz okolja, zahtevajo hitre prilagoditve. Živčno-mišična kontrola predvidi in/ali zazna spremenjene zahteve za ohranitev stabilnosti ter ukrepa s spremembo mišične aktivnosti. Kadar je motnja stabilnosti posledica hotenih gibov ali predvidljive mehanske motnje iz okolja in CŽS prilagodi mišično aktivnost pred učinkom motnje na organizem, so to anticipacijske posturalne prilagoditve (APP). Kadar je motnja nepričakovana ali kadar je ne moremo predvideti, so potrebne hitre reakcije refleksne narave. Merjenje časovnih parametrov APP in reakcij na mehanske motnje nam omogoča oceno živčno-mišične kontrole trupa.

V literaturi se pojavljajo številni protokoli merjenja časovnih parametrov APP in reakcij na mehanske motnje. Na podlagi poročil sorodnih študij in izkušenj iz predhodno izvedene pilotske študije smo razvili protokol merjenja APP, protokol merjenja posturalnih reakcij na nenadne obremenitve (PRO) ter dva protokola za spremljanje odzivov na nenadne razbremenitve. Razbremenitve smo spremljali v smeri upogiba trupa (PRRU) in v smeri iztega trupa (PRRI). Primerljivi protokoli testiranja živčno-mišične kontrole trupa navajajo le nizko do srednjo ponovljivost meritev. V tej študiji je bil cilj doseči visoko ponovljivost meritev (ICCs > 0,85) znotraj obiska in srednjo ponovljivost med obiskoma (ICCs > 0,60) ter izoblikovati priporočila o številu zaporednih meritev, potrebnih za doseg visoke ponovljivosti na osnovi povprečenih meritev znotraj seta (ICCa > 0,90).

Visoka ponovljivost (ICCs > 0,85) znotraj obiska je bila dosežena pri vseh štirih protokolih pri večini spremljanih mišic. Izjema je pri merjenju PRRI iztegovalk trupa, pri katerih je bila ponovljivost znotraj obiska srednja do visoka (ICCs od 0,72 do 0,80) ter pri merjenju PRO upogibalk trupa, kjer je bila ponovljivost prav tako srednja do visoka (ICCs od 0,61 do 0,94).

Med obiskoma je bila srednja ponovljivost (ICCs > 0,60) pri večini mišic dosežena. Izjema je mišica GM, ki je dosegla nizko ponovljivost (ICCs < 0,40) pri merjenju APP in PRRU. Nizka do srednja je bila tudi ponovljivost upogibalk trupa (ICCs od 0,36 do 0,60) in mišice MFlevo (ICCs 0,35) pri merjenju PRRI, upogibalk trupa (ICCs od 0,33 do 0,74) pri merjenju PRO ter mišice ESdesno pri merjenju APP.

Za doseganje visoke ponovljivosti povprečja znotraj seta ($ICCa > 0,90$) večine spremljanih mišic je potrebno:

- pri merjenju APP povprečenje 20 zaporednih meritev;
- pri merjenju PRO za mišice iztegovalke trupa povprečenje 18 zaporednih meritev in za mišice upogibalke trupa 28 zaporednih meritev;
- pri merjenju PRRU povprečenje 13 zaporednih meritev;
- pri merjenju PRRI povprečenje 20 zaporednih meritev.

Ponovljivost znotraj obiska in med obiskoma je bila v večini primerov pri povprečenju predlaganega števila ponovitev že ustaljena. Za zagotavljanje visoke ponovljivosti znotraj obiska in srednje ponovljivost med obiskoma priporočamo izvedbo 20 zaporednih meritev pri vseh štirih protokolih. Pri metodi PRO je za doseganje ponovljivosti povprečja upogibalk trupa potrebno izvesti 28 zaporednih meritev. Pri metodi PRO je potrebno izvesti 28 ponovitev, ali oceniti aktivacijo upogibalk trebuha s katerim od ostalih protokolov. Izvedbo 20 ponovitev bi priporočali tudi pri merjenju PRRU. Za visoko ponovljivost povprečja znotraj enega seta je sicer bilo potrebnih manj kot 20 zaporednih meritev, vendar je bilo pri metodi merjenja PRRU v procesu vrednotenja signalov največ takih, ki niso ustrezali kriteriju zaznave odziva.

Standardna napaka meritev (TE) znotraj obiska je bila pri vseh štirih metodah nizka (TE od 2,8 ms do 8,6 ms). Med obiskoma se je povečala, a ostala pri vseh protokolih pri večini mišic pod 13 ms. Izjema so meritve PRRU, kjer je bila variabilnost izklopa upogibalk trupa višja (TE od 13 ms do 25,1 ms), in meritve APP pri mišici OIdesno ($\sim 16,4$ ms). Višja variabilnost je bila tudi pri krajšem setu meritev (TE 17,2 ms) PRRI pri mišici ES, vendar se je izboljšala z povečanjem seta (TE 7,9 ms).

Pri zaznavi refleksnih odzivov je bila največja ponovljivost znotraj obiska in med obiskoma dosežena pri iztegovalkah trupa pri metodi PRO. Iztegovalke so pri tej metodi izkazale tudi najnižjo variabilnost (TE < 10 ms). Ponovljivost mišic upogibalk trupa je bila nižja. Srednja do visoka ponovljivost meritev upogibalk trupa znotraj obiska (ICCs od 0,71 do 0,93) in srednja ponovljivost med obiskoma po krajšem setu meritev (ICCs od 0,42 do 0,80) je bila dosežena pri metodi merjenja PRRU.

Omenjeni metodi imata tudi pomembno praktično vrednost. Merjenje PRO omogoča prepoznavo sprememb živčno-mišične kontrole. Nizka TE je pomembna, kadar

spremljamo spremembe živčno-mišične kontrole s ponovljenimi meritvami v rehabilitacijskih in preventivnih programih, ter za prepoznavanje negativnih vplivov delovnega mesta na živčno-mišično kontrolo. Zakasneli izklopi upogibalk trupa so bil prepoznani kot najpomembnejši dejavnik tveganja poškodbe hrbta pri osebah, ki pred tem niso imeli BVK.

V prihodnje bi bilo za dodatno izboljšanje ponovljivosti meritev izklopa mišic upogibalk trupa potrebno prilagoditi protokol merjenja PRRU. Namesto sledenja predhodno določene sile s pomočjo povratne informacije bi lahko uporabili na telesno maso standardizirano breme. Subjekte bi bilo med izvedbo meritve potrebno spodbujati k zavestni uporabi upogibalk trupa pri premagovanju obremenitve, kar bi omogočilo izrazitejši izklop mišične aktivnosti.

Največ težav se je pojavilo pri spremljanju izklopa mišic, pri katerem bi ob omenjenih spremembah bilo potrebno razmišljati tudi o drugačnem pristopu ocenjevanja odzivov. V sedanji študiji smo določili število ponovitev potrebnih, da dobimo visoko ponovljiva povprečja odzivov meritev. Nadaljnji cilj je razvoj skrajšane baterije testov, zbranih na podlagi rezultatov v tej študiji, s katerimi bi lahko izvedli obsežnejše študije. Prilagoditve so potrebne predvsem za popolno avtomatizacijo prepoznave odzivov. Ročno pregledovanje, ki smo ga izvedli po avtomatski prepoznavi odzivov, je zelo dolgotrajno in tako manj primerno za širšo praktično uporabo.

8 VIRI

- 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.
- Allison, G. T., Morris, S. L., & Lay, B. (2008). Feedforward responses of transversus abdominis are directionally specific and act asymmetrically: implications for core stability theories. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(5), 228-237.
- Aruin, A. S., Forrest, W. R., & Latash, M. L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 109(4), 350-359.
- Aruin, A. S. (2003). The effect of changes in the body configuration on anticipatory postural adjustments. *Motor Control*, 7(3), 264-277.
- Aruin, A. S., & Shiratori, T. (2004). The effect of the amplitude of motor action on anticipatory postural adjustments. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(4), 455-462.
- 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*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 230(Suppl), 1-54.
- Bleuse, S., Cassim, F., Blatt, J. L., Labyt, E., Derambure, P., Guieu, J. D., & Defebvre, L. (2006). Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. *Gait & Posture*, 24(2), 203-210.
- Borghuis, J., Hof, A. L., & Lemmink, K. A. P. M. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Medicine*, 38(11), 893-916.
- Boudreau, 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.
- Bouisset, S., & Do, M. C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiologie clinique*, 38(6), 345-362.

- Brown, S. H., Haumann, M. L., & Potvin, J. R. (2003). The responses of leg and trunk muscles to sudden unloading of the hands: implications for balance and spine stability. *Clinical Biomechanics*, 18(9), 812–820.
- Brown, S. H. M., & McGill, S. M. (2009). The intrinsic stiffness of the in vivo lumbar spine in response to quick releases: implications for reflexive requirements. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5), 727–736.
- Cholewicki, J., & McGill, S. M. (1992). Lumbar posterior ligament involvement during extremely heavy lifts estimated from fluoroscopic measurements. *Journal of biomechanics*, 25(1), 17–28.
- Cholewicki, J., Greene, H. S., Polzhofer, G. K., Galloway, M. T., Shah, R. A., & Radebold, A. (2002). Neuromuscular function in athletes following recovery from a recent acute low back injury. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32(11), 568–575.
- Cholewicki, J., Silfies, S. P., Shah, R. A., Greene, H. S., Reeves, N. P., Alvi, K., & Goldberg, B. (2005). Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine*, 30(23), 2614–2620.
- Comerford, M. J., & Mottram, S. L. (2001). Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Manual Therapy*, 6(1), 3–14.
- Crisco, J. J., & Panjabi, M. M. (1992). Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part I: Theory. *Clinical Biomechanics*, 7(1), 19–26.
- De Luca, C. J., Gilmore, L. D., Kuznetsov, M., & Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal: movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of biomechanics*, 43(8), 1573–1579.
- De Wolf, S., Slijper, H., & Latash, M. L. (1998). Anticipatory postural adjustments during self-paced and reaction-time movements. *Experimental Brain Research*, 121(1), 7–19.
- Granata, K. P., Slota, G. P., & Bennett, B. C. (2004). Paraspinal muscle reflex dynamics. *Journal of Biomechanics*, 37(2), 241–247.
- Gregory, D. E., Brown, S. H. M., & Callaghan, J. P. (2008). Trunk muscle responses to suddenly applied loads: do individuals who develop discomfort during prolonged standing respond differently? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(3), 495–502.
- Grondin, D. E., & Potvin, J. R. (2009). Effects of trunk muscle fatigue and load timing on spinal responses during sudden hand loading. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(4), e237–245.

- 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.
- Hammill, R. R., Beazell, J. R., & Hart, J. M. (2008). Neuromuscular consequences of low back pain and core dysfunction. *Clinics in Sports Medicine*, 27(3), 449–462.
- Hay, L., & Redon, C. (2001). Development of postural adaptation to arm raising. *Experimental Brain Research*, 139(2), 224–232.
- Haywood, K., & Getchell, N. (2009). *Life span motor development*. Illinois: Human Kinetics.
- Hendershot, B. D., Bazrgari, B., Nussbaum, M. A., & Madigan, M. L. (2012). Within- and between-day reliability of trunk mechanical behaviors estimated using position-controlled perturbations. *Journal of biomechanics*, 45(11), 2019–2022.
- 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.
- Herrmann, C. M., Madigan, M. L., Davidson, B. S., & Granata, K. P. (2006). Effect of lumbar extensor fatigue on paraspinal muscle reflexes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(6), 637–641.
- Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D. N., Hodgson, D. & Spears, I. R. (2011). Peak and average rectified EMG measures: which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(1), 102–111.
- Hodges, P. W. (1999). Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Therapy*, 4(2), 74–86.
- Hodges, P. W., Butler, J. E., McKenzie, D. K. & Gandevia, S. C. (1997). Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *The Journal of Physiology*, 505 (Pt 2), 539–548.
- Hodges, P. W., Moseley, G. L., Gabrielsson, A. & Gandevia, S. C. (2003). Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Experimental Brain Research*, 151(2), 262–271.
- Hodges, P. W. (2001). Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Experimental Brain Research*, 141(2), 261–266.
- Hodges, P. W. & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21(22), 2640–2650.

- Hodges, P. W. & Richardson, C. A. (1997). Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Experimental Brain Research*, 114(2), 362–370.
- 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., van den Hoorn, W., Dawson, A., & Cholewicki, J. (2009). Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *Journal of Biomechanics*, 42(1), 61–66.
- 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.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., & Jessell, T. M. (2000). *Principles of neural science*. New York: McGraw-Hill.
- Kanekar, N., Santos, M. J., & Aruin, A. S. (2008). Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. *Clinical Neurophysiology*, 119(10), 2304–2313.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Lee, H., & Granata, K. P. (2008). Process stationarity and reliability of trunk postural stability. *Clinical biomechanics*, 23(6), 735–742.
- Leinonen, V., Airaksinen, M., Taimela, S., Kankaanpää, M., Kukka, A., Koivisto, T., & Airaksinen, O. (2007). Low back pain suppresses preparatory and triggered upper-limb activation after sudden upper-limb loading. *Spine*, 32(5),
- Lephart, S. M., & Fu, F. H. (2000). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- MacDonald, D. A., Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2006). The lumbar multifidus: does the evidence support clinical beliefs? *Manual Therapy*, 11(4), 254–263.
- Masani, K., Sin, V. W., Vette, A. H., Thrasher, T. A., Kawashima, N., Morris, A., Preuss, R., et al. (2009). Postural reactions of the trunk muscles to multi-directional perturbations in sitting. *Clinical Biomechanics*, 24(2), 176–182.
- McGill, S. M. (2001). Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29(1), 26–31.
- McGraw, K. O., & Wong, S. P. (1996). „Forming inferences about some intraclass correlations coefficients“: Correction. *Psychological Methods*, 1(4), 390.

- McMulkin, M. L., Woldstad, J. C., & Hughes, R. E. (1998). Torso loading via a harness method activates trunk muscles less than a hand loading method. *Journal of Biomechanics*, 31(4), 391–395.
- Merletti, R., & Parker, P. J. (2004). *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. London: Wiley.
- Moorhouse, K. M., & Granata, K. P. (2007). Role of reflex dynamics in spinal stability: intrinsic muscle stiffness alone is insufficient for stability. *Journal of Biomechanics*, 40(5), 1058–1065.
- Morris, S. L., & Allison, G. T. (2006). Effects of abdominal muscle fatigue on anticipatory postural adjustments associated with arm raising. *Gait & Posture*, 24(3), 342–348.
- Moseley, G. L., Nicholas, M. K., & Hodges, P. W. (2004). Does anticipation of back pain predispose to back trouble? *Brain*, 127(Pt 10), 2339–2347.
- O’Sullivan, P. B. (2000). Lumbar segmental „instability“: clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy*, 5(1), 2–12.
- 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.
- Panjabi, M. M. (2006). A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *European Spine Journal*, 15(5), 668–676.
- Pedersen, M. T., Essendrop, M., Skotte, J. H., Jørgensen, K., & Fallentin, N. (2004). Training can modify back muscle response to sudden trunk loading. *European Spine Journal*, 13(6), 548–552.
- Pedersen, M. T., Essendrop, M., Skotte, J. H., Jørgensen, K., Schibye, B., & Fallentin, N. (2007). Back muscle response to sudden trunk loading can be modified by training among healthcare workers. *Spine*, 32(13), 1454–1460.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare: Slack.
- Proske, U., & Gandevia, S. C. (2009). The kinaesthetic senses. *The Journal of Physiology*, 587(17), 4139–4146.
- 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*, 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.

- Reeves, N. P., Narendra, K. S., & Cholewicki, J. (2007). Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clinical Biomechanics*, 22(3), 266–274.
- Robert, T., & Latash, M. L. (2008). Time evolution of the organization of multi-muscle postural responses to sudden changes in the external force applied at the trunk level. *Neuroscience Letters*, 438(2), 238–241.
- Rosker, J., & Sarabon, N. (2010). Kinaesthesia and methods for its assessment: literature review. *Sport Science Review*, 19(5), 165–208.
- Santos, B. R., Larivière, C., Delisle, A., McFadden, D., Plamondon, A., & Imbeau, D. (2011). Sudden loading perturbation to determine the reflex response of different back muscles: a reliability study. *Muscle & nerve*, 43(3), 348–359.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*. Illinois: Lippincott Williams & Wilkins.
- Skotte, J. H., Fallentin, N., Pedersen, M. T., Essendrop, M., Strøyer, J., & Schibye, B. (2004). Adaptation to sudden unexpected loading of the low back--the effects of repeated trials. *Journal of Biomechanics*, 37(10), 1483–1489.
- Stokes, I. A., Fox, J. R., & Henry, S. M. (2006). Trunk muscular activation patterns and responses to transient force perturbation in persons with self-reported low back pain. *European Spine Journal*, 15(5), 658–667.
- Stokes, I. A., Gardner-Morse, M., Henry, S. M., & Badger, G. J. (2000). Decrease in trunk muscular response to perturbation with preactivation of lumbar spinal musculature. *Spine*, 25(15), 1957–1964.
- Strang, A. J., Choi, H. J., & Berg, W. P. (2008). The effect of exhausting aerobic exercise on the timing of anticipatory postural adjustments. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48(1), 9–16.
- Strang, A. J., & Berg, W. P. (2007). Fatigue-induced adaptive changes of anticipatory postural adjustments. *Experimental Brain Research*, 178(1), 49–61.
- Strang, A. J., Berg, W. P., & Hieronymus, M. (2009). Fatigue-induced early onset of anticipatory postural adjustments in non-fatigued muscles: support for a centrally mediated adaptation. *Experimental Brain Research*, 197(3), 245–254.
- Teyssèdre, C., Lino, F., Zattara, M., & Bouisset, S. (2000). Anticipatory EMG patterns associated with preferred and non-preferred arm pointing movements. *Experimental Brain Research*, 134(4), 435–440.
- Vera-Garcia, F. J., Brown, S. H. M., Gray, J. R., & McGill, S. M. (2006). Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clinical Biomechanics*, 21(5), 443–455.

- Willson, J. D., Dougherty, C. P., Ireland, M. L., & Davis, I. M. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13(5), 316–325.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New Jersey: John Wiley & Sons.
- 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., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(7).

PRILOGE

KAZALO PRILOG

PRILOGA 1: Soglasje komisije za medicinsko etiko

1

Priloga 1: Soglasje komisije za medicinsko etiko



KOMISIJA REPUBLIKE SLOVENIJE ZA MEDICINSKO ETIKO

Dr. Nejc Šarabon, dipl. fiziot., prof. šp. vzg.
Inštitut za kineziološke raziskave
Znanstveno-raziskovalno središče Koper, Univerza na Primorskem
Garibaldijeva 1, 6000 Koper

Štev.: 21p/07/12
Datum: 28. 6. 2012

Spoštovani gospod. dr. Šarabon,

Komisiji za medicinsko etiko (KME) ste 11. 5. 2012 naslovili predlog raziskave z naslovom:

“Vrednotenje živčnomišičnih stabilizacijskih funkcij trupa in razvoj programov preventivne vadbe proti bolečini v spodnjem delu hrbta.” KME 107/01/12.

Gre za magistrsko nalogo Mateja Voglarja (Aplikativna kineziologija, Fakulteta za matematiko, naravoslovje in informacijske tehnologije, UP), ki mu boste mentor. Naloga bo opravljena v okviru že odobrene študije, metodološko ne bo nič dodanega ali spremenjenega.

Prosíte za vnaprejšnje mnenje. Pregledal sem Vašo vlogo in ugotavljam, da ne predlagate etično vprašljivih postopkov.

Glede na svoja pooblastila vam izdajam predhodno pozitivno etično oceno. Formalno soglasje KME boste prejeli po naslednji seji, ki bo 17. julija 2012.

Lep pozdrav,

prof. dr. Jože Trontelj
predsednik Komisije RS za medicinsko etiko

Naslov:
Prof. dr. Jože Trontelj, Inštitut za klinično nevrofiziologijo, Univerzitetni klinični center Ljubljana, Zaloška 7, 1525 Ljubljana, telefon 01/ 522 1525.
Tone Žakelj, Univerzitetni klinični center Ljubljana, Zaloška 7, 1525 Ljubljana, telefon 01/ 522 1509.
Telefaks 01/ 522 1533; naslova za elektronsko pošto: joze.trontelj@kclj.si, tone.zakelj@kclj.si
Spletni naslov: <http://www.kme-nmec.si/>