

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Martin Vrašec

**VPLIV DELOVNEGA MESTA
STROJEVODJE VLAKA NA ŽIVČNO-
MIŠIČNE FUNKCIJE TRUPA V
KONTEKSTU TVEGANJA ZA POJAV
BOLEČINE V SPODNJEM DELU HRBTA**

Diplomska naloga

Koper, september 2015

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

APLIKATIVNA KINEZIOLOGIJA

**VPLIV DELOVNEGA MESTA
STROJEVODJE VLAKA NA ŽIVČNO-
MIŠIČNE FUNKCIJE TRUPA V
KONTEKSTU TVEGANJA ZA POJAV
BOLEČINE V SPODNJEM DELU HRBTA**

Diplomska naloga

MENTOR:

Izr. prof. dr. Nejc Šarabon

Avtor dela:

MARTIN VRAŠEC

Koper, september 2015

Ime in PRIIMEK: Martin VRAŠEC

Naslov diplomske naloge: Vpliv delovnega mesta strojevodje vlaka na živčno-mišične funkcije trupa v kontekstu tveganja za pojav bolečine v spodnjem delu hrbta

Kraj: Koper

Leto: 2015

Število strani: 91 Število slik: 33 Število tabel: /

Število prilog: / Število strani prilog: /

Število referenc: 92

Mentor: Izr. prof. dr. Nejc Šarabon

UDK:

Ključne besede: živčno-mišične funkcije trupa, bolečina v spodnjem delu hrbta, delovno mesto strojevodje, gibalna aktivnost

Povzetek:

UVOD: Delovno mesto strojevodje vključuje dolgotrajno sedenje, prisilno držo in izpostavljenost vibracijam celega telesa. Posledice delovnega mesta so lahko spremenjene živčno-mišične funkcije trupa in povečano tveganje za pojav bolečine v spodnjem delu hrbta. Namen diplomske naloge je bil objektivno vrednotiti vplive delovnega mesta strojevodje na spremembe živčno-mišičnih funkcij trupa in izdelati preventivne in korektivne vadbene ukrepe za nevtralizacijo vplivov delovnega mesta.

METODE: V raziskavi je sodelovalo petnajst preiskovancev povprečne starosti 38,5 let. Izvedli smo štiri meritve, razdeljene v dva sklopa, obakrat pred začetkom in po končanem delovniku. Po končanem prvem sklopu meritev (konec prvega delovnika, brez vadbe) so preiskovanci prejeli program gibalne aktivnosti na delovnem mestu in v prostem času. Po treh tednih izvajanja vadbe na delovnem mestu in v prostem času smo izvedli drugi sklop meritev. V prvem sklopu meritev je bilo merjencem naročeno, naj izvajajo službo kot običajno, medtem ko jim je bilo v drugem sklopu naročeno, naj tekom delovnika izvedejo več aktivnih odmorov. Testna baterija je zajemala teste ravnotežja, gibljivosti kolka in trupa, simetrije obremenjevanja spodnjih udov na podlago med izvajanjem polčepa in polnega čepa, stabilizacijskih funkcij mišic trupa ob pričakovani in nenadni motnji, največje hotene mišične sile trupa pri upogibu, iztegu in stranskem upogibu, ter vzdržljivosti v hotenem mišičnem naprežanju.

REZULTATI: Rezultati dvosmerne analize variance za ponovljene meritve (RM ANOVA) so pokazali statistično značilno poslabšanje ravnotežja, največjega pasivnega obsega giba pri iztegu kolka, največjega obsega giba pri upogibu trupa in pri napaki aktivne repozicije trupa. Skladno s pričakovanji so se zaradi vadbe

statistično značilno izboljšali ravnotežje, napaka aktivne repozicije trupa, stabilizacijski odzivi mišic trupa ob pričakovani in nenadni motnji ter največja hotena mišična sila pri stranskem upogibu trupa.

ZAKLJUČEK: Pridobljeni rezultati potrjujejo naše domneve o vplivu delovnega mesta strojevodje na poslabšanje nekaterih živčno-mišičnih funkcij trupa in o pomenu gibalne aktivnosti na nevtralizacijo vplivov delovnega mesta. Vseeno menimo, da bi bilo za še bolj objektivno oceno v prihodnjih raziskavah smiselno uvesti kontrolno skupino.

Name and SURNAME: Martin VRAŠEC

Title of bachelor thesis: The influence of the train driver workplace on the neuromuscular functions of the trunk and lower-back pains

Place: Koper

Year: 2015

Number of pages: 91 Number of pictures: 33 Number of tables: /

Number of enclosures: / Number of enclosure pages: /

Number of references: 92

Mentor: Assoc. Prof. Dr. Sc. Nejc Šarabon

UDK:

Key words: neuromuscular functions of the trunk, lower-back pain, train driver's work place, physical activity

Abstract:

INTRODUCTION: A train driver's workplace includes prolonged sitting in forced position and exposure to whole-body vibrations. Thus, changes in neuromuscular functions of the trunk can occur, as well as a heightened risk for lower back pain development. The aim of this study was to objectively validate the train-driver workplace influence on neuromuscular functions of the trunk and to develop preventive physical activity programs for neutralization of the workplace influence.

METHODS: 15 subjects with average age of 38,5 years participated in the study. Each subject went through four sets of measurements divided into two parts, with each part divided into pre- and post-work session. After part one (post-work 1), each subject was given a programme of physical activity to perform at work and in leisure time. After three weeks of physical activity, the second part of measurements followed. During the first part of measurements, the subjects were told to work as they have done until then. In the second part of measurements, the subjects were instructed to include several active pauses (physical activity) into their work day. The battery of tests included the limits of stability test, a body sway test, the test of symmetry of lower limbs during squat and semi-squat, the test of passive range of hip motion (flexion, extension, internal and external rotation), range of motion of the trunk (flexion), the test of detecting a body in room in the forward bend (repositioning of the trunk), the test of stability control of trunk in anticipated postural adaptations to fast arm rising and postural reactions to unexpected loading, the test of maximal isometric voluntary contraction of trunk (flexion, extension and lateral flexion) and the test of trunk muscle endurance.

RESULTS: Using two-way analysis of variance for repeated measures (RM ANOVA) results showed statistically characteristic aggravation of balance (limits of stability and body sway), passive range of motion at hip extension, range of motion at trunk

flexion and repositioning of the trunk. As predicted, after three weeks of physical activity, the results of balance, repositioning of the trunk, stability control of the trunk and maximal isometric voluntary contraction at lateral flexion were better than in the first part.

CONCLUSION: The results of the study support our prediction of influence of the train driver's work place on the aggravation of some neuromuscular functions of the trunk. They also show that physical activity could be beneficial for neutralization of workplace influence. For further studies we suggest the inclusion of a control group, which could provide more objective results.

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



UNIVERZA NA PRIMORSKEM
UNIVERSITÀ DEL LITORALE
UNIVERSITY OF PRIMORSKA

Titov trg 4, SI – 6000 Koper

Tel.: + 386 5 611 75 00

Fax.: + 386 5 611 75 30

E-mail: info@upr.si

<http://www.upr.si>

IZJAVA O AVTORSTVU DIPLOMSKE NALOGE

Podpisani Martin Vrašec, študent dodiplomskega študijskega programa 1. stopnje Aplikativna kineziologija,

izjavljam,

da je diplomska naloga z naslovom »Vpliv delovnega mesta strojevodje vlaka na živčno-mišične funkcije trupa v kontekstu tveganja za pojav bolečine v spodnjem delu hrbta«

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

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

Podpis študenta:

V Kopru, dne 10.9.2015

ZAHVALA

»V življenju imamo na izbiro dve poti. Lahko izberemo lažjo, lahko pa izberemo pravo.«

Konfucij, kitajski filozof

Izr. prof. dr. Nejc Šarabon, iskrena hvala za vodenje in podporo ob izbiri prave poti.

Matej Voglar, hvala za vse napotke in pomoč pri izvedbi raziskave.

Zahvala podjetju S2P, znanost v prakso, d.o.o., za uporabo merilne opreme.

Andreja Frelj, hvala za lektorski pregled diplomske naloge.

Zahvala gre tudi sodelavcem – preiskovancem – in delodajalcu, družbi Slovenske železnice, d.o.o., in SŽ-VIT, d.o.o., ker so mi omogočili izvedbo raziskave.

Nazadnje, pomembna zahvala moji partnerki Valentini za pomoč pri izvedbi meritev in za nesebično podporo doma.

KAZALO VSEBINE

1 UVOD	1
1.1 Funkcionalna anatomija ledveno-medeničnega dela trupa	3
1.2 Biomehanika ledveno-medeničnega dela trupa.....	8
1.3 Živčno-mišični nadzor trupa.....	11
2 PREDMET, PROBLEM IN NAMEN	15
2.1 Opis delovnega mesta.....	15
2.2 Vpliv delovnega mesta na poškodbe spodnjega dela hrbta.....	24
3 CILJI IN HIPOTEZE.....	29
3.1 Cilji	29
3.2 Hipoteze	29
4 METODE DELA	30
4.1 Preiskovanci	30
4.2 Potek raziskave.....	30
4.3 Postopek meritev in protokol	31
4.3.1 Meje stabilnega ravnotežja	31
4.3.2 Stabilnost med enonožno stoji.....	32
4.3.3 Simetrija obremenjevanja spodnjih udov na podlago.....	33
4.3.4 Gibljivost kolka.....	33
4.3.5 Gibljivost trupa.....	35
4.3.6 Napaka aktivne repozicije	36
4.3.7 Anticipacijske posturalne prilagoditve in posturalne refleksne reakcije na nenadne motnje	37
4.3.8 Največja hotena mišična sila trupa.....	40
4.3.9 Vzdržljivost v hotenem mišičnem naprezanju trupa.....	42
4.4 Preventivna vadba.....	42
4.5 Statistična obdelava podatkov	47
5 REZULTATI	48
6 RAZPRAVA	61

7 SKLEP	67
8 VIRI IN LITERATURA	69

KAZALO SLIK

Slika 1: Električna lokomotiva (E-lok) 363	17
Slika 2: Notranjost kabine E-lok 363	17
Slika 3: Drža strojevodje med vožnjo E-lok 363	18
Slika 4: Električna lokomotiva (E-lok) 541	19
Slika 5: Notranjost kabine E-lok 541	19
Slika 6: Drža strojevodje med vožnjo E-lok 541	20
Slika 7: Dizel-električna lokomotiva (D-lok) 642/643	21
Slika 8: Notranjost kabine D-lok 642/643	22
Slika 9: Drža strojevodje med vleko D-lok 642/643	22
Slika 10: Drža strojevodje med rinjenjem D-lok 642/643	23
Slika 11: Drža strojevodje med rinjenjem D-lok 642/643 – opazovanje inštrumentov	24
Slika 12: Merilni sistem TNC	31
Slika 13: Test meje stabilnega ravnotežja	32
Slika 14: Test stabilnosti med enonožno stoji	33
Slika 15: Test gibljivosti kolka - upogib in izteg	34
Slika 16: Test gibljivosti kolka - zunanja in notranja rotacija	35
Slika 17: Test gibljivosti trupa	36
Slika 18: Test zaznavanja položaja trupa med predklonom	37
Slika 19: Namestitvev EMG elektrod	38
Slika 20: Test anticipacijske posturalne prilagoditve	39
Slika 21: Test posturalne refleksne reakcije na nenadne motnje	40
Slika 22: Test največje hotene mišične sile trupa	42
Slika 23: Grafični prikaz rezultatov testa stabilnega ravnotežja 1	49
Slika 24: Grafični prikaz rezultatov testa stabilnega ravnotežja 2	50
Slika 25: Grafični prikaz rezultatov testa stabilnega ravnotežja 3	51
Slika 26: Grafični prikaz rezultatov testa stabilnosti med enonožno stoji	53
Slika 27: Grafični prikaz rezultatov testa simetrije obremenjevanja spodnjih udov na podlago	54
Slika 28: Grafični prikaz rezultatov testa največjega pasivnega obsega giba kolka	55
Slika 29: Grafični prikaz rezultatov testa največjega obsega giba trupa	56
Slika 30: Grafični prikaz rezultatov testa zaznavanja položaja trupa med predklonom	57
Slika 31: Grafični prikaz rezultatov testa stabilizacijskih funkcij trupa 1	58
Slika 32: Grafični prikaz rezultatov testa stabilizacijskih funkcij trupa 2	59
Slika 33: Grafični prikaz rezultatov testa največje hotene mišične sile trupa	60

TABELA KRATIC

<i>Kratika</i>	<i>Opis kratice</i>
BSH	Bolečina v spodnjem delu hrbta
E-lok	Električna lokomotiva
D-lok	Dizel-električna lokomotiva
CoP	Centralna točka pritiska na podlago, iz ang. Center of pressure
IMU	Inercijski večdimenzionalni senzor, iz ang. Inertial measurement unit
ROMp	Največji pasivni obseg giba, iz ang. Passive range of motion
ROM	Največji obseg giba, iz ang. Range of motion
EMG	Elektromiografija
SENIAM	Protokol izvajanja neinvazivnih površinskih EMG meritev, iz ang. Surface electromyography for a non-invasive assesment of muscle
APP	Anticipacijske posturalne prilagoditve
PRR	Posturalne refleksne reakcije
MVC	Največja hotena mišična sila, iz ang. Maximal voluntary contraction
ES	Mišica vzravnalka hrbtenice, iz lat. m. erector spinae
MF	Mnogorazcepne mišice, iz lat. mm. multifidii
OIA	Notranja poševna trebušna mišica, iz lat. m. obliquus internus abdominis
OEA	Zunanja poševna trebušna mišica, iz lat. m. obliquus externus abdominis
mm	Milimeter (merska enota za amplitudo CoP)
mm/s	Milimeter na sekundo (merska enota za hitrost CoP)
Hz	Hertz (merska enota za frekvenco CoP)
ms	Milisekunda
V/s	Volt na sekundo (merska enota za RER)
s	Sekunda
N	Newton (merska enota za silo)

1 UVOD

Bolečina v spodnjem delu hrbta (v nadaljevanju BSH) je pogosta zdravstvena težava večine industrializiranih držav in je bila prepoznana kot ena najdražjih zdravstvenih tegob med svetovno delovno populacijo. Z njo se vsaj enkrat v življenju sreča 75 do 85 % odrasle svetovne populacije (Geisser, Wiggert, Haig & Colwell, 2005; Schmidt idr., 2007; Hoy idr., 2012; Murtezani, Ibraimi, Sllamniku, Osmani & Sherifi, 2011; Bogadi-Sare, 1993), od tega enkrat letno več kot 70 % (Schmidt idr., 2007). BSH zato predstavlja velik ekonomski problem in slabo vpliva na gospodarstvo (Geisser idr., 2005; Hoy idr., 2012; Bogadi-Sare, 1993). Wenig, Schmidt, Kohlmann in Schweikert (2009) navajajo, da v Nemčiji znašajo stroški povezani z BSH na letni ravni 1.322 evrov na osebo, od tega 46 % predstavljajo neposredni stroški in 54 % posredni stroški. Znatno višje stroške dane bolniške odsotnosti navajajo Geisser in sodelavci (2005), in sicer do 8.000 dolarjev na osebo letno. Ključno za odpravljanje pojava BSH je poznavanje vzrokov oziroma vplivov, ki privedejo do pojava BSH (delovno mesto, delovno okolje). Pri izdelavi diplomske naloge se ukvarjam z vprašanjem, kako se s temi vplivi uspešno soočiti, saj smo pri pregledu razpoložljive literature ugotovili, da je delovno mesto strojevodje vlaka (v nadaljevanju: strojevodje) zaradi narave dela (sedeči položaj, prisotnost vibracij celega telesa, ostali škodljivi dejavniki) rizično za razvoj strukturnih sprememb na kostnem, mišičnem, vezivnem in živčnem sistemu, predvsem v ledvenem delu hrbtenice. Sedeči položaj med delom je povezan s pojavom BSH in degenerativnimi spremembami hrbtenice, toliko bolj, če je prisotna prisilna drža ali vibracije celega telesa (Cardinale & Pope, 2003; Johannung, Fischer, Christ, Göres & Landsbergis, 2002; Lis, Black, Korn & Nordin, 2007; Bogadi-Sare, 1993; Wilder, Pope & Magnusson, 1996; Johnson & Nève, 2001; Bovenzi & Hulshof, 1999; Cheung, Zhang & Chow, 2003).

Sedenje je v današnjem času najpogostejši delovni položaj (Li & Haslegrave, 1999). Ljudje, ki delo opravljajo sede, pogosto sedijo več ur tudi v prostem času in so obenem manj gibalno aktivni (Vandelanotte idr., 2013; Jans, Proper & Hildebrandt, 2007). Posledica dolgotrajnega, čeprav razmeroma majhnega obremenjevanja hrbteničnih struktur med sedenjem je postopen pojav BSH in poškodb (Beach, Parkinson, Stothart & Callaghan, 2005; McGill, 2007), vendar je ta pojav med sedečimi poklici manjši pri ljudeh, katerih delovno mesto oziroma delovno okolje omogoča večkratno vstajanje s stola v primerjavi s tistimi, ki te možnosti nimajo (Tissot, Messing & Stock, 2009). Pri sedečih poklicih je dodaten dejavnik tveganja drža telesa med sedenjem. Posledice te so sprememba dolžine nekaterih mišic

(Link, Nicholson, Shaddeau, Birch & Gossman, 1990), zaradi česar se spremeni obremenjenost hrbteničnih struktur (Iencean, 2000; McGill, 2007; Šarabon & Voglar, 2014).

Zaradi sedečega dela in izpostavljenosti vibracijam se lahko spremenijo nekatere živčno-mišične funkcije trupa (Cardinale & Pope, 2003; Pope & Hansson, 1992). Poskusi na živalih so pokazali, da izpostavljenost vibracijam vodi k večji togosti mišic, povečanemu pritisku na medvretenčne ploščice in spremembi količine neuropeptidov v živčnih vlaknih zadnjega hrbtenjačnega loka (Pope & Hansson, 1992). Kronična BSH prizadene mišično-vezivno tkivo in živčni sistem (Rittweger, Just, Kautzsch, Reeg & Felsenberg, 2002). Sedeče delovno mesto s prisotnostjo vibracij je povezano z nespecifično BSH: za pojav BSH sta namreč pomembni tako jakost (magnituda) kakor časovna izpostavljenost vibracijam (Lis idr., 2007). Pri BSH ima večji vpliv časovna izpostavljenost v primerjavi z jakostjo vibracij (Pope & Hansson, 1992; Lis idr., 2007). Statična obremenitev in vibracije pogosto povzročijo dehidracijo medvretenčnih ploščic, kar lahko vodi v poškodbo.

V odrasli dobi je pojav BSH prisoten pri obeh spolih. Prva epizoda najpogosteje nastopi v starosti med 20. in 30. letom. Zdrs medvretenčne ploščice se pogosto pojavi med 25. in 45. letom starosti, redkeje pred 20. in po 65. letu (Kelsey, Golden & Mundt, 1990). Poškodba se največkrat pojavi pri ljudeh, ki pri delu prenašajo težka bremena. Tveganje za poškodbo lahko zmanjšamo, če delavci breme dvigujejo z iztegnjenim trupom in ga nosijo čim bližje telesu. V manjši meri so možni vzroki tveganja za poškodbo tudi sedeče delo, statično stoječe delo, pogosto upogibanje trupa brez dvigovanja bremen in slaba fizična pripravljenost (Kelsey idr., 1990). Z ustreznimi ergonomskimi ukrepi in gibalno aktivnostjo lahko zmanjšamo vpliv dejavnikov tveganja za pojav BSH in poškodb.

Izpostavljenost vibracijam je naraščajoč problem v industriji, transportu in drugih gospodarskih panogah, saj ogroža delovno storilnost in zdravje zaposlenih ne le pri delu, temveč tudi na ostalih življenjskih področjih. Glede na povečano izpostavljenost vibracijam zdravstveni sistem tovrstnemu vplivu na človekovo zdravje ne daje zadostne pozornosti (Bogadi-Sare, 1993). V industriji in transportu predstavljajo vibracije kompleksna nihajoča gibanja telesa s širokim spektrom frekvenc, spremenljivimi amplitudami, pospeški in smermi gibanja. Najbolj izrazit dolgotrajen vpliv vibracij so deformacije oziroma degenerativne spremembe hrbtenice. Najpogosteje je prizadeto območje ledvene hrbtenice, kjer se poleg degenerativnih sprememb pojavlja BSH (Bogadi-Sare, 1993; Bovenzi, 1996;

Cardinale & Pope, 2003). Možni vzroki degenerativnih sprememb so mehanska preobremenitev in metabolne spremembe medvretenčnih ploščic. Poleg teh so zaradi vibracij lahko poškodovani tudi živčni (živčno-mišični) sistem, vestibularni organ, žilje, prebavni sistem in reproduktivni organi pri ženski populaciji (Roll, Martin, Gauthier & Mussa Ivaldi, 1980; Bogadi-Sare, 1993).

Največja problema v odkrivanju vpliva vibracij na strukturne spremembe hrbtenice in BSH sta razlikovanje med poškodbami zaradi vibracij in starostno pogojenimi spremembami hrbtenice ter pomanjkanje specifičnih diagnostičnih metod za oceno sprememb. Zato lahko le s pomočjo trajnega zdravstvenega nadzora poskrbimo za primerno oceno poškodb, nastalih zaradi vibracij. Bogadi-Sare (1993) meni, da je za vibracijam izpostavljene delavce priporočljivo menjavanje delovnega mesta in obdobji zdravniški pregledi z rentgenskim slikanjem (predvsem) ledvenega dela hrbtenice.

1.1 Funkcionalna anatomija ledveno-medeničnega dela trupa

Nekateri deli tega poglavja so povzeti po knjigi urednikov Šarabon in Voglar (2014), avtorji prispevkov Čebašek, Drobnič, Hribernik, Kocjan, Rošker in Šarabon.

Hrbtenica je več-sklepni sistem, ki ga tvori 33 vretenc, in sicer 7 vratnih, 12 prsnih, 5 ledvenih, 5 križničnih in 4 trtična. Vratna, prsna in ledvena vretenca so gibljiva, kar jim omogočajo medvretenčne ploščice, mišice in vezi. Križnična in trtična vretenca so zraščena skupaj in ne omogočajo gibanja. Naloge hrbtenice so številne, in sicer nosi glavo, daje oporo trupu, nanjo se pripenjajo rebra, ščiti notranje organe v trebušni votlini, v hrbteničnem kanalu ščiti hrbtenjačo in živce. Teža, ki jo nosi hrbtenica, narašča v smeri od glave proti medeničnemu obroču, zato se vretenca od vratnih do petega ledvenega vretenca povečujejo in se jim spreminja oblika. Križnična in trtična vretenca ne nosijo več takšne teže kot ledvena, ker se ta prenese preko medeničnega obroča na spodnja uda, velikost vretenc pa se do trtice zmanjšuje. Značilna oblika hrbtenice v bočni ravnini je dvojni S, kar omogoča blažnje sil delujočih nanjo pri pokončni stoji. V vratnem in ledvenem delu je ukrivljena naprej, v prsnem delu je ukrivljena nazaj. Vretence je v osnovi zgrajeno iz masivnega telesa na sprednjem delu in loka na zadnjem delu. Telo in lok vretenca tvorita vretenčno odprtino, odprtine vretenc pa vzdolž hrbtenice oblikujejo

hrbtčni kanal, skozi katerega poteka hrbtenjača. Med telesom vretenca in stranskimi odrastki sta koreniki loka ožji, s čimer omogočata izstop hrbtenjačnim živcem. Iz loka vretenca izraščajo parni stranski odrastki ter na zadnji strani trnasti odrastek. Na stranske odrastke se pripenjajo vezi in mišice, predvsem tiste, ki sodelujejo pri sukanju trupa v prečni ravnini in pri stranskemu upogibu hrbtenice. Na trnaste odrastke se pripenjajo vezi in mišice. Ledvena vretenca so izmed vseh vretenc največja. Njihova telesa so ledvičaste oblike in prečno ovalna. Vretenčna odprtina je trikotne oblike in večja kot pri prsnih vendar manjša kot pri vratnih vretencih (Šarabon & Voglar, 2014). Največje izmed vseh vretenc je peto ledveno vretenca, saj nosi težo celega trupa in glave. Na spodnji strani se stika z bazo križnice, preko katere se prenaša telesna teža na medenični obroč in naprej na spodnja uda. Križnico tvori pet medsebojno zraščanih križničnih vretenc. Zgornji del križnice je širok in masiven in se navzdol zoži ter preide v trtico, ki jo tvorijo štiri medsebojno zraščena trtična vretenca (Drake, Vogl & Mitchell, 2005; Martini, 2006).

Povezavo med vretenci tvorijo medvretenčne ploščice, medvretenčni sklepi ter dolge in kratke vezi (ligamenti) (Martini, 2006; Drake idr., 2005; Šarabon & Voglar, 2014). Zveze med vretenci zagotavljajo stabilnost hrbtenice in hkrati omogočajo gibanje med sosednjima vretencema. Obseg giba je odvisen od orientiranosti sklepni odrastkov in relativne višine medvretenčne ploščice. Medvretenčne ploščice povezujejo telesa vretenc od drugega vratnega vretenca do križnice. Ključne so za stabilnost in gibljivost hrbtenice. Dopuščajo minimalno gibanje med sosednjima vretencema, kar je odvisno od deformabilnosti posamezne ploščice. Relativna višina želatinastega jedra je v vratnem in ledvenem delu večja kot v prsnem, kar omogoča večji obseg gibanja v primerjavi s prsnim delom. V vratnem delu je višina medvretenčne ploščice enaka eni tretjini višine telesa vratnega vretenca, kar omogoča velik obseg giba v vseh smereh, največji od vseh treh segmentov hrbtenice. Najmanj gibljiv je prsni del, kjer je obseg giba večji pri stranskem upogibu in sukanju trupa okoli navpične osi v primerjavi z upogibom in iztegom trupa v bočni ravnini. Nasprotno je ledveni del bolj gibljiv v anteriorno-posteriorni smeri, večji obseg giba je mogoč pri upogibu in manj pri iztegu trupa v bočni ravnini, medtem ko sta stranski upogib in sukanje trupa okoli navpične osi v tem delu omejena (Martini, 2006; Drake idr., 2005; Šarabon & Voglar, 2014).

Mišice trupa delimo na mišice trebušne stene na sprednji strani ter na hrbtne mišice. Hrbtne mišice delimo na povrhnje in globoke. K mišicam trupa uvrščamo še mišice medeničnega dna, ki topološko sicer sodijo k mišicam spodnjih udov, vendar

igrajo pomembno vlogo pri povečanju znotraj-trebušnega pritiska in dinamične stabilnosti hrbtenice. Mišice trupa potekajo preko več sklepov in v različnih ravninah, kar ob njihovem usklajenem delovanju omogoča gibljivost trupa in obenem ustrezno dinamično stabilnost. So bogato oživčene, zato lahko delujejo medsebojno usklajeno. Oživčene so z gibalnimi (motoričnimi ali eferentnimi) in čutilnimi (senzoričnimi ali aferentnimi) živčnimi vlakni (McArdle, Katch & Katch, 2010). Podrobnejši opis živčno-mišičnega delovanja (in nadzora) sledi v nadaljevanju, v podglavju 1.3 Živčno-mišični nadzor trupa.

Mišica se v večini primerov na obeh straneh pripenja na kost (v nekaterih primerih se pripenja na aponevroze drugih mišic) in s krčenjem, ki je osnovna funkcija mišice, ustvari gibanje v sklepu ali njegovo stabilnost. Mesto pripoja, kjer je mišica bolj mirujoča, imenujemo izvor (lat. origo) in mesto pripoja, kjer je mišica bolj aktivna, imenujemo pripenjališče (lat. insertio) (Martini, 2006; Drake idr., 2005). Mišično krčenje (kontrakcija) je lahko koncentrično, ekscentrično ali izometrično. O koncentričnem krčenju govorimo, ko se mišična pripoja približujeta eden drugemu. O ekscentričnem krčenju govorimo, kadar se mišična pripoja oddaljujeta, in o izometričnem krčenju takrat, ko se dolžina mišice ne spreminja, spreminja pa se njena napetost (mišični tonus). Izometrična kontrakcija največkrat nastopi, ko je potrebna stabilnost sklepa (McArdle idr., 2010; Calais-Germain, 2007; Kahle & Frotscher, 2003). Gibbons in Comerford (2001) delita mišice trupa na lokalne stabilizatorje, globalne stabilizatorje in mobilizatorje. Tako delitev imenujemo funkcionalna. Med lokalne stabilizatorje uvrščata naslednje mišice: prečno trebušno (lat. m. transversus), mnogorazcepne (lat. mm. multifidi), veliko ledveno (lat. m. psoas major), mišice medeničnega dna in rotatorje (lat. mm. rotatores). Med globalne stabilizatorje uvrščata zunanjo in notranjo poševno (lat. m. obliquus externus abdominis in m. obliquus internus abdominis), spinalne (lat. mm. spinales), veliko ledveno, ledveno kvadratasto (lat. m. quadratus lumborum) in srednjo zadnjično mišico (lat. m. gluteus medius). Med mobilizatorje uvrščata premo trebušno (lat. m. rectus abdominis), široko hrbtno (lat. m. latissimus dorsi), iliokostalno (lat. m. iliocostalis) in hruškasto mišico (lat. m. piriformis). V nadaljevanju sledi opis mišic, njihova funkcija in oživčenje.

Topološko delimo hrbtne mišice na ekstrinzične in intrinzične. Razdeljene so v povrhnjo, vmesno in globoko plast. Sestavljajo jih predvsem tonična vlakna (tipa 1) (Thorstensson & Carlson, 1987), zato se kljub dolgotrajni aktivnosti ne utrudijo. Ekstrinzičnih mišic je sedem, od tega jih pet uvrščamo v spinohumeralno skupino (povezujejo aksialni skelet z zgornjimi udi – povrhnja plast), dve pa v spinokostalno

skupino (povezujejo hrbtenico in rebra – vmesna plast). Spinohumeralna skupina ni predmet obravnave te diplomske naloge, zato jih bomo iz opisa izpustili. Spinokostalno skupino tvorita zadnja zgornja in zadnja spodnja zobasta mišica (lat. m. serratus posterior superior et inferior). Ekstrinzične mišice sodelujejo pri gibih glave, ramenskega obroča, zgornjih udov, dihanju in proprioceptiji. Oživčujejo jih sprednje veje hrbtenjačnih živcev brahialnega pleteža, kapucasto mišico pa oživčuje še XI. možganski živec (Martini, 2006; Drake idr., 2005; Calais-Germain, 2007; Kahle & Frotscher, 2003). Intrinzične mišice ležijo najbolj globoko in v pasovih potekajo od medenice do glave tik ob hrbtenici ter med seboj povezujejo kosti aksialnega skeleta. Delimo jih na povrhnjo in globoko plast, vse pa so oživčene z zadnjimi vejami hrbtenjačnih živcev. Mišice povrhnje plasti so daljše in imajo večjo vlogo pri gibanju trupa. Naloga krajših mišic (globoka plast) je predvsem dinamična stabilnost trupa. Med povrhnje intrinzične mišice uvrščamo mišico vzravnilko hrbtenice (lat. m. erector spinae) katero tvorijo tri vzporedno ležeče mišice, in sicer iliokostalna ali črevnično-rebrna mišica, najdaljša hrbtna mišica (lat. m. longissimus) in spinalna mišica. Med globoke intrinzične hrbtne mišice uvrščamo semispinalne (lat. mm. semispinales), mnogorazcepne in obračalne mišice (Drake idr., 2005; Šarabon & Voglar, 2014; Calais-Germain, 2007; Kahle & Frotscher, 2003). Njihova funkcija je izteg in stabilnost hrbtenice, predvsem rotatorne delujejo tudi kot specializiran mehanoreceptor in dopolnjujejo proprioceptivno funkcijo kratkih segmentalnih mišic hrbta. Kratke segmentalne hrbtne mišice so razpete med deli sosednjih vretenc in ležijo pod globokimi intrinzičnimi mišicami. Med kratke segmentalne hrbtne mišice uvrščamo interspinalne (lat. mm. interspinales), intertransverzalne (lat. mm. intertransversarii), mišice dvigovalke reber (lat. mm. levatores costarum) in mišice lobanjsko-vretenčne zveze. Njihove funkcije so stabilnost hrbtenice pri različnih gibih, sodelujejo pri vzdrževanju ravnotežja v različnih pogojih, zoperstavlja se silam in obremenitvam notranjega in zunanjega okolja in imajo proprioceptivno funkcijo (Drake idr., 2005; Šarabon & Voglar, 2014; Calais-Germain, 2007; Kahle & Frotscher, 2003).

Trebušno votlino obdaja več mišic. Na zgornji strani jo obdaja trebušna prepona (lat. m. diaphragma), na spodnji strani mišice medeničnega dna, na zadnji strani ledvena vretenca z veliko ledveno in ledveno kvadratasto mišico ter spredaj in ob straneh štiri trebušne mišice – prema, prečna ter notranja in zunanja poševna mišica. Trebušna prepona je glavna dihalna mišica in ločuje trebušno od prsne votline. Trebušno prepono oživčuje frenični živec (lat. n. frenicus). Med drugim je njena naloga ob hkratni aktivaciji trebušnih mišic, mnogorazcepnih mišic in mišic medeničnega dna povečanje znotraj-trebušnega pritiska in s tem povečana

stabilnost ledvene hrbtenice (Hodges, 1999; Hodges, Eriksson, Shirley & Gandevia, 2005), s čimer se razbremenijo vzdolžne sile na hrbtenico in zmanjša translacija segmentov (Brukner & Khan, 2007). Aktivacija te skupine mišic se običajno zgodi samodejno pred izvedbo giba in je uravnavana s strani centralnega živčnega sistema (Hodges, 1999; Hodges & Richardson, 1999; Moseley, Hodges & Gandevia, 2002). Če je aktivacija pravočasna, ima za telo zaščitno vlogo (Brukner & Khan, 2007), sicer obstaja tveganje za poškodbo katere izmed hrbtencičnih struktur. Vzrok nepravočasne aktivacije sledi v poglavju 2.2 Vpliv delovnega mesta na poškodbe spodnjega dela hrbta.

Mišice trebušne stene delimo na povrhnjo in globoko plast. Mišice povrhnje plasti so prema, prečna ter notranja in zunanja poševna mišica. Sestavljajo jih predvsem mišična vlakna tipa 1 (Häggmark & Thorstensson, 1979). V globoko plast mišic trebušne stene uvrščamo veliko ledveno in ledveno kvadratasto mišico. Topološko sta ti dve mišici locirani na zadnji strani, vendar sta funkcionalno del mišic trebušne stene. Povrhnjo plast mišic trebušne stene oživčujejo medrebrni živci in prvi ledveni živec, globoko plast pa oživčujejo živci ledvenega pleteža (Drake idr., 2005; Calais-Germain, 2007; Kahle & Frotscher, 2003). Naloge preme ter notranje in zunanje poševne trebušne mišice so upogib trupa naprej in vstran ter sukanje trupa okoli navpične osi. Funkcija prečne trebušne mišice je stiskanje trebušne votline z namenom povečati znotraj-trebušni pritisk (Drake idr., 2005; Šarabon & Voglar, 2014; Calais-Germain, 2007; Kahle & Frotscher, 2003). Globoko plast mišic trebušne stene na zadnji strani tvorita velika ledvena in ledvena kvadratasta mišica. Ledvena kvadratasta mišica nagiba hrbtenico na svojo stran. Velika ledvena mišica poteka medialno ob ledveni kvadratasti mišici. Funkcija velike ledvene mišice je nagibati hrbtenico naprej in na svojo stran in obenem vzdrževati ledveno lordozo (Drake idr., 2005; Šarabon & Voglar, 2014; Calais-Germain, 2007; Kahle & Frotscher, 2003).

Pri osebah s sedečim načinom dela (in življenja), v primeru te diplomske naloge strojevodji, je velika ledvena mišica pogosto skrajšana, kar pri hoji (gibanju) s poudarjeno dolžino koraka poveča zasuk medenice naprej in dodatno poudari izteg (in bolečino) v ledvenem delu hrbtenice (Šarabon & Voglar, 2014). Dolgotrajna prisilna drža, sedeče delo in vibracije lahko povzročijo še druge spremembe telesne drža in sčasoma degenerativne spremembe gibalnega sistema. Posledice teh vplivov preučuje biomehanika.

1.2 Biomehanika ledveno-medeničnega dela trupa

Nekateri deli poglavja so povzeti po knjigi urednikov Šarabon in Voglar (2014), avtorji prispevkov Drobnič, Hribernik, Supej in Zorko.

Biomehanika je interdisciplinarna znanstvena veda, ki raziskuje, kako na organizem (gr. bios: življenje) vplivajo sile notranjega in zunanjega okolja (gr. mēchanikē: mehanika, veda o gibanju in strukturi živih organizmov). Kot taka preučuje sile, ki vplivajo na telo med gibanjem in v statičnih pogojih, mehanske lastnosti gibalnega sistema in njegovih mehkih tkiv (Šarabon & Voglar, 2014). Razvoj biomehanike je dal velik doprinos k razumevanju vzrokov za pojav BSH in degenerativnih sprememb hrbtenice (in gibalnega aparata na splošno).

Mišice se na kosti pripenjajo s tetivami (kitami). Mišična sila, ki se razvije ob skrčenju mišice, omogoča premik sosednjih kosti, ki sta povezani s sklepom (Périlleux, Anselme & Richard, 1999). Sklep v tem primeru predstavlja os vrtenja zato lahko gibanje v sklepih (in gibanje telesa na splošno) primerjamo z mehanskimi vzvodi. Na neki točki, oddaljeni od sklepa (osi vrtenja) deluje sila, ki povzroči gibanje. Pravokotno razdaljo od osi gibanja do točke delovanja sile imenujemo ročica. Ker ima ročica velikost in smer, jo obravnavamo kot vektor. Enako ima velikost in smer tudi sila mišice, ki povzroči gibanje, zato lahko z vektorskim produktom mišične sile in ročice izračunamo navor, ki ga ustvari opazovana mišica (Šarabon & Voglar, 2014). Hrbtenica je več-sklepni sistem, sestavljen iz togih (vretenca) in deformabilnih teles (mišice, vezi in medvretenčne ploščice). Medvretenčne ploščice so sestavljene iz čvrstega vezivnega obroča in mehkega želatinastega jedra. Zaradi tovrstne zgradbe delujejo kot blažilci sil, ki obremenjujejo hrbtenico. Vezivni obroč tvorijo koncentrične plasti kolagenskih vlaken, ki potekajo poševno in v različnih smereh, s čimer je dosežena čvrsta pritrditev medvretenčnih ploščic na telesa sosednjih vretenc ter stabilnost hrbtenice in omejen obseg rotacijskih gibov. Mehko želatinasto jedro, ki je obdano z vezivnim obročem, leži nekoliko bližje zadajšnjemu robu medvretenčne ploščice. Želatinasto jedro tvorijo proteoglikani, kolageni in voda, katere delež se s starostjo zmanjšuje. Jedro ni prekrvljeno ampak se prehranjuje z difuzijo iz drobnih žil, ležečih v telesu vretenca. Glavna naloga želatinastega jedra je amortizacija aksialnih obremenitev, saj njegova sestava omogoča sprejemanje in oddajanje vode (Šarabon & Voglar, 2014). Pri obremenitvah se jedro, ki je nestisljivo, stanjša na strani, kjer deluje sila, in zadebeli na nasprotni strani (McGill, 2007; Šarabon & Voglar, 2014). Po prenehanju delovanja sile se povrne v prvotno obliko.

Kadar opazujemo gibanje hrbtenice, predstavlja medvretenčna ploščica os vrtenja. Obseg giba v posameznih segmentih hrbtenice je odvisen od njenih anatomskih značilnosti (velikost in oblika vretenca, velikost in usmerjenost sklepnih odrastkov vretenca, velikost medvretenčne ploščice, usmerjenost sklepnih vezi) (Drake idr., 2005). V ledvenem delu hrbtenice so vretenca in medvretenčne ploščice največji, sklepni odrastki med loki vretenc so usmerjeni poševno in trdno speti, zato je mogoč velik obseg giba pri upogibu in iztegu trupa v bočni ravnini, manjši obseg pri upogibu v čelni ravnini in najmanjši obseg pri sukanju trupa okoli navpične osi (v prečni ravnini). Nasprotno so v prsnem delu omejeni obsegi gibanja v bočni ravnini in večji v čelni ravnini (Drake idr., 2005; Šarabon & Voglar, 2014).

Ker je težišče telesa na sprednji strani hrbtenice (v višini petega ledvenega vretenca, L5) in je os vrtenja medvretenčna ploščica (L5-S1), mišice iztegovalke trupa, ki so na zadajšnji strani hrbtenice, ustvarjajo iztezni navor in tako ohranjajo pokončno držo telesa (za ohranjanje stabilnega položaja mora biti vsota vseh navorov enaka nič) (Šarabon & Voglar, 2014). Zaradi sile teže trupa na sprednji strani hrbtenice in zaradi izteznega navora mišic iztegovalk trupa na zadnji strani hrbtenice na medvretenčno ploščico deluje tudi kompresijska sila, ki je enaka vsoti sil na obeh straneh osi vrtenja. Kompresijska sila na medvretenčno ploščico v ledvenem delu je tako pri pokončni stoji enaka sili teže celega telesa (Ombregt, Bisschop & ter Veer, 2003). Kadar se na sprednji strani telesa poveča ročica, bodisi zaradi upogiba trupa bodisi zaradi drže bremena, se poveča mišična sila iztegovalk trupa in njihov iztezni navor ter posledično kompresijska sila na medvretenčno ploščico. Kadar na medvretenčno ploščico deluje kompresijska sila (obremenitev), iz njenega želatinastega jedra iztiska vodo. Pri zdravih medvretenčnih ploščicah se po prenehanju delovanja sile (razbremenitev) voda ponovno absorbira, zato je za njihovo nemoteno prehranjevanje zelo pomembno izmenično obremenjevanje in razbremenjevanje. Pri dolgotrajni statični obremenitvi ni več normalnega prehranjevanja medvretenčne ploščice, zato sčasoma lahko pride do njene poškodbe. Pri odraslemu človeku dehidracija medvretenčne ploščice čez dan povzroči skrajšanje hrbtenice do dveh centimetrov, pri čemer dobra polovica spremembe nastopi že v prve pol ure (McGill, 2007). V poglavjih 2.1 in 2.2 sledi podrobnejši opis drže strojevodje med opravljanjem dela in tveganja, katerim je izpostavljen, tako z vidika biomehanike kot z vidika živčno-mišičnega nadzora.

Pri pokončni drži oziroma pri enakomerni vzdolžni obremenitvi hrbtenice se kompresijske sile porazdelijo enakomerno po celi notranji površini medvretenčne ploščice, kjer je fibrozni obroč najmočnejša zaščitna struktura. Lamele fibroznega

obročja so na sprednji strani močnejše kot na zadnji, zato poškodba medvretenčne ploščice največkrat nastopi v smeri nazaj ali nazaj in vstran (Iencean, 2000). Tovrstna poškodba običajno nastopi pri upogibu trupa, saj tedaj kompresijske sile niso več porazdeljene enakomerno, ampak je medvretenčna ploščica na sprednjem (močnejšem) delu obremenjena kompresijsko in na zadajšnjem (šibkejšem) delu natezno (dobi klinasto obliko). Pri upogibu trupa se izgubi zaščitna fiziološka lordoza, zaradi klinaste oblike medvretenčne ploščice pa začne želatinasto jedro pritiskati na zadnji del fibroznega obroča. Takšna gibanja so pogosta pri vsakodnevnih opravilih. Podobno klinasto obliko lahko dobi medvretenčna ploščica tudi med sedenjem, ko se medenica pomakne nazaj in hrbtenica izgubi fiziološko lordozo. Kompresijska obremenitev se pri sedenju še dodatno poveča, če je trup nagnjen naprej. Kompresijska sila na medvretenčno ploščico je pri predklonjenem sedenju tudi do 50 odstotkov večja kot pri vzravnanem stoji (Ombregt idr., 2003; Hall, 2000). Enak mehanizem poškodbe lahko nastopi tudi pri stranskem upogibu hrbtenice.

Največja obremenitev na medvretenčno ploščico nastopi pri sukanju trupa okoli navpične osi – proti temu gibanju je medvretenčna ploščica najmanj odporna. Fibrozni obroč je rigidna struktura, fasetni sklepi so postavljeni navpično, zato je sukanje trupa okoli navpične osi zelo omejeno, togost struktur pa je razlog za povečano kompresijsko obremenitev. Obenem tovrstna postavitve omogoča dobro zaščito medvretenčni ploščici pri vzdolžnih obremenitvah hrbtenice, medtem ko se pri globokem predklonu ta zaščita izgubi (Šarabon & Voglar, 2014). Kompresijska sila pri stranskem upogibu v kombinaciji z zasukom trupa okoli navpične osi je celo dva- do trikrat večja kot pri upogibu trupa v bočni ravnini (Hall, 2000). Strojvodja včasih izvede tovrsten gib, ko prevzema spremne dokumente vlaka (glej poglavje 2.2).

Bolj kot je breme oddaljeno od telesa, večji iztezni navor morajo ustvarjati mišice iztegovalke trupa. Zato je pomembno, da je pri dvigovanju breme čim bližje telesu in hrbtenica v čim bolj vzravnanem položaju. Gibanje naj bi se izvajalo z upogibom v kolkah in kolenih, in ne z upogibom trupa. Dodatno stabilnost trupa in zmanjšanje kompresijskih obremenitev na medvretenčne ploščice dosežemo s povečanjem znotraj-trebušnega pritiska (Stokes, Gardner-Morse & Henry, 2010), zato so močne stabilizacijske mišice trupa in njihova pravočasna aktivacija pomembne za zmanjšanje možnosti poškodbe medvretenčnih ploščic. Povečanje znotraj-trebušnega pritiska lahko dosežemo z zavestno aktivacijo stabilizacijskih mišic trupa ali z uporabo križnega pasu, ki poleg povečanja znotraj-trebušnega pritiska

poveča togost v hrbtenici in omejuje sunkovite gibe (Essendrop, Anderson & Schibye, 2002). Strojvodja pri svojem delu običajno ne dviguje težjih bremen, razen v primeru, ko mora speti ali razpeti dve vlečni vozili oziroma vlečno vozilo in vlak (glej poglavje 2.2).

Zaradi počasnega metabolizma medvretenčne ploščice je njena poškodba največkrat posledica dolgotrajne obremenitve nizke intenzivnosti in ne enkratne nenadne preobremenitve (McGill, 2007). Pri dolgotrajni obremenitvi namreč pride do dehidracije medvretenčne ploščice, sile pa se prenesejo tudi na sosednje strukture, zato se sčasoma obraba lahko pojavi tudi na sosednjih strukturah (Adams & Dolan, 1996). Pomembno vlogo pri preprečevanju poškodb in okvar ledvenega dela hrbtenice ima poleg ustrezne telesne drže, pravilnega rokovanja z bremenami, gibalne aktivnosti in močnih stabilizacijskih mišic trupa tudi živčno-mišični nadzor trupa (Solomonow, Zhou, Harris, Lu & Baratta, 1998).

1.3 Živčno-mišični nadzor trupa

Živčni sistem je kompleksen sistem, zato podrobnejši opis presega temo te diplomske naloge. Bralcu, ki bi se želel z delovanjem živčnega sistema in nadzorom gibanja bolje seznaniti, priporočamo v branje katerega izmed učbenikov anatomije in fiziologije za študente medicine in drugih zdravstvenih ved.

Osnovna naloga živčnega sistema je zagotavljanje nemotenega delovanja organizma. V grobem ga delimo na avtonomni (vegetativni) in somatski živčni sistem. Somatski živčni sistem deluje pod vplivom naše volje in nadzira odnose med organizmom in okoljem. Odgovoren je za hoteno gibanje ter sprejemanje, obdelavo in integracijo informacij (Kahle, Leonhardt & Platzer, 1992; Périlleux idr., 1999). Hrbtenjačni živci oživčujejo kožo, skeletne mišice in sklepe trupa ter okončin. Hrbtenjačni živci so mešani in so sestavljeni iz senzoričnih (aferentnih) in motoričnih (gibalnih, eferentnih) živčnih vlaken (nevronov). Iz hrbtenjače izhajajo v dveh delih. Iz sprednjega korena hrbtenjače izhajajo motonevroni, iz zadnjega korena hrbtenjače pa senzorični nevroni. Živčni signali se po aferentnih nevronih prenašajo od senzoričnih središč proti živčnim središčem (v možganih in hrbtenjači), kjer se informacije obdelajo, in nato po eferentnih, motonevronih, potujejo proti mišicam. Nadzor mišičnega odziva se vrši na podlagi mehanizma povratne zanke.

Signale iz zunanjega okolja zaznavajo eksteroreceptorji (v koži), signale notranjega okolja pa zaznavajo proprioreceptorji (v mišicah, kitah in sklepih) (Martini, 2006; Pocock & Richards, 2004; Kahle idr., 1992; Périlleux idr., 1999). Senzorične sisteme kože, sklepov, vezi, mišic in kit poimenujemo somatosenzorika. Delimo jo na površinsko senzibilnost (koža) in na globinsko senzibilnost (mišice in sklepi). Sestoji iz mehanske (dotik, tresljaji, gibanje ...), toplotne in kemične senzorične (nociceptorji, zaznavajo bolečino zaradi mediatorjev vnetja) (Ellis & Bennett, 2013; Pocock & Richards, 2004; Martini, 2006). Mehanoreceptorje delimo na ekstero- in proprioreceptorje. Med eksteroreceptorje uvrščamo Pacinijeva, Ruffinijeva in Meissnerjeva telesca, Merkelove ploščice in proste živčne končiče. Nahajajo se v koži, podkožnem tkivu, mišičnih in sklepnih ovojnica ter notranjih organih (Pocock & Richards, 2004; Martini, 2006). Proprioreceptorji v mišicah, kitah in sklepih zaznavajo položaj, dolžino in napetost mišic. Dolžino mišice nadzira mišično vreteno. Spremembo napetosti mišice nadzira Golgijev tetivni (kitni) organ. V sklepnih ovojnica se nahajajo Golgijeva, Pacinijeva in Ruffinijeva telesca ter prosti živčni končiči. Njihova naloga je zaznavati napetost sklepne ovojnice (Kandel, Schwartz, Jessell, Siegelbaum & Hudspeth, 2013; Pocock & Richards, 2004; Martini, 2006; Kahle idr., 1992; Périlleux idr., 1999). Vsi trije sistemi skupaj so povezani z regulacijo gibanja. Proprioceptivna sporočila skupaj s sporočili iz kože, oči in vestibularnega organa v srednjem ušesu omogočajo občutek za položaj in gibanje telesa v prostoru. Odsotnost enega sporočila vpliva na spremembo občutka (Kahle idr., 1992; Périlleux idr., 1999). Pacinijeva telesca se nahajajo v maščobnem tkivu podkožja, kitah, sklepih, obraznih mišicah in pokostnici in se na draženje zelo hitro adaptirajo (odzovejo), zato lahko zaznavajo vibracije, ki so del obravnave diplomske naloge. Preizkus z izoliranimi Pacinijevimi telesci je pokazal, da so se odzvala že na tresljaje, povzročene s človeško hojo (Kahle idr., 1992). Vibracije povzročajo številne fiziološke spremembe na živčno-mišičnem, srčno-žilnem in na centralnem živčnem sistemu (Ando & Noguchi, 2003). Podrobnejši opis, kako vibracije vplivajo na v naši raziskavi merjene funkcije, je opisan v poglavju 2.2 Vpliv delovnega mesta na poškodbe spodnjega dela hrbta.

Bolečina, ki je del obravnave te diplomske naloge, je nespecifičen čutilni sistem z visokim vzdražnim pragom. Izvor bolečine delimo na visceralni (notranji organi) in na somatski. Somatski izvor bolečine dalje delimo na površinski in globoki. O preneseni bolečini govorimo takrat, ko se bolečina ne občuti le na mestu izvora, temveč tudi na celem področju, ki ga oživčuje draženi živec (Pocock & Richards, 2004; Kahle idr., 1992). Pogost primer prenesene bolečine je opaziti pri zdrsu medvretenčne ploščice, ki pritiska na korenino živca in se bolečina ne občuti samo

ob mestu poškodbe, temveč se širi preko zadnjice in zadnje strani stegna proti kolenu (Pocock & Richards, 2004; Kahle idr., 1992).

Vzdrževanje telesne drže je pod nadzorom možganskega debla (Pocock & Richards, 2004). Korteks nadzira subkortikalne gibalne centre. Lahko deluje zaviralno (znižuje, inhibira mišično aktivnost) in obenem lahko proizvaja kontinuiran tonični stimulus, ki stimulira hitre, nenadne gibe. Za uspešno izvedbo specifičnih, finih gibov, morajo biti mehanska in stereotipna gibanja, ki so nadzorovana s strani subkortikalnih gibalnih centrov, modificirana pod vplivom piramidalnih impulzov. Vlakna piramidalnega trakta izhajajo iz precentralnega področja parietalnega možganskega režnja (dve tretjini) in iz drugega senzo-motoričnega področja v frontalnem režnju (ena tretjina), kjer se nahajajo tudi aferentna vlakna nevronov iz udov, za katere se domneva, da sporočajo signale za fino regulacijo gibov (Kahle idr., 1992; Kandel idr. 2013). Specialni nadzor piramidalnega trakta med drugim omogoča sočasno aktivacijo mišic, odgovornih za izvedbo giba (agonistov) in inhibicijo nasproti delujočih mišic (antagonistov). Poleg omenjenih področij v parietalnem in frontalnem možganskem režnju so za nadzor gibanja odgovorna še nekatera druga kortikalna področja. S skupnim imenom tvorijo ekstrapiramidalni gibalni (motorični) sistem (Kahle idr., 1992). Ob zavestno izvedenem gibu se z namenom ohraniti ravnotežje in držo nezavedno in samodejno aktivirajo še mišice drugega uda in trupa, zato je gibanje gladko, tekoče. Ta pojav imenujemo pridružena mišična aktivnost in se pojavlja spontano ter brez vpliva zavestne volje. Brez tega pojava se koordinirana gibanja ne bi mogla izvajati. Primer takega spontanega gibanja je samodejno nihanje rok med hojo. Enako se lahko na nezavedni nivo prenese zavestna izvedba gibalnega vzorca, ki ga velikokrat ponovimo (Kahle idr., 1992; Kandel idr., 2013), kar je pomembno tudi v uvajanju preventivne in korektivne vadbe med zaposlenimi in v rehabilitacijski medicini. Zato je izrednega pomena, da je vadba skrbno načrtovana ter nadzorovana, predvsem na začetku, ko vadeči šele usvajajo nov gibalni vzorec.

Neodvisno od zavestne volje delujejo tudi propioceptivni organi (mišično vreteno, Golgijev tetivni organ in sklepni propioceptorji). Ob nadzorovani izvedbi giba potujejo živčni signali propioceptorjev po senzoričnih nevronih do ekstrapiramidalnega gibalnega centra in po α -motonevronih nazaj proti mišicam ter tako skrbijo za gladko, tekoče gibanje. Kadar med gibanjem naletimo na oviro, ki bi vplivala na gladkost izvedbe giba, se senzorične informacije prenesejo na α -motonevrone neposredno v zadnjem rogu hrbtenjače, čemur pravimo refleksi lok. Naloga refleksnega loka je ščititi gibalni sistem pred poškodbami ter pomagati pri

diagnosticiranju pravilnega delovanja živčno-mišičnega sistema (Kandel idr., 2013; Kahle idr., 1992). Enako je miotatični refleksni odziv pomemben pri vzdrževanju telesne drže in ohranjanju ustrezne mišične napetosti pri statični obremenitvi (posturalni tonus) (Kahle idr., 1992; Kandel idr., 2013; Périlleux idr., 1999). Mišično vreteno, ki nadzira miotatični refleks, je oživčeno z γ -motonevroni in ti so veliko bolj vzdražni kot α -motonevroni. Zato imajo γ -motonevroni osrednjo vlogo pri vzdrževanju telesne drže (Kahle idr., 1992; Périlleux idr., 1999), ki je zaradi dolgotrajne izpostavljenosti sedenju in prisilnim položajem pogosto spremenjena. V poglavju 2.2 Vpliv delovnega mesta na poškodbe spodnjega dela hrbta sledi opis, kako na propriocepcijo in ostale živčno-mišične funkcije trupa vpliva delovno mesto strojevodje. Bralcu, ki ga podrobneje zanimajo v naši raziskavi merjene spremenljivke, priporočamo v branje deli avtorjev Voglar (2012) in Rogač (2014).

Sedeče delo, tako statično kakor s prisotnostjo vibracij, vpliva na spremembe anatomskih lastnosti hrbtenice, na spremembe živčno-mišičnih funkcij trupa in na biomehanske spremembe hrbteničnih struktur. Z analizo delovnega mesta, ki mora biti veljavna in ponovljiva, lahko te spremembe ustrezno vrednotimo in na podlagi ugotovljenega izvedemo primerne preventivne in korektivne ukrepe. Analiza delovnega mesta mora zajemati celodnevno izpostavljenost, vključno s položaji telesa med opravljanjem delovnih nalog (Bakker, Verhagen, van Trijffel, Lucas & Koes, 2009; Griffin, 2004; Hoogendoorn, van Poppel, Bongers, Koes & Bouter, 1999). Ukrepi z vidika ergonomije so prilagoditev delovnega okolja zaposlenemu, v kolikor je to mogoče zaradi specifičnih lastnosti delovnega mesta. Drugi pomemben vidik je zdravstveno-preventivni, kjer je naša naloga ozavestiti zaposlene o pomenu aktivnih odmorov med delom in preventivne gibalne aktivnosti v prostem času. Gibalna aktivnost mora biti prilagojena posamezniku glede na delovno mesto in naj ne sili delavca v enake položaje kot med opravljanjem dela (McGill, 2007).

2 PREDMET, PROBLEM IN NAMEN

Ergonomsko oblikovano delovno mesto je prilagojeno posamezniku in njegovim telesnim značilnostim. V kolikor je primerno prilagojeno (urejeno), pri zaposlenih povzroča ugodje pri delu, zadovoljstvo, večjo delovno storilnost (Rožanec, 2009) in obenem manj odsotnosti ter s tem povezanih stroškov za delodajalca. Strošek delodajalca je torej nižji, če ustrezno ergonomsko opremi delovno mesto, saj se zmanjša strošek, ki ga mora izplačevati nadomestnemu delavcu v primeru bolniške odsotnosti. Cuming (1993; v Rožanec, 2009) pravi, da je kar 30 % bolniških odsotnosti posledica bolezni, ki izhajajo iz nervoz, ki nastajajo kot reakcija na vrsto, organizacijo in pogoje dela. Da bi lahko ugotovili, ali je bila ureditev delovnega okolja za zaposlenega res primerna in ali je dosegla želeni cilj, moramo redno izvajati kontrolo, in sicer z opazovanjem samega delovnega mesta, poslovnih rezultatov in z osebnim intervjujem zaposlenega (Rožanec, 2009).

Zakon o varnosti in zdravju pri delu (Ur. l. RS, št. 43/2011) nalaga delodajalcu skrb in odgovornost za izvajanje ukrepov za varovanje zdravja delavcev. Med te ukrepe sodi tudi izvajanje meritev o škodljivih okoljskih vplivih na zdravje delavcev. Vsled tega je v letu 2007 Služba za varstvo pri delu (tedanjega) Holdinga Slovenske železnice d.o.o., Ljubljana, skupaj z Zavodom za varstvo pri delu d.d., Ljubljana, izvajala meritve vibracij, hrupa, jakosti svetlobe ter mikroklimе (izpušnih plinov, ventilacija klimatske naprave) v strojevodskih kabinah. Poleg vibracij, ki med drugim vplivajo na degenerativne spremembe kostnega sistema, na strojevodjo pri njegovem delu vplivajo še nizkofrekvenčna elektromagnetna sevanja (Nordenson idr., 2001; Rösli idr., 2007), izpušni plini (Pronk, Coble & Stewart, 2009; Hesterberg idr., 2006), motnje bioritma zaradi nočnega delovnika (Dorrian, Hussey & Dawson, 2007; Dorrian, Roach, Fletcher & Dawson, 2007; Jay, Dawson & Lamond, 2006), tveganje za pojav srčno-žilnih bolezni (Zdrenghea, Poantă & Gaita, 2005) ter hrup (Borschgrevink, 2003).

2.1 Opis delovnega mesta

Delovno mesto strojevodje je prostorsko zelo omejeno. Velikost strojevodske kabine je 4-8 m², strojevodjeva telesna drža med delom pa je odvisna od vrste vlečnega vozila in vrste dela, ki ga opravlja. V nadaljevanju sledi opis vlečnih vozil, s katerimi so upravljali preiskovanci med izvajanjem raziskave.

Električna lokomotiva serije 363 (E-lok 363) (slika 1) je bila vključena v eksploatacijo na elektrificiranih progah Republike Slovenije v letih 1976-1977. Namenjena je medkrajevni vožnji tovornih in potniških vlakov. Strojvodjev delovni prostor obsega $\sim 5 \text{ m}^2$ (slika 2). Strojvodja pri opravljanju dela sedi v smeri vožnje, pogled ima usmerjen naravnost. Kadar opazuje inštrumente, ima vrat v nevtralnem položaju. Za opazovanje dogajanja ob vlaku med vožnjo strojvodja uporablja vzvratna ogledala, z zasukom glave $\sim 45^\circ$ v levo in $\sim 15^\circ$ navzdol oziroma $\sim 45^\circ$ v desno v višini oči. Roki sta med upravljanjem z manipulatorskimi ročicami v predročenu in naslonjeni na upravljalni pult (slika 3). Ko je dosežena voznoredna hitrost in ni potreb po upravljanju z manipulatorskimi ročicami, ima strojvodja roki sproščeni na stegnih ali na sedežnih naslonih za roke. Sedež strojvodje je zračno vzmeten in zmanjšuje vibracije na spodnji del hrbta, ki se prenašajo s tal. Hrbtišče ima možnost spreminjanja naklona in podpira hrbet od ledvene do prsne hrbtenice, vratni del ni podprt. Pod strojvodjske kabine je $\sim 1,7$ metra nad tlemi, zato pri prevzemu spremnih listin vlaka strojvodja izvede globok upogib trupa. Pred tem običajno sedi, ker izvaja priprave na vožnjo (preizkus delovanja zavore, pregled voznorednih listin ipd.). Vzmetenje vozila je izvedeno z vijačnimi vzmetmi na kolesih (blaženje vertikalnih sil) in z gumi-bloki (med podvozjem in ohišjem lokomotive). Meritve vibracij sedeža in naslonjala pri tem vozilu praviloma niso presegala mejnih vrednosti, medtem ko so se vibracijski pospeški občasno približali opozorilni vrednosti $0,5 \text{ m/s}^2$ ali jo kratkotrajno presegli. Obravnavane vibracije so sicer zaznavne in pri bolj občutljivih strojvodjih lahko predstavljajo manjšo motnjo, predvsem zaradi ostalih vplivov, ki jim je strojvodja pri vožnji te lokomotive izpostavljen (hrup, elektromagnetna sevanja idr.).

Slika 1: Električna lokomotiva (E-lok) 363



Vir: arhiv avtorja

Slika 2: Notranjost kabine E-lok 363



Vir: arhiv avtorja

Slika 3: Drža strojevodje med vožnjo E-lok 363



Vir: arhiv avtorja

Električna lokomotiva serije 541 (E-lok 541) (slika 4) je bila vključena v eksploatacijo na elektrificiranih progah Republike Slovenije v letih 2006-2009. Namenjena je vleki tovornih in potniških vlakov. Lokomotiva je ergonomsko zasnovana in strojevodji nudi udoben delovni prostor in dobre delovne pogoje. Velikost kabine je $\sim 8 \text{ m}^2$ (slika 5). Strojvodja pri opravljanju dela sedi v smeri vožnje, pogled ima usmerjen naprej, prav tako mu za opazovanje inštrumentov ni potrebno upogibati vratu. Za opazovanje dogajanja ob vlaku uporablja vzvratna ogledala z zasukom glave $\sim 45^\circ$ v levo ali desno v višini oči. Roki sta med upravljanjem z manipulatorskimi ročicami v predročenu in naslonjeni na upravljalni pult (slika 6). Sedež je zračno vzmeten, hrbtnišče omogoča spremembo naklona in podpira hrbet od ledvene do prsne hrbtnice, vratni del med upravljanjem z manipulatorskimi ročicami običajno ni podprt. Kadar ni potrebno upravljati z manipulatorskimi ročicami strojevodja uporablja naslone za roke, takrat je običajno podprt cel hrbet, vključno z vratnim delom. Spremljevalne listine vlaka strojevodja včasih prevzame skozi vrata na svoji desni strani. Pri tem iz sedečega položaja izvede sočasni upogib in zasuk trupa okoli navpične osi, kar poveča tveganje za poškodbo v spodnjem delu hrbta. Pri prevzemu listin na levi strani kabine izvede globok upogib trupa, saj je pod strojevodske kabine $\sim 1,7$ metra nad tlemi. Vzmetenje vozila je izvedeno s kombinacijo vijačnih vzmeti in plinskih amortizerjev, kar omogoča dobro dušenje vibracij, ki se pojavljajo med vožnjo. Meritve vibracij

pri teh vozilih sicer niso bile opravljene, ker so bile v vozni park Slovenskih železnic uvrščene šele pozneje.

Slika 4: Električna lokomotiva (E-lok) 541



Vir: arhiv avtorja

Slika 5: Notranjost kabine E-lok 541



Vir: arhiv avtorja

Slika 6: Drža strojevodje med vožnjo E-lok 541



Vir: arhiv avtorja

Postajni premik se opravlja z dizel-električnimi lokomotivami serije 642/643 (D-lok 642/643) (slika 7). Tovrstne lokomotive so se na železniškem območju Republike Slovenije pojavile med leti 1967 in 1978. Namenjene so bile vožnji lažjih potniških in tovornih vlakov ter postajnemu premiku, kjer jih srečujemo še danes. Velikost kabine je ~6 m² (slika 8), v kabini se nahajata dva upravljalna pulta, kjer lahko strojevodja upravlja z vozilom, vendar običajno opravlja vožnjo z enega mesta, ne glede na smer vožnje (vleka oziroma potiskanje/rinjenje). Med vleko vlaka strojevodja sedi v smeri vožnje (slika 9), med rinjenjem pa sedi prečno na smer vožnje z glavo usmerjeno v smer vožnje (desno) (slika 10). Pri vleki sta roki v predročnju, z levo roko upravlja z ročico pospeševanja (vleke), z desno roko upravlja z varnostno napravo in zavoro. Pogled je usmerjen naravnost z nevtralno držo glave in vratne hrbtenice, za opazovanje inštrumentov strojevodja obrne glavo

~45° v levo in ~15° navzdol. Med rinjenjem vlaka sta roki v odročenu, z levo roko upravlja z ročicami pospeševanja in zavore, z desno roko upravlja z varnostno napravo. Glava je obrnjena ~90° v desno, za opazovanje inštrumentov mora strojevodja zasukati glavo in trup ~120° v levo in ~15° navzdol (slika 11). Za opazovanje dogajanja ob vlaku med vleko strojevodja uporablja vzvratno ogledalo na nasprotni strani kabine ter zasuk glave in trupa na strani upravljanja. Med rinjenjem na strani vožnje opazuje vlak iz osnovne drže in se v trupu zasuka za opazovanje na nasprotni strani. Večina premikalnih lokomotiv, s katerimi so upravljali preiskovanci, ima vgrajene zračno vzmetene sedeže z visokim hrbtiščem, ki podpira cel hrbet vključno z vratno hrbtenico. Sedež omogoča spremembo naklona hrbtišča in ima naslone za roke. Ena lokomotiva je imela v obdobju poteka raziskave neustrezen sedež, čeprav zračno vzmeten. Vse premikalne lokomotive imajo vrtljivo podnožje sedeža, s čimer dosežemo možnost sproščenega sedenja ne glede na smer vožnje. Vzmetenje vozila sestavlja kombinacija vijačnih in listnih vzmeti, zaradi česar je dušenje vibracij med vožnjo neustrezno. Meritve vibracij, ki jih je izvajal Zavod za varstvo pri delu, pri tem vozilu na sedežu in naslonjalu praviloma niso presegale mejnih vrednosti, medtem ko so se vibracijski pospeški občasno približali mejni vrednosti $0,5 \text{ m/s}^2$ ali jo kratkotrajno presegli. Meritve so se pri vseh vozilih izvajale le na krajšem odseku in ne polni delovni čas, kot priporočajo nekateri avtorji (Griffin, 2004; Bakker idr., 2009; Hoogendoorn idr., 1999).

Slika 7: Dizel-električna lokomotiva (D-lok) 642/643



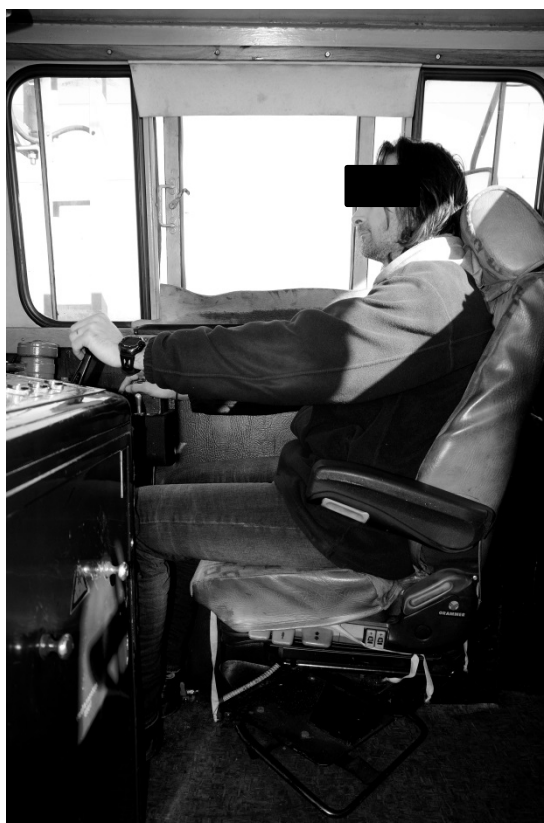
Vir: arhiv avtorja

Slika 8: Notranjost kabine D-lok 642/643



Vir: arhiv avtorja

Slika 9: Drža strojevodje med vleko D-lok 642/643



Vir: arhiv avtorja

Slika 10: Drža strojevodje med rinjenjem D-lok 642/643



Vir: arhiv avtorja

Slika 11: Drža strojevodje med rinjenjem D-lok 642/643 – opazovanje inštrumentov



Vir: arhiv avtorja

2.2 Vpliv delovnega mesta na poškodbe spodnjega dela hrbta

Sedenje poleg spremembe naklona medenice in nekaterih drugih sprememb povzroča povečan pritisk na medvretenčne ploščice in mišice hrbta, odvisno od naklona trupa (Šarabon, Košak, Fajon & Drakslar, 2005; Link idr., 1990). Lis s sodelavci (2007) poroča, da je bilo v 25 pregledanih študijah ugotovljeno, da samo sedeče delo ni glavni razlog za pojav BSH. V kolikor se sedečemu položaju pridružijo vibracije celega telesa ali prisilna drža, se tveganje za pojav BSH poveča tudi štirikratno (Bovenzi, 2010; Lis idr., 2007). Frekvence vibracij povzročene s strani vozila so lahko enake lastnim frekvencam delov človeškega telesa. Kadar se frekvenca vibracij, povzročena s strani vozila, in lastna frekvenca delov človeškega telesa izenačita, pride do resonance posameznega tkiva in večjega tveganja za nastanek poškodbe medvretenčnih ploščic, vezi in drugih hrbteničnih struktur (Wilder, Pope & Magnusson, 1996; Pope idr., 1987).

Dolgotrajno sedenje vpliva na spremembo dolžine mišic kolčno-medeničnega dela trupa. Mišice upogibalke kolka so pasivno skrajšane in mišice iztegovalke kolka so pasivno raztegnjene (Link idr., 1990). Spremenjena dolžina mišic kot posledica dolgotrajnega sedenja spremeni telesno držo tudi v stoječem položaju in poveča možnost pojava BSH (Šarabon idr., 2005). Če ledveni del med sedenjem ni podprt, se medenica običajno pomakne navzad (posteriori nagib) in se zmanjša fiziološka lordoza (Link idr., 1990; Udo, Fujimura & Yoshinaga, 1999). Pomik medenice navzad tako povzroči upogib ledvenega dela trupa, pri čemer se pasivno raztegnejo mišice iztegovalke trupa in zadajšnje medvretenčne vezi (McGill & Brown, 1992), poveča se napetost v zadajšnjem delu medvretenčne ploščice in tveganje za njeno poškodbo, zmanjša se anteriorno-posteriorna togost in povečajo strižne sile na medvretenčne vezi (McGill, 2007). Tovrstnemu sedenju je strojevodja lahko izpostavljen, kadar doseže vozno hitrost in ni potrebe po upravljanju z manipulatorskimi ročicami. Takrat sedi sproščeno naslonjen na hrbtni del stola, vendar se zaradi vibracij, ki se pojavljajo med vožnjo, zadnjica postopno pomakne v smeri naprej (medenica pa v smeri nazaj). Dodatno obremenitev medvretenčne ploščice predstavlja sedenje z nagibom trupa naprej, kar smo opisali že v poglavju 1.2 Biomehanika ledveno-medeničnega dela trupa. Sedenju z nagibom trupa naprej je strojevodja občasno lahko izpostavljen med upravljanjem z manipulatorskimi ročicami, zato je pomembno, da ima strojevodski stol možnost vzdolžne nastavitve, da lahko strojevodja ohranja sproščeno držo trupa večino delovnega časa.

Ob dolgotrajni izpostavljenosti vibracijam pri sedečem delu se hrbtenične mišice hitreje utrujajo in skupaj s spremenjenimi lastnostmi vezi ne zagotavljajo več ustrezne stabilnosti hrbtenice, poslabša se tudi refleksni odziv na nenadne motnje (Wilder, Aleksiev idr., 1996; Lyons, 2002). Z vidika sprememb na živčno-mišičnem sistemu delovno mesto strojevodje med drugim vpliva na mišično vreteno in Golgijev tetivni organ, manjši vpliv ima na vestibularni organ (Roll idr., 1980). Vpliv vibracij na mišična vretena se kaže v spremenjenem občutku o dolžini mišice, čeprav se njena dejanska dolžina ne spreminja (Pocock & Richards, 2004; Griffin, 2004). Zaradi spremenjenega občutka o dolžini mišice in dejanske raztegnjenosti mišic iztegovalk trupa in vezi na zadajšnji strani hrbtenice (posledica dolgotrajnega sedenja), se lahko poslabšajo propioceptivne funkcije in sposobnost aktivne repozicije telesa (Griffin, 2004; Solomonow, 2006; Panjabi, 2006). Spremembe se pojavijo tudi na področju refleksne aktivacije mišic, in sicer se zniža mišični tonus, podaljša reakcijski čas, posledično se poslabšajo stabilizacijske funkcije trupa, kar lahko poveča tveganje za poškodbo hrbteničnih struktur. Mišični tonus aktivne mišice se pod vplivom vibracij poveča, kar vodi v moteno preskrbo s kisikom in

njihovo utrujanje, zato se njihova vzdržljivost zmanjša. Kljub temu, da imajo vibracije v kombinaciji s sedečim delom manj vpliva na vestibularni organ, je vseeno lahko moteno ravnotežje, posebno v primeru, ko je oseba sočasno izpostavljena še hrupu (Griffin, 2004), kar strojevodja pri vožnji starejših vozil je.

Za pojav BSH sta pomembni tako jakost kot trajanje (čas) izpostavljenosti vibracijam. Slednja ima večjo vlogo pri pojavu nespecifične BSH, medtem ko pri ischialgiji ni bilo odkrito, kaj od tega ima večji vpliv (Bovenzi, 2010; Lis idr., 2007). Epidemiološke študije so pokazale večjo pojavnost degenerativnih sprememb spodnjega dela hrbta, herniacije medvretenčnih ploščic in BSH pri omenjenih delovnih mestih v primerjavi z ostalimi delovnimi mesti (Pope idr., 1998; Magnusson idr., 1996). Vibracije, ki se prenašajo s koles in od motorja, vplivajo preko nog in trupa na celo telo. K zmanjšanju tveganja za pojav BSH sodi tudi ergonomsko oblikovan sedež strojevodje (Pope idr., 1998; Harrison idr., 1999 in 2000) ter ustrezna in delovnemu mestu prilagojena gibalna aktivnost (Murtezani idr., 2011; Oullier idr., 2009).

Meritve vibracij, opravljane s strani Zavoda za varstvo pri delu so bile izvajane na vlečnih vozilih serij 664, 642/643, 363 in 342. Pri serijah 664, 642/643 in 363 so se vibracije mejnim vrednostim le približale ali jih občasno kratkotrajno presegle, medtem ko so bile pri seriji 342 skoraj ves čas meritev presežene. Vse meritve so bile izvajane le do dve uri in povprečene na polni delovnik ter na določenem odseku proge in ne na celotni trasi vožnje vlaka. Harrison in sodelavci (1999 in 2000) so izvedli raziskavo, ki je temeljila na razvoju primernega stola za transportna vozila in priporočajo stol, ki nudi možnost spreminjanja naklona hrbtišča (optimalni kot 100-110°), spremembo naklona sedalne površine, uporabo naslonov za roke, nastavljen vzglavnik, ki preprečuje prevelike pomike glave v anteriorno-posteriorni smeri, in ustrezen blažilec za frekvence med 1 in 20 Hz za zmanjševanje vibracij, ki se prenašajo s tal. Ker so se pri meritvah največji pospeški pokazali v vertikalni (gor-dol) in lateralni smeri (v stran, levo-desno), naj bi bilo hrbtišče izdelano tako, da oprijema hrbet. Novejša vlečna vozila imajo ergonomsko oblikovane sedeže že serijsko vgrajene, medtem ko na ostalih vlečnih vozilih Prometno-tehnična komisija Sindikata strojevodij Slovenije skupaj z delodajalcem skrbi za nameščanje primernejših stolov oziroma išče ustrezno rešitev glede na prostorske omejitve strojevodske kabine.

Strojevodja mora včasih med seboj speti dve lokomotivi ali lokomotivo in vlak. Za vstop med vozila naredi dva do tri korake v polčepu s sočasno upognjenim trupom.

Nato iz stoječega položaja izvede upogib trupa $\sim 40^\circ$ in $\sim 15^\circ$ zasuk trupa okoli navpične osi, da prime spenjalno napravo ene lokomotive (masa ~ 18 kg) in jo z zasukom trupa v pokončnem položaju namesti na vlečni kavelj druge lokomotive. Sledi ponoven upogib trupa, da med seboj spne cevi pnevmatskega voda zavornega sistema. Po končanem opravlilu izstopi izmed vozil, ponovno v polčepu s sočasno upognjenim trupom. Kakšnim tveganjem je pri teh opravilih izpostavljen spodnji del hrbta smo opisali v poglavju 1.2 Biomehanika ledveno-medeničnega dela trupa, predvsem če spomnimo, da pred in po tem opravlilu izvaja vožnjo v sedečem položaju ob prisotnosti vibracij.

Ostali dejavniki tveganja delovnega mesta strojevodje so hrup (Borschgrevink, 2003), elektromagnetna sevanja (Röösli, 2007; Nordenson idr., 2001), prisotnost izpušnih plinov in drugih prašnih delcev (Pronk idr., 2009; Hesterberg idr., 2006), motnje bioritma zaradi nočnega delovnika (Dorrian idr., 2007), povečana telesna teža (Liuke idr., 2005) in tveganje za razvoj srčno-žilnih bolezni (Zdrengea, 2005). Dlje časa trajajoča izpostavljenost hrupu, ki presega mejno vrednost, poleg okvare sluha povzroča nevrotične motnje in motnje spanja, vpliva na delovanje srčno-žilnega sistema, zmanjšano delovno učinkovitost in drugo. Izpušni plini lahko pomenijo tveganje za razvoj rakastih obolenj. Bolezni, ki jih povezujejo z vplivom elektromagnetnega sevanja so različne oblike raka in levkemija ter zmanjšanje nivoja hormona melatonina, ki je ključnega pomena pri obnovi telesa in se izloča v nočnem času. Posledice utrujenosti na delovne sposobnosti strojevodij so večja poraba energije za vleko, pogosta prekoračitev največje dovoljene hitrosti, bolj sunkovito zaviranje, manjkrat se tudi uporablja dinamično zaviranje. Zdrengea (2005) v raziskavi ugotavlja, da je 23,5 % strojevodij imelo povišan krvni tlak, 57 % povišane krvne maščobe, kar lahko vodi v pojav srčno-žilnih bolezni, tako pri strojevodjih kot pri kontrolni skupini je bila opažena neurejena in nezdrava prehrana, pri strojevodjih pa je bil moten tudi cirkadiani ritem, ki pomembno vpliva na uspešen počitek in obnovo telesa. Pri ljudeh z indeksom telesne mase (razmerje med telesno maso v kilogramih in kvadratom telesne višine v metrih) večjim od 25 je bila ugotovljena velika povezanost s poškodbami medvretenčnih ploščic, posebej če je bil ta povišan že v mladosti (Liuke, 2005).

Predmet diplomske naloge so živčno-mišične funkcije ledveno-medeničnega predela trupa pri osebah, ki opravljajo specifično delo strojevodje. Spremljali smo spremembe gibljivosti kolka in trupa, ravnotežja, stabilizacijskih funkcij trupa pri nenadni in pričakovani motnji, napake aktivne repozicije, največje hotene mišične sile in vzdržljivosti v hotenem mišičnem naprežanju. Strojvodja delo opravlja sede

in je obenem izpostavljen vibracijam celega telesa. Problem naloge je odkriti, ali delovno mesto strojevodje lahko povzroči neugodne spremembe živčno-mišičnih funkcij ledveno-medeničnega predela trupa in dovzetnost za razvoj neugodnih strukturnih sprememb, izpostavljeno pa je tudi povečanemu tveganju za pojav BSH. Namen diplomske naloge je objektivno ovrednotiti predvidene spremembe in izdelati preventivne oziroma korektivne vadbene ukrepe za nevtralizacijo vplivov delovnega mesta.

3 CILJI IN HIPOTEZE

3.1 Cilji

Cilj raziskave je bil ugotoviti vpliv delovnega mesta strojevodje (sedeče delo, vibracije) na spremembe živčno-mišičnih funkcij trupa in vpliv ciljno usmerjene gibalne aktivnosti na nevtralizacijo predvidenih negativnih učinkov. Z raziskavo smo želeli ugotoviti:

- C1: Ali delovnik strojevodje vpliva na spremembo gibljivosti kolka in trupa?
- C2: Ali delovnik strojevodje vpliva na napako aktivne repozicije?
- C3: Ali delovnik strojevodje vpliva na spremembo ravnotežja?
- C4: Ali delovnik strojevodje vpliva na čas aktivacije mišic med opravljanjem dinamičnih stabilizacijskih funkcij trupa?
- C5: Ali delovnik strojevodje vpliva na razvoj največje hotene mišične sile in na vzdržljivost v jakosti?
- C6: Ali ciljno usmerjena gibalna aktivnost vpliva na izboljšanje zgoraj naštetih sposobnosti?

3.2 Hipoteze

- H1: Po končanem delovniku se bodo pokazale spremembe pri gibljivosti, in sicer:
 - H1.1: Zmanjšal se bo obseg iztega kolka.
 - H1.2: Povečal se bo obseg upogiba kolka.
 - H1.3: Povečal se bo obseg predklona trupa.
- H2: Po končanem delovniku se bo povečala napaka aktivne repozicije trupa.
- H3: Po končanem delovniku se bo zmanjšala povprečna hitrost gibanja točke centralnega pritiska na podlago.
- H4: Po končanem delovniku se bo podaljšal čas stabilizacijskih odzivov mišic trupa.
- H5: Po končanem delovniku se bo zmanjšala največja razvita hotena mišična sila in čas do utrujanja pri nalogi vzdržljivosti v jakosti.
- H6: S ciljno usmerjeno gibalno aktivnostjo se bodo izboljšale vse zgoraj naštetih sposobnosti.

4 METODE DELA

4.1 Preiskovanci

V raziskavi je sodelovalo 15 strojevodij moškega spola ($38,5 \pm 18,4$ let; $180,1 \pm 11,3$ cm; $88,9 \pm 41,9$ kg). Strojvodje, ki so prostovoljno pristopili k meritvam, so bili seznanjeni z namenom in načinom izvajanja raziskave. Raziskava za namene tega diplomskega dela je bila del širšega raziskovalnega projekta z imenom »Vrednotenje živčno-mišičnih stabilizacijskih funkcij trupa in razvoj programov preventivne vadbe proti bolečini v spodnjem delu hrbta« (Projekt L5-4293(B)). Raziskavo je odobrila Komisija Republike Slovenije za medicinsko etiko (107/01/12). Preiskovanci so v času meritev opravljali delo na medkrajevni vožnji vlakov oziroma na postajnem premiku. Vožnja medkrajevnih vlakov se je vršila z električnimi lokomotivami serij 363 in 541, postajni premik se je opravljal z dizel-električnimi lokomotivami serije 642/643.

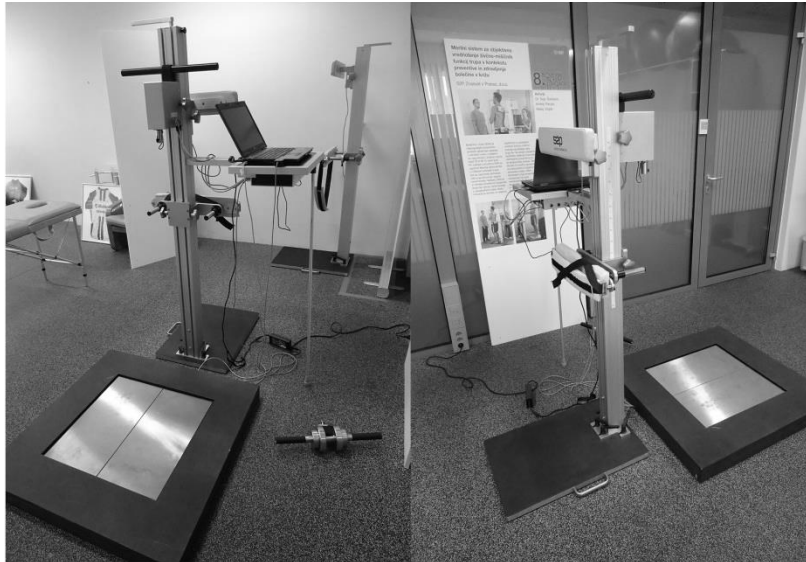
4.2 Potek raziskave

Testiranje smo izvajali z merilnim sistemom TNC (Šarabon, Voglar, Panjan & Fonda, 2013) (slika 12), s katerim smo zajemali naslednje podatke:

- meje stabilnega ravnotežja,
- ravnotežje pri stoji na nedominantni nogi,
- simetrijo obremenjevanja spodnjih udov na podlago med izvajanjem polčepa in polnega počepa,
- gibljivost kolka v štirih smereh (upogib, izteg, zunanja in notranja rotacija),
- največji obseg upogiba trupa stoje (predklon),
- napaka aktivne repozicije
- anticipacijske posturalne prilagoditve in posturalne refleksne reakcije na nenadne motnje,
- največja hotena mišična sila trupa v treh smereh (upogib, izteg, stranski upogib v desno) in
- vzdržljivost v hotenem mišičnem naprežanju trupa.

Pred pričetkom meritev smo izvedli standardizirano ogrevanje (korakanje na mestu s kolena visoko, 20 ponovitev; počepi, 10 ponovitev; razovka, 20 ponovitev; sklece z oporo na steni, 10 ponovitev).

Slika 12: Merilni sistem TNC



Vir: arhiv avtorja

4.3 Postopek meritev in protokol

Raziskavo smo izvajali v prostorih Tovorne železniške postaje Koper. S preiskovanci smo opravili dva sklopa meritev. Vsak sklop je obsegal dva obiska, skupno štiri meritve. Meritve smo izvajali pred začetkom in po končani službi z namenom ugotoviti vpliv delovnika strojevodje na merjene spremenljivke. V prvem sklopu meritev je bilo strojevodjem naročeno, naj službo opravljajo kot običajno. Po zaključku prvega sklopa meritev so preiskovanci prejeli navodila za izvajanje gibalne aktivnosti (vadbe) v prostem času in na delovnem mestu. Po treh tednih izvajanja gibalne aktivnosti smo opravili drugi sklop meritev. Spremljali smo vpliv gibalne aktivnosti na nevtralizacijo vplivov delovnega mesta. Podatke smo zajemali s programsko opremo ARS Trunk (S2P d.o.o., Ljubljana) s frekvenco 1000 Hz.

4.3.1 Meje stabilnega ravnotežja

Nalogo *Meje stabilnega ravnotežja* smo izvajali na dvodelni pritiskovni plošči (proizvajalec S2P d.o.o., Ljubljana). Merili smo meje stabilnega ravnotežja pri

sonožni stoji. Preiskovanec je v sproščeni stoji z rokami uprtimi v boke opazoval like na ekranu. Ko se je posamezen lik poudaril, je bila naloga preiskovanca čim hitreje spremeniti naklon telesa v smeri poudarjenega lika do položaja, ko je še lahko ohranjal ravnotežje znotraj podporne površine in zadržal stopala v prvotnem položaju. Merili smo premik centralne točke pritiska na podlago (ang. center of pressure (CoP)), in sicer največji premik CoP v milimetrih (mm) ter smerni nadzor gibanja in največji nagib telesa v stopinjah. Nalogo je preiskovanec izvedel dvakrat, upoštevali smo boljšo vrednost.

Slika 13: Test meje stabilnega ravnotežja



Vir: arhiv avtorja

4.3.2 Stabilnost med enonožno stoji

Nalogo *Stabilnost med enonožno stoji* smo izvajali tako, da je preiskovanec stal na pritiskovni plošči na nedominantni nogi z rokami uprtimi v bokih in pogledom usmerjenim v točko na steni, postavljeno v višini oči, oddaljeni dva metra. Preiskovanec je nalogo izvajal trikrat po trideset sekund z vmesnimi odmori (trideset sekund) med ponovitvami. Upoštevali smo povprečne vrednosti vseh treh ponovitev. Merili smo premik CoP, in sicer amplitudo v mm, frekvenco v hertzih (Hz) in smerno specifično hitrost gibanja CoP v milimetrih na sekundo (mm/s).

Slika 14: Test stabilnosti med enonožno stoji



Vir: arhiv avtorja

4.3.3 Simetrija obremenjevanja spodnjih udov na podlago

Pri nalogi *Simetrija obremenjevanja spodnjih udov na podlago* je preiskovanec stal na dvodelni pritiskovni plošči s stopali vzporedno v širini bokov, z rokami uprtimi v bokih. Pogled je bil usmerjen naravnost. Na dogovorjen ukaz merilca je preiskovanec izvedel polčep (dve sekundi izvajanja naloge in ena sekunda zadrževanja položaja), se vrnil v stoječi položaj (dve sekundi vračanja v stoječi položaj in dve sekundi mirne stoji), izvedel polni čep (tri sekunde izvajanja naloge in ena sekunda zadrževanja položaja) in se vrnil v začetni, stoječi položaj (tri sekunde izvajanja naloge in pet sekund mirne stoji pred naslednjo ponovitvijo naloge). Merili smo simetrijo oziroma razliko obremenjevanja spodnjih udov na podlago med izvajanjem omenjenih nalog, izraženo kot indeks simetričnosti v odstotkih. Preiskovanec je nalogo izvajal trikrat, upoštevali smo povprečno vrednost vseh treh ponovitev.

4.3.4 Gibljivost kolka

Naloge *Gibljivost kolka* smo merili z dvema brezžičnima inercialnima senzorjema (ang. inertial measurement unit (IMU), proizvajalec S2P d.o.o., Ljubljana). Merili

smo največji pasivni obseg giba (ang. passive range of motion (ROMp)) pri upogibu, iztegu ter notranji in zunanji rotaciji kolka v stopinjah. Pred pričetkom posamezne naloge smo oba IMU kalibrirali na začetno vrednost.

Najprej smo izvajali meritev gibljivosti pri upogibu kolka. Preiskovanec je ležal na masažni mizi na hrbtu. Prvi IMU je bil postavljen na lateralni strani kolenskega sklepa, drugi IMU (referenčni) je bil postavljen pod mizo. Merilec je izvedel pasivni upogib kolka z iztegnjeno spodnjo okončino do točke največjega obsega giba oziroma do točke, kjer ga je preiskovanec opozoril na prisotnost bolečine. Merilec je fiksiral nasprotno nogo v izogib neželenim premikom medenice. Merili smo kot obsega giba od začetne do končne točke v stopinjah. Nalogo smo ponovili trikrat, upoštevali smo povprečno vrednost vseh treh ponovitev.

Sledila je meritev gibljivosti pri iztegu kolka, kjer je preiskovanec ležal na masažni mizi na trebuhu, oba IMU sta bila na istih mestih kot pri predhodni nalogi. Merilec je izvedel pasivni izteg kolka do točke največjega obsega giba, oziroma dokler ga preiskovanec ni opozoril o prisotnosti bolečine. Medenica je bila fiksirana v izogib neželenim premikom. Merili smo kot obsega giba od začetne do končne točke v stopinjah. Nalogo smo ponovili trikrat, upoštevali smo povprečno vrednost vseh treh ponovitev.

Slika 15: Test gibljivosti kolka - upogib in izteg



Vir: arhiv avtorja

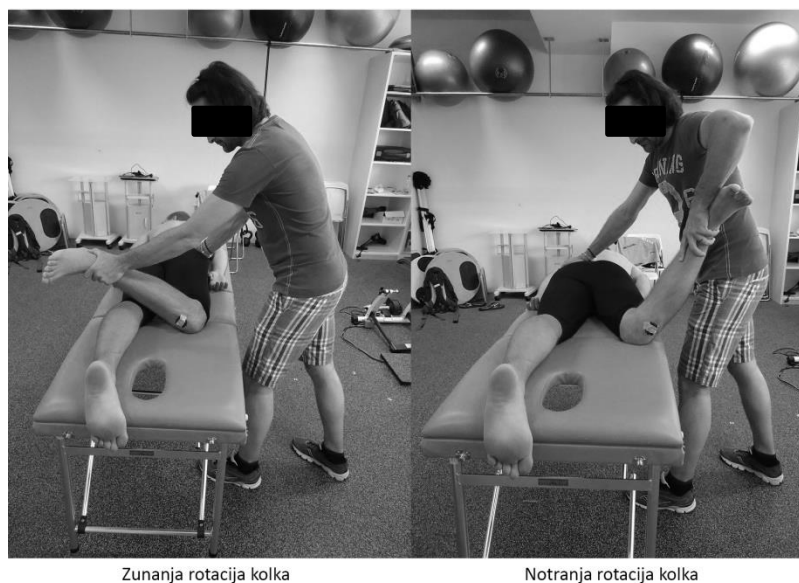
Po izvedbi te naloge je merilec prestavil IMU z lateralne strani kolenskega sklepa nad proksimalni del golenice ter izvedel notranjo ter nato zunanjo rotacijo kolka pri

90° upognjenem kolenu. Preiskovanec je tudi pri teh dveh nalogah ležal na trebuhu.

Obseg gibljivosti pri notranji rotaciji smo izvedli tako, da je merilec potiskal golen desne noge navzven do točke največjega obsega giba, oziroma dokler ga preiskovanec ni opozoril o prisotnosti bolečine. Pred začetkom izvedbe naloge je merilec fiksiral medenico na levi strani v izogib neželenim premikom. Merili smo kot obsega giba od začetne do končne točke v stopinjah. Nalogo smo ponovili trikrat, upoštevali smo povprečno vrednost vseh treh ponovitev.

Obseg gibljivosti pri zunanji rotaciji smo izvedli tako, da je merilec potiskal golen desne noge navznoter do točke največjega obsega giba, oziroma dokler ga preiskovanec ni opozoril o prisotnosti bolečine. Pred začetkom izvedbe naloge je merilec fiksiral medenico na desni strani v izogib neželenim premikom. Merili smo kot obsega giba od začetne do končne točke v stopinjah. Nalogo smo ponovili trikrat, upoštevali smo povprečno vrednost vseh treh ponovitev.

Slika 16: Test gibljivosti kolka - zunanja in notranja rotacija



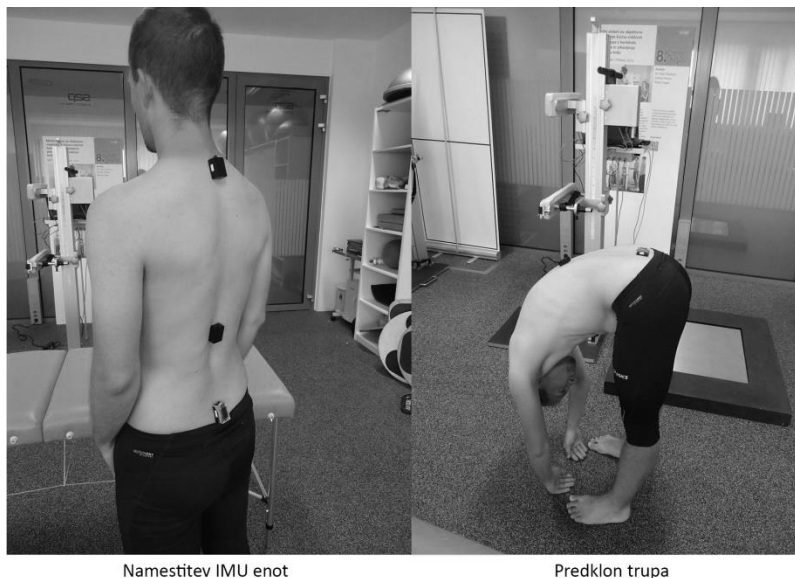
Vir: arhiv avtorja

4.3.5 Gibljivost trupa

Pri nalogi *Gibljivost trupa* smo s tremi IMU merili največji obseg giba (ang. range of motion (ROM)) pri upogibu trupa v stopinjah. Prvi IMU je bil nameščen na zgornjem robu medenice (področje vretenc L5-S1), drugi IMU na spodnjem delu

prsne hrbtenice (področje vretenc Th12-L1) in tretji IMU na spodnjem delu vratne hrbtenice (področje vretenca C7). Pred pričetkom izvajanja naloge smo vse tri IMU kalibrirali na začetno vrednost. Preiskovanec je stal v sproščeni drži z rokama ob telesu. Na dogovorjen znak merilca je iz sproščene drže izvedel tri zaporedne največje upogibe trupa, pri čemer so glava in roke sproščeno sledili gibu, noge so bile s koleni v iztegnjenem položaju. Merili smo kot obsega giba od začetne do končne točke v stopinjah. Nalogo smo ponovili trikrat, upoštevali smo povprečno vrednost vseh treh ponovitev.

Slika 17: Test gibljivosti trupa



Vir: arhiv avtorja

4.3.6 Napaka aktivne repozicije

Naloga *Napaka aktivne repozicije* se je izvajala s tremi IMU, nastavljenimi na istih mestih kot pri predhodni nalogi. Merili smo sposobnost zaznavanja položaja trupa v prostoru med predklonom ob odsotnosti vidne informacije. Preiskovanec je stal sproščeno, oči je imel zastrte s prevezo. Na vnaprej dogovorjen znak merilca je preiskovanec začel izvajati predklon trupa do točke, kjer ga je merilec ustavil (vsakič v različni točki). V tej točki je bilo preiskovancu naročeno, naj si čim bolj zapomni položaj glede na občutke v telesu ter se nato vrne v izhodiščni položaj. Sledila je samostojna izvedba, kjer se je preiskovanec skušal istemu položaju čim bolj približati. Merili smo razliko med doseženimi koti v stopinjah, vrednotili smo povprečno napako aktivne repozicije. Skupaj je preiskovanec izvedel tri ponovitve

naloge (trikrat vodena + trikrat samostojna), upoštevali smo povprečje razlik vseh treh gibov.

Slika 18: Test zaznavanja položaja trupa med predklonom



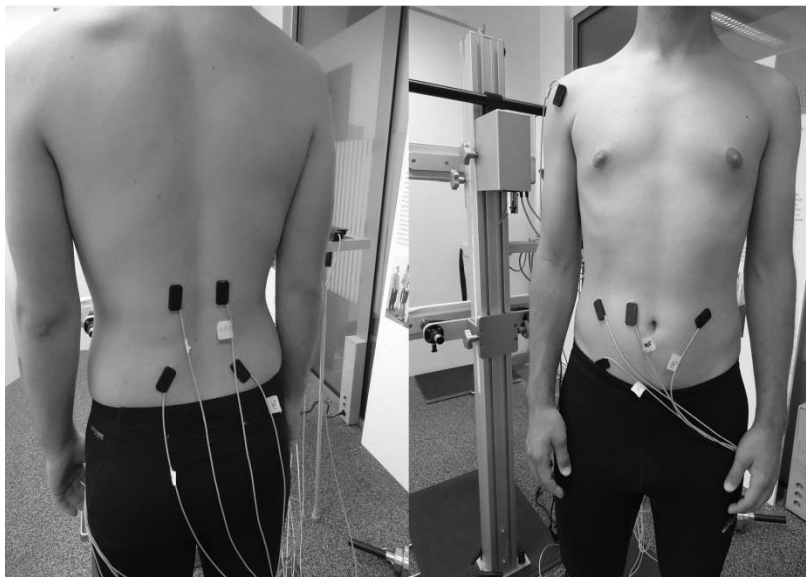
Vir: arhiv avtorja

4.3.7 Anticipacijske posturalne prilagoditve in posturalne refleksne reakcije na nenadne motnje

Nalogi *Anticipacijske posturalne prilagoditve in posturalne refleksne reakcije na nenadne motnje* smo izvajali z dvopolnimi površinskimi elektromiografskimi (EMG) elektrodami (proizvajalec S2P d.o.o., Ljubljana) s stalno razdaljo 2 cm med centroma elektrod, ki smo jih preiskovancu namestili na vnaprej določene mišice trupa (mišice vzravnalke hrbtenice, mnogorazcepne, notranja poševna trebušna (vse obojestransko), zunanja poševna trebušna desnostransko in deltoidna mišica - anteriorni del (lat. m. deltoideus)). Elektrode na hrbtu smo nameščali po priporočilih SENIAM (protokol izvajanja neinvazivnih površinskih EMG meritev, ang. surface electromyography for a non-invasive assesment of muscle). Ker priporočila SENIAM slabo pokrivajo predel trebuha, smo se za namestitev elektrod na tem področju oprli na nekatere predhodne raziskave, ki jih v svojem magistrskem delu podrobneje povzema Voglar (2012), ki je izvedel enake meritve. Za mišice vzravnalke hrbtenice smo elektrodi postavili na nivoju trnastega odrastka prvega

ledvenega vretenca, 2 cm lateralno od vertikalne osi, elektrodi sta bili usmerjeni pokončno. Signal mnogorazcepnih mišic smo zajemali z elektrodama, postavljenima na nivoju trnatega odrastka petega ledvenega vretenca, 5 cm lateralno, usmerjenima prečno od zadajšnjega zgornjega črevničnega trna (lat. spina iliaca posterior superior) proti prvemu ledvenemu vretencu. Signal notranjih poševnih trebušnih mišic smo zajemali z elektrodama postavljenima prečno proti sramnični zrasti, nad ingvinalnim ligamentom, 2 cm medialno in 2 cm kavalno glede na sprednji zgornji črevnični trn (lat. spina iliaca anterior superior). Elektroda za zajem signala zunanje poševne trebušne mišice je bila postavljena v višini popka, nad sprednjim zgornjim črevničnim trnom, usmerjena prečno navzgor proti vertikalni osi. Elektroda za zajem signala deltoidne mišice je bila postavljena na navidezni liniji med akromionom in lateralnim kondilom nadlahtnice, 2 cm anteriorno in 2 cm lateralno od akromiona. Merili smo zaporedje in hitrost aktivacije mišic v odvisnosti od naloge.

Slika 19: Namestitvev EMG elektrod

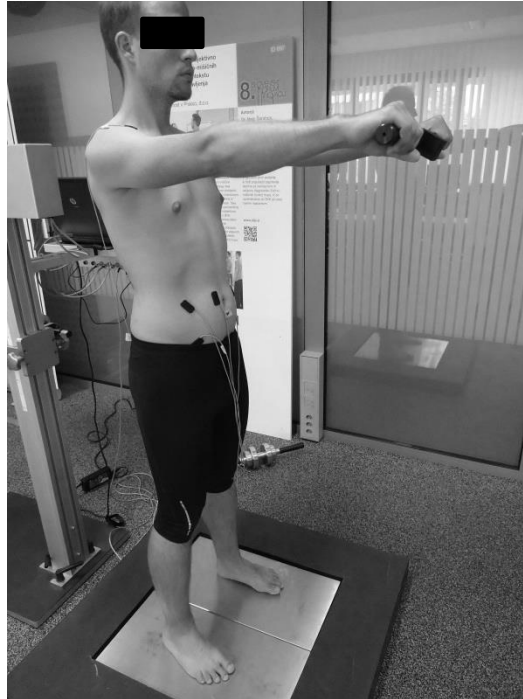


Vir: arhiv avtorja

Pri merjenju anticipacijskih posturalnih prilagoditev (APP) je preiskovanec stal s stopali vzporedno v širini bokov, roki sta bili sproščeni ob telesu. V rokah je držal palico z vgrajenim dvodimenzionalnim inercialnim pospeškomerom. V intervalu treh sekund po zvočnem signalu, ki se je pojavljal v neenakomernih časovnih presledkih (7-15 sekund), je preiskovanec iz sproščene drže izvedel sunkovit dvig palice do višine ramen, jo v tem položaju zadržal do ene sekunde in sproščeno spustil v izhodiščni položaj. Naloga se je izvajala v dveh serijah po deset ponovitev, merili smo razliko v času med začetkom izvedbe giba in aktivacijo stabilizacijskih

mišic trupa (latenca odziva) v milisekundah (ms). Za čas začetka izvedbe giba smo opazovali deltoidno mišico.

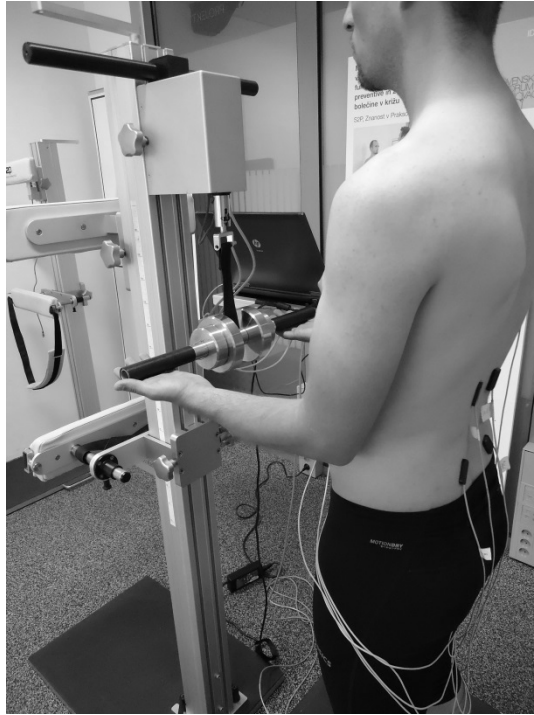
Slika 20: Test anticipacijske posturalne prilagoditve



Vir: arhiv avtorja

Pri merjenju odziva mišic trupa na nenadno obremenitev (posturalne refleksne reakcije na nenadne motnje (PRR)) je preiskovanec stal s stopali vzporedno v širini bokov. Roki sta bili s komolci ob telesu, komolca pokrčena 90°, dlani sta se s spodnje strani dotikali uteži, vpete v mehanizem. Utež mase 7-8 % preiskovančeve telesne mase je v neenakomernih časovnih intervalih izpadala iz mehanizma, pri čemer je moral merjenec utež v najkrajšem času ujeti, jo zadržati dve sekundi ter jo ponovno vpeti v mehanizem. Naloga se je izvajala enako kot predhodna, v dveh serijah po deset ponovitev, merili smo razliko v času med začetkom izvedbe giba in aktivacijo stabilizacijskih mišic trupa (latenca odziva) v ms. Za čas začetka izvedbe giba smo opazovali deltoidno mišico.

Slika 21: Test posturalne refleksne reakcije na nenadne motnje



Vir: arhiv avtorja

4.3.8 Največja hotena mišična sila trupa

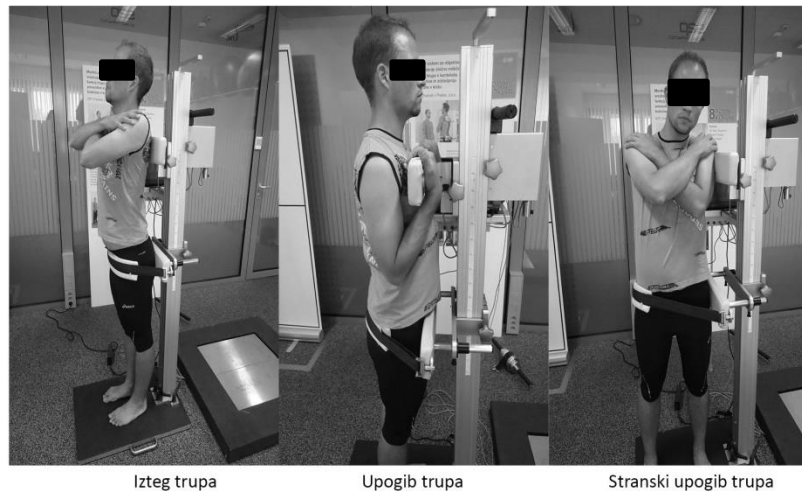
Nalogo *Največja hotena mišična sila* smo izvedli s pomočjo elektronskega sistema za merjenje sile (proizvajalec S2P d.o.o., Ljubljana), nameščenega na merilnem sistemu TNC. Preiskovancu je bilo naročeno naj opravi največjo hoteno mišično kontrakcijo (ang. maximal voluntary contraction (MVC)) z iztegom, upogibom ter s stranskim upogibom trupa v desno. Senzor sile (proizvajalec HBM, Damstadt, Nemčija) je bil nameščen na zgornjem podporniku v višini ramena, lopatic oziroma prsnega koša. Medenica je bila fiksirana ob spodnjem podporniku. Oba podpornika sta imela možnost spreminjanja višine, s čimer smo dosegli enako postavitve ne glede na telesno višino merjenca. Spodnji podpornik je imel tudi možnost globinske nastavitve zaradi ohranjanja vzravnane hrbtenice ne glede na preiskovančeve anatomske značilnosti. Ob prvi meritvi smo zabeležili nastavitve podpornikov in jih pri naslednjih meritvah vsakemu merjencu namestili v enak položaj ter jih ohranjali skozi vse meritve MVC in vzdržljivosti v hotenem mišičnem naprežanju. Skozi vse naloge smo preiskovance glasno spodbujali k doseganju njihove največje hotene mišične sile.

Pri merjenju MVC ob iztegu trupa je bil preiskovanec s hrbtom obrnjen proti stebru merilnega sistema, zgornji podpornik s senzorjem sile je bil nameščen v višini lopatic. Roki sta bili prekrižani na prsnem košu. Medenica je bila čvrsto pritrjena ob spodnjem podporniku, nameščenem v višini zadnjice, pas je potekal pod zgornjim robom medenice. Preiskovancu je bilo naročeno, naj nalogo izvaja samo z aktivacijo hrbtnih mišic in brez pomoči nog. Nalogo je preiskovanec izvajal trikrat, med posamezno ponovitvijo je sledil odmor v trajanju treh sekund. Vrednotili smo največjo opravljeno MVC v Newtonih (N), kjer smo upoštevali najboljšo izmed treh zaporednih ponovitev, merjeno kot največjo povprečno silo na 1-sekundnem intervalu.

Pri merjenju MVC ob upogibu trupa je bil preiskovanec proti stebru merilnega sistema obrnjen z obrazom, prsni koš je bil naslonjen na zgornji podpornik. Roki sta bili sproščeno naslonjeni na zgornji podpornik. Medenica je bila čvrsto pritrjena ob spodnji podpornik, pas je potekal preko zadnjice. Preiskovancu je bilo naročeno, naj nalogo izvaja samo z aktivacijo trebušnih mišic in brez pomoči rok. Nalogo je preiskovanec izvajal trikrat, med posamezno ponovitvijo je sledil odmor v trajanju treh sekund. Vrednotili smo največjo opravljeno MVC v N, kjer smo upoštevali najboljšo izmed treh zaporednih ponovitev, merjeno kot največjo povprečno silo na 1-sekundnem intervalu.

Pri merjenju MVC ob stranskem upogibu trupa v desno je bil preiskovanec z desno ramo naslonjen na zgornji podpornik, roki sta bili prekrižani na prsnem košu. Medenica je bila fiksirana ob spodnjem podporniku, pas je potekal preko levega boka pod zgornjim robom medenice. Preiskovancu je bilo naročeno, naj nalogo izvaja samo z aktivacijo mišic trupa in brez pomoči nog. Nalogo je preiskovanec izvajal trikrat, med posamezno ponovitvijo je sledil odmor v trajanju treh sekund. Vrednotili smo največjo opravljeno MVC v N, kjer smo upoštevali najboljšo izmed treh zaporednih ponovitev, merjeno kot največjo povprečno silo na 1-sekundnem intervalu.

Slika 22: Test največje hotene mišične sile trupa



Vir: arhiv avtorja

4.3.9 Vzdržljivost v hotenem mišičnem naprežanju trupa

Nalogo *Vzdržljivost v hotenem mišičnem naprežanju iztegovalk trupa* smo izvedli na enak način kot pri nalogi *MVC ob iztegu trupa*. Preiskovanec je izvedel nalogo statičnega iztegovanja trupa stoje, zgornji podpornik s senzorjem sile je bil postavljen v višini lopatic. Medenica je bila čvrsto pritrjena ob spodnjem podporniku, nameščenem v višini zadnjice, pas je potekal pod zgornjim robom medenice. Preiskovanec je skušal kolikor mogoče dolgo vzdrževati 65-80 % svoje MVC. Kriterij utrujenja je bil dosežen, ko navkljub verbalnemu spodbujanju s strani merilca preiskovanec ni bil več zmožen vzdrževati sile večje od 60 % MVC. Meritev se je zaključila, ko je preiskovančev padeč moči pod 60 % MVC trajal najmanj pet sekund ali po preteku treh minut. Nalogo, kjer smo vrednotili dinamiko padanja sile oziroma čas do izpolnitve »kriterija utrujenosti«, je preiskovanec izvedel le enkrat.

4.4 Preventivna vadba

Program preventivne vadbe je zajemal vadbo na delovnem mestu in v prostem času. Zajemal je vadbo jakosti in gibljivosti za mišične skupine, za katere je bilo z analizo delovnega mesta ugotovljeno, da so bodisi pasivne ali skrajšane. Vadba na delovnem mestu je bila prirejena delovnemu okolju, obe vadbi, tako na delovnem mestu kot vadba v prostem času, sta bili prirejeni za izvajanje z lastno težo ali z uporabo elastičnega traku. Ob prostih dneh in v dneh pred nočno izmeno je bila

strojevodjem priporočena vadba vzdržljivosti (plavanje, tek – vsaj trideset minut – ali nordijska hoja, hoja v hribe, kolesarjenje – vsaj eno uro) skupaj z vadbo gibljivosti in jakosti. Vadba gibljivosti je zajemala vaje za razteg prsnih, zadnjih stegenskih ter mišic upogibalk kolka. Vadba jakosti je zajemala vaje za temeljno jakost zadnjičnih mišic, mišic trebušne stene, ramenskega obroča in primikalk lopatic. Med delovnikom je bil program razdeljen v tri sklope, ki so jih strojevodje izvajali v poljubnem vrstnem redu, vsak sklop vsaj enkrat v izmeni. Dodatno je bilo večkrat v izmeni priporočeno izvesti krajše odmore za ohranjanje gibljivosti ramenskega obroča in kolčno-medeničnega dela trupa. Na delovnem mestu se je izvajala le vadba jakosti in gibljivosti. Dnevi po končani nočni izmeni so bili namenjeni počitku ali vzdržljivostni vadbi nizke intenzivnosti. Za lažje razumevanje je bil program preventivne gibalne aktivnosti sestavljen iz opisa in slik izvedbe posamezne vaje, količine in intenzivnosti.

Vadba na delovnem mestu – sklop 1, gibljivost

Razteg prsnih mišic stoje

Začetni položaj: stojimo sproščeno, roki sta z dlanmi prekrížani za vratom.

Izvedba: komolca potiskamo v smeri nazaj, dokler ne začutimo rahle napetosti (raztega) prsnih mišic.

Količina: 2 x 30 sekund (s) z vmesnim odmorom 60 s.

Razteg zadnjih stegenskih mišic stoje ob stolu

Začetni položaj: noga, ki jo raztezamo, je z golenjo naslonjena na stol, trup je vzravnán, roki sta uprti v boke.

Izvedba: z ravnim trupom se nagnemo naprej, dokler ne začutimo raztega zadnjih stegenskih mišic.

Količina: 2 x 30 s za vsako stran.

Vadba na delovnem mestu – sklop 1, jakost

Primik lopatic (veslanje v predklonu)

Začetni položaj: stojimo z ravno predklonjenim trupom (med 45 in 60°), koleni nista popolnoma iztegnjeni, z nogama stopimo na sredino elastike, z iztegnjenima rokama primemo konca elastike.

Izvedba: komolca upognemo do približno 90° in pritegnemo skupaj lopatici, ramena prehajajo v odročenje (imitiramo soročni zavesljaj). Elastika naj bo ob koncu izvedbe čim bolj napeta.

Količina: 2 x 10 ponovitev z vmesnim odmorom 60 s.

Izteg kolka

Začetni položaj: stojimo s stopali vzporedno, elastika je na eni strani vpeta v podnožje stola in na drugi strani okoli gležnja, z rokama se opiramo na hrbtišče stola.

Izvedba: iztegnemo kolk do približno 30°. Elastika naj bo ob koncu izvedbe čim bolj napeta.

Količina: 10 ponovitev za vsako stran.

Vadba na delovnem mestu – sklop 2, gibljivost

Kroženje z boki

Začetni položaj: stojimo s stopali vzporedno, roki sta uprti v boke.

Izvedba: krožimo z boki, najprej z majhno amplitudo, ki jo postopoma povečujemo.

Količina: 10-15 ponovitev v vsako stran.

Vadba na delovnem mestu – sklop 2, jakost

Zunanja rotacija ramen z elastiko stoje

Začetni položaj: stojimo s stopali vzporedno, komolca sta ob telesu in upognjena 90°, sredina elastike je vpeta okoli hrbtišča stola, konca elastike držimo v rokah.

Izvedba: z rokama vlečemo elastiko v smeri hrbta, komolca sta ves čas ob telesu, ramena prehajajo v zunanjo rotacijo. Elastika naj bo ob koncu izvedbe čim bolj napeta.

Količina: 10-15 ponovitev.

Sukanje trupa stoje z elastiko

Začetni položaj: stojimo s stopali vzporedno, roki sta s komolci ob telesu pokrčeni 90° in sklenjeni na prsih, sredina elastike je vpeta okoli hrbtišča stola, konca elastike držimo v dlaneh.

Izvedba: aktiviramo mišice trebušne stene in se s trupom zasukamo v nasprotni smeri stola približno 20°, boki in stopala ostajajo v osnovnem položaju. Elastika naj bo ob koncu izvedbe čim bolj napeta.

Količina: 10 ponovitev v vsako stran.

Vadba na delovnem mestu – sklop 3, gibljivost

Razteg prsnih mišic sede na stolu

Začetni položaj: sedimo prečno na stolu, komolec in podlaket slonita na hrbtišču stola v višini ramena (rama je v odročanju).

Izvedba: potisnemo trup naprej, dokler ne začutimo raztega prsnih mišic.

Količina: 3 x 20 s za vsako stran.

Pomik medenice naprej/nazaj

Začetni položaj: z vzravnanim trupom sedimo odmaknjeni od hrbtišča stola, roki sta uprti v boke.

Izvedba: pomikamo medenico naprej in nazaj, roki uprti v boke kontrolirata pravilnost izvedbe.

Količina: 15-20 ponovitev v vsako stran.

Razteg upogibalk kolka stoje ob stolu

Začetni položaj: koleno noge, ki jo raztezamo, naslonimo na stol, trup je vzravnani, z roko bližje stolu se oprimemo za hrbtišče.

Izvedba: boke potiskamo v smeri naprej in navzdol, dokler ne začutimo raztega v mišici upogibalki kolka na strani raztezanja.

Količina: 2 x 30 s za vsako stran.

Vadba na delovnem mestu – sklop 3, jakost

Razteg elastike diagonalno navzgor iz polčepa

Začetni položaj: stojimo v polčepu, sredina elastike je vpeta v podnožje stola, konca elastike držimo v roki pred telesom v višini pasu, druga roka je uprta v bok.

Izvedba: aktiviramo trebušne mišice, ob dvigu iz polčepa se roka iz predročnja izteguje do višine ramena.

Količina: 10x za vsako stran.

Stranski upogib trupa sede

Začetni položaj: z vzravnanim trupom sedimo prečno na stolu, roki sta prekrižani na prsni, bok na strani stola je uprt ob hrbtišče, druga stran telesa je naslonjena na upravljalni pult.

Izvedba: potiskamo ramo ob upravljalni pult in aktiviramo mišice trebušne stene.

Količina: 10x v vsako stran.

Vadba v prostem času, gibljivost

Kroženje z rameni

Začetni položaj: stojimo s stopali vzporedno, roki sta sproščeno ob telesu.

Izvedba: z rameni krožimo naprej in nazaj, postopno povečujemo amplitudo.

Količina: 10-15x v vsako stran.

Kroženje z boki – enako kot v *Vadba na delovnem mestu – sklop 2, gibljivost*

Razteg zadnjih stegenskih mišic stoje v predklonu

Začetni položaj: stojimo s stopali vzporedno, nogi sta v kolenih iztegnjeni, trup je vzravnan, roki sta uprti v boke.

Izvedba: z ravnim trupom izvedemo predklon, dokler ne začutimo raztega v zadnjih stegenskih mišicah.

Količina: 2 x 30 s.

Razteg upogibalk kolka v izpadnem koraku

Začetni položaj: z nogo, ki se razteza, se poklekne na tla oziroma se naredi daljši izpadni korak z drugo nogo naprej. Roki sta uprti v bokih, za boljšo stabilnost se oprimemo za stabilen predmet. Trup je vzravnan.

Izvedba: boke potiskamo naprej, dokler ne začutimo raztega v mišici upogibalki kolka na strani raztezanja.

Količina: 3 x 30 s za vsako stran.

Vadba v prostem času, jakost

Dvig medenice v malem mostu

Začetni položaj: ležimo na hrbtu s pokrčenimi koleni, roki sta ob telesu.

Izvedba: medenico dvignemo od podlage do višine, ko vzpostavimo ravno os med koleni, medenico in rameni.

Količina: 2 x 10-15 ponovitev z vmesnim odmorom 60 s.

Stranski most

Začetni položaj: s podlahtjo slonimo na podlagi, nogi sta iztegnjeni, stopali postavljeni zaporedno, ramenske mišice aktivne (ne slonimo na sklepnih vezeh), glava je v podaljšku trupa.

Izvedba: aktiviramo mišice trebušne stene, da vzpostavimo ravno os na sredinski liniji telesa.

Količina: 2 x 15-20 s za vsako stran.

Priteg v poševni vesi

Začetni položaj: ležimo na hrbtu pod drogom, iztegnjeni roki prijemata drog nad sredino prsnega koša.

Izvedba: prsni koš proti drogu pritegnemo tako, da komolca upognemo do približno 90° in primaknemo skupaj lopatici, ramena prehajajo v odročenje.

Količina: 2 x 10 ponovitev z vmesnim odmorom 60 s.

Če nimamo možnosti izvesti to vajo, jo lahko nadomestimo z vajo »veslanje v predklonu«, vendar je zaradi uporabe elastike intenzivnost nižja.

4.5 Statistična obdelava podatkov

Podatke smo obdelali s statističnim programom SPSS (SPSS statistics 19, IBM, New York, ZDA) in Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft, Redmond, WA, ZDA). Statistične odločitve smo potrjevali pri stopnji tveganja $\alpha = 0,05$. Za ugotavljanje morebitnih razlik po interakcijskem učinku in učinku dejavnika delovnika neodvisno od dejavnika vadbe smo uporabili dvosmerno analizo variance za ponovljene meritve (two-way RM ANOVA) (delovnik (2) x vadba (2)), medtem ko smo s parnimi t-testi za odvisne vzorce primerjali razlike med posameznimi obiski (1. obisk: brez vadbe, pred službo, 2. obisk: brez vadbe, po službi, 3. obisk: z vadbo, pred službo in 4. obisk: z vadbo, po službi).

5 REZULTATI

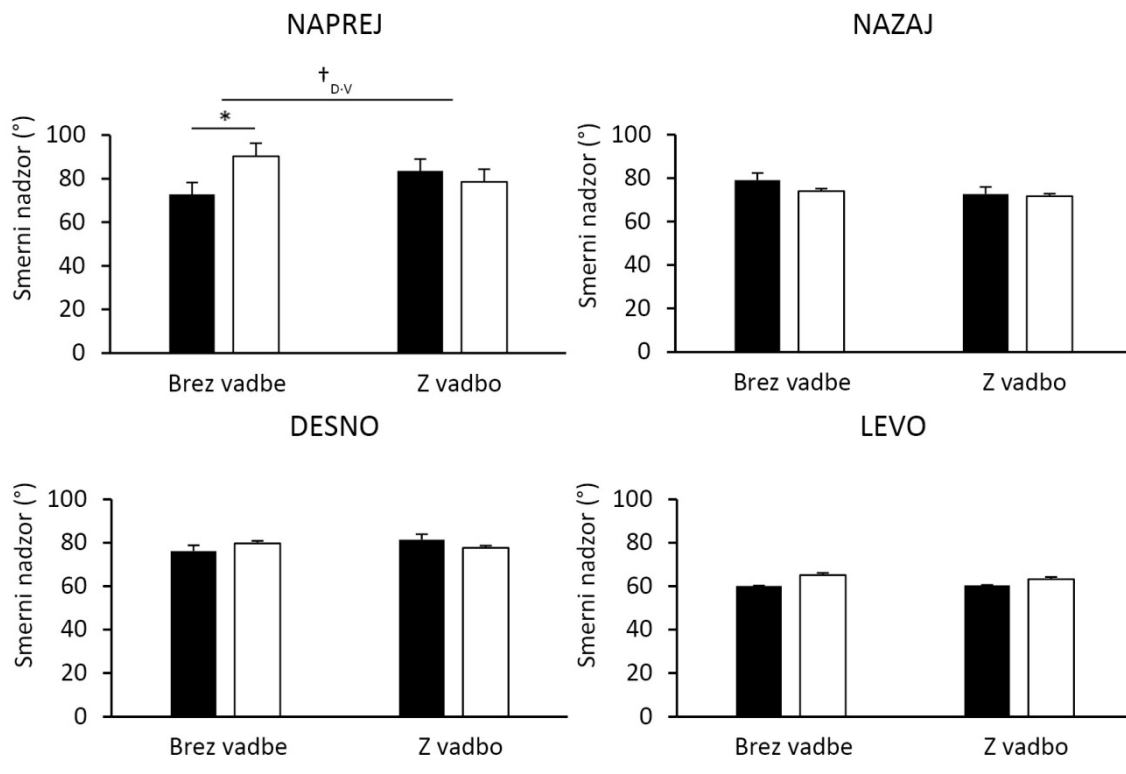
Pri vseh testih smo rezultate najprej preverili s pomočjo dvosmerne analize variance za ponovljene meritve (RM ANOVA) in testirali interakcijski učinek med dejavnikom vadbe in dejavnikom delovnika, ter statistično značilne razlike po posameznem dejavniku. V nadaljevanju smo opravili *post-hoc* analizo s parnimi t-testi za odvisne vzorce.

Pri testu meje stabilnega ravnotežja je bil statistično značilen interakcijski učinek pri smernem nadzoru gibanja naprej ($p < 0,05$, $F = 10,531$, $\eta^2 = 0,647$) in največjemu premiku centralne točke pritiska (CoP) v levo ($p < 0,05$, $F = 5,183$, $\eta^2 = 0,285$) ter mejni interakcijski učinek pri največjemu nagibu telesa v desno ($p = 0,051$, $F = 4,623$, $\eta^2 = 0,262$).

Na slikah 23 (smerni nadzor gibanja), 24 (največji premik CoP) in 25 (največji nagib telesa) so prikazani rezultati testa meje stabilnega ravnotežja. Ugotovljeno je bilo, da se je po dejavniku delovnika statistično značilno zmanjšal največji nagib telesa v desno ($p < 0,05$, $F = 6,368$, $\eta^2 = 0,329$). Prav tako je bilo ugotovljeno, da se je po dejavniku vadbe statistično značilno zmanjšal največji nagib telesa naprej ($p < 0,05$, $F = 6,833$, $\eta^2 = 0,345$).

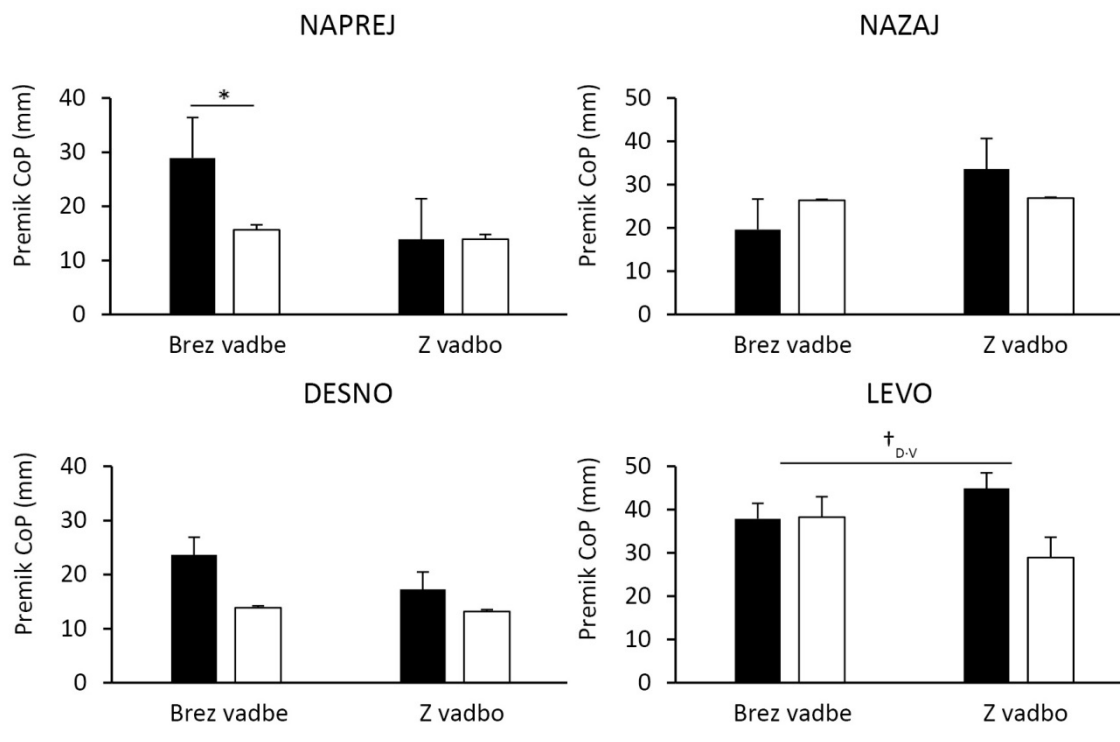
Slika 23 prikazuje, da se je znotraj prvega sklopa meritev (brez vadbe) izboljšal smerni nadzor gibanja naprej ($t = -2,261$, $p < 0,05$). Premik CoP naprej se je statistično značilno zmanjšal tako med obema sklopoma ($t = 2,210$, $p < 0,05$) kot znotraj prvega sklopa ($t = 2,196$, $p < 0,05$) (slika 24).

Slika 23: Grafični prikaz rezultatov testa stabilnega ravnotežja 1



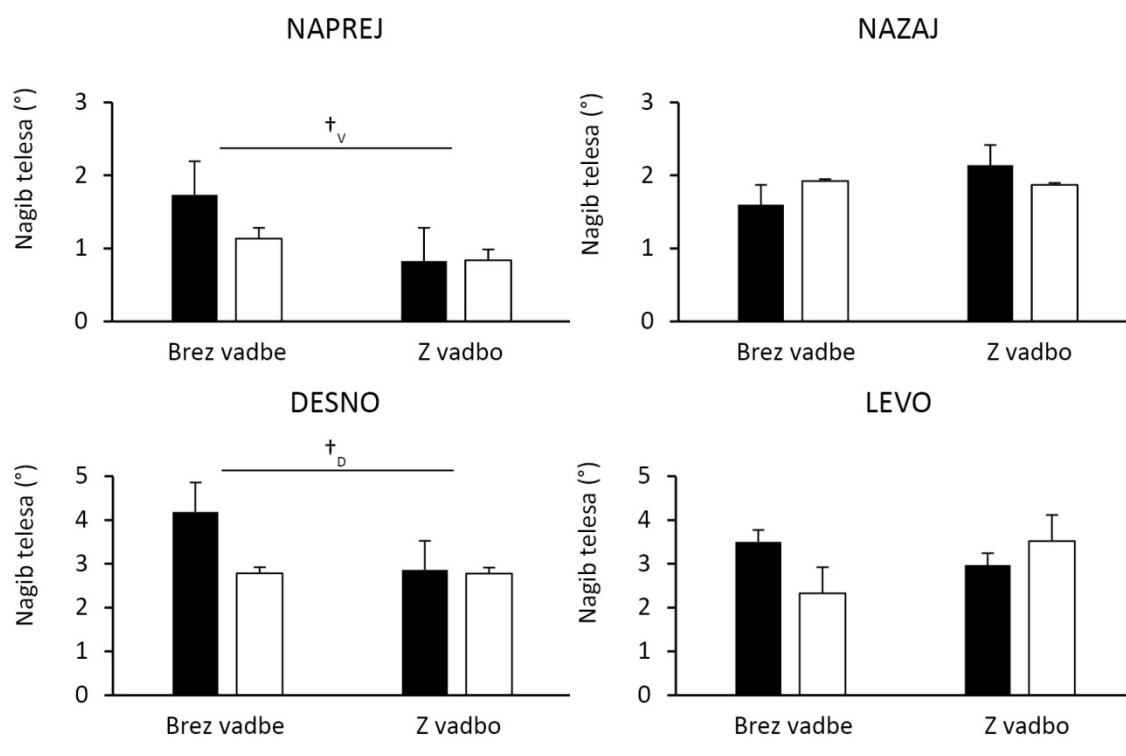
Legenda: stolpci prikazujejo povprečne vrednosti \pm standardna napaka; RM ANOVA, †_{D.V} – značilni interakcijski učinek med dejavnikom delovnika in dejavnikom vadbe, $p < 0,05$; t-test, * - $p < 0,05$; črni stolpci – pred službo, beli stolpci – po službi.

Slika 24: Grafični prikaz rezultatov testa stabilnega ravnotežja 2



Legenda: stolpci prikazujejo povprečne vrednosti \pm standardna napaka; CoP – centralna točka pritiska; RM ANOVA, $t_{D.V.}$ – značilni interakcijski učinek med dejavnikom delovnika in dejavnikom vadbe, $p < 0,05$; t-test, * - $p < 0,05$; črni stolpci – pred službo, beli stolpci – po službi.

Slika 25: Grafični prikaz rezultatov testa stabilnega ravnotežja 3



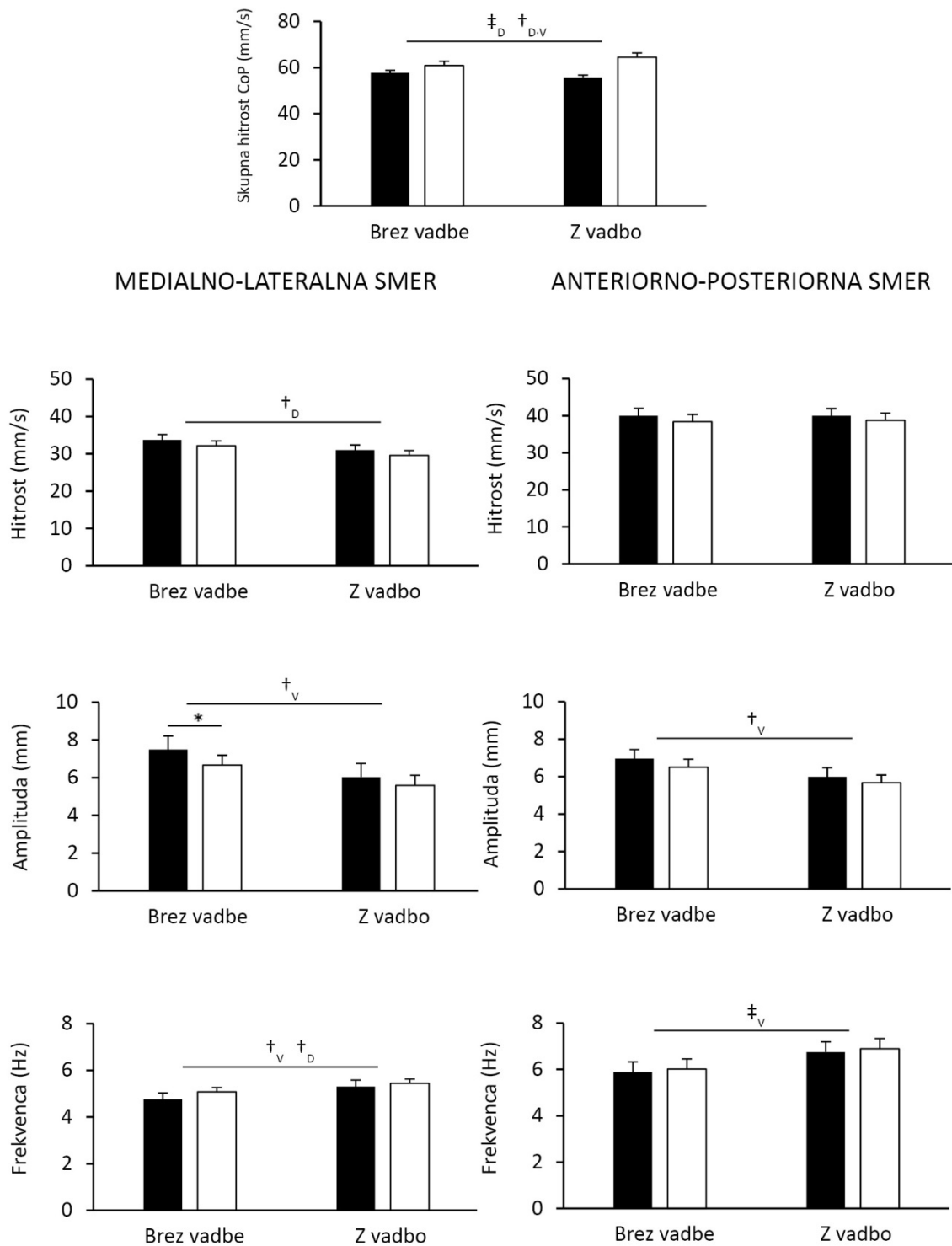
Legenda: stolpci prikazujejo povprečne vrednosti \pm standardna napaka; RM ANOVA, t_v – značilna razlika po dejavniku vadbe, $p < 0,05$, t_D – značilna razlika po dejavniku delovnika, $p < 0,05$; črni stolpci – pred službo, beli stolpci – po službi.

Pri testu stabilnosti med enonožno stoji je bil statistično značilen interakcijski učinek pri skupni hitrosti CoP ($p < 0,05$, $F = 7,174$, $\eta^2 = 0,338$) in statistično značilno povečanje skupne hitrosti CoP po dejavniku delovnika ($p < 0,001$, $F = 26,124$, $\eta^2 = 0,651$).

Na sliki 26 so prikazani rezultati testa stabilnosti med enonožno stoji. Ugotovljeno je bilo, da sta se v medialno-lateralni smeri po dejavniku delovnika statistično značilno zmanjšali hitrost ($p < 0,05$, $F = 5,489$, $\eta^2 = 0,282$) in amplituda gibanja ($p < 0,05$, $F = 8,663$, $\eta^2 = 0,382$) ter statistično značilno povečala frekvenca premika CoP ($p < 0,05$, $F = 10,981$, $\eta^2 = 0,440$). Prav tako je bilo ugotovljeno, da se je v medialno-lateralni smeri po dejavniku vadbe statistično značilno zmanjšala amplituda gibanja ($p < 0,05$, $F = 7,411$, $\eta^2 = 0,346$) ter statistično značilno povečala frekvenca premika CoP ($p < 0,05$, $F = 15,492$, $\eta^2 = 0,525$). V anteriorno-posteriorni smeri se je po dejavniku vadbe statistično značilno zmanjšala amplituda gibanja ($p < 0,05$, $F = 5,108$, $\eta^2 = 0,267$) in statistično značilno povečala frekvenca premika CoP ($p < 0,001$, $F = 36,996$, $\eta^2 = 0,725$).

Slika 26 prikazuje, da se je statistično značilno povečala skupna hitrost CoP v prvem sklopu meritev (brez vadbe) ($t = -2,494$, $p < 0,05$), in še bolj v drugem sklopu (z vadbo) ($t = -4,886$, $p < 0,001$). V medialno-lateralni smeri se je statistično značilno zmanjšala amplituda gibanja CoP, med obema sklopoma ($t = 2,970$, $p < 0,05$) in znotraj prvega sklopa ($t = 3,036$, $p < 0,05$). V medialno-lateralni smeri se je tudi statistično značilno povečala frekvenca premika CoP, v prvem sklopu ($t = -3,104$, $p < 0,05$), med obema sklopoma ($t = -5,025$, $p < 0,001$) in v drugem sklopu ($t = -2,862$, $p < 0,05$). V anteriorno-posteriorni smeri se je med obema sklopoma statistično značilno zmanjšala amplituda gibanja ($t = 2,328$, $p < 0,05$) in povečala frekvenca premika CoP ($t = -5,124$, $p < 0,001$).

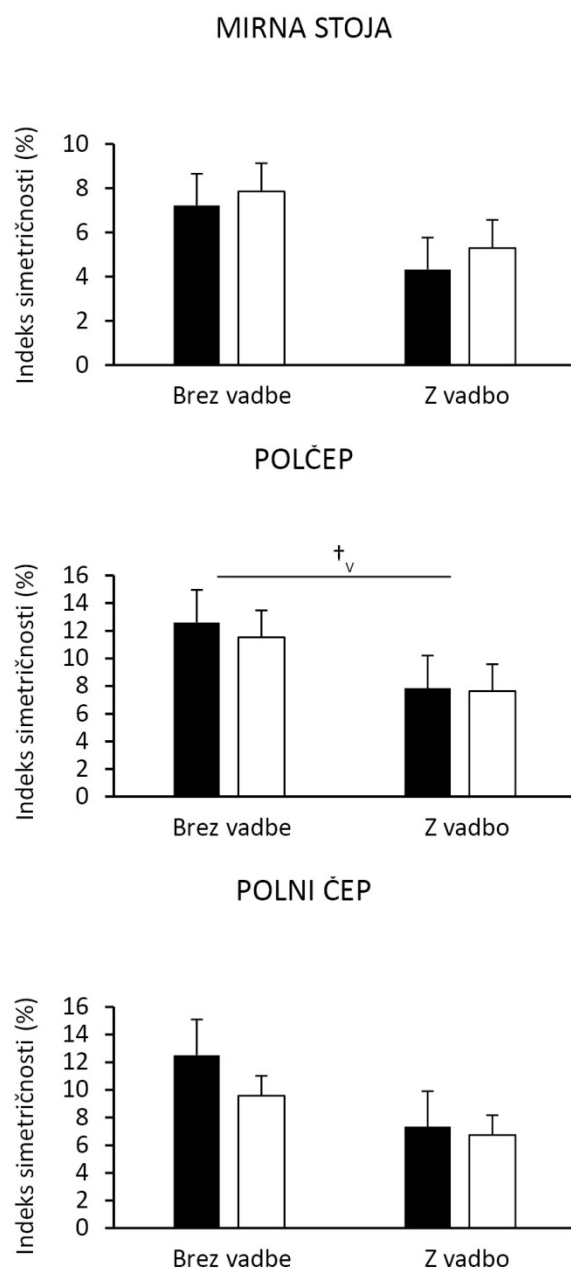
Slika 26: Grafični prikaz rezultatov testa stabilnosti med enonožno stoji



Legenda: stolpci prikazujejo povprečne vrednosti \pm standardna napaka; CoP – centralna točka pritiska; RM ANOVA, \dagger_V – značilna razlika po dejavniku vadbe, $p < 0,05$, \dagger_V – značilna razlika po dejavniku vadbe, $p < 0,001$, \dagger_D – značilna razlika po dejavniku delovnika, $p < 0,05$, $\dagger_{D,V}$ – značilni interakcijski učinek med dejavnikom delovnika in dejavnikom vadbe, $p < 0,05$; t-test, * - $p < 0,05$; črni stolpci – pred službo, beli stolpci – po službi.

Pri testu simetrije obremenjevanja spodnjih udov na podlago ni bilo statistično značilnega interakcijskega učinka med dejavnikom vadbe in dejavnikom delovnika ($p > 0,05$, $F = 0,019 - 0,398$). Ugotovljeno je bilo, da se je po dejavniku vadbe statistično značilno zmanjšal indeks simetričnosti pri polčepu ($p < 0,05$, $F = 4,656$, $\eta^2 = 0,250$) (Slika 27).

Slika 27: Grafični prikaz rezultatov testa simetrije obremenjevanja spodnjih udov na podlago



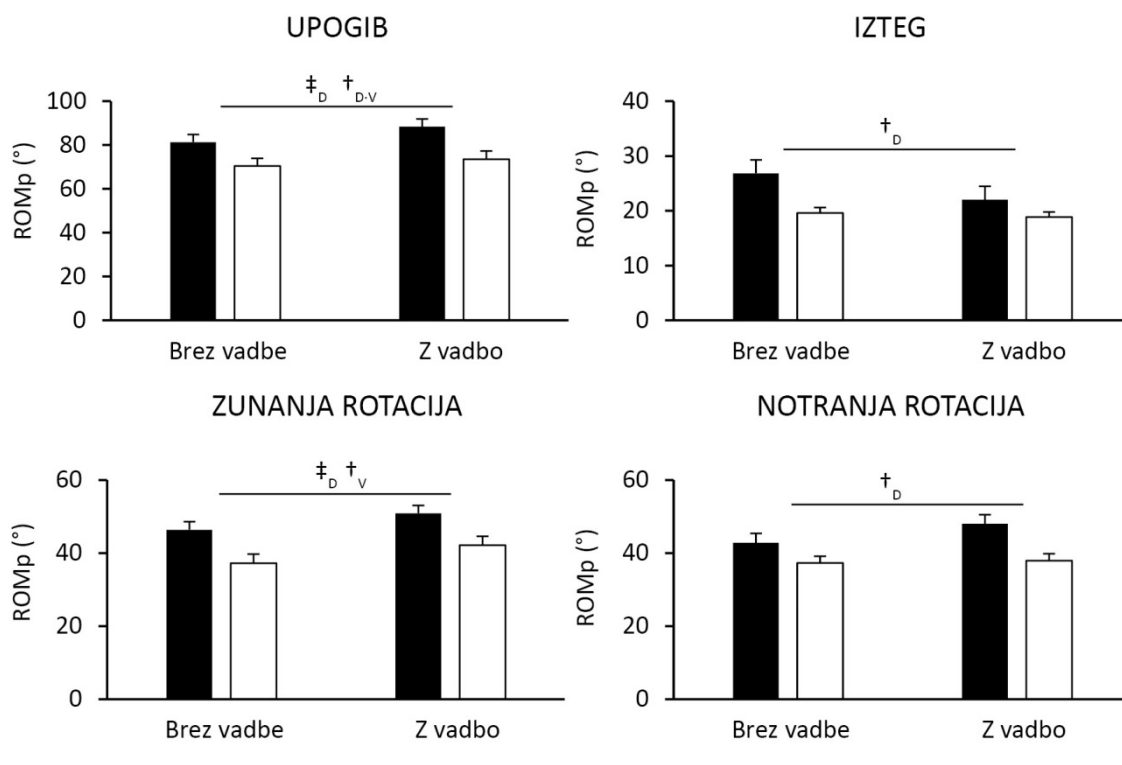
Legenda: stolpci prikazujejo povprečne vrednosti \pm standardna napaka; RM ANOVA, t_v – značilna razlika po dejavniku vadbe, $p < 0,05$; črni stolpci – pred službo, beli stolpci – po službi.

Pri testu največjega pasivnega obsega giba (ROMp) kolka je bil statistično značilen interakcijski učinek pri upogibu ($p < 0,05$, $F = 5,190$, $\eta^2 = 0,270$).

Na sliki 28 so prikazani rezultati testa ROMp kolka, ki smo merili v stopinjah. Ugotovljeno je bilo, da se je po dejavniku delovnika statistično značilno zmanjšal ROMp pri upogibu ($p < 0,001$, $F = 84,997$, $\eta^2 = 0,859$), iztegu ($p < 0,05$, $F = 13,194$, $\eta^2 = 0,485$), zunanji rotaciji ($p < 0,001$, $F = 48,091$) in notranji rotaciji ($p < 0,05$, $F = 15,699$, $\eta^2 = 0,567$). Po dejavniku vadbe se je statistično značilno povečal ROMp pri zunanji rotaciji kolka ($p < 0,05$, $F = 7,012$, $\eta^2 = 0,334$).

Slika 28 prikazuje, da se je znotraj prvega sklopa meritev statistično značilno zmanjšal ROMp pri upogibu ($t = 5,758$, $p < 0,001$), iztegu ($t = 3,492$, $p < 0,05$) in zunanji rotaciji kolka ($t = 5,983$, $p < 0,001$). Med obema sklopoma se je statistično značilno povečal ROMp pri upogibu kolka ($t = -2,406$, $p < 0,05$). Znotraj drugega sklopa meritev se je statistično značilno zmanjšal ROMp kolka pri upogibu ($t = 11,012$, $p < 0,001$), zunanji rotaciji ($t = 6,794$, $p < 0,001$) in notranji rotaciji ($t = 3,280$, $p < 0,05$).

Slika 28: Grafični prikaz rezultatov testa največjega pasivnega obsega giba kolka

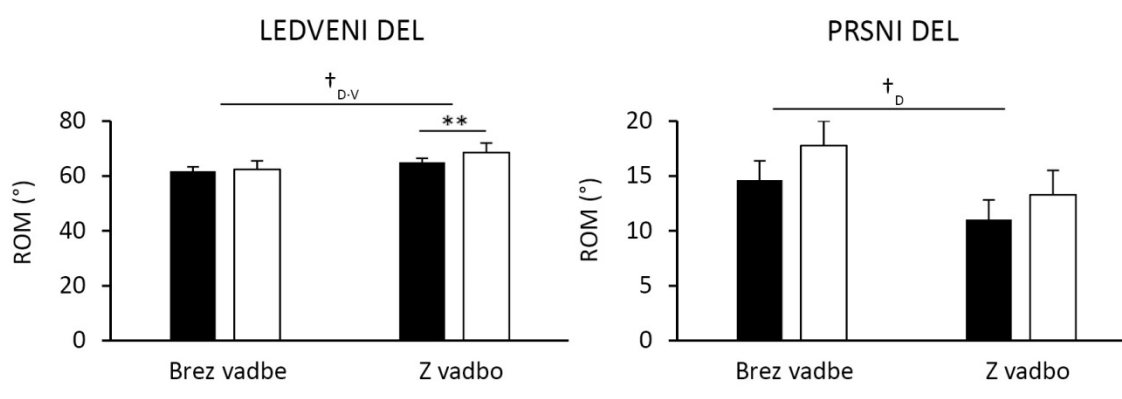


Legenda: stolpci prikazujejo povprečne vrednosti \pm standardna napaka; ROMp – največji pasivni obseg giba; RM ANOVA, t_v – značilna razlika po dejavniku vadbe, $p < 0,05$, t_D – značilna razlika po dejavniku delovnika, $p < 0,05$, \dagger_D – značilna razlika po dejavniku

delovnika, $p < 0,001$, $t_{D,V}$ – značilni interakcijski učinek med dejavnikom delovnika in dejavnikom vadbe, $p < 0,05$; črni stolpci – pred službo, beli stolpci – po službi.

Pri testu največjega obsega giba (ROM) trupa (predklon) je bil statistično značilen interakcijski učinek pri povprečnem obsegu upogiba v ledvenem delu ($p < 0,05$, $F = 5,782$, $\eta^2 = 0,366$). Ugotovljeno je bilo tudi statistično značilno povečanje upogiba prsne hrbtenice ($p < 0,05$, $F = 6,026$, $\eta^2 = 0,376$) po dejavniku delovnika. V drugem sklopu meritev se je statistično značilno povečal obseg upogiba v ledvenem delu ($t = -5,456$, $p < 0,001$) (Slika 29).

Slika 29: Grafični prikaz rezultatov testa največjega obsega giba trupa



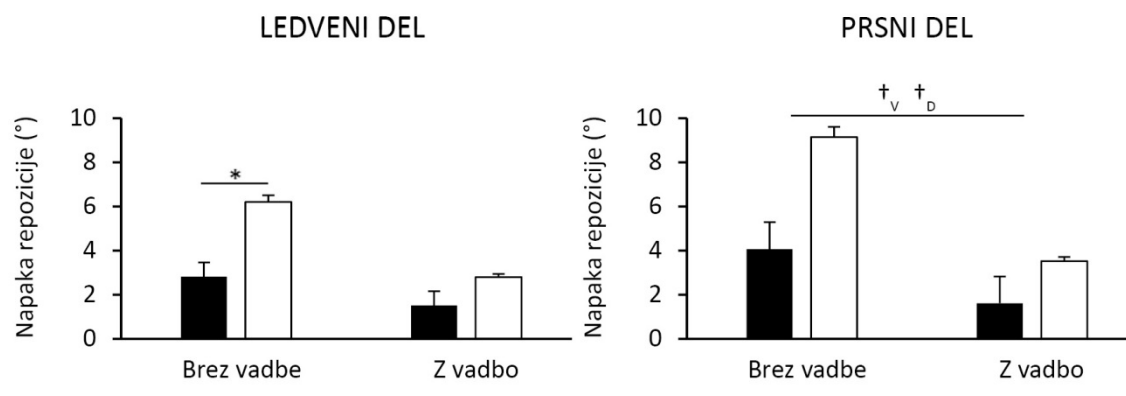
Legenda: stolpci prikazujejo povprečne vrednosti \pm standardna napaka; ROM – največji obseg giba; RM ANOVA, t_D – značilna razlika po dejavniku delovnika, $p < 0,05$, $t_{D,V}$ – značilni interakcijski učinek med dejavnikom delovnika in dejavnikom vadbe, $p < 0,05$; t-test, ** - $p < 0,001$; črni stolpci – pred službo, beli stolpci – po službi.

Pri testu napake aktivne repozicije ni bilo statistično značilnega interakcijskega učinka med dejavnikom vadbe in dejavnikom delovnika ($p > 0,05$, $F = 0,000 - 4,799$).

Na sliki 30 so prikazani rezultati testa napake aktivne repozicije trupa. Ugotovljeno je bilo, da so se napake aktivne repozicije v prsnem delu po dejavniku delovnika statistično značilno povečale ($p < 0,05$, $F = 15,643$, $\eta^2 = 0,758$) in po dejavniku vadbe statistično značilno zmanjšale ($p < 0,05$, $F = 9,841$, $\eta^2 = 0,663$).

Slika 30 prikazuje, da se je znotraj prvega sklopa meritev statistično značilno povečala napaka aktivne repozicije v ledvenem delu ($t = -3,043$, $p < 0,05$) in prsnem delu hrbtenice ($t = -2,809$, $p < 0,05$). Med obema sklopoma se je statistično značilno zmanjšala napaka aktivne repozicije v ledvenem delu ($t = 2,458$, $p < 0,05$) in prsnem delu hrbtenice ($t = 2,647$, $p < 0,05$).

Slika 30: Grafični prikaz rezultatov testa zaznavanja položaja trupa med predklonom



Legenda: stolpci prikazujejo povprečne vrednosti \pm standardna napaka; RM ANOVA, t_D – značilna razlika po dejavniku delovnika, $p < 0,05$, t_v – značilna razlika po dejavniku vadbe, $p < 0,05$; t-test, * - $p < 0,05$; črni stolpci – pred službo, beli stolpci – po službi.

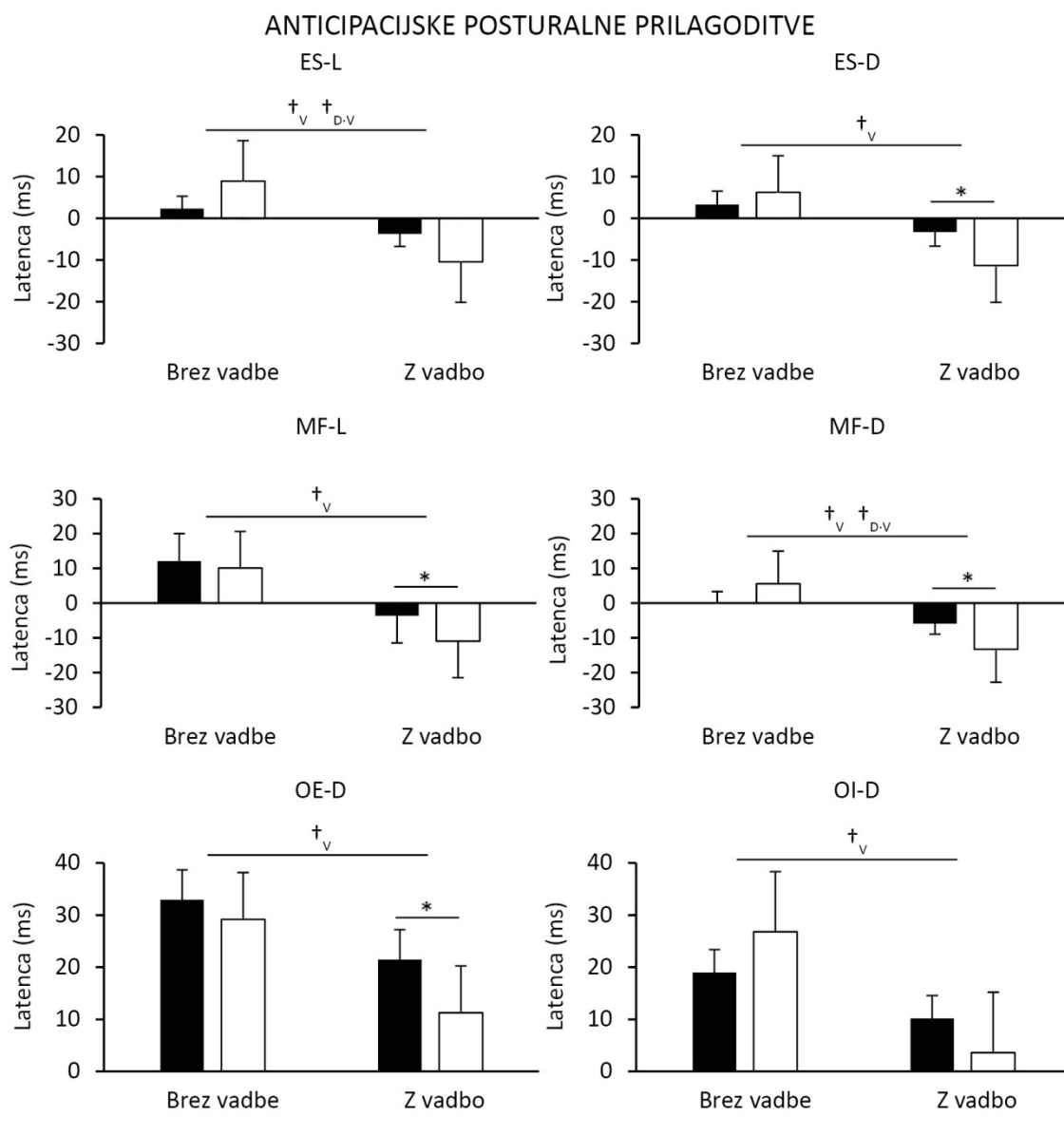
Pri testu stabilizacijskih funkcij trupa smo opazovali anticipacijske posturalne prilagoditve (APP) in posturalne refleksne reakcije na nenadne motnje (PRR). V predstavitev rezultatov smo vzeli le mišice izravnalke hrbtenice (v nadaljevanju ES), mnogorazcepne (MF) (obojestransko) ter notranjo poševno trebušno (OIA) in zunanjo poševno trebušno mišico (OEA) (desnostransko).

Pri testu APP je bil statistično značilen interakcijski učinek pri latenci odziva mišic ES-levo ($p < 0,05$, $F = 4,896$, $\eta^2 = 0,274$) in MF-desno ($p < 0,05$, $F = 6,848$, $\eta^2 = 0,363$).

Na sliki 31 so prikazani rezultati testa APP. Ugotovljeno je bilo, da se je po dejavniku vadbe statistično značilno zmanjšala latenca odziva pri mišicah ES-levo ($p < 0,05$, $F = 12,665$, $\eta^2 = 0,493$), ES-desno ($p < 0,05$, $F = 14,111$, $\eta^2 = 0,540$), MF-levo ($p < 0,05$, $F = 9,808$, $\eta^2 = 0,430$), MF-desno ($p < 0,05$, $F = 9,386$, $\eta^2 = 0,439$), OE-desno ($p < 0,05$, $F = 11,671$, $\eta^2 = 0,473$) in OI-desno ($p < 0,05$, $F = 7,806$, $\eta^2 = 0,415$). Po dejavniku delovnika se je statistično značilno zmanjšala latenca odziva mišice MF-levo ($p < 0,05$, $F = 6,188$, $\eta^2 = 0,322$).

Slika 31 prikazuje, da se je med obema sklopoma meritev statistično značilno zmanjšala latenca odziva pri mišicah ES-levo ($t = 2,477$, $p < 0,05$), ES-desno ($t = 3,460$, $p < 0,05$), MF-levo ($t = 2,716$, $p < 0,05$) in OI-desno ($t = 2,288$, $p < 0,05$). Prav tako se je statistično značilno zmanjšala latenca odziva znotraj drugega sklopa meritev pri mišicah ES-desno ($t = 2,618$, $p < 0,05$), MF-levo ($t = 2,501$, $p < 0,05$), MF-desno ($t = 2,165$, $p < 0,05$) in OE-desno ($t = 2,334$, $p < 0,05$).

Slika 31: Grafični prikaz rezultatov testa stabilizacijskih funkcij trupa 1

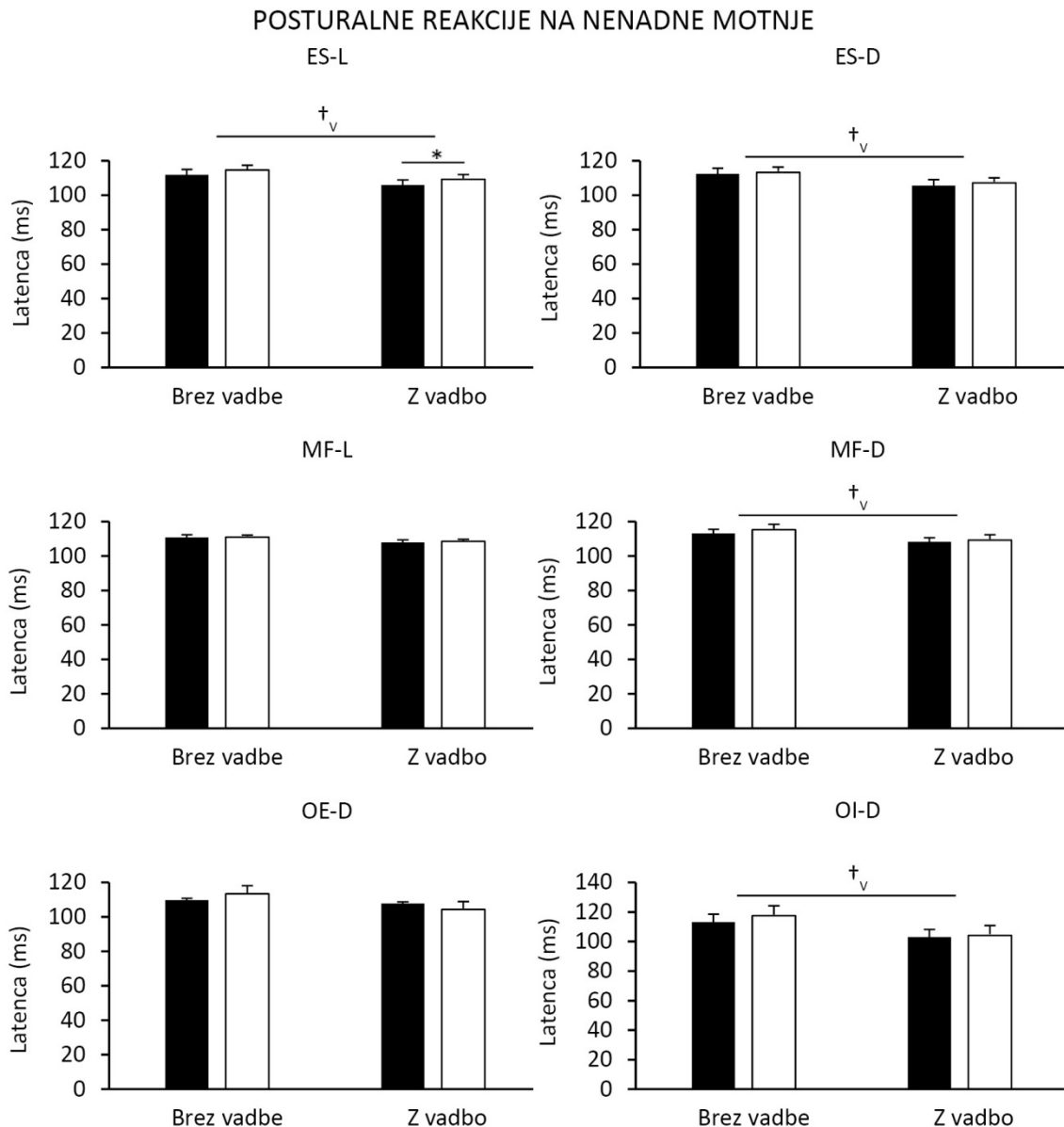


Legenda: stolpci prikazujejo povprečne vrednosti \pm standardna napaka; RM ANOVA, t_v – značilna razlika po dejavniku vadbe, $p < 0,05$, $t_{D,V}$ – značilni interakcijski učinek med dejavnikom delovnika in dejavnikom vadbe, $p < 0,05$; t-test, * - $p < 0,05$; ES – mišice vzravnalke hrbtenice, MF – mnogorazcepne mišice, OE – zunanja poševna trebušna mišica, OI – notranja poševna trebušna mišica, L – levo, D – desno; črni stolpci – pred službo, beli stolpci – po službi.

Pri testu PRR ni bil ugotovljen statistično značilen interakcijski učinek. Na sliki 32 so prikazani rezultati testa PRR. Ugotovljeno je bilo, da se je po dejavniku vadbe statistično značilno zmanjšala latenca odziva pri mišicah ES-levo ($p < 0,05$, $F = 13,078$, $\eta^2 = 0,483$), MF-desno ($p < 0,05$, $F = 5,056$, $\eta^2 = 0,265$) in OI-desno ($p < 0,05$, $F = 7,939$, $\eta^2 = 0,443$). Ugotovljeno je bilo tudi, da se je po dejavniku

delovnika statistično značilno povečala latenca odziva mišice MF-levo ($p < 0,05$, $F = 5,414$, $\eta^2 = 0,279$). Slika 32 prikazuje, da se je latenca odziva pri mišicah ES-levo med obema sklopoma meritev statistično značilno zmanjšala ($t = 2,815$, $p < 0,05$) in znotraj drugega sklopa meritev statistično značilno povečala ($t = -2,617$, $p < 0,05$).

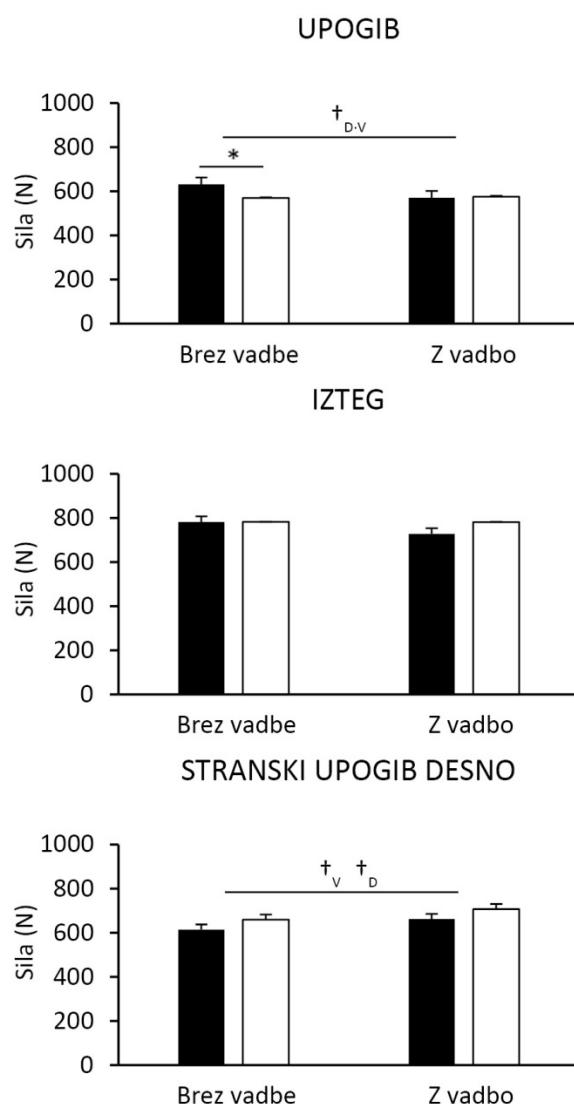
Slika 32: Grafični prikaz rezultatov testa stabilizacijskih funkcij trupa 2



Legenda: stolpci prikazujejo povprečne vrednosti \pm standardna napaka; RM ANOVA, \dagger_v – značilna razlika po dejavniku vadbe, $p < 0,05$; t-test, * - $p < 0,05$; ES – mišice vzravnalke hrbtenice, MF – mnogorazcepne mišice, OE – zunanja poševna trebušna mišica, OI – notranja poševna trebušna mišica, L – levo, D – desno; črni stolpci – pred službo, beli stolpci – po službi.

Pri testu največje hotene mišične sile (MVC) trupa je bil statistično značilen interakcijski učinek pri MVC ob upogibu trupa ($p < 0,05$, $F = 6,678$, $\eta^2 = 0,323$). Slika 33 prikazuje rezultate testa največje hotene mišične sile. Ugotovljeno je bilo, da se je statistično značilno povečala MVC ob stranskem upogibu trupa po dejavniku vadbe ($p < 0,05$, $F = 5,087$, $\eta^2 = 0,267$) in po dejavniku delovnika ($p < 0,05$, $F = 9,169$, $\eta^2 = 0,396$). S t-testom je bilo ugotovljeno, da se je znotraj prvega sklopa statistično značilno zmanjšala MVC ob upogibu trupa ($t = 2,826$, $p < 0,05$) in med obema sklopoma statistično značilno povečala MVC ob stranskem upogibu trupa ($t = -2,349$, $p < 0,05$).

Slika 33: Grafični prikaz rezultatov testa največje hotene mišične sile trupa



Legenda: stolpci prikazujejo povprečne vrednosti \pm standardna napaka; RM ANOVA, t_v – značilna razlika po dejavniku vadbe, $p < 0,05$, t_D – značilna razlika po dejavniku delovnika, $p < 0,05$, $t_{D,V}$ – značilni interakcijski učinek med dejavnikom delovnika in dejavnikom vadbe, $p < 0,05$; t-test, * - $p < 0,05$; črni stolpci – pred službo, beli stolpci – po službi.

6 RAZPRAVA

Namen raziskave je bil objektivno vrednotiti spremembe živčno-mišičnih funkcij ledveno-medeničnega predela trupa zaradi vpliva delovnega mesta strojevodje in izdelati preventivne oziroma korektivne vadbene ukrepe za nevtralizacijo vplivov delovnega mesta. Za izvedbo raziskave smo se odločili, ker je strojevodja pri svojem delu izpostavljen sedečemu položaju in prisilni drži ter obenem izpostavljen vibracijam celega telesa. Ker sem v obdobju izvedbe raziskave tudi sam opravljal delo strojevodje in bil tem dejavnikom neposredno izpostavljen ter imel večkratno epizodo BSH, sem želel ugotoviti, ali omenjeni dejavniki lahko vplivajo na strukturne spremembe hrbtenice in na pojav BSH, kot so to že prej ugotavljali nekateri avtorji (Bovenzi, 2010; Lis idr., 2007; Magnusson idr., 1996), ki so opravljali raziskave na podobnih delovnih mestih. V preteklosti so bile na Slovenskih železnicah že opravljene meritve vibracij na vlečnih vozilih, medtem ko je bila naša raziskava prva, ki je merila vpliv delovnega mesta strojevodje na spremembe živčno-mišičnih funkcij trupa in na tveganje za pojav BSH. Pristopi za zmanjšanje BSH so različni in vse pogosteje je v preventivo ter rehabilitacijo vključena gibalna aktivnost, ki je bila vključena tudi v naši raziskavi. Kljub temu, da je gibalna aktivnost eden izmed pogosto omenjenih preventivnih ukrepov proti BSH, Heneweer, Vanhees in Picavet (2009) navajajo, da je odnos med BSH in gibalno aktivnostjo v obliki črke U, kar pomeni, da so na eni strani BSH najbolj podvrženi neaktivni ljudje s sedečim načinom dela in na drugi strani ljudje, ki so pri svojem delu vsakodnevno podvrženi težkim fizičnim aktivnostim. Rittweger, Just, Kautzsch, Reeg in Felsenberg (2002) ugotavljajo, da je tri mesece trajajoča, strokovno izdelana in nadzorovana (vodena) gibalna aktivnost pomembno prispevala k zmanjšanju BSH in nezmožnosti za delo zaradi BSH.

Pri testu meje stabilnega ravnotežja smo spremljali smerni nadzor gibanja, največji premik CoP in največji nagib telesa. Vse tri parametre smo merili v smeri naprej, nazaj, desno in levo. Smerni nadzor gibanja je definiran kot ohranjanje ravne linije, potekajoče od CoP do končne točke izvedbe giba (Pickerill & Harter, 2011; Li, 2014). Višje vrednosti vseh treh parametrov pomenijo večjo zmožnost stabilnega ravnotežja (Li, 2014). Smerni nadzor gibanja naprej se je v prvem sklopu meritev statistično značilno izboljšal, medtem ko v ostalih treh smereh ni bilo statistično značilnih razlik. Največji premik CoP naprej se je v prvem sklopu meritev statistično značilno zmanjšal, medtem ko v ostalih treh smereh ni bilo statistično značilnih razlik. Enako se je v prvem sklopu meritev statistično značilno zmanjšal največji nagib telesa naprej in v desno. Poslabšanje stabilnega ravnotežja je lahko tudi

posledica nezadostne moči mečnih mišic (Melzer, Benjuya, Kaplanski & Alexander, 2009) in motenega dotoka proprioceptivnih informacij iz somatosenzornega sistema spodnjega dela hrbta (Radebold, Cholewicki, Polzhofer & Greene, 2001; Takala, Korhonen & Viikari-Juntura, 1997) ter spodnjih udov (Rugelj, Tomšič & Savšek, 2013), o čemer bi lahko sklepali zaradi dolgotrajnega sedenja s prisotnostjo vibracij, čemur je strojevodja izpostavljen med delom. Do interakcijskega učinka med dejavnikom delovnika in dejavnikom vadbe je prišlo pri smernem nadzoru gibanja naprej in največjemu premiku CoP v levo. V obeh primerih smo opazili izboljšanje rezultatov med obema sklopoma meritev, kar lahko kaže na pozitiven učinek vadbe na izboljšanje nekaterih parametrov stabilnega ravnotežja. Do podobnih ugotovitev je prišel Li (2014), ki je v svoji raziskavi med 145 starejšimi odraslimi spremljal, ali redna vadba tai-čija vpliva na izboljšanje stabilnega ravnotežja pri tej populaciji.

Pri testu stabilnosti med enonožno stoji smo spremljali skupno hitrost CoP ter povprečno hitrost, amplitudo in frekvenco CoP v medialno-lateralni in v anteriorno-posteriorni smeri. O poslabšanju stabilnosti med enonožno stoji (ravnotežje) govorimo takrat, ko se poveča amplituda in zmanjša frekvenca premika CoP (Šarabon in Voglar, 2014). Opazili smo, da se je v medialno-lateralni smeri statistično značilno zmanjšala povprečna hitrost CoP znotraj sklopov, v anteriorno-posteriorni smeri statistično značilnih razlik ni bilo. Povprečna amplituda gibanja CoP se je statistično značilno zmanjšala v medialno-lateralni in v anteriorno-posteriorni smeri med obema sklopoma in v medialno-lateralni smeri znotraj prvega sklopa. Povprečna frekvenca premika CoP se je statistično značilno povečala v medialno-lateralni in anteriorno-posteriorni smeri med obema sklopoma in v medialno-lateralni smeri tudi znotraj posameznega sklopa. Do interakcijskega učinka med dejavnikom vadbe in dejavnikom delovnika je prišlo pri skupni hitrosti CoP, kjer smo opazili povečanje skupne hitrosti CoP tako med obema sklopoma kot znotraj sklopov. Na podlagi rezultatov lahko H3, ki predvideva, da se bo po končanem delovniku zmanjšala povprečna hitrost CoP, obdržimo. Enako lahko za teste ravnotežja obdržimo H6, ki predvideva, da se bodo s ciljno usmerjeno gibalno aktivnostjo izboljšale merjene sposobnosti.

Največji pasivni obseg giba (ROMp) kolka smo merili ob upogibu, iztegu ter notranji in zunanji rotaciji. Pri vseh štirih parametrih smo opazili statistično značilno zmanjšanje ROMp znotraj sklopov ter statistično značilno povečanje ROMp med obema sklopoma pri zunanji rotaciji. Do interakcijskega učinka med dejavnikom vadbe in dejavnikom delovnika je prišlo pri upogibu kolka. Enako je prišlo do

značilnega interakcijskega učinka med dejavnikom vadbe in dejavnikom delovnika pri največjem obsegu giba (ROM) trupa, katerega smo opazovali med upogibom v ledvenem in prsnem delu. ROM v ledvenem delu se je statistično značilno povečal v drugem sklopu meritev, medtem ko se je ROM v prsnem delu statistično značilno povečal znotraj obeh sklopov. Dolgotrajno sedenje vpliva na spremembo dolžine mišic kolčno-medeničnega predela trupa. Mišice upogibalke kolka se lahko pasivno skrajšajo in mišice iztegovalke kolka se lahko pasivno raztegnejo (Link idr., 1990). Spremenjena dolžina mišic kot posledica dolgotrajnega sedenja zato lahko spremeni telesno držo tudi v stoječem položaju in poveča možnost pojava BSH (Šarabon idr., 2005). Glede na rezultate lahko naši domnevi H1.1, ki predvideva, da se bo po končanem delovniku zmanjšal ROMp pri iztegu kolka, in H1.3, ki predvideva, da se bo po končanem delovniku povečal ROM upogiba trupa, potrdimo. Nasprotno s pričakovanji lahko na podlagi rezultatov ovržemo H1.2, ki predvideva, da se bo po končanem delovniku povečal obseg giba pri upogibu kolka. S ciljno usmerjeno gibalno aktivnostjo smo želeli povečati ROMp iztega kolka in zmanjšati ROM trupa v ledvenem delu. Na podlagi rezultatov lahko za ta dva parametra hipotezo H6, ki predvideva, da bo ciljno usmerjena gibalna aktivnost vplivala na izboljšanje sposobnosti, ovržemo.

Pod pojmom kinestezija smatramo sposobnost zaznavanja položaja telesa v prostoru. Pri tej nalogi smo merili napako aktivne repozicije trupa med predklonom. Zaradi sedečega dela s prisotnostjo vibracij se lahko poslabšajo proprioceptivne zaznave somatosenzornega sistema spodnjega dela hrbta (Griffin, 2004; Solomonow, 2006; Panjabi, 2006) in spremeni občutek o dolžini mišice (Pocock & Richards, 2004; Griffin, 2004), kar lahko privede do povečanja napake repozicije. Rezultati naše raziskave so pokazali statistično značilno poslabšanje repozicije (povečanje napake aktivne repozicije) v ledvenem in prsnem delu znotraj prvega sklopa meritev, zato lahko H2, ki predvideva, da se bo po končanem delovniku povečala napaka aktivne repozicije, potrdimo. Med obema sklopoma se je napaka aktivne repozicije v ledvenem in prsnem delu zmanjšala (izboljšala repozicija), zato lahko za ta del naloge potrdimo H6, ki predvideva, da se bo s ciljno usmerjeno gibalno aktivnostjo izboljšala merjena sposobnost.

Poleg omenjenega poslabšanja proprioceptivnih zaznav somatosenzornega sistema spodnjega dela hrbta se lahko zaradi vplivov delovnega mesta strojevodje hrbtenične mišice hitreje utrujajo in skupaj s spremenjenimi lastnostmi vezi ne zagotavljajo več ustrezne stabilnosti hrbtenice, poslabša se tudi refleksni odziv na nenadne motnje (Wilder, Aleksiev idr., 1996; Lyons, 2002). Stabilizacijske funkcije

mišic trupa smo opazovali ob pričakovani (anticipacijske posturalne prilagoditve (APP)) in nenadni motnji (posturalne refleksne reakcije na nenadne motnje (PRR)). Merili smo zakasnitev refleksnega odziva (latenca).

Pri APP je do značilnega interakcijskega učinka med dejavnikom vadbe in dejavnikom delovnika prišlo pri latenci odziva mišic ES-levo in MF-desno. Pri vseh opazovanih mišicah je po dejavniku vadbe prišlo do statistično značilnega zmanjšanja latence, medtem ko je po dejavniku delovnika prišlo do statistično značilnega zmanjšanja latence le pri mišici MF-levo. Znotraj prvega sklopa meritev statistično značilnih razlik ni bilo. Med obema sklopoma in znotraj drugega sklopa se je statistično značilno zmanjšala latenca pri nekaterih opazovanih mišicah.

Pri PRR ni bil ugotovljen značilen interakcijski učinek med dejavnikom vadbe in dejavnikom delovnika. Po dejavniku vadbe se je statistično značilno zmanjšala latenca pri mišicah ES-levo, MF-desno in OI-desno. Po dejavniku delovnika se je statistično značilno povečala latenca pri mišici MF-levo. Znotraj prvega sklopa meritev statistično značilnih razlik ni bilo, medtem ko so se pokazale med obema sklopoma in znotraj drugega sklopa. Pri latenci odziva mišice ES-levo smo lahko opazili zmanjšanje med obema sklopoma in povečanje znotraj drugega sklopa. Latenca odziva je med drugim odvisna od utrujenosti mišice. Pri utrujeni mišici se pričakuje povečanje latence (daljši stabilizacijski odziv). Na podlagi rezultatov lahko H₄, ki predvideva, da se bodo po končanem delovniku podaljšali časi stabilizacijskih odzivov, ovržemo. H₆, ki predvideva, da se bodo s ciljno usmerjeno gibalno aktivnostjo izboljšale merjene sposobnosti, lahko za stabilizacijske funkcije potrdimo.

Ustrezna mišična jakost ima za stabilizacijo hrbtenice pomembno vlogo. Zaradi vplivov delovnega mesta strojevodje se tekom delovnika mišična jakost lahko spremeni. Mišični tonus aktivne mišice se pod vplivom vibracij poveča, kar vodi v moteno preskrbo s kisikom in njihovo utrujanje, zato se njihova vzdržljivost zmanjša. Pri testu največje hotene mišične sile (MVC) trupa smo vrednotili spremembo MVC trupa med upogibom, iztegom in stranskim upogibom v desno. Značilen interakcijski učinek med dejavnikom delovnika in dejavnikom vadbe je bil ugotovljen pri upogibu trupa. MVC pri upogibu trupa se je v prvem sklopu statistično značilno zmanjšala, medtem ko se je pri stranskem upogibu trupa statistično značilno povečala tako znotraj sklopov kot med obema sklopoma. Pri iztegu trupa statistično značilnih razlik ni bilo. Nasprotno s pričakovanji lahko na podlagi rezultatov H₅, ki predvideva, da se bo po končanem delovniku zmanjšala MVC, ovržemo. Za test največje hotene mišične sile lahko H₆, ki predvideva, da se

bodo s ciljno usmerjeno gibalno aktivnostjo izboljšale merjene sposobnosti, potrdimo le za stranski upogib trupa.

Ker je do izboljšanja ravnotežja prišlo le pri nekaterih parametrih, ostaja odprto vprašanje, kje iskati vzroke za to? Enako vprašanje ostaja odprto tudi za nekatere parametre gibljivosti kolka in trupa, napako repozicije in največjo hoteno mišično silo trupa, kjer se je pri slednji povečala MVC le pri stranskem upogibu. Je bila vadba ustrezno načrtovana? So bile podane ustrezne količine in intenzivnost vadbe? So bili merjenci dovolj motivirani in redno izvajali vadbo? Bi lahko z nadzorovano vadbo dvakrat tedensko še izboljšali rezultate?

Nekateri avtorji omenjajo manjši pojav BSH med sedečimi poklici, ki omogočajo večkratno vstajanje s stola v primerjavi s tistimi, ki te možnosti nimajo. Spet drugi priporočajo menjavanje delovnega mesta za tiste z BSH. Ali lahko ta priporočila apliciramo tudi na delovno mesto strojevodje? Delovnik strojevodje traja od 8-12 ur in skupni dovoljeni čas vožnje traja pri potniških vlakih osem in pri tovornih vlakih deset ur. Čas neprekinjene vožnje v enkratnem trajanju ne sme presegati štiri ure, čemur sledi vsaj pol ure počitka. V enem delovniku strojevodja običajno vozi le eno vrsto vlakov, kar v primeru potniških vlakov pomeni pogosto speljavo in zaustavljanje. Takrat je izpostavljen večjemu številu pospeškov v (predvsem) anteriorno-posteriorni smeri. Od začetne do končne postaje nima možnosti vstajanja s stola, čas postanka na končni postaji pa lahko traja tudi samo petnajst minut. V tem času mora pripraviti vozilo za vožnjo v nasprotno smer in nima možnosti izvajanja aktivnega odmora. Nasprotno je pri vožnji tovornih vlakov, ko strojevodja vozi (lahko tudi) brez postankov od začetne do končne postaje. Priprava vlaka za vožnjo v nasprotno smer traja več časa in v tem primeru je strojevodji omogočeno izvajanje aktivnega odmora, prav tako lahko med vožnjo občasno vstane s stola in opravlja vožnjo stoje. Tako pri potniških kot tovornih vlakih strojevodja med vožnjo sedi v smeri vožnje, medtem, ko se drža telesa spreminja pri postajnem premiku (glej poglavje 2.1 Opis delovnega mesta). Z vidika vpliva delovnega mesta strojevodje na spremembe živčno-mišičnih funkcij ledveno-medeničnega predela trupa menim, da je tem vplivom najbolj izpostavljen strojevodja na premiku, in sicer zaradi drže med delom, zaradi pogoste izpostavljenosti pospeškom v vseh smereh gibanja in zaradi infrastrukture. Zato je priporočilo o menjavanju delovnega mesta smiselno upoštevati, čeprav se v praksi pogosto upošteva želja strojevodje po vožnji določene vrste vlakov.

Kljub priporočilom nekaterih avtorjev o analizi delovnega mesta, ki naj traja skozi celotni delovnik in naj opazuje različne parametre, vključno z držo delavca med delom, so se meritve vibracij na vlečnih vozilih izvajale le dve uri in bile povprečene na celotni delovnik. Enako je bila naša raziskava izvajana le med strojevodji na treh vrstah vlečnih vozil in, z izjemo dveh meritev, le v dnevni izmeni. Ali lahko na podlagi teh rezultatov posplošimo priporočila na celotno populacijo strojevodij? Ali so bili upoštevani subjektivni parametri posameznika in njegov odnos do gibalne aktivnosti, tako na delovnem mestu kot v prostem času? Ali bi se merjeni parametri po končani nočni izmeni še bolj spremenili? Za še boljše rezultate in priporočila menim, in si želim, da bi bilo v prihodnjih raziskavah smiselno izvesti meritve na vseh serijah vlečnih vozil, pri čemer bi bilo potrebno izmeriti izpostavljenost vibracijam tekom celega delovnika in opazovati držo med delom tako v dnevni kot v nočni izmeni. Enako kot v raziskavi za potrebe izdelave te diplomske naloge bi bilo smiselno izvesti meritve živčno-mišičnih funkcij trupa ter ugotavljati (morebitne) razlike, vezane na vrsto vlečnega vozila in delovno izmeno. Poleg tega bi bilo potrebno preveriti ustreznost vadbenih količin in intenzivnosti ter uvesti več nadzora nad izvajanjem vadbe.

7 SKLEP

Dolgotrajno sedenje, prisilna drža in vibracije celega telesa lahko povzročijo strukturne spremembe hrbtenice in povečajo tveganje za pojav BSH, kar je bilo dokazano v številnih raziskavah. Pogosto so ljudje s sedečimi poklici manj aktivni tudi v prostem času. Pasivno preživljanje prostega časa lahko škodljive vplive delovnega mesta še poveča, medtem ko jih aktivno preživljanje prostega časa in izvajanje aktivnih odmorov med delom zmanjša ali nevtralizira.

Predvidevanja, da se bodo po končanem delovniku poslabšale v naši raziskavi merjene sposobnosti, lahko potrdimo za ravnotežje, ROMp pri iztegu kolka, ROM pri upogibu trupa in napako aktivne repozicije ter ovržemo za ROMp pri upogibu kolka, stabilizacijskih odzivih mišic trupa ter pri MVC trupa. Predvidevanja, da se bodo s ciljno usmerjeno gibalno aktivnostjo izboljšale v naši raziskavi merjene sposobnosti, lahko potrdimo za ravnotežje, napako aktivne repozicije trupa, stabilizacijske odzive mišic trupa in MVC pri stranskem upogibu trupa ter ovržemo za ROMp pri iztegu kolka in ROM ledvenega dela trupa. Pri ostalih parametrih ni bilo statistično značilnih razlik.

V naši raziskavi je sodelovalo petnajst preiskovancev in vsi so imeli enak program gibalne aktivnosti. Preiskovanci so v naši raziskavi izvajali gibalno aktivnost manj kot mesec dni, zato nismo mogli pričakovati splošnega izboljšanja rezultatov drugega sklopa (z vadbo) v primerjavi s prvim sklopom meritev (brez vadbe). Kontrolne skupine nismo imeli. Podatke o izpostavljenosti vibracijam smo upoštevali iz nekaj let stare študije, ki je merila vibracije le na določenem odseku proge in v trajanju dve uri, nato so bili rezultati povprečeni na celotni delovnik.

V prihodnjih raziskavah bi bilo smiselno izmeriti čas neprekinjenega sedenja in količino prejetih vibracij tekom celega delovnika in uvesti kontrolno skupino, preko katere bi lahko ugotovili, ali ima tudi samo mesec dni trajajoča vadba pozitiven učinek na nevtralizacijo škodljivih vplivov delovnega mesta strojevodje. Obenem bi bilo smiselno po opravljenem prvem sklopu meritev izdelati individualne programe, s čimer bi lahko vplivali na izboljšanje sposobnosti vsakega posameznika, skladno z njegovimi rezultati. Pomembno je, da delavce ozavešimo o vplivih delovnega mesta na njihovo zdravje in koristih redne gibalne aktivnosti, saj v nasprotnem primeru obstaja manjša verjetnost za aktivno udeležbo v preventivnih programih proti BSH.

Vseeno lahko na podlagi osebnih pričevanj preiskovancev, ki so z vadbo nadaljevali tudi po koncu raziskave, potrdimo pozitiven vpliv sodelovanja v naši raziskavi, saj se je pri nekaterih zmanjšal ali celo izginil občutek BSH in izboljšalo splošno počutje, predvsem tisti, ki izvajajo kakršnokoli obliko vzdržljivostne vadbe pa so poročali o lažjem opravljanju službe, predvsem v nočni izmeni.

8 VIRI IN LITERATURA

- Adams, M. A., & Dolan, P. (1996). Time-dependent changes in the lumbar spine's resistance to bending. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 11(4), 194–200.
- Ando, H., & Noguchi, R. (2003). Dependence of palmar sweating response and central nervous system activity on the frequency of whole-body vibration. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 29(3), 216–219.
- Bakker, E. W. P., Verhagen, A. P., van Trijffel, E., Lucas, C., & Koes, B. W. (2009). Spinal mechanical load as a risk factor for low back pain: a systematic review of prospective cohort studies. *Spine*, 34(8), E281–293. doi:10.1097/BRS.0b013e318195b257
- Beach, T. A. C., Parkinson, R. J., Stothart, J. P., & Callaghan, J. P. (2005). Effects of prolonged sitting on the passive flexion stiffness of the in vivo lumbar spine. *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*, 5(2), 145–154. doi:10.1016/j.spinee.2004.07.036
- Bogadi-Sare, A. (1993). [The effect of whole-body vibration: an unrecognized medical problem]. *Arhiv Za Higijenu Rada I Toksikologiju*, 44(3), 269–279.
- Borchgrevink, H. M. (2003). Does health promotion work in relation to noise? *Noise & Health*, 5(18), 25–30. doi:NO_DOI
- Bovenzi, M. (1996). Low back pain disorders and exposure to whole-body vibration in the workplace. *Seminars in Perinatology*, 20(1), 38–53.
- Bovenzi, M. (2010). A longitudinal study of low back pain and daily vibration exposure in professional drivers. *Industrial Health*, 48(5), 584–595.
- Bovenzi, M., & Hulshof, C. T. (1999). An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole-body vibration and low back pain (1986-1997). *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 72(6), 351–365.
- Brukner, P., in Khan, K. (2007). *Clinical Sports Medicine 3E*. McGraw-Hill Education (India) Pvt Limited.

Calais-Germain, B. (2007). *Anatomija gibanja: uvod v analizo telesnih tehnik*. Ljubljana: Zavod EMANAT.

Cardinale, M., & Pope, M. H. (2003). The effects of whole body vibration on humans: dangerous or advantageous? *Acta Physiologica Hungarica*, 90(3), 195–206. doi:10.1556/APhysiol.90.2003.3.2

Cheung, J. T.-M., Zhang, M., & Chow, D. H.-K. (2003). Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(9), 790–799.

Dorrian, J., Hussey, F., & Dawson, D. (2007). Train driving efficiency and safety: examining the cost of fatigue. *Journal of Sleep Research*, 16(1), 1–11. doi:10.1111/j.1365-2869.2007.00563.x

Dorrian, J., Roach, G. D., Fletcher, A., & Dawson, D. (2007). Simulated train driving: fatigue, self-awareness and cognitive disengagement. *Applied Ergonomics*, 38(2), 155–166. doi:10.1016/j.apergo.2006.03.006

Drake, R. L., Vogl, W., in Mitchell, A. W. M. (2005). *Gray's Anatomy for students*. Elsevier Churchill Livingstone.

Ellis, A., & Bennett, D. L. H. (2013). Neuroinflammation and the generation of neuropathic pain. *British Journal of Anaesthesia*, 111(1), 26–37. doi:10.1093/bja/aet128

Essendrop, M., Andersen, T. B., & Schibye, B. (2002). Increase in spinal stability obtained at levels of intra-abdominal pressure and back muscle activity realistic to work situations. *Applied Ergonomics*, 33(5), 471–476.

Geisser, M. E., Wiggert, E. A., Haig, A. J., & Colwell, M. O. (2005). A randomized, controlled trial of manual therapy and specific adjuvant exercise for chronic low back pain. *The Clinical Journal of Pain*, 21(6), 463–470.

Gibbons, S. G., & Comerford, M. J. (2001). Strength versus stability: Part 1: Concept and terms. *Orthopaedic Division Review*, 21-27.

Griffin, M. J. (2004). *Handbook of human vibration*. Elsevier Academic Press.

- Häggmark, T., & Thorstensson, A. (1979). Fibre types in human abdominal muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, 107(4), 319–325. doi:10.1111/j.1748-1716.1979.tb06482.x
- Hall, S. J. (2000). *Basic Biomechanics with Dynamic Human and Powerweb: Health and Human Performance*. McGraw-Hill Higher Education.
- Harrison, D. D., Harrison, S. O., Croft, A. C., Harrison, D. E., & Troyanovich, S. J. (1999). Sitting biomechanics part I: review of the literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22(9), 594–609.
- Harrison, D. D., Harrison, S. O., Croft, A. C., Harrison, D. E., & Troyanovich, S. J. (2000). Sitting biomechanics, part II: optimal car driver's seat and optimal driver's spinal model. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 23(1), 37–47.
- Heneweer, H., Vanhees, L., & Picavet, H. S. J. (2009). Physical activity and low back pain: a U-shaped relation? *Pain*, 143(1-2), 21–25. doi:10.1016/j.pain.2008.12.033
- Hesterberg, T. W., Bunn, W. B., Chase, G. R., Valberg, P. A., Slavin, T. J., Lapin, C. A., & Hart, G. A. (2006). A critical assessment of studies on the carcinogenic potential of diesel exhaust. *Critical Reviews in Toxicology*, 36(9), 727–776. doi:10.1080/10408440600908821
- Hodges, P. W. (1999). Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Therapy*, 4(2), 74–86. doi:10.1054/math.1999.0169
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1999). Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(9), 1005–1012.
- Hodges, P. W., Eriksson, A. E. M., Shirley, D., & Gandevia, S. C. (2005). Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 38(9), 1873–1880. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.08.016

- Hoogendoorn, W. E., van Poppel, M. N., Bongers, P. M., Koes, B. W., & Bouter, L. M. (1999). Physical load during work and leisure time as risk factors for back pain. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 25(5), 387–403.
- Hoy, D., Bain, C., Williams, G., March, L., Brooks, P., Blyth, F., ... Buchbinder, R. (2012). A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis and Rheumatism*, 64(6), 2028–2037. doi:10.1002/art.34347
- Iencean, S. M. (2000). Lumbar intervertebral disc herniation following experimental intradiscal pressure increase. *Acta Neurochirurgica*, 142(6), 669–676.
- Jans, M. P., Proper, K. I., & Hildebrandt, V. H. (2007). Sedentary behavior in Dutch workers: differences between occupations and business sectors. *American Journal of Preventive Medicine*, 33(6), 450–454. <http://doi.org/10.1016/j.amepre.2007.07.033>
- Jay, S. M., Dawson, D., & Lamond, N. (2006). Train drivers' sleep quality and quantity during extended relay operations. *Chronobiology International*, 23(6), 1241–1252. doi:10.1080/07420520601083409
- Johanning, E., Fischer, S., Christ, E., Göres, B., & Landsbergis, P. (2002). Whole-body vibration exposure study in U.S. railroad locomotives--an ergonomic risk assessment. *AIHA Journal: A Journal for the Science of Occupational and Environmental Health and Safety*, 63(4), 439–446.
- Johnson, D. A., & Nève, M. (2001). Analysis of possible lower lumbar strains caused by the structural properties of automobile seats: a review of some recent technical literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 24(9), 582–588. doi:10.1067/mmt.2001.118984
- Kahle, W., in Frotscher, M. (2003). *Color Atlas of Human Anatomy, Vol. 1: Locomotor System [5. izd.]*. Stuttgart, New York: GeorgThieme Verlag.
- Kahle, W., Leonhardt, H., in Platzer, W. (1992). *Color Atlas/Text of Human Anatomy, Vol.3: Nervous System and Sensory Organs [4. izd.]*. Stuttgart, New York: GeorgThieme Verlag.

- Kandel, E., Schwartz, J. H., Jessell, T. M., Siegelbaum, S. A., in Hudspeth, A. J. (2013). *Principles of Neural Science: Fifth edition*. New York: McGraw-Hill.
- Kelsey, J. L., Golden, A. L., & Mundt, D. J. (1990). Low back pain/prolapsed lumbar intervertebral disc. *Rheumatic Diseases Clinics of North America*, 16(3), 699–716.
- Li, F. (2014). The effects of Tai Ji Quan training on limits of stability in older adults. *Clinical Interventions in Aging*, 9, 1261–1268. <http://doi.org/10.2147/CIA.S65823>
- Li, G., & Haslegrave, C. M. (1999). Seated work postures for manual, visual and combined tasks. *Ergonomics*, 42(8), 1060–1086. <http://doi.org/10.1080/001401399185144>
- Link, C. S., Nicholson, G. G., Shaddeau, S. A., Birch, R., & Gossman, M. R. (1990). Lumbar curvature in standing and sitting in two types of chairs: relationship of hamstring and hip flexor muscle length. *Physical Therapy*, 70(10), 611–618.
- Lis, A. M., Black, K. M., Korn, H., & Nordin, M. (2007). Association between sitting and occupational LBP. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 16(2), 283–298. doi:10.1007/s00586-006-0143-7
- Liuke, M., Solovieva, S., Lamminen, A., Luoma, K., Leino-Arjas, P., Luukkonen, R., & Riihimäki, H. (2005). Disc degeneration of the lumbar spine in relation to overweight. *International Journal of Obesity* (2005), 29(8), 903–908. doi:10.1038/sj.ijo.0802974
- Lyons, J. (2002). Factors contributing to low back pain among professional drivers: a review of current literature and possible ergonomic controls. *Work (Reading, Mass.)*, 19(1), 95–102.
- Magnusson, M. L., Pope, M. H., Wilder, D. G., & Areskoug, B. (1996). Are occupational drivers at an increased risk for developing musculoskeletal disorders? *Spine*, 21(6), 710–717.
- Martini, F. H. (2006). *Fundamentals of Anatomy and Physiology. Seventh edition*. Pearson Education, Benjamin Cummings. 1301 Sansome St., San Francisco, CA 94111.
- McArdle, W. D., Katch, F. I. & Katch, V. L. (2010). *Exercise Physiology: nutrition, energy and human performance. Seventh edition*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA 19106.

- McGill, S. (2007). *Low Back Disorders: Evidence-Based Prevention and Rehabilitation. Second edition.* United States of America: Human Kinetics.
- McGill, S. M., & Brown, S. (1992). Creep response of the lumbar spine to prolonged full flexion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 7(1), 43–46. doi:10.1016/0268-0033(92)90007-Q
- Melzer, I., Benjuya, N., Kaplanski, J., & Alexander, N. (2009). Association between ankle muscle strength and limit of stability in older adults. *Age and Ageing*, 38(1), 119–123. <http://doi.org/10.1093/ageing/afn249>
- Moseley, G. L., Hodges, P. W., & Gandevia, S. C. (2002). Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine*, 27(2), E29–36.
- Murtezani, A., Ibraimi, Z., Sllamniku, S., Osmani, T., & Sherifi, S. (2011). Prevalence and risk factors for low back pain in industrial workers. *Folia Medica*, 53(3), 68–74.
- Nordenson, I., Mild, K. H., Järventaus, H., Hirvonen, A., Sandström, M., Wilén, J., ... Norppa, H. (2001). Chromosomal aberrations in peripheral lymphocytes of train engine drivers. *Bioelectromagnetics*, 22(5), 306–315.
- Ombregt, L., Bisschop, P., in ter Veer, H. J. (2003). *A System of Orthopaedic Medicine.* Elsevier Health Sciences UK.
- Oullier, O., Kavounoudias, A., Duclos, C., Albert, F., Roll, J.-P., & Roll, R. (2009). Countering postural posteffects following prolonged exposure to whole-body vibration: a sensorimotor treatment. *European Journal of Applied Physiology*, 105(2), 235–245. doi:10.1007/s00421-008-0894-4
- Panjabi, M. M. (2006). A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 15(5), 668–676. doi:10.1007/s00586-005-0925-3
- Périlleux, E., Anselme, B., in Richard, D. (1999). *Biologija človeka: Anatomija, fiziologija, zdravje.* DZS, Ljubljana.

- Pickerill, M. L., & Harter, R. A. (2011). Validity and reliability of limits-of-stability testing: a comparison of 2 postural stability evaluation devices. *Journal of Athletic Training, 46*(6), 600–606.
- Pocock, G., in Richards, C. D. (2004). *Human Physiology. The Basis of Medicine. Second edition*. Oxford University Press. Great Clarendon Street, Oxford OX2 6DP.
- Pope, M. H., & Hansson, T. H. (1992). Vibration of the spine and low back pain. *Clinical Orthopaedics and Related Research, (279)*, 49–59.
- Pope, M. H., Magnusson, M., & Wilder, D. G. (1998). Kappa Delta Award. Low back pain and whole body vibration. *Clinical Orthopaedics and Related Research, (354)*, 241–248.
- Pope, M. H., Wilder, D. G., Jorneus, L., Broman, H., Svensson, M., & Andersson, G. (1987). The response of the seated human to sinusoidal vibration and impact. *Journal of Biomechanical Engineering, 109*(4), 279–284.
- Pronk, A., Coble, J., & Stewart, P. A. (2009). Occupational exposure to diesel engine exhaust: a literature review. *Journal of Exposure Science & Environmental Epidemiology, 19*(5), 443–457. doi:10.1038/jes.2009.21
- 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.
- Rittweger, J., Just, K., Kautzsch, K., Reeg, P., & Felsenberg, D. (2002). Treatment of chronic lower back pain with lumbar extension and whole-body vibration exercise: a randomized controlled trial. *Spine, 27*(17), 1829–1834.
- Rogač, V. (2014). *Povezanost jakosti in samodejnih stabilizacijskih odzivov mišic trupa*. Diplomaska naloga. Koper: Univerza na Primorskem, Fakulteta za matematiko, naravoslovje in informacijske tehnologije.

- Roll, J. P., Martin, B., Gauthier, G. M., & Mussa Ivaldi, F. (1980). Effects of whole-body vibration on spinal reflexes in man. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 51(11), 1227–1233.
- Rožanec, B. (2009); *Ergonomsko oblikovanje delovnega mesta*. Diplomaska naloga. Univerza v Ljubljani, Fakulteta za upravo.
- Röösli, M., Lörtscher, M., Egger, M., Pfluger, D., Schreier, N., Lörtscher, E., ... Minder, C. (2007). Mortality from neurodegenerative disease and exposure to extremely low-frequency magnetic fields: 31 years of observations on Swiss railway employees. *Neuroepidemiology*, 28(4), 197–206. doi:10.1159/000108111
- Rugelj, D., Tomšič, M., & Sevšek, F. (2013). Do fallers and nonfallers equally benefit from balance specific exercise program? A pilot study. *BioMed Research International*, 2013, 753298. <http://doi.org/10.1155/2013/753298>
- Schmidt, C. O., Raspe, H., Pflingsten, M., Hasenbring, M., Basler, H. D., Eich, W., & Kohlmann, T. (2007). Back pain in the German adult population: prevalence, severity, and sociodemographic correlates in a multiregional survey. *Spine*, 32(18), 2005–2011. doi:10.1097/BRS.0b013e318133fad8
- Solomonow, M. (2006). Sensory-motor control of ligaments and associated neuromuscular disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 16(6), 549–567. doi:10.1016/j.jelekin.2006.08.004
- Solomonow, M., Zhou, B. H., Harris, M., Lu, Y., & Baratta, R. V. (1998). The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. *Spine*, 23(23), 2552–2562.
- Stokes, I. A. F., Gardner-Morse, M. G., & Henry, S. M. (2010). Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: Spinal unloading mechanism. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 25(9), 859–866. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.06.018

- Šarabon, N., Košak, R., Fajon, M, in Drakslar, J. (2005). Nepravilnosti telesne drže – mehanizmi nastanka in predlogi za korektivno vadbo. *Šport*, 35(1), 35-41.
- Šarabon, N., in Voglar, M. (2014). *Bolečina v spodnjem delu hrbta: struktura, funkcija, ergonomija in gibalna terapija*. [1. izd.]. Univerza na Primorskem, Inštitut Andrej Marušič, Koper.
- Šarabon, N., Voglar, M., Panjan, A., in Fonda, B. (2013). *Merilni sistem za vrednotenje živčno-mišičnih funkcij trupa: tehnični razvoj in študija primera*. *Šport*, letnik 61, št. 3/4 (2013), str. 68-73.
- Takala, E.-P., Korhonen, I., & Viikari-Juntura, E. (1997). Postural sway and stepping response among working population: reproducibility, long-term stability, and associations with symptoms of the low back. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 12(7-8), 429–437.
- Thorstensson, A., & Carlson, H. (1987). Fibre types in human lumbar back muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, 131(2), 195–202. doi:10.1111/j.1748-1716.1987.tb08226.x
- Tiemessen, I. J. H., Hulshof, C. T. J., & Frings-Dresen, M. H. W. (2007). The development of an intervention programme to reduce whole-body vibration exposure at work induced by a change in behaviour: a study protocol. *BMC Public Health*, 7, 329. doi:10.1186/1471-2458-7-329
- Tissot, F., Messing, K., & Stock, S. (2009). Studying the relationship between low back pain and working postures among those who stand and those who sit most of the working day. *Ergonomics*, 52(11), 1402–1418. <http://doi.org/10.1080/00140130903141204>
- Udo, H., Fujimura, M., & Yoshinaga, F. (1999). The effect of a tilting seat on back, lower back and legs during sitting work. *Industrial Health*, 37(4), 369–381.
- Vandelanotte, C., Duncan, M. J., Short, C., Rockloff, M., Ronan, K., Happell, B., & Di Milia, L. (2013). Associations between occupational indicators and total, work-based and leisure-time sitting: a cross-sectional study. *BMC Public Health*, 13, 1110. <http://doi.org/10.1186/1471-2458-13-1110>

- Voglar, M. (2012). *Ponovljivost samodejnih aktivacijskih vzorcev mišic trupa izzvanih z različnimi nenadnimi mehanskimi motnjami*. Magistrsko delo. Koper: Univerza na Primorskem, Fakulteta za matematiko, naravoslovje in informacijske tehnologije.
- Wenig, C. M., Schmidt, C. O., Kohlmann, T., & Schweikert, B. (2009). Costs of back pain in Germany. *European Journal of Pain (London, England)*, 13(3), 280–286. doi:10.1016/j.ejpain.2008.04.005
- Wilder, D. G., Aleksiev, A. R., Magnusson, M. L., Pope, M. H., Spratt, K. F., & Goel, V. K. (1996). Muscular response to sudden load. A tool to evaluate fatigue and rehabilitation. *Spine*, 21(22), 2628–2639.
- Wilder, D. G., Pope, M. H., & Magnusson, M. (1996). Mechanical stress reduction during seated jolt/vibration exposure. *Seminars in Perinatology*, 20(1), 54–60.
- Zakon o varnosti in zdravju pri delu. Ur.l. RS, št.43/2011
- Zdrengea, D., Poantă, L., & Gaita, D. (2005). Cardiovascular risk factors and risk behaviors in railway workers. Professional stress and cardiovascular risk. *Romanian Journal of Internal Medicine = Revue Roumaine De Médecine Interne*, 43(1-2), 49–59.